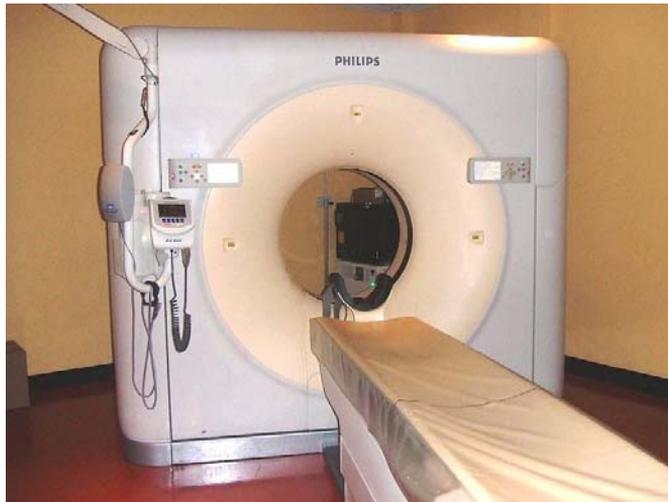




국제방사선방호위원회 간행물 102

다행검출기 전산화단층촬영(MDCT)에서 환자선량 관리

Managing Patient Dose in Multi-Detector
Computed Tomography(MDCT)



한양대학교
방사선안전신기술연구센터

표지 그림

전형적인 64-MDCT(Philips, model Brilliance) 외관

사진 자료원: Wikipedia

ICRP Publication 102

**다행검출기
전산화단층촬영(MDCT)에서
환자선량 관리**

**Managing Patient Dose in Multi-Detector
Computed Tomography(MDCT)**

ICRP 승인: 2007년 3월

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은
ICRP의 허락(2008년 8월)을 받았으며
ICRP 정신에 따라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회

ICRP연보

목표와 범위

국제방사선방호위원회(ICRP)는 전리방사선에 대한 방호 분야의 일차 기관이다. ICRP는 공공의 이익을 위해 방사선방호 과학을 발전시키도록 1928년 국제방사선의학회에 의해 설립되었으며 자선단체로 등록되어 있는 독립적인 비정부기구의 형태이다. ICRP는 의료, 일반 산업, 원자력 산업에서 널리 사용되는 인공 방사선원과 천연 방사선원으로부터 오는 전리방사선에 대한 방호에 관한 권고와 지침을 제공한다. 이들 보고서와 권고는 "ICRP연보Annals of the ICRP"라는 학술잡지 형태로 ICRP를 대신하여 연간 4호가 발간된다. 매호마다 특정 주제분야에 대해 깊이 있게 다룬다.

ICRP연보 정기구독자는 매 보고서가 발간되는 즉시 받아보아 방사선방호라는 중요 분야의 최신 발전을 따라갈 수 있다. 많은 독자가 ICRP 보고서와 권고 모두를 얻기를 바라고 있지만 각자의 관심분야에 해당되는 보고서만 희망하는 개인이나 기관을 위해 단일 간행물도 개별적으로 구입할 수 있다. 필요한 독자는 서적판매상, 구독청구 대리인, 또는 직접 출판사를 통해 구입할 수 있다.

ICRP는 본위원회와 5개 상설 분과위원회(방사선 영향, 선량, 의료방사선 방호, ICRP 권고 적용, 환경보호)로 구성되고 작은 과학간사 조직이 모두를 지원한다. 본위원회는 12인의 위원과 위원장으로 구성된다. 분과위원회는 통상 15~20명의 위원으로 구성된다. 현 위원들의 많은 수가 생물학자와 의사이지만 물리학자도 충분히 포함된다.

ICRP는 아이디어를 개발하는 데는 작업반Working Party을, 나아가 보고서를 작성하는 데에는 작업그룹Task Group을 운용하는 방식을 따른다. 작업그룹 그룹장은 통상 ICRP 분과위원이 맡으며 ICRP 밖의 많은 전문가가 그룹에 합류된다. 따라서 ICRP는 방사선방호 여러 분야 전문가의 독립적 국제 네트워크로 볼 수도 있다. 약 100명의 저명한 과학자가 항상 ICRP 업무에 적극적으로 참여한다. 작업그룹에게는 여러 주제에 대한 문서를 초안할 책임이 부과되며 마련된 초안은 본위원회의 검토를 거쳐 승인을 받는다. 이러한 문서들이 ICRP연보로 발간된다.

국제방사선방호위원회(ICRP)

위원장: Dr. L-E. Holm. Swedish Radiation Protection Authority(SSI), Stockholm, Sweden

부위원장: Dr. R. Cox. Health Protection Agency, Didcot, UK

과학간사: Dr. J. Valentin. ICRP, Sweden. E-mail: scient.secretary@icrp.org

본위원회 위원

J.D. Boice Jr. MD, USA

C. Cousins. Cambridge, UK

J. Lee. Seoul, Korea

C.B. Meinhold*. MD, USA

Z. Pan. Beijing, China

R.J. Preston. NC, USA

N. Shandala. Moscow, Russia

C. Streffer. Essen, Germany

* 명예위원

R.H. Clarke.* Hampshire, UK

A.J. Ganzalez. Vienna, Austria

B. Lindell*.Stockholm, Sweden

F.A. Mettler Jr.* NM, USA

R.J. Pentreath. Cornwall, UK

Y. Sasaki. Tokyo, Japan

W.K. Sinclair.* CA, USA

A. Sugier. Paris, France

역사 서문

전산화단층촬영(CT) 기술은 “CT 무어법칙”으로 불릴 만큼 빠르게 발전해 왔다. 1970년대 후반 CT 스캐너가 처음으로 보급되기 시작하던 시기에 한 장의 단층 영상을 얻는데 소요되는 시간이 5~6초 정도였는데 10년 뒤 나선CT가 보급되면서 1초 수준으로 줄었다. 다시 10년이 지난 1990년대 말에는 성능이 향상된 컴퓨터와 함께 MDCT의 초기 버전인 4-MDCT가 보급되기 시작했는데, 이로써 1초에 8장의 단층영상을 얻을 수 있게 되었다. 불과 몇 년 후인 2000년대 초에 16-MDCT가 보급되어 성능이 다시 4배 이상 높아져 이 16-MDCT 모델이 현재 대부분의 병원에서 주된 CT 스캐너로 사용되고 있다. 2005년에는 64-MDCT가 보급되기 시작하였는데 이 첨단 CT 스캐너는 1초에 12 cm 정도를 스캔할 수 있어 머리를 포함한 몸통 전체를 촬영하더라도 10초 남짓 걸린다. 나아가 256-MDCT 시제품도 이미 개발된 상태이다. 해상도를 포함한 영상의 품질도 초기와는 비교되지 않을 정도로 높아졌다.

속도의 향상 덕분에 이제 CT는 빠르게 수축과 이완을 반복하는 심장에 대해서도 심전도계 신호와 동조를 통해 훌륭한 정지 영상을 제공할 수 있게 되었고, 체내에서 움직이는 장기나 물질에 대해 실시간 투시영상도 제공한다. 해상도가 높아지고 영상처리 기법이 발전함에 따라 단층 영상뿐만 아니라 3차원 입체 영상도 재구성할 수 있게 되었다. 이를 통해 혈관조영술에 직접 적용이 가능해졌고 자유시점 표면영상 구현 기법을 통해 소화관, 요로, 혈관 등의 내부를 관찰하는 가상내시경 기술도 임상적용이 가능한 수준에 이미 이르렀다. 최근에는 두선원 CT(DSCT)도 개발되어 관심체적의 물질 성분에 대한 상당한 정보까지 얻고 있다. 요컨대 이제 MDCT는 고품질의 진단정보를 제공하는 현대 의료기기를 대표하는 위치에 서있다.

고가의 진단기기인 CT 스캐너가 국내의 임상 현장에 사용되기 시작한 초기에는 비용부담 때문에 환자가 CT촬영을 회피하는 경우도 많았으나 MDCT가 보편적으로 사용되고 있는 현재는 소득 대비 비용이 상대적으로 낮아졌다. 게다가 질환과 관계되는 CT 촬영은 건강보험 급여 대상이 되면서 CT 촬영빈도가 크게 증가하였다. 2004년을 기준으로 건강보험 급여 통계로부터 추산한 우리 국민의 CT 촬영 빈도는 연간 180만 건에 달했다.

CT 촬영으로 인한 환자의 선량은 촬영부위와 범위에 따라 달라진다. 몸통부위 촬영에서는 유효선량으로 나타내어 환자가 5~15 mSv를 피폭한다. 복부나 골반 촬영에서 상대적으로 많은 선량을 받는다. 원자력발전소 방사선작업종사자 중에서 상대적으로 많이 피폭하는 종사자의 1년간 선량이 평균 4 mSv 수준임과

비교하면 CT 선량에 주목할 이유를 확인할 수 있다.

신체 부위별로 우리 국민이 연간 촬영하는 CT 빈도와 절차 당 환자가 받는 선량(평균적 명목치)을 곱하여 합산하면 CT로 인해 받는 국민 방사선량을 평가할 수 있다. 역자가 교육과학기술부 연구사업의 일환으로 평가한 우리 국민의 연간 CT 선량은 2004년 기준으로 약 1만 man-Sv에 달한다. 같은 기간에 국내에서 원자력발전소, 병원, 학교, 산업체 등에서 방사선을 사용하는 방사선작업종사자 6만여 명의 총 직무피폭은 90 man-Sv에 불과하다. 달리 말하면 우리 국민이 CT촬영만으로 받는 방사선 피폭량이 모든 방사선작업종사자의 피폭량의 100배 이상이다. 더욱이 전술한 바와 같이 CT촬영 빈도는 빠르게 늘어나고 있다.

같은 목적의 진단에서도 환자 체격이 다르면 촬영 프로토콜이 달라져 선량도 달라진다. 동일한 환자라도 의료기관에 따라 촬영 프로토콜을 달리 적용하면 선량에 차이가 난다. 1회 촬영으로 받는 환자선량이 상당히 높기 때문에 촬영에서 환자선량을 감축하기 위해 약간 노력하면 유의하게 선량을 줄일 수 있다. CT 선량을 1%만 감축하면 우리나라 모든 방사선작업종사자의 총 선량만큼 국민 방사선량을 절감하는 셈이 된다. 촬영 의뢰자와 촬영자의 노력 정도에 따라 수십%까지 선량을 감축할 수 있기에 이러한 노력에 큰 가치를 부여할 수 있다. 이 보고서가 MDCT에서 환자선량 감축을 주제로 삼고 있는 이유이다. ICRP는 몇 년 전에 CT에서 환자선량관리에 관한 보고서로 ICRP 87을 발간한 바 있지만 이 새 보고서는 빠르게 발전한 CT 기술환경을 반영하기 위한 것이다.

의료피폭은 일반 직무피폭과는 달라서 반드시 필요하다면 10 mSv가 아니라 그 보다 더 높은 선량도 감수할 수밖에 없다. 그러나 주어진 진료목적을 달성하면서 환자의 선량을 감축할 수 있다면 그러한 노력을 게을리 하지 말아야 함을 위 사례로 알 수 있다. CT에서 환자선량은 스캐너를 공급하는 제작사의 기술진으로부터, 촬영을 의뢰하는 의사, 촬영하는 기사, 촬영한 영상을 판독하는 의료영상학 의사까지 관련된 모든 사람들이 환자선량 감축에 얼마나 주의를 기울이는가에 달려있다. 특히 촬영을 의뢰하는 의사는 CT를 생략할 수 없는지 다시 한번 확인할 필요가 있다. 이 번역물이 CT에 관계하는 의사나 기술자가 환자보호에 보다 높은 관심을 가지는 데 조금이나마 도움이 되었으면 한다.

2008년 8월

이 재 기

국제방사선방호위원회 위원

서문

여러 해 동안 국제방사선방호위원회(ICRP)는 의료에서 방사선 방호와 안전에 관해 조언하는 많은 보고서를 발간해 왔다. ICRP 간행물 73은 이 분야의 일반적 개괄이다. 이들 보고서들은 방사선방호에 대한 일반원칙을 요약하고 의료와 의생명 연구에서 전리방사선의 다양한 이용에 이러한 원칙을 적용함에 조언을 제공한다.

대부분의 기존 보고서는 일반적 특성에 관한 것이다. 근래에 ICRP는 어려움이 예상되는 몇몇 구체적 상황에 초점을 맞추기 시작했다. 이 방향으로 첫발은 1997년 9월 영국 옥스퍼드에서 열린 ICRP 회의에서 채택되었다. 당시, 제3분과위원회의 요청에 따라 ICRP는 의료방사선 방호에 관한 문제 주제에 관한 보고서를 발간하기 위한 여러 작업그룹을 설치하였다. ICRP는 문제가 되는 영역에 관한 보고서가 일상 업무에서 직접적으로 관련된 사람들의 접근이 용이한 방향으로 기술되고, 또 그 보고서가 널리 파급되도록 노력을 경주하고 있다.

이러한 여러 보고서가 ICRP 간행물 84, 85, 86, 87, 93, 94, 97, 98 및 보조지침 2로 출간되어 있다. 이 보고서는 이러한 집약적이고 초점을 맞춘 문서 시리즈를 이어 간다. 추가로 여러 조언 보고서가 준비 중이다.

2000년에 발간된 ICRP 87이 “CT에서 환자선량 관리”를 다룬 바 있다. 그 보고서의 몇 줄에서 다행검출기CT(MDCT)를 언급하였으나 당시에는 그 기술이 개발단계에 있어서 MDCT에서 선량관리 경험이 거의 없었다. 2005년경에 상황이 완전히 변했는데 MDCT가 기존 CT장치를 신속히 대체해 나가게 되었다. 2005년 9월 스위스 Bern에서 열린 ICRP 회의에서 MDCT에서 선량관리에 관한 작업반을 발족시켰다. 사업계획은 이 새롭고 신속한 기술의 보급 확산과 이어질 새로운 임상적용을 고려하여 MDCT에서 특정된 변수가 환자선량을 체계적으로 증가 또는 감소시킴에 대해 논의하는 것이었다. 빠른 시간 내에 보고서를 준비하도록 작업그룹에게 요청하였다.

작업그룹 위원은 다음과 같다.

M.M. Rehani(반장)

M. Karla

C. McCollough

H.D. Nagel

교신위원은 다음과 같다.

L. Collins

W. Kalender

이 보고서를 준비하는 기간의 ICRP 제3분과위 위원은 다음과 같다.

C. Cousins(위원장)	J.-M. Cosset	I. Gusev
Y. Li	J. Liniecki(부위원장)	P. Ortiz Lopez
S. Mattson	L.V. Pinillos-Ashton	M.M. Rehani
H. Ringertz	M. Rosenstein	C. Sharp
E. Vano(간사)	Y. Yonekura	

이 보고서는 위에서 설명한 목적을 추구한다. 그러한 목적에 최대한 유용하도록 보고서의 형식을 ICRP 연보로 발간되는 ICRP 간행물의 통상적 형식과 약간 다르게 했다.

이 보고서는 2007년 3월 독일 에센 ICRP 회의에서 발간을 승인받았다.

요지

다행검출기 전산화단층촬영(MDCT)에서 환자선량 관리

ICRP 간행물 102

ICRP 승인: 2007년 3월

요지-다중 검출기배열의 수가 증가함에 따라 근년에 전산화단층촬영(CT) 기술이 크게 변화했다. 다행검출기 전산화단층촬영(MDCT) 스캐너에는 이전의 외행검출기 전산화단층촬영(SDCT)에 비해 환자선량을 계통적으로 증가 또는 감소시키는 여러 변수가 있다. 이 문서는 MDCT 기술, SDCT와 차이와 선량에 영향을 미치는 인자를 포함하여 MDCT에서 방사선량, 방사선 위험, 그리고 환자선량 관리의 책임에 대해 개괄적으로 살핀다. 이 문서는 사용자가 환자선량과 영상품질 사이의 관계를 이해하고, CT에서 영상품질이 진단 확신에 요구되는 수준보다 높은 경우가 많음에 주의할 필요가 있음을 권고한다. 자동노출조절(AEC)도 스캔 변수 선택으로부터 운전자를 완전히 해방시키지는 않으며, 각개 시스템에 대해 유의하는 것이 중요하다. 스캔 프로토콜은 다른 제작사 스캐너들 사이에 단순히 이전 가능하지 않으며 따라서 각 MDCT에 맞게 결정해야 한다. 사용자가 영상품을 적절히 명시하고 임상업무에 바르게 맞추면 대부분 환자에게서 선량이 줄어들 것이다. 어떤 변수는 그 이해가 직관적이지 않고 AEC시스템에서 영상품질 변수 값의 선택도 단순하지는 않다. 선량관리를 예시하기 위해 임상상황에 대한 몇몇 예를 보였는데 가슴 검사, 관상동맥 칼슘 정량 및 비침습적 관상동맥조영술을 위한 심장 검사, 가상 대장내시경, 요로, 아동, 임신환자, 외상 증례에 대한 CT검사, CT 안내 중재방사선을 포함한다. CT는 계속 증가하여 전통적 X선 연구를 대체하고 있으며 환자선량에 주의 깊은 배려가 필요하다. 특히 재검이나 중복 검사에 주의해야 한다.

중심어: 영상품질, 환자선량, 전산화단층촬영(CT), 방사선방호, 정당화, AEC

이득과 비용, 그 항구적 균형

다행검출기 전산화단층촬영(MDCT) 시대에 환자가 받는 선량에 관한 이 ICRP 간행물은 매우 시의적절하다. 원래의 단일 슬라이스 CT기계에 비해 환자 선량을 높이거나 낮추는 MDCT의 고유한 변수들을 CT에 종사하는 모든 사람이 잘 이해하는 것은 아니다. 이 보고서는 자동노출조절을 포함한 여러 기술적 방안들을 잘 다루고 있다. 모든 의료기관은 합리적인 방사선 부담으로 진단차원에서 적절한 영상을 생산할 수 있게 하는 여러 프로토콜에 합의의를 이루어야 한다. 그래서 보고서는 사용자가 영상정책을 명시하고 임상업무에 적절히 조화시켜야 함을 강조하고 있다. 폐의 소결절 검출과 같은 특정 임상조건에서는 환자가료에 실질적인 손해가 없으면서 방사선을 상당히 줄일 수 있다. 마찬가지로 소아과 진료나 임신 중 영상화 요구에 대해서도 선량을 획기적으로 감축하여 다룰 수 있다. 최근 CT 가상대장내시경에서 조그만 병소에 대해서는 크게 걱정하지 않아도 좋다는 충분한 근거가 있는데(Pickhardt 등 2007) 이것은 낮은 선량 프로토콜을 보다 자신 있게 채택할 수 있게 할 것이다.

CT는 전리방사선으로 환자를 검사하는 탁월한 방식이다. 새로운 MDCT시스템이 제공하는 다용도성 덕분에 MDCT가 환자의 임상검사를 빠르게 대체하고 있다. 예를 들면 급성 복부증상에 대해 단순 복부 투과사진은 안전하게 폐기될 수 있고 전체 환자분류가 이제 종종 CT 소견에 따르기도 한다(퇴원, 입원, 관찰, 수술 - Ng 등 2002 참조). CT의 성장은 매우 빨라서 3억 인구의 미국에서 연간 7천5백만건의 CT가 수행되고 있다. 실제로 CT는 요로조영술IVU, 바륨관장, 많은 부분의 혈관조영진단을 대체했다. 몇 년 안에 호흡곤란 환자의 가슴 X선도 낮은 선량 CT로 대체될 수 있다.

방사선의학자는 흉부방사선영상CXR 해석에 숙련도를 덜 필요로 한다. PA 흉부영상에서 애매한 소견이 있는 거의 모든 환자에게 측면 촬영을 수행하는 경우는 이제 보편적이지 않으며 CT를 의뢰한다. CXR이 확연히 비정상인 경우에도 그 비정상 상태를 규명하기 위해 CT가 필요하다. 나아가 스카우트영상/방사선계측사진scannogram/디지털 촬영 방사선영상이 일정 특성(폐 근거, 뼈 등)의 CXR 영상품질에 도전하고 있다. 이러한 이유들 때문에 보건산업에 종사하는 모든 사람들에게 방사선 문제를 일깨우는 검토가 필요하다.

CT가 수행되는 절차의 낮은 수에 비해 사회에 주는 방사선 부담이 높음을 많은 사람들이 지적해 왔는데 특히 소아 절차에서 더욱 그러하다. 그래서 소아나

청소년 또는 임신 환자의 CT절차가 의뢰할 때마다 임상적 의문에 대해 전리방사선을 사용하지 않는 기법으로 답을 얻을 수 있는지를 생각해야 한다. 소아에 대해서는 가능하다면 초음파나 자기공명법을 이용해야 한다. 성인절차에서도 요추 CT는 회피해야 한다. 비록 두 에너지 X선분석DEXA 기법으로 훨씬 낮은 선량에서 검사할 수도 있지만 뼈의 미네랄 정량은 예외의 하나로 본다.

CT가 주어진 임상문제에 대해 최선의 조사인 것으로 지침(RCR 2007)에서 권고하고 있는 경우에도 방사선량을 낮추는 여러 가지 거래기법들이 있다. 대부분의 몸통 CT검사에서 대비강화 없는 시리즈는 지시하지 않는 것으로 널리 이해되고 있는데, 관류연구나 요로촬영은 이 법칙의 명백한 예외가 된다. 대비강화 없이, 조기 동맥, 후기 동맥, 조기 문맥, 후기 문맥, 지연 영상화를 필요로 하는 모든 기법은 매우 높은 선량으로 이어진다(Dixon과 Goldstone 2002). 그러므로 그러한 반복되는 절차는 특별히 예외적인 상황에만 사용되어야 한다. 실제로 거의 모든 임상적 의문은 대체로 많아야 2회 정도 절차로서 답을 찾을 수 있다.

특정 구체적 의문(위에서 언급한 폐 소결절처럼)에 대해 방사선량을 낮추는 것이 가능한 한편으로는, 진단정보가 아직 없을 수 있는 최초 진단 CT가 낮은 선량 변수로 수행되어야 하는지는 갈등이 있다. CT의 본질적인 장점 하나는 다양한 조직(뼈, 근육, 내장 등)에 대해 총체적 데이터 세트가 획득되어 총 정보를 제공한다는 점이다. 환자의 입원기간 중 제기될 수 있는 구체적 의문에 대한 답을 찾기 위해 후일 이 데이터 세트를 재조사할 수도 있다.

예를 들면 만약 최초 의문이 “유육종증(sarcoidosis)이 의심되는 폐 실질”이었다면 환자가 근거가 되는 악성종양을 가졌을 수 있어 뼈에 대한 정밀조사가 필요할 것이다. 뼈 조직은 낮은 선량 가슴 검사에서는 그렇게 잘 나타나지 않을 수도 있다. 많은 병원이 최초 CT 검사에서 가능한 최다 정보를 얻는 개념을 채택하고 있다. CT 데이터 세트는 후일 여러 사유로 조사할 수 있는 정보은행이다.

실제로 원본 데이터가 저장되어 있다면 폐의 세부, 흉추와 척추관의 시상영상을 보기 위해 특별한 고해상도 알고리즘으로 재해석할 수도 있다. 최초 검사가 포괄적이라면 CT를 다시 하거나 방사선을 수반하는 다른 조사를 생략할 수 있을 것이다. ‘유육종증 의심’ 환자의 예에서 악성으로 판명되었을 때 CT에 의해 포괄적으로 뼈도 검사했다면 핵의학적 뼈 스캔은 필요 없을 수 있다. ‘전신’ CT 스크리닝을 권장하는 센터들은 이 주장을 더욱 확장하고 있다. 방사선량이 높고 나아가 여러 위원회가 징후 없는 환자에 대한 만연된 스크리닝에 반대하고 있음에도 그러한 검사가 증가하고 있다(Dixon 2004). 앞으로 전신 MR 스크리닝이 CT 스크리닝과 벌일 경쟁을 보는 것이 흥미로울 것이다.

이 보고서는 CT에 종사하는 모든 사람들에게 대한 추가적 훈련이 필요함을 강조한다. 여기에는 의학도에게 CT의 선량측면 함의에 대한 바른 교육도 포함된다.

다. CT 검사를 의뢰하는 의사에 대한 계속교육도 필요하다. 무엇보다 CT 검사 변수를 관리하는 CT 기사나 방사선사에 대한 집중적이고 지속적인 교육이 있어야 한다. 의료기관 책임자들은 새로운 CT장비를 구입하는 데는 수십만 달러/유로를 기꺼이 투자하면서도 방사선영상 교육과 의료 계속교육, 또는 CT의 방사선 측면을 감시하는 의학물리 지원에는 투자하지 않으려 한다.

요컨대 이 보고서에 부치는 논설을 쓰게 된 것은 영광이다. 적정 수준 관리자가 적어도 요점 정도는 읽어 보기를 간절히 바란다.

Adrian K. Dixon

참고문헌

- Dixon, A.K., 2004. Whole-body CT health screening. *Br. J. Radiol.*, 77, 370-371.
- Dixon, A.K., Goldstone, K.E., 2002. Abdominal CT and the Euratom Directive. *Eur. Radiol.*, 12,1567-1570.
- Ng, C.S., Watson, C.J., Palmer, C.R., et al., 2002. Evaluation of early abdominopelvic computed tomography in patients with acute abdominal pain of unknown cause: prospective randomised study. *B.M.J.*, 325, 1387-1389.
- RCR, 2007. Making the best use of Radiological Services: guidelines for doctors, MBUR 6th edition. Royal College of Radiologists, London, UK.
- Pickhardt, P.J., Hassan, C., Laghi, A., et al., 2007. Cost-effectiveness of colorectal cancer screening with CT colonography: the impact of not reporting diminutive lesions. *Cancer*, 109, 2213-2221.

목 차

역자 서문	i
서문	iii
요지	v
객원논설	vi
요점	1
용어	3
제1장 MDCT 기술	11
1.1. 배경	11
1.2. MDCT 기술 개요	12
1.3. SDCT와 MDCT의 차이	13
1.4. 개발 중인 기술	16
1.5. 이 보고서의 동기는 무엇인가?	17
1.6. 제1장 참고문헌	18
제2장 MDCT에서 방사선량	21
2.1. 서론	21
2.2. MDCT에서 선량이 다른가? 다르다면 왜 그런가?	22
2.3. SDCT에서 MDCT로 전환에서 사용자 고려는 무엇인가?	23
2.3.1. MDCT에서 선량증가 요인	23
2.4.2. MDCT에서 선량 감소 요인	25
2.4. 선량조사와 진단참조준위	25
2.5. 방사선 위험에 대한 이해	27
2.5.1. 결정론적 위험	27
2.5.2. 확률론적 위험	28
2.6. 환자선량 관리의 책무	29
2.7. 제2장의 참고문헌	30

제3장 어떤 고려와 조치가 환자선량에 영향을 미치는가?	35
3.1. 선량과 영상품질 사이의 타협	35
3.1.1. 영상품질의 일반 지표	35
3.1.2. 영상화 업무마다 상이한 품질수준 요구	36
3.2. 환자선량에 영향을 미치는 기기 및 절차 문제	37
3.2.1. 과역빔	37
3.2.2. 과범위	39
3.2.3. 영상 두께	39
3.3. 환자선량에 영향을 주는 운전자 선택	41
3.3.1. 스캐너 모델과 제작사	42
3.3.2. 관전류(mA)와 관전류노출시간곱(mAs)	43
3.3.3. 영상품질 선택 패러다임	48
3.3.4. 시간적 mA 변조	51
3.4. 관전압(kVp)	51
3.5. 피치, 빔 콜리메이션 및 슬라이스 두께	52
3.6. 스캔 범위와 지시	53
3.7. 시스템 소프트웨어: 영상 재구성, 잡음감축, 금속 인공물 감축 알고리즘	53
3.8. 스캔 획득과 재구성 변수의 수정	54
3.9. 제3장의 참고문헌	55
제4장 임상실제에서 선량관리	61
4.1. 검사의 정당화	61
4.2. 훈련문제	63
4.3. 특정 CT검사의 기술과 선량	63
4.3.1. 가슴 CT	64
4.3.2. 관상동맥 칼슘 정량화 및 비침습성 관상동맥조영술	65
4.3.3. CT 대장내시경	68
4.3.4. 외상 CT	69
4.3.5. 요도 CT	69
4.3.6. CT안내 중재방사선	70
4.3.7. 아동에 대한 CT	70

4.3.8. 임신환자 CT	71
4.4. 향후 방향	72
4.5. 제4장의 참고문헌	73
부록 A. CT에서 선량을 어떻게 표현하나?	79
A.1. CT선량지수(CTDI)	79
A.2. 선량길이곱(DLP)	81
A.3. 장기선량과 유효선량	81
A.4. 선량평가 수단	83
A.5. CT 선량계측의 발전	84
A.6. 부록 A의 참고문헌	84

<역주> 약어

이 보고서에 사용된 약어는 다음과 같다.

ACR: American College of Radiology 미국방사선과대학
ACS: automatic current setting 자동전류설정
AEC: automatic exposure control 자동노출조절
AJR: American Journal of Radiology 미국방사선과학회지
BEIR: Biological Effects of Ionizing Radiation
BMJ: British Medical Journal 영국의학회지
CBCT: cone beam CT 뿔빔CT
CNR: contrast-to-noise ratio 대비잡음비
CT: computed tomography 전산화단층촬영
CTDI: CT dose index CT선량지수
CXR: chest x-ray 가슴X선촬영
DEXA: dual energy X-ray analysis 두 에너지 X선분석
DLP: dose length product 선량길이곱
DSA: differential subtraction angiography 차감혈관조영술
DSCT: dual source CT 두선원CT
EC: European Commission 유럽위원회
ECG: electro-cardiogram 심전도(圖)
HU: Hounsfield unit 하운스필드단위
IAEA: International Atomic Energy Agency 국제원자력기구
ICRP International Commission on Radiological Protection 국제방사선방호위원회
ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements 국제방사선단위측정위원회
IEC: International Electrotechnical Commission 국제전기기술위원회
IVU: intravenous urogram 요로조영술
kVp: kilo-volt peak
MDCT: multi-detector CT 다행검출기CT
MGD: mean glanular dose 평균유선선량
MRI: magnetic resonance imaging 자기공명영상화
MSAD: multiple scan average dose 다수스캔평균선량
PMMA: polymethylmetacrylate
RCR: Royal College of Radiologists 영국 왕립방사선과대학
SDCT: single detector CT 외행검출기CT

요 점

제1장: MDCT기술

- 현대 CT 스캐너는 다행검출기¹⁾를 사용하여 스캔이 빠르고 감당 영역이 넓다.
- 모든 신형 CT시스템은 다행 검출기와 하나 또는 두 개의 X선관으로 구성되며 새로운 선량 감축 수단들이 상용화되어 있다.

제2장: MDCT에서 방사선량

- MDCT에는 SDCT에 비해 환자선량을 계통적으로 증가 또는 감소시키는 여러 특성이 있다.
- 초기 보고에서는 MDCT가 SDCT에 비해 환자선량이 높았으나 최근 보고에서는 비슷하거나 낮아졌다.
- 사용자가 SDCT에 준하여 MDCT를 설정하면 환자선량이 증가할 것이다. 설정은 스캐너 고유 모델에 적합하게 결정되어야 한다.

제3장: 환자선량에 영향을 미치는 고려사항과 조치

- MDCT 시스템에서 선량을 낮출 여지가 있으나 실제 선량감축은 시스템 운용 방식에 달려있다.
- 방사선의학자, 심장학자, 의학물리사 및 CT시스템 운전기사가 환자선량과 영상품질 사이 관계를 이해하고 CT 영상품질이 종종 임상적 확신을 위해 필요한 수준 이상으로 높음에 유의하는 것이 중요하다.
- 모든 진단업무에 최고의 영상품질이 필요한 것이 아니라 진단에 따라 품질수준(예를 들면 저잡음, 보통선량 또는 저선량)이 달라야 한다.
- 영상 잡음이나 대비-잡음비와 같은 객관적 척도가 바른 임상진단에 관련된 모든 특성을 완전히 장악할 수는 없다. 따라서 최적 영상품을 결정하는 것은 정량적 척도(예: 잡음)와 관찰자의 인식이 관련되는 복잡한 과제가 될 수 있다.
- 노출인자의 선택이 어떻게 환자선량 관리에 기여하는가에 대한 관심이 점점증고 있다. 그러나 기술의 변화속도는 환자선량 관리에 지속적으로 주의를 경주할 것을 요구한다.
- 자동노출조절(AEC) 시스템은 스캔 절차를 영상품질에 관련되는 측정에 연계

1) <역주> MDCT(multi-detector CT)를 부르는 우리말 용어로 “다중검출기 CT”가 사용되기도 하지만 본래 CT는 다중 검출기를 갖추고 있었다. 새로 등장한 MDCT란 많은 검출기로 이루어진 검출기 행이 하나가 아니라 복수(16행 등)로 배열된 장치이므로 그 의미를 바르게 전달하려는 의도로 “다행검출기 CT”를 제안한다. 이에 따라 과거의 SDCT는 “외행검출기 CT”로 불렸다.

시킬 수 있게 한다. 사용자가 영상품질을 적절히 명시하고 해당 임상에 조합시킨다면 뚱뚱한 환자를 제외하고는 환자선량을 감축할 수 있다. 뚱뚱한 환자에 대해서는 영상 품질을 유지하기 위해 선량이 증가한다.

- AEC가 운전원이 스캔 인자를 설정함에 완전히 자유롭게 만들지는 않으며 각 개 시스템을 고려하는 것이 중요하다. AEC가 없는 CT시스템에서는 운전원이 mA나 mAs를 선정해야 하지만, AEC시스템에서는 잡음지수, 참조 mAs, 참조 영상 등과 같은 개념을 이해해야 AEC를 효과적으로 운용할 수 있다. 영상 픽셀의 표준편차나 잡음지수와 같은 인자를 이해하는 것이 직관적이지 않으므로 실수 위험이 있다.
- AEC시스템에서 인자 설정은 단순하지 않다. 영상 품질을 어떻게 명시해야 하는지에 대해 합의가 부족하고 제작사마다 노출을 관리하는 방식에 상당한 차이가 있다. 시스템에 대한 운전원의 지식이 중요하다.

제4장: 임상에서 선량관리

- CT 사용의 정당화 책임은 요구하는 의사와 방사선의학자가 공유한다. 책임에는 주어진 지시에 대한 CT검사 정당화와 임상지시를 표준선량 CT를 필요로 하는 것과 저선량 CT만을 필요로 하는 지시로 분류하는 일도 포함한다.
- 검사 지시, 환자 크기, 검사할 신체부위에 근거하여 스캔 인자들을 설정하여 환자선량을 관리할 수 있어야 한다.
- 부적절한 검사를 피할 수 있도록 CT검사 선발기준과 같은 지침이 마련되어야 하며, 필요에 따라 방사선을 사용 않는 영상화 기술도 고려해야 한다.
- 의뢰 의사와 CT 의료진에 대한 훈련이 스캔 지시, 절차 및 환자선량 관리에 도움이 된다.

용 어

이 간행물의 목적에서 다음의 용어들이 사용된다.²⁾

각도(x,y) mA 변조 angular (x,y) mA modulation

각도(x,y) mA 변조는 환자의 여러 방향에서 X선 감쇠에 차이가 있음을 고려하여 X선관 회전에 맞춰 mA를 조절함으로써 검출기에 도달하는 광자선속을 한결 같이 만드려는 것이다.

각축결합(x,y,z) mA 변조 combined angular and longitudinal mA modulation

회전 간, 그리고 X선빔에서 환자의 이동 간 모두(예를 들어 전후방에 대해 측방, 그리고 어깨에 대해 복부에 대해 mA를 조정하기 위해 각방향(x,y)과 축방향(z) 모두에 적용하는 변조. 여전히 운전원은 희망하는 영상품질을 지시해야 한다. 3차원 평면 모두에서 환자에 의한 감쇠에 따라 X선 선량이 조정되기 때문에 이 기법은 가장 포괄적인 CT선량 감축법이다.

갠트리 gantry

CT스캐너에서 X선관, 콜리메이터, 검출기 배열 등을 내장한 구조물.

검출기배열 detector array

검출기 간극 물질을 포함한 전체 검출기 집합체. 검출기들은 설계에 따라 회전축을 중심으로 하는 원주 또는 호 상에 배치된다. 배열은 다수의 호 또는 행으로 구성된다.

검출기 폭 detector width

검출기 배열에서 어떤 단일 검출기의 대면간 거리이다.

결정론적 영향 deterministic effect

문턱선량이 있고 그 이상에서는 심각도가 선량에 비례하여 커지는 유형의 방사선 영향.

공간분해능 spatial resolution

대상과 배경의 차이가 잡음보다 클 때, 즉 대체로 그 차이가 100 HU 이상일 때

2) <역주> 색인기능을 위해 우리말 자모음순으로 재배열하였음.

전시된 CT 영상에서 서로 다른 대상을 구분하는 능력.

과역빔 overbeaming

X선빔이 검출기 측정 영역을 넘치게 조사되어 영상화 목적으로 사용되지 않는 상황을 말한다.

관전류-노출시간곱 tube current-exposure time product

X선관 관전류(mA)와 초 단위 노출시간의 곱.

기하학적 효율 geometric efficiency

검출기에 입사하는 X선의 분율

나선CT helical CT, spiral CT

스캔하는 특정 기법의 하나로 X선관의 연속적인 회전과 결합하여 갠트리 공동을 통해 환자를 연속적으로 직선 이동시켜 입체적 데이터를 획득한다. 와선CT 또는 체적CT라고도 부른다.

내삽 interpolation

본래 촬영한 화소보다 많은 화소로 전시하기 위해 영상을 평균하거나 매끄럽게 만드는 수학적 기법.

다상검사 multiphase examination

동일한 해부학적 영역에 대해 상태에 따라 둘 이상의 영상(예: 조영제 투여 전과 후)을 획득하는 검사.

대비강화 contrast enhancement

대비가 낮은 구조의 가시성을 높이기 위해 조영제(통상 옥소를 함유)를 정맥이나 동맥에 투여하는 것으로서 조영제를 함유하는 혈관이나 조직에서 크게 감소한다.

대비잡음비 contrast-to-noise ratio

영상에서 어떤 두 영역의 CT수 차이를 잡음으로 나눈 값.

<중> 대비에만 주목할 경우 자신 있는 진단에 필요한 이상의 영상품질을 초래하기 때문에 이 양을 도입했다. 잡음도 영상품질의 한 척도가 된다. 잡음수준이 높은 영상이 반드시 진단의 정확성을 저해하는 것은 아니며 유사하거나 나올 수도 있다.

로데이터 raw data

한 스캔의 모든 시각과 투사선으로부터 오는 X선 검출기의 반응치.

모의체 phantom

환자와 대등하게 방사선을 흡수하거나 산란시키는 물체로서 실제로 환자를 방사선에 노출시키지 않고 선량을 평가하거나 영상화계통을 시험하기 위해 사용된다. 모의체는 인형일 수도 있고 단순한 물리적 시험체일 수도 있다.

부분체적 영향 또는 평균화 partial volume effect or averaging

슬라이스의 일부에만 존재하는 구조물로 인한 CT수의 부정확성이다. 슬라이스 두께가 얇아지면 이 영향은 중요하지 않게 된다.

빔 경화 beam hardening

다색빔에서 낮은 에너지 광자가 조직에 의해 우선적으로 흡수, 필터되어 유효에너지가 증가하는 현상.

빔 콜리메이션 beam collimation

콜리메이션 향 참조.

빔 피치 beam pitch

피치 참조.

선량서술자 dose descriptor

CTDI_w, CTDI_{vol} 또는 DLP와 같이 측정 가능한 양으로서 이로부터 CT 검사로 받는 유효선량이나 장기선량을 평가할 수 있으며 상이한 CT 스캐너의 선량특성을 비교할 수 있다.

선량길이곱 dose-length product

부록 A 참조.

스캔 시간 scan time

한 번의 노출에서 감쇠 데이터 획득을 개시한 시점부터 마친 시점까지의 시간. 어떤 CT스캐너에서는 X선방출이 펄스형으로 이루어지기 때문에 스캔 시간이 노출시간보다 길 수 있다.

슬라이스, 절편 slice

한 번의 CT 촬영에서 검사하는 시험 모의체 또는 환자의 단층부로서 그 위치와 두께로 정의된다.

슬라이스 두께 slice thickness

이 책자에서 “슬라이스 두께”란 데이터 획득 즉, 슬라이스 콜리메이션에 대해 사용된다. 여러 검출기 행의 신호를 전기적으로 결합하여 넓은 슬라이스 두께(2.5 mm, 5 mm, 10 mm 등)로 만들 수도 있다. 신호의 결합으로 넓어질 수는 있어도 얇아질 수는 없다.

시간적 mA 변조 temporal mA modulation

관전류를 시간근거 기준에 따라 변화시키는 것이다. 이 기법은 심장 CT 검사에서 심장 움직임이 빨라 영상품질을 훼손하는 수축초기처럼 관심이 작은 투사에 의한 선량을 줄이기 위해 종종 사용된다.

영상두께 image thickness

단층 분할의 유효두께로서 스캔장의 중심에서 민감도 종단면의 반치폭으로 측정한다.

와상CT spiral CT, helical CT

나선CT와 동일하다.

유효 mAs Effective mAs

관전류와 노출시간의 곱(mAs)을 피치로 나눈 값: 슬라이스 당 mAs 평가치가 된다.

유효선량 effective dose

부록 A 참조.

인공물 artefact

스캔하는 환자의 신체부위에 존재하지 않는 세부가 CT 영상에 나타나는 것. 통상의 인공물은 부분적 체적효과와 빔 경화 때문에 발생한다. 두 효과 모두 줄무늬 인공물로 나타나며 공기-조직, 공기-뼈, 금속-조직의 경계처럼 물체 밀도에 현저한 불연속이 있어 대비가 높은 부분에서 나타난다. 그러나 스캐너의 기계적 오조정이나 임상에서 환자의 움직임 또는 고밀도 조영물 사용으로 인해 줄무늬

가 나타나기도 한다.

자동노출조절 automated exposure control; AEC

영상 수신부에서 X선 강도를 샘플하여 지정된 영상품질을 얻기에 필요한 노출을 자동적으로 결정하여 제공하는 장치.

잡음 noise

어느 정도까지는 모든 영상에 존재하는 기본적 특성으로서 잡음은 특히 대비가 낮은 피사체 구조의 가시성을 낮춘다. 의학영상에서는 잡음을 없애는 것이 아니라 용인할 수 있는 수준으로 낮추는 것이 목표이다. 잡음은 점점이 영상 밝기의 변화로서 유용한 정보를 수록하지 않는 것이다. 잡음 크기는 영상의 관심 영역에서 CT수의 표준편차로 표현된다.

장기선량 organ dose

하나의 장기나 조직의 평균 흡수선량으로서 그 조직이나 장기에 부여된 총 에너지를 그 조직/장기의 총 질량으로 나눈 값.

재구성 알고리즘 reconstruction algorithm

수집된 데이터를 영상으로 변환하는 수학적 절차. 데이터의 어떤 속성을 강조, 강화 또는 개선하기 위한 여러 알고리즘이 있다.

진단참조준위 diagnostic reference level

방사선을 사용하는 특정 의료진단 절차에서 일상적 환자선량이 비정상적으로 높거나 낮은지를 판별하기 위한 값이다.

집단선량 collective dose

인구집단이 피폭한 총 방사선량을 나타내는 한 방식으로서 하나의 피폭원에 노출되는 사람의 수와 그들의 평균선량의 곱으로 정의된다. 집단선량은 man-sivert(man-Sv)로 나타내며 방사선방호의 최적화를 위한 수단으로만 사용하기 위한 것이다.

체적CT volume CT

나선CT를 참조.

축(z)방향 mA 변조 longitudinal mA modulation

축방향 mA 변조는 환자의 z-방향(키 방향)을 따라 mA를 변화시켜 해부학적 영역에 따라(예: 어깨, 복부 및 골반) 환자의 노출을 변화시킴을 목표로 한다. z-변조의 목표는 여러 해부학적 영역에 걸쳐 상대적으로 균질한 잡음수준을 유지하는 것이다.

콜리메이션³⁾ collimation

z 방향(촬영하는 환자의 신장 방향)으로 방사선 빔의 범위에 대한 기하학적 제한.

피치/빔 피치 pitch/beam pitch

X선관이 1회전 할 동안 침상이 이동하는 거리의 X선빔 폭에 대한 비를 말한다. 피치가 1이라면 방사선 빔이 정확히 연속적이며, 1보다 작으면 겹치는 부분이 있으며 1보다 크면 빔 사이에 간격이 있다는 의미가 된다. SDCT에서는 빔 폭과 검출기 폭이 차이가 없으나 MDCT에서는 차이가 생긴다. 그래서 “빔 피치”와 “검출기 피치”의 두 용어가 정의되는데 빔 피치가 SDCT나 MDCT 모두에서 위와 같은 의미로 사용될 수 있다.

하운스필드 단위(HU) Hounsfield unit

CT수 참조.

확률론적 영향 stochastic effect

문턱선량이 없이 발생확률이 선량에 비례하며 심각도는 선량과 무관한 유형의 방사선 영향.

CT 선량계측 모의체 CT dosimetry phantom

CT에서 선량의 표준 측정에 사용하는 PMMA 원주로서 머리 모의체는 직경 160 mm, 몸통 모의체는 직경 320 mm로서 적당한 길이를 갖는다. 모의체는 선량계를 배치할 수 있도록 중심, 원주 표면에서 1 cm 깊이에 축과 평행한 구멍이 있고 삽입물로 되채워져 있다.

3) 우리말 용어로 사용되고 있는 ‘조준’이나 ‘집속’은 의미가 정확하지 않다. 의미가 같은 우리말을 찾는다면 “범위제한”이 무난하지만 콜리메이터를 표현할 좋은 말이 없어 ‘콜리메이션’으로 외래 표기를 사용하였다.

CT선량지수 및 CT공기커마지수 CT dose index and CT air kerma index

부록 A 참조.

CT수 CT number

CT 영상의 각 면적소에서 평균 X선 감쇠를 나타내는 수. 일반적으로 CT수는 하운스필드 단위(HU)로 나타낸다. 감쇠 측정치는 다음의 하운스필드 스케일에 따라 CT수로 변환된다.

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

여기서 μ 는 사용된 X선빔에서 물질의 유효 선형감쇠계수이다. CT수 척도는 물이 0, 공기가 -1000이 되도록 정의된다.

MDCT(multi-detector CT) 다행검출기 CT

검출기 배열이 2행 이상인 CT 스캐너이다. MDCT의 “다행검출기 배열”이란 축방향(환자의 키방향)으로 여러 행의 검출기 배열을 갖는다는 의미이다. MDCT 스캐너는 검출기호와 X선관이 같이 회전하는 제3세대 CT 기하배열을 사용한다. 모든 MDCT 스캐너는 미끄럼링 갠트리를 채택하여 나선 촬영이 가능하다.

PMMA polymethylmetacrylate

예를 들면 Perspex나 Lucite처럼 상용화된 플라스틱 중합체(폴리머)의 한 종류.

SDCT single detector computational tomography 외행검출기 CT

한 열의 검출기를 이용하여 영상화 기술로서 단속적이든 연속적(나선식)이든 한번에 한 층의 데이터만 얻는다.

X선관전류(mA) 변조 modulation of x-ray tube current

설정된 영상품질을 달성하기 위해 전류를 자동으로 조절하여 CT 선량을 관리하는 방법이다. 방향이나 축 위치에 따라 변조할 수 있다.

X선관전압 x-ray tube voltage

X선관 양극과 음극 사이에 인가된 전위차.

z변조 z modulation

축방향 변조.

제1장 MDCT 기술

- (1) 현대 CT스캐너는 다행검출기를 사용하여 스캔이 빠르고 영역이 넓다.
- (2) 모든 신형 CT시스템은 다행 검출기와 하나 또는 두 개의 X선관으로 구성되며 새로운 선량감축 수단들이 상용화되어 있다.

1.1. 배경

(3) 전산화단층촬영(CT) 기술과 임상 이용은 대체기술에 대응하여 놀라운 복원력을 보여 현재로서는 CT 사용이 계속 증가추세이다. 현대 기술은 고전류 X선관⁴⁾, 막강한 전산능력, 다채널 검출기를 제공하여 넓은 스캔 범위에 대해 1mm보다 얇은 슬라이스를 달성했으며 회전 속도도 빨라져 1초에 3회전에 이르렀다. 이제 CT는 심장학이나 근골격 해부학에서 역동학적 응용에 중요한 역할을 한다.

(4) 이 기술의 이름으로 여러 가지가 사용되는데 즉, 다중행검출기(MDR) CT, 다행검출기 CT(MDCT), 다검출기배열 나선CT, 다채널CT, 다절편CT(MSCT) 등이다. 환자의 신장 방향으로 동시에 독립적으로 측정하는 수(예: 64슬라이스 MDCT)를 종종 슬라이스(절편)라 부르고 그 값이 곧 그러한 시스템의 성능으로 나타내고 있다. 이 보고서에서 ICRP는 이 기술을 일반적으로 부를 때는 MDCT로 하고 MDCT의 특정 기술적용을 부를 때는 64-MDCT와 같이 나타내기로 했다.

(5) 2000년에 ICRP는 “CT에서 환자선량 관리”를 발간한 바 있다(ICRP 2000a). 당시에는 개인 환자에게 주는 상당히 높은 장기선량과 검사 빈도의 증가, 임상 적용의 변화, CT의 집단선량 기여 증가 등에 대해 방사선의학자, 일반 의사, 의학물리학자 등 CT에 관계하는 사람들에게 주의를 환기할 필요성이 시급했다. 또 당시에는 한 번에 한 절편만 단속적(순차형)이거나 연속적(나선형)으로 촬영하는 외행검출기CT(SDCT)가 주로 사용되고 있었다. 환자의 키 방향인 z축을 따라 배열된 여러 행의 검출기는 동시에 여러 슬라이스를 스캔하게 한다. 2000년 보고서(ICRP 2000a)가 나올 당시에 MDCT는 신생기여서 그것이 선량에 미치는 영향에 대해서 간략히 언급하는 수준이었고 평가를 내리기에는 데이터나 경험이

4) <역주> X선관 전체가 회전하는 “회전밀봉 X선관(rotating envelop X-ray tube)”가 개발되어 양극관의 후면이 직접 냉각유에 접촉하여 열을 전달함으로써 고전류 가동이 가능해졌다.

불충분했다. 이후 몇 년 동안 MDCT 사용이 유행이 되었고 기술도 4 슬라이스로부터 8, 16, 32, 48, 64 슬라이스로 매우 빨리 발전했다. 나아가 근래에는 두 선원CT(DSCT)가 가용하고 256-MDCT 시스템도 곧 출현할 것이다. MDCT의 속도가 빨라진다는 것은 환자 처리나 업무처리 속도가 향상됨은 물론 새로운 적용(심장 CT, 전신 스캐닝)을 가능하게 한다는 의미이기도 하다. 지난 20년 안팎에 전 세계적으로 CT이용은 800% 이상 증가했다(Frush 2003). 미국에서는 1991년부터 2002년까지 CT 절차가 연간 10~20% 증가한 것으로 보고되었다(Fox 2003). 같은 기간에 미국에서 혈관전조를 위한 CT스캔이 235% 늘었고 심장 적용은 145% 늘었다. 다른 분야 스캔도 증가하여 복부 25%, 골반 27%, 흉부 26%, 두정부 7%로 나타났다. 64-MDCT의 심장 응용은 크게 늘어날 것으로 예상된다. 2002년을 기준으로 세계적 CT 시장은 매년 10% 증가하는 것으로 보고되었고 이러한 경향이 지속될 것으로 보인다.

1.2. MDCT 기술 개요

(6) MDCT 시스템은 환자 주위 원주상에 두 줄 이상의 검출기 배열 또는 행을 갖는 CT 스캐너이다. CT에서는 600~900개의 검출기 소자로 구성된 배열이 축을 가로지르는 하나의 평면에 해당한다. SDCT에는 이러한 검출기 행이 하나 있다. MDCT 스캐너의 다행 특성이란 침상에 누운 환자의 신장 방향인 종방향으로 여러 검출기 행이 있음을 의미한다. 대개의 경우 MDCT 스캐너는 검출기들의 호와 X선관이 같이 회전하는 CT 기하학을 이용한다. 모든 MDCT 스캐너는 X선관이 환자 주위 360°를 완전히 1회전 하는 데 0.33초라는 빠른 회전속도에서 나선촬영이 가능하도록 슬립링 갠트리를 사용한다. 1992년에 두 행의 검출기로 된 스캐너(Elscint CT Twin)가 가용했으며, 1998년에는 여러 제조사가 4행 검출기를 갖는 스캐너를 내놓았다. 이러한 스캐너의 주된 장점은 두 슬라이스 이상이 동시에 스캔되므로 X선관에서 방출된 X선을 더 효율적으로 이용하는 점이다(그림 1.1 참조). 따라서 주어진 체적을 스캔하는 데 필요한 시간이 크게 줄어든다. 1회전으로 얻는 슬라이스 또는 데이터 채널의 수는 계속 높아져 현재는 64행 검출기 시스템이 널리 사용되고 있다(Flohr 등 2005a, 2005b). 머지않아 더욱 많은 행으로 회전 당 종방향 감당이 4 cm 이상인 시스템이 상용화될 것이다. 회전축 기준으로 12.8 cm를 감당하는 256행 검출기 스캐너의 예비결과도 나와 있다(Mori 등, 2004). 또, 두 개의 X선관을 갖는 MDCT도 상용화되어 있는데(Flohr 등 2006) 이것은 CT 기술과 응용의 지속적 진화를 보이는 것이다.

(7) MDCT는 특정 해부학적 체적에 대해 더 얇은 슬라이스를 얻는 데 사용할 수 있다. 이로써 종방향으로 공간분해능을 크게 향상시키는데 스캔시간은 크게 불리하지 않다. 종방향 해상도의 증가는 (횡단면에 수직이거나 경사진) 다평면 재포맷이나 3차원(3D) 표현에 매우 요긴하다. 여기에 추가하여 나선 스캔이 환자선량의 증가 없이 데이터 세트의 중첩을 가능하게 하는데 이것도 다평면 재포맷이나 3차원 표현을 개선한다.

1.3. SDCT와 MDCT의 차이

(8) SDCT와 MDCT 사이에 중요한 차이의 하나는 영상 또는 슬라이스로 표현되는 두께가 어떻게 표현되는가이다. SDCT에서는 슬라이스 두께가 전방 콜리메이션과 후방 콜리메이션의 결합으로 결정된다. 따라서 종방향으로 검출기의 규격이 X선빔이나 영상 슬라이스의 폭보다 클 수도 있다(그림1.1 참조). MDCT에서는 역으로 X선빔이 모든 유효한 검출기 행 즉, 특정 스캔 수집에 사용되는 모든 행을 포함할 수 있도록 충분히 넓어야 한다. 슬라이스 두께는 영상 재구성에 사용되는 개별 검출기 행의 폭에 의해 결정된다.

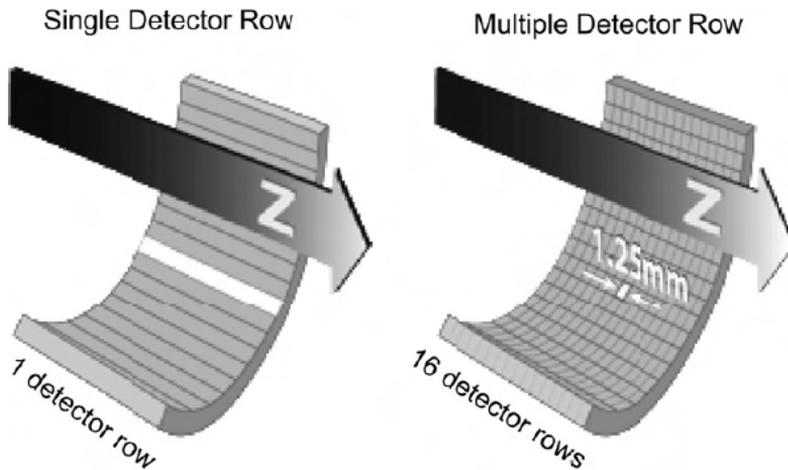


그림 6.1. 환자 주변 호상의 검출기 소자와 z축과 수직인 검출기 행의 개요도. 모든 CT 스캐너는 환자주변 호상에 많은 검출기 소자를 가지고 있으나 MDCT 시스템만 z축에 수직인 검출기 행을 둘 이상 가지고 있다.

(9) 그림1.1에서 왼쪽의 SDCT 시스템은 한 행의 검출기가 있어 종방향(z축)에 직교한다. 이 검출기 행에는 많은 검출기 소자가 있어 환자 주변의 호에 배치된

다. 우측의 MDCT 시스템은 z축에 직교하는 검출기 행이 16개 있다. SDCT에서 검출기 폭(갠트리 중심에 대해)은 20 mm이지만 전방 콜리메이터 폭이 통상 10 mm에 불과하다. 따라서 SDCT에서는 검출기가 X선빔보다 넓어서 모든 1차 X선빔이 검출될 수 있다. 오른쪽의 MDCT는 종축 방향으로 1.25 mm 폭을 갖는 검출기 소자 16행로 구성되며 전체 검출기는 환자 주위에 약 900 소자가 된다. 검출기 총 폭은 역시 회전중심을 기준으로 20 mm이다. 스캐너 모델과 콜리메이션에 따라 1차빔의 일부는 검출기를 향하지 않을 수도 있다. 이러한 과역빔 상황에 대해서는 제3.2.1절에서 기술한다.

(10) 4-MDCT에서 네 개의 데이터 채널은 1.25, 2.5, 3.75 또는 5 mm 두께의 슬라이스를 동시에 수집한다. 두 행 이상의 신호를 전자적으로 결합하여 더 넓은 두께(예: 2.5 mm, 5 mm, 10 mm)도 구성할 수 있다. 따라서 영상 검토 목적으로 사용하는 두께는 데이터를 수집한 두께와 다를 수 있다. 이 보고서에서 슬라이스 두께라 함은 항상 데이터 수집에 사용된 슬라이스 콜리메이션 폭을 말한다.

(11) 검출기 행의 얇은 두께와 3세대 기하 채택으로 가스 전리 검출기는 더 이상 사용되지 않는다. 해부학적 1 mm 슬라이스를 얻기 위해서는 1 mm보다 과히 넓지 않은 검출기 행이 사용되어야 한다(검출기 크기는 CT 갠트리 중심에서 검출기가 감당하는 범위에 대해 정규화된다).

(12) MDCT 검출기 배열의 설계들을 그림 1.2에 예시하였다. 작은 슬라이스가 필요할 때는 중앙부 행의 검출기들을 이용할 수 있으므로 외곽 행 검출기들은 반드시 좁은 두께를 가질 필요는 없다. 주변 검출기의 두터운 두께는 5 mm 씩 네 슬라이스를 동시에 읽도록 한다. 이러한 설계가 약간 저렴하고 기하학적으로 보다 효율적이다.

(13) 현재 MDCT는 z축 방향으로 동시에 64 슬라이스를 처리할 수 있다(그림 1.3). 4개 공급사 중 셋은 64행의 0.625 mm 또는 0.5 mm 검출기를 사용한다. 나머지 하나는 32행의 0.6 mm 검출기를 사용하고 초점을 진동시켜 64개의 중첩부가 있는 슬라이스를 얻는다(Flohr 등 2005b). 이렇게 하여 나선 인공물을 줄였고 종축 방향으로 공간분해능을 높였다(Flohr 등 2005b).

(14) 순차적 또는 축 방향 데이터 획득(예: X선관이 환자 주위를 회전하는 동안 침상은 움직이지 않음)에서는 채널마다 하나의 슬라이스 또는 영상을 생성하기에 충분한 데이터를 수집하며 이론적으로는 축 방향으로 64개의 독립적 영상을 재

구성할 수 있다. 슬라이스 두께가 좁으면 기하학적 뿔빔 영향이 회전 당 허용 슬라이스 수를 64 미만으로 제한한다. 예를 들면 한 제조사의 16-MDCT 스캐너는 뿔빔 영향으로 순차적 스캔에서는 12 채널만 사용한다(Flohr 등 2005a, 2005b).

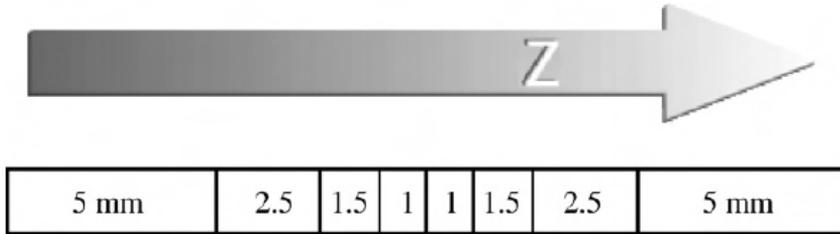


그림 1.7. 주요 2개 제조사가 MDCT에 사용하는 검출기 기하배열. 검출기 배열은 축(z)방향으로 20 mm 폭이며 동시에 5 mm까지 네 슬라이스를 스캔할 수 있도록 여러 폭으로 된 8 행의 검출기를 사용한다.

(15) MDCT 시스템의 기본적 특질은 물리적 검출기 행 수가 아니라 동시에 얻는 슬라이스 수가 된다. 주어진 체적을 촬영하는 데 요구되는 속도는 스캔에서 동시에 촬영하는 슬라이스 수와 같은 인자에 의해 높아질 수 있다. 애초에 동시 촬영 슬라이스 수가 넷으로 제한된 것은 동시에 얻고 전달할 수 있는 데이터의 양이었다. 당시에는 공학과 비용이 4개 동시 데이터 수집 시스템으로 한정했다. 나아가 4-MDCT까지는 뿔빔 인공물이 심각하지 않으나 동시 슬라이스 수가 증가할수록 일반적 부채빔 재구성 기법을 사용할 때 이 인공물 문제가 심각해졌다. 뿔빔 수정과 진보된 부채빔 재구성 기법이 개발되고 이러한 알고리즘에 필요한 전산능력이 확보되자 8-MDCT, 16-MDCT 등이 실현되었다.

(16) 나선CT의 출현은 CT 용어에 “피치”라는 새로운 촬영인자를 도입시켰다. 피치는 X선관이 1회전 할 때 침상이 진행되는 거리의 X선빔 폭에 대한 비이다. MDCT에서는 피치의 정의에 상당한 혼선이 있었는데 어떤 제조사는 X선관 회전 당 침상 진행거리의 각개 데이터 채널의 폭에 대한 비로 정의하여 피치 값이 3~6을 갖게 했다. 국제전자기술위원회(IEC) CT안전표준은 피치의 원 정의(X선의 총 두께에 대해 정규화된 침상 진행 거리)만을 피치의 정의로 인정하게 되었다(McCollough와 Zink 1999, IEC 2002). 이 피치 정의는 방사선 빔이 겹침 정도를 수반하는데 피치 1이라 함은 방사선 빔이 정확히 접합되는 경우가 되며, 피치가 1보다 작으면 방사선 빔의 겹침이 있음을, 피치가 1보다 크면 방사선 빔

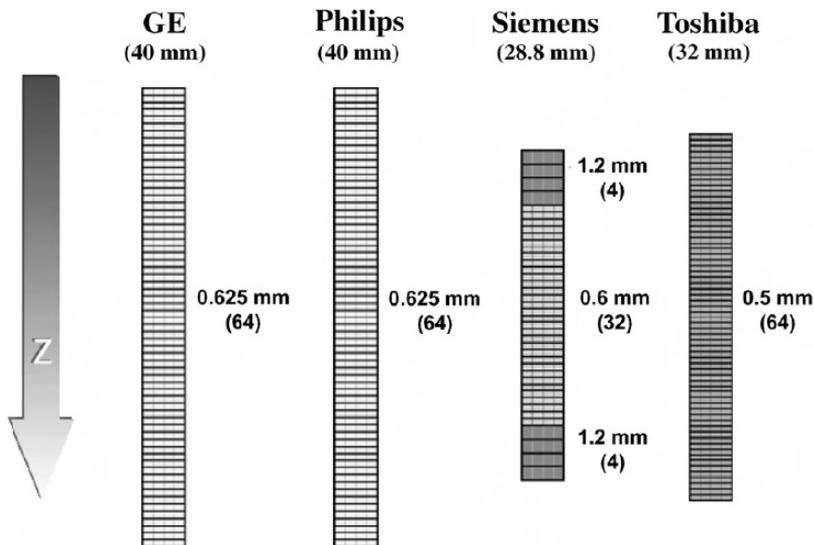


그림 1.8. 주요 제작사들의 64-MDCT에 사용하는 검출기 기하배열. Siemens 64-MDCT는 32줄의 1 mm 미만인 검출기를 사용하면서 초점을 이동시킴으로써 64개 중첩되는 슬라이스를 얻고 있다.

사이에 간극이 있음을 의미한다.

(17) 두 제작사는 관전류와 노출시간의 곱(mAs)을 종축 단위 거리 당 평균 mAs로 나타내어 “유효 mAs” 또는 mAs/슬라이스라고 부르고 실질 mAs/피치로 산출한다. 피치가 커질수록 스캐너 소프트웨어가 자동으로 mAs를 늘여 피치 값 증가에 따라 영상 잡음(나아가 환자선량)을 일정하게 유지하려 하기 때문에 mAs와 단위 거리 당 mAs의 이러한 차이는 중요하다(Flohr 등 2003a, 2003b, Mahesh 등 2001). 유효 mAs나 슬라이스 당 mAs가 전시되면 피치 값이 변할 때 실질 mAs가 변함을 사용자가 인식하지 못할 수도 있다. 다른 MDCT 시스템에서는 피치나 슬라이스 두께가 변함에 따라 영상 잡음을 일정하게 유지하기 위해 mA값을 자동으로 조정하는데 이때 처방된 mA 값에 변화가 있음을 경고하기 위해 선택 상자가 오렌지색으로 바뀌기도 한다.

1.4. 개발 중인 기술

(18) 현행 임상 MDCT 시스템이 16~64행임에 비해 1000행 이상인 면적 검출기를 사용하는 플림CT(CBCT)가 근래에 소개되고 있다. 하나 또는 두 평판검출

기를 갖는 CBCT가 영상기기로 개발되고 있다. 그러나 아직은 진정한 별빔 상용 시스템은 없다. 실험적 시스템에 대한 문헌은 외과수술중 촬영, 중재방사선학, 뼈나 폐 촬영, 유방촬영, 치료방사선학에 유용할 것으로 보고하고 있다(Siewerdsen 등 2005, Daly 등 2006, Ross 등 2006, Guerrero 등 2006, Glick 등 2007). 짧은 스캔 시간, 넓은 종축 범위, 높고 거의 등방성인 공간분해능 등이 장점에 포함된다. 기존 실험적 플랫폼의 취약점으로는 실내 내비게이션 시스템과 통합미흡, 산란선 배제의 어려움, 인공물, X선출구에 고정 콜리미터를 사용하는 것, 표준 100 mm CT 전리함을 이용한 선량계측법의 부정확성 등이 있다(Ross 등 2006, Siewerdsen 등 2005).

(19) CBCT 가슴촬영에 평판검출기를 사용하여 가슴 전체를 체적 영상화한 여러 연구사례가 있다(Glick 등 2007, Kwan 등 2007, Shaw 등 2005). 최적 설계와 변수 조합을 결정하는 골격은 환자선량 기준 즉, 전형적 전통 두 영상 유방촬영에 대해 제한하는 평균 유선선량mean glandular dose(MGD)이었다(Glick 등 2007). 치과와 상악안면 영상화에도 CBCT 적용이 늘어나고 있다(Guerrero 등 2006, Sukovic 2003). 선량 감축을 주장하는 몇몇 연구보고들도 있다(Tsiklakis 등 2005, Ludlow 등 2003).

1.5. 이 보고서의 동기는 무엇인가?

(20) ICRP 간행물 87(ICRP 2000a), 영국의학회지British Medical Journal(BMJ)의 논설(Rehani 및 Berry 2000), 그리고 미국방사선과학지American J. of Radiology(AJR) 2001년 2월호(AJR 2001)에 따라 CT에서 선량관리 주제가 주목받게 되었다. 두 편의 논문(Paterson 등 2001, Donnelly 등 2001)이 소아 CT에서 변수선정이 적절하지 않음을 겨누고 있다. 나아가 Brenner 등(2001)은 소아집단에 CT를 사용함에 따른 잠재적 암 유발 위험을 보고하고 있다. 이 논문들은 (임상적으로 타당한 이유로) 소아에게 CT 사용이 괄목하게 증가하였음을 적시하고 이러한 사용의 증가가 소아 집단에 과도한 피폭 잠재성과 이에 따른 암 위험의 증가를 수반한다고 경고하고 있다. AJR 같은 호의 논설에서 Lee F. Rogers(2001)는 “미안하지만 아이들이 간과되고 있다.”고 말했다. 이들 보고가 대중매체의 관심을 끌었고 임상과 방사선방호 사회는 CT에서 방사선량을 보다 조심스럽게 검토해야 함을 인식했다. CT에서 방사선피폭과 그 관리에 관한 논문의 수는 계속 증가하고 있다. 제작사들도 이제 스캔시간 단축뿐만 아니라 방사선 피폭 감축과 영상 최적화 개선을 한층 강화하고 있다. 근년에는 CT에서 선량관리 개선은 모든 CT

제작사들에게 우선순위 높은 의제가 되고 있다.

(21) ICRP는 모든 새로운 CT가 MDCT이며 다양하고 새로운 선량감측 도구들이 가용함을 인식하고, 이들 새로운 도구와 CT 적용의 지속적 증가에 따른 의료이용 분야 집단선량에 CT 기여 증가를 고려하여 ICRP 간행물 87(ICRP 2000a)을 개정하기로 2005년에 결정했다. 이러한 기술적 변화를 재검토함에 추가하여 다음 사안들도 고려되었다.

- MDCT가 환자선량을 증가시키는가? 감소시키는가?
- 환자선량이 증가한다면 그 이유는 무엇인가?
- 새 기술이 선량관리에 어떻게 기여할 수 있는가?
- 스캐너 운전자가 어떤 조치를 취해야 하는가?
- 특별한 교육이 필요한가?

(22) 이전 보고서(ICRP 2000a)와 마찬가지로 이 문서의 주된 독자는 방사선의 학자, 심장학자, 방사선기사, 의학물리사, 환자선량 관리에 관계하는 연구자 등 영상전문가들이다. 그러나 주치의, CT를 소유한 의사, 규제자 및 당국자, 제작자 및 병원 경영자 등에게도 유용한 참고자료를 제공한다.

1.6. 제1장 참고문헌

AJR, 2001. Am. J. Roentgenol. 176, 287-306.

Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. Am. J. Roentgenol. 176, 289-296.

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 C-arm prototype. Med. Phys. 33 (10), 3767-3780.

Donnelly, L.F., Emery, K.H., Brody, A.S., et al., 2001. Minimizing radiation dose for paediatric body applications of single-detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. Am. J. Roentgenol. 176, 303-306.

Flohr, T., Ohnesorge, B., Bruder, H., et al., 2003a. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. Med. Phys. 30, 2650-2662.

Flohr, T., Stierstorfer, K., Bruder, H., et al., 2003b. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. Med. Phys.

- 30, 832–845.
- Flohr, T.G., Schaller, S., Stierstorfer, K., et al., 2005a. Multi-detector row CT systems and image reconstruction techniques. *Radiology* 235, 756–773.
- Flohr, T.G., Stierstorfer, K., Ulzheimer, S., et al., 2005b. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med. Phys.* 32, 2536–2547.
- Flohr, T.G., McCollough, C.H., Bruder, H., et al., 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 16, 256–268.
- Fox, S.H., 2003. Emerging developments in multi-detector CT. Presented at Advances in Multidetector CT Meeting, Washington, DC, September 13–14.
- Frush, D.P., 2003. CT radiation dose optimisation in children. Presented at Advances in Multi-detector CT Meeting, Washington, DC, September 13–14.
- Glick, S.J., Thacker, S., Gong, X., et al., 2007. Evaluating the impact of x-ray spectral shape on image quality in flat-panel CT breast imaging. *Med. Phys.* 34 (1), 5–24.
- Guerrero, M.E., Jacobs, R., Loubele, M., et al., 2006. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations* 10 (1), 1–7.
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Kwan, A.L., Boone, J.M., Yang, K., et al., 2007. Evaluation of the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT scanner. *Med. Phys.* 34 (1), 275–281.
- Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.J., 2003. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic. *Dentomaxillofacial Radiol.* 32(4), 229–234.
- Mahesh, M., Scatarige, J.C., Cooper, J., et al., 2001. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *Am. J. Roentgenol.* 177, 1273–1275.
- McCollough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a

- multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223–2230.
- Mori, S., Endo, M., Tsunoo, T., et al., 2004. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med. Phys.* 31, 1348–1356.
- Paterson, A., Frush, D.P., Donnelly, L.F., 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients? *Am. J. Roentgenol.* 176, 297–301.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* 4; 320, 593–594.
- Rogers, L.F., 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* 176, 287.
- Ross, W., Cody, D.D., Hazle, J.D., 2006. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med. Phys.* 33 (6), 1888–1901.
- Shaw, C., Chen, L., Altunbas, M., et al., 2005. Cone beam breast CT with a flat panel detector –Simulation, implementation and demonstration. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 4, 4461–4464.
- Siewerdsen, M.J., Moseley, D.J., Burch, S., et al., 2005. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med. Phys.* 32(1), 241–254.
- Sukovic, P., 2003. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofac. Res.* 6(Suppl. 1), 31–36.
- Tsiklakis, K., Donat, C., Gavala, S., et al., 2005. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *Eur. J. Radiol.* 56 (3), 413–417.

제2장 MDCT에서 방사선량

(23) 외행검출기 CT(SDCT)에 비해 환자선량을 체계적으로 증가시키거나 감소시키는 MDCT 고유의 속성들이 있다.

(24) 초기 보고서는 SDCT에 비해 환자선량의 증가를 보였으나 근래에는 비슷하거나 감소한 것으로 보고되고 있다.

(25) MDCT의 설정을 SDCT 방식으로 하면 환자선량이 증가한다. 스캐너 설정은 그 고유모델에 맞아야 한다.

2.1. 서론

(26) CT 검사로 인한 개인선량의 변화와 CT 사용의 증가로 인한 CT 검사 집단 선량 분포의 변화를 구분하는 것이 중요하다. 임상 실무에서는 개인 환자의 선량에 초점을 맞추지만 공중보건 행정이나 관리, 계획에는 피폭 집단의 집단선량 정보가 더 의미 있다. 의학적으로 합당한 CT검사에서 개별 환자의 선량이 진단에 적절한 영상품질에 부합하는 수준이라면 위험 대비 편익이 크다는 전제로 이 보고서에서는 개인 환자선량을 보다 중시한다. 의학적 정당화에 의문이 있는 CT검사에서는 해당 개인에게 예상 편익이 거의 없을 것이므로 사회적 위험이 더 이슈가 될 수 있다.

(27) 방사선 유발 보건영향은 장기나 조직의 평균 선량 즉, 장기선량과 관련된다. 장기선량을 직접 측정할 수는 없으므로 CT절차에 따르는 장기선량을 평가하기 위한 여러 간접적인 방법들이 사용되고 있다. 이 방법들은 공기 중에서나 모의체 내에서 직접 측정할 수 있는 양(공기 중에서 공기커마 또는 모의체 중에서 공기커마)을 사용한다. 이렇게 직접 측정한 양이나 계산에서 얻은 값을 이용하여 의학물리사가 장기선량이나 “유효선량”을 평가할 수 있다. 유효선량을 포함하여 CT에서 사용되는 선량들에 대한 상세한 설명은 부록A에 주었다. ICRP는 ICRU(2006)가 CT를 위해 “CT공기커마지수”라는 양을 잠정적으로 권고하고 있음을 알고 있다. 그러나 이 보고서에서 인용한 문헌들은 이 ICRU 권고보다 이전의 것이므로 CT공기커마지수를 사용하고 있지 않다.

(28) 이 보고서에서는 특정 선량계측량(예: 유효선량, CT선량지수(CTDI), 선량

길이급 등)을 구체적으로 지칭하지 않는 경우에는 보편적 용어인 선량, 환자선량, 방사선량 등이 두루 사용된다. 특정 선량계측량이 필요한 경우는 그 양을 명시하였다. 보고서에서 개인이나 사람들이 방사선에 노출되는 것을 일반 용어로 “피폭”을 사용하고 있다.

2.2. MDCT에서 선량이 다른가? 다르다면 왜 그런가?

(29) MDCT 도입 후 초기 보고에서는 SDCT에 비해 환자선량이 증가하였으나 근래에는 같은 검사에서 선량이 비슷하거나 감소한 것으로 보고되고 있다. MDCT에서 선량이 증가한 주된 이유는 초기 4-MDCT에서 선량 비효율성, 3D 응용에 사용되는 얇은 슬라이스에서 잡음을 줄이기 위해 더 높은 선량을 사용한 것, 그리고 더 넓은 범위 촬영과 복수 조영상 촬영이 편이해진 것 등이다. 4-MDCT에서 2 mm 이하의 얇은 슬라이스를 촬영하면 X선비의 큰 비율이 허비되었다. 16행 이상의 검출기를 갖는 MDCT에서는 이러한 비효율성이 수% 수준으로 감소했다. 선량효율을 높이기 위해서 1 mm 이하의 좁은 슬라이스 촬영을 요구하는 사용에는 16 슬라이스 이상을 동시에 얻는 MDCT를 사용해야 한다.

(30) 나선 모델로 촬영할 경우 주어진 체적에 대해 영상을 재구성하는 데 충분한 데이터를 얻기 위해 스캔 시작과 마침부에 1회전씩을 추가한다. MDCT의 총 검출기 폭이 증가하거나 총 스캔 길이가 감소하면 이 효과로 인한 비효율성이 증가한다.

(31) 1998년 4-MDCT 도입 이후 새로운 검사 전략과 스캔 프로토콜 변수에 큰 관심을 기울였다. 첫 상용 4-MDCT 시스템이 설치된 수주 후에 선량측정 결과가 발표되었고 좁은 슬라이스 촬영에서 선량 비효율성에 주의를 촉구하였다 (McCollough와 Zink 1999). 잡음이 유사한 수준에서 슬라이스 폭에 따라 선량 (표면 CTDI값)이 두 배까지 증가하는 것으로 나타났다. 다른 연구자들도 스캐너 모델과 스캔 설정에 따라 선량이 증가함을 보고하였는데 X선관과 환자 사이의 짧은 거리, 검출기 폭보다 큰 빔 프로파일, 겹치는 빔 사용(예: 피치를 0.75로 사용) 등의 탓이다. Huda와 Mergo(2001)는 유효선량이 머리 검사에서 30%, 몸통 검사에서 150% 증가하는 것으로 보고했다. 다른 여러 연구에서도 환자선량의 증가를 보고하였다(McCollough와 Zink 1999, Giacomuzzi 등 2001, Brix 등 2003, Dawson 2004, Yates 등 2004). 최근 발행된 영국의 2003년 CT선량 조사를 보면 1991년 발간된 영국의 지난 선량조사에 비해 평균 환자선량이 감소한

것으로 나타났다(Shrimpton 등 1991, 2005). 이 조사에서 MDCT 시스템에서 선량이 신형 SDCT 스캐너에서 선량보다 약간 높게 나타났는데, 이것은 1980년대에서 1990년대로 오면서 산업계가 비효율적인 가스 전리함을 폐지함에 따라 SDCT 시스템에서 선량이 감소하였음을 보여주는 것이다. 4-MDCT 시스템이 선량의 이러한 하향추세를 일시적으로 역전시켰다. MDCT에서 선량이 높게 나타난 이 초기 보고서가 MDCT에서 선량이 SDCT보다 높다는 인식을 형성했다. 중요한 특성의 하나는 초기 MDCT에서 많은 부분의 X선빔 폭이 영상화에 이용되지 않아 선량효율이 감소된 점이다(McCollough와 Zink 1999, Lewis와 Edyvean 2005). 현대 MDCT는 이점에서 보다 효율이 높아져 영상화에 사용되지 않는 빔폭은 기껏 2~3 mm에 불과하다. 따라서 빔폭이 20 mm 이상인 경우 CTDI를 수% 밖에 증가시키지 않는다. 그러나 빔폭이 4 mm 이하인 경우에는 선량지수가 2 배 이상이 된다.

(32) SDCT 스캐너에서 X선관 전류와 스캔 길이가 종종 X선관 열용량에 의해 제한되었다. 얇은 슬라이스에서는 잡음이 증가하여 많은 사용자들이 얇은 슬라이스에서 오는 잡음의 증가를 보상시키기 위해 관전류를 높이고자 한다. X선관 기술이 발전하여 MDCT 스캐너는 보다 높은 출력에서 운영될 수 있게 되었다. MDCT에서 X선관에 부과되는 제약의 이와 같은 감소는 진단 영상품질을 높일 수 있게 되었지만 스캔 프로토콜 관리에 주의를 기울이지 않으면 선량도 동시에 증가시킨다.

2.3. SDCT에서 MDCT로 전환에서 사용자 고려는 무엇인가?

(33) 아래에서 설명하듯이 MDCT에는 SDCT에 비해 환자선량을 높이거나 낮출 여러 고유한 인자들이 존재한다(Nagel 2002, Prokop 2003).

2.3.1. MDCT에서 선량증가 요인

(34) MDCT에서 mA 설정을 SDCT에서와 같이 하면 동일 회사 스캐너라도 환자선량을 불필요하게 증가시킬 수 있다. 여기에는 스캐너 모델 사이에 X선관과 검출기 설계의 차이도 작용하지만 X선관과 환자 사이의 거리가 짧아진 것이 주된 이유가 된다. 이점은 하나의 스캐너에서 다른 스캐너로 프로토콜을 이전함에 항상 주의해야 함을 강조한다. 새로운 MDCT 시스템을 도입할 때에는 기술인자를 평가하여 최적의 영상품질을 확보하되 선량 수준은 유지하거나 낮출 수 있도록

록 해야 한다.

(35) 4-MDCT에서 좁은 콜리미터(예: $4 \times 1 \sim 1.25$ mm)를 사용하면 기하효율을 감소시켜 선량(CTDI)을 증가시킨다. 4×1 mm 또는 4×1.25 mm 콜리미터에서는 30~60%가 증가하지만 2×0.5 mm 또는 2×0.65 mm에서는 145%까지 증가한다. 16-MDCT에서는 이러한 증가는 없다.

(36) 많은 제작사가 4-MDCT 시스템에서 “피치”라는 용어를 잘못 사용함으로써(예를 들면 피치값 3, 6 등이 사용되었다) 환자선량이 같이 감소되는 것으로 잘못 인식시켰다. 피치값이 크다는 것은 단순히 스캐너 속도가 빨라진 것을 특징짓는다. 국제 전기기술위원회(IEC) CT안전표준은 원래 정의(총 빔폭에 정규화된 침상의 이동거리)를 재수립하여 피치의 정의를 구체적으로 표명하였다(IEC 2002). 이로써 피치의 정의로 인한 혼란을 제거하였다. 4-MDCT에서 피치값 3 또는 6은 IEC 정의에 따라 재계산하면 실제로 0.75와 1.5가 된다.

(37) 나아가 두 제작사는 피치-조정된 변형 mAs(슬라이스 당 mAs 또는 유효 mAs)를 사용했는데 이에 따른 혼동도 바른 기술인자에 대한 과잉 또는 부족 사양을 초래했다. 예를 들어 유효 mAs라는 용어는 관전류-시간 곱을 피치로 나눈 값을 말한다. 피치가 미리 고려되기 때문에 일부 사용자는 이 용어가 주어진 잡음수준을 쉽게 선정할 수 있음을 알 것이다. 그러나 두 용어의 혼동은 선량을 크게 증가시킬 수도 있는데, 사용자가 동일 제작사의 SDCT에서 사용하던 이전의 mAs 설정을 선택한다면 이러한 일이 일어난다. 예를 들어 SDCT 피치 2에서 200 mAs를 선택하면 MDCT에서는 100 mAs에 해당한다. MDCT에서 200 mAs를 선택하면 실제로 $200 \text{ mAs}_{\text{eff}}$ 를 선택한 것을 의미하는데 그러면 선량에 관련한 다른 모든 요인에 변화가 없을 때 SDCT 시스템에 비해 환자선량을 2배 증가시킨다.

(38) 슬라이스 두께를 줄이면 선량이 지수함수적으로 증가함을 운전자가 확실하게 아는 것이 중요하다. 축방향 분해능이 높아지면 부분 체적평균을 줄여 작은 대상의 대비를 높인다. 결과적으로 높은 잡음수준을 가진 영상이 반드시 진단 정확성을 침해하는 것은 아니며 오히려 잡음대대비가 비슷하거나 향상될 수도 있다. 예를 들면 슬라이스 두께를 5 mm에서 1 mm로 줄이면 CT 검출기에 들어오는 X선 빔의 분율이 1/5로 감소된다. 그러면 잡음은 5의 평방근만큼 증가하여 100%에서 224%로 된다. 이를 보상하는 방법은 선량을 5배 더 주는 것뿐이다. 그러나 부분체적평균의 감소로 인한 대비 증가는 이러한 선량증가가 불필요한 것으로

만든다.

2.4.2. MDCT에서 선량 감소 요인

(39) MDCT에서 환자선량이 분명히 줄어들 요인이 적어도 둘 있다.

(40) 첫째로 얇은 슬라이스를 스캔함으로써 한 세트의 데이터를 얻으면 재구성할 영상의 두께에 따라 축방향 고분해능 또는 표준분해능을 갖는 영상에 동시에 사용될 수 있다. 가슴 검사에서 두 스캔(표준 및 고분해능) 대신 1회 스캔 시리즈로 충분하다. 안면 뼈 또는 도관의 축방, 관방 및 경사 영상을 생성하는 데에서도 마찬가지인데 동일한 나선 MDCT 스캔 데이터 세트로부터 2차 재조립이 가능하다. 이 경우 필요에 따라 얇거나 두터운 영상(각각 축방향 공간 고분해능과 저대비 축방향 고분해능)을 얻는 능력은 2회가 아니라 1회 촬영으로 충족되며 이로써 환자의 총 선량을 줄인다.

(41) 둘째로, 회전시간이 짧아지고 빔이 넓어짐에 따른 스캔 속도의 증가로 전체 스캔 체적을 1회 숨멈춤으로 촬영할 수 있는 능력이 높아졌다. 따라서 움직임 인공물 발생이 줄었다. 자료는 없지만 이 장점이 아마도 재검사 수요를 감소시켰을 것이다. 숨멈춤 시간의 차이가 스캔하는 부위에 간극을 초래하지 않도록 하기 위해 각 숨멈춤에서 얻는 스캔을 수 cm씩 중첩시킬 필요가 MDCT에서는 없어졌다.

2.4. 선량조사와 진단참조준위

(42) 참조 선량관계량(CTDI, DLP)과 유효선량에 대한 조사와 선량관계량을 진단참조준위와 비교하는 것이 ICRP의 방호최적화 원칙을 이행하기 위해 환자선량 관리 전략을 진작하기 위한 실질적 수단임이 밝혀졌다(Shrimpton 등 2005). 근년에 MDCT가 SDCT에 비해 $CTDI_w$, DLP 및 유효선량에 미치는 영향을 알기 위한 여러 조사가 이루어졌다(Brix 등 2003, Origgi 등 2006, Papadimitrion 등 2003, Shrimpton 등 2005, Tsapaki 등 2001, 2006). 여러 국가 및 다국가 연구에서 얻은 성인에 대한 진단참조준위(DRL(DLP 사용)에 대한 자료를 표2.1에 주었다. 표2.2는 소아 환자에 대해 DRL($CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ 및 DLP 사용)을 제안한 국가연구의 결과를 보여준다. 표2.3은 SDCT와 MDCT에서 유효선량을 비교하고 있다. 표2.1에서 표2.3의 데이터는 주로 2,4,8 또는 16-MDCT에 관한 것이며 16 또는 64-MDCT에 대해서는 자료가 충분하지 않다.

표2.1. 성인에 대한 여러 연구에서 DLP(mGy cm) 단위의 진단참조준위

검사	IAEA 연구 ^{a)} (Tsapaki 등 2006)	영국 SDCT DRL (Shrimpton 등 2005)	영국 MDCT DRL (Shrimpton 등 2005)	유럽 SDCT DRL (EC 2000a)	유럽 MDCT DRL (Bongartz 등 2004)
머리	527	760	930	1050	337
가슴	447	760	940	650	267
배	696	510	560	780	724

a) SDCT와 MDCT를 포함하여 6개국 10개 대표적 의료기관에서 얻은 자료임.

표2.2. 소아 환자에 대한 진단참조준위(Shrimpton 등 2005)^{a)}

검사	CTDI _w (mGy) ^{b)}	CTDI _{vol} (mGy) ^{a)}	DLP (mGy cm)
가슴: 0~1세	23	12	204
5세	20	13	228
10세	26	17	368
머리: 0~1세	28	28	270
5세	43	43	465
10세	52	51	619

a) 자료는 75 백분위 값임.

b) 직경 16 cm 모의체에 대해 산출된 CTDI_w와 CTDI_{vol}.

표2.3. SDCT와 MDCT 시스템을 이용한 검사에서 유효선량

검사	유효선량(mSv)		검사	유효선량(mSv)	
	SDCT	MDCT		SDCT	MDCT
복부, 골반	17.2	14.4	가슴	6.2	5.7
간, 신장	8.7	11.5	골반	8.8	7.2
복대동맥	7.6	10.3	흉대동맥	5.8	6.7
관상동맥 CTA ^{a)}	-	10.5	폐정맥	3.6	5.4
뇌	2.8	2.8	경추	2.1	2.9
안면, 도관	1.1	0.8	요추	2.7	8.1
안면, 목	2.0	2.0			

a) CT혈관조영술(CT angiography)

(43) CT가 의료피폭 집단선량에 기여하는 정도가 증가함에 따라 의료기관이 적절한 품질관리 정책을 채택하는 것이 중요해졌다. 이점에서 유럽 품질기준(Bongartz 등 2004)이 유용할 것이다. 이러한 품질관리 술선은 자신 있는 진단에 필요한 영상품질을 유지하면서 환자선량을 관리함을 지향해야 한다. 많은 임상 상황에서 저선량 CT도 필요한 진단정보를 제공한다는 증거가 있다(Kalra 등 2004b). 영국의 기존 진단참조준위를 더욱 낮출 수 있다는 새로운 연구들도 있다(Shrimpton 등 2005). 특정 CT절차를 필요로 하는 임상징후에 고유한 진단참조준위도 바람직하다. Aldrich 등(2006)은 복부 CT에서 환자 체중이 영상잡음에 직결됨을 보였다. 이들은 5점 척도(1에서 5까지, 5가 최상)를 사용하여 전체적 영상품질이 4.5일 때 복부CT에서 선정된 점에서 잡음이 16 HU임을 발견했다. 이 목표 잡음 값에서 요구되는 관전류를 환자체중의 함수로 나타내면 체중이 70 kg 미만인 모든 환자에서 환자선량이 감소함을 알았다. 가장 작은 환자(35.4 kg)에서 DLP 기준으로 선량 감축은 72%이었다. IAEA도 6개국 9개 CT 스캐너가 관련된 공조연구과제coordinated research project를 통해 일상적 흉부 및 복부 CT에서 진단 신뢰도를 유지하면서 환자선량 감축 가능성을 조사하였다(IAEA 2007). 표준체격 환자를 기준으로 내장 값을 사용하는 기존 방법에 의존하는 대신에 체중이 다른 환자들에게 적용할 수 있는 피폭인자를 사용자가 결정할 수 있는 간단한 방법체계를 개발하는 것이 이 사업의 주목적이었다. 이를 통해 모든 범주의 환자 체중에서 환자선량 관리를 위한 간단한 mAs 예측식을 개발했다. 그 결과 환자체중이 요구되는 선량에 대한 좋은 예측을 제공할 수 있고, 용인할 수 있는 잡음수준에 대한 합의가 도출될 수 있으며 큰 환자에서는 용인 가능한 잡음수준이 높아질 수 있는 것으로 나타났다. 나아가 이 사업은 CT 시설에서 선량평가법을 어떻게 이행할 것인가에 대한 권고도 개발했다.

2.5. 방사선 위험에 대한 이해

2.5.1. 결정론적 위험

(44) 어떤 국가에서는 CT 선량이 의료절차 선량의 70%를 차지하듯이 CT선량이 집단선량의 큰 부분을 차지하지만 단일 CT절차에서 개인 환자의 피부선량은 결정론적 상해를 초래하는 선량에 비해 아주 낮다. 그러나 중재방사선 절차에서는 사정이 다른데 여기서는 환자의 최대 피부선량이 여러 유형의 피부 상해에 대한 문턱선량을 초과한 사실들이 있고 심한 피부상해도 여러 건 보고된 바 있다(Rehani와 Ortiz Lopez, 2006). CT에서도 환자가 방사선 빔이 동일한 해부학적 부위에 상당 시간 머무르는 절차를 2회 이상 거칠 수도 있기 때문에(예: 관류 또

는 중재 CT) 결정론적 영향을 배제할 수는 없다. 근래의 논문에서 Imanishi 등 (2005)은 관류 MDCT 연구와 디지털 차감 대뇌 혈관조영술(DSA)을 받은 환자 에게서 띠 모양의 탈모가 발생한 사례를 보고했다(그림2.1 참조). 모든 경우에서 환자들은 관류 CT 검사와 같은 기간에 2회의 대뇌 혈관조영술을 받았다. 동일 환자가 같은 해부학적 부위에 다수의 방사선학적 절차를 받는다면 그러한 결정 론적 영향의 가능성을 배제할 수 없다. 위 보고에 따르면 방사선 유발 일시적 탈 모가 국부 피부에 3~5 Gy 이상의 흡수선량을 받은 후 3주 이내에 발생할 수 있 다. 국부 피부에 1회 피폭으로는 7 Gy 이상에서, 그리고 여러 번 피폭에서는 50~60 Gy 이상에서는 영구 탈모가 발생할 수 있다(Imanishi 등 2005, ICRP 2000b). 관류나 중재 CT에서처럼 한 해부학적 부위에 복수의 CT 노출이 계획 되면 이에 앞서 기사는 그 환자가 과거 몇 주 동안 같은 신체 부위에 다른 방사 선 절차를 거쳤는지 확인해야 한다. 그렇다면 가능하면 대체 영상기법을 고려해 야 하며 여의치 않다면 방사선 유발 피부손상의 문턱선량에 이르지 않는 방법으 로 방사선 절차를 수행하도록 한다. 상황의 의학적 긴급성이 허락한다면 진행에 앞서 자격 있는 의학물리사로부터 피부선량 평가를 받아야 한다.



그림2.1. 53세 여성 환자에게 발생한 지주막하 출혈을 동반한 띠형 탈모. 머리에 대한 첫 관류 CT 검사 후 37일에 첫 일시탈모가 있었고 51일간 지속했다. 이 환자는 입원 15일 동안 4회의 머리 관류 연구와 2회의 머리 혈관조영술을 받았다(Imanishi 등 2005 에서 인용).

2.5.2. 확률론적 위험

(45) 이전에 CT로부터 받은 수십 mGy의 장기선량이 개인에게 특정 암을 초래 하는지를 결정하는 것은 가능하지 않다. 그러나 통계적 근거에서 CT 검사로 인

한 피폭이 특히 아동에게서 어떤 암 위험의 작은 증가를 초래할 잠재성은 있다 (Brenner 등 2001). 단위 장기선량 당 생애 암 치사위험은 연령에 따라 다르다. BEIR VII 보고서(BEIR 2006)는 1세 남아의 암 위험이 같은 선량에서 20~50세 남자보다 3~4배 높다고 적고 있다. 나아가 같은 연령의 여아는 남아에 비해 거의 2배나 방사선위험이 높다. 사회는 이러한 최대 위험에 처하는 사람을 보호하는 것이 중요하다. 많은 의료기관에서 15세 이하 아동의 CT 검사가 전체의 15~20%에 이르며 재촬영율도 증가하고 있다. 2001년에 아동의 CT에서 노출인자가 종종 성인에 대한 것과 같게 나타났으므로(Paterson 등 2001, Roger 2001) 아동에게 적합하게 노출인자를 맞추할 필요성에 대한 인식이 확실히 높아지고 있다. 제작사가 개발한 새로운 도구들을 이용하여 사용자가 환자 체격에 CT선량을 맞춰 인증기관이나 규제기관의 낮은 선량요건을 충족할 수 있다 (McCollough 등 2006). 인증이나 규제 프로그램에서 환자체격 고유의 노출인자를 사용하도록 요구하는 것은 아동이 불필요하게 높은 선량을 받지 않도록 보장하는 중요한 수단이 된다.

2.6. 환자선량 관리의 책무

(46) ICRP가 설명하듯 방사선방호의 원칙은 정당화, 방호 최적화, 선량한도이다 (ICRP 1991). ICRP는 환자에 대해서는 선량한도를 권고하지 않는다. 방호 최적화 원칙의 이행을 위해 진단참조준위를 권고하고 있다. 방사선의학자는 요망되는 목적을 달성하기에 충분한 품질의 영상을 얻으면서 환자선량이 그 임상목적에 부합하도록 유지할 책임이 있다. ICRP는 일반적 정당화와 개인적 정당화를 요구한다(ICRP 1991). 전문단체가 대개 규제기관과 협의하여 일반적 정당화와 개인적 정당화를 위한 지침을 마련한다. CT와 같이 방사선이 연관된 검사의 정당화는 불필요한 피폭을 회피하는 중요한 방법이며 따라서 강력한 방사선방호 수단이 된다. 주치의는 개별 건에 대해 검사를 정당화하고 필요한 정보를 얻을 수 있는 다른 방법에 대해 방사선의학자와 협의할 책임을 진다. 정당화에 대한 추가적인 내용이 4.1절에 있는데 거기서 공동책임에 대해 설명하고 있다. 이 보고서는 그러한 여러 보고서들의 검토를 포함한다. 그러나 전문학회들 사이에 합의를 통한 권고를 제공할 필요가 있다. 임상 상황에 따라 특정 검사를 선택함에 정당성을 제공하는 보고서들이 영국 왕립방사선과대학Royal College of Radiologists나 미국 국립방사선과대학American College of Radiology로부터 발간되었다(ACR 2000, RCR 2003). 개발도상국이나 선진국을 막론하고 정당하지 않은 피폭이 일어나고 있는 것으로 알려져 있다. 그러나 그러한 부당한 CT 사용으로부터 얼마나 많은 피폭

이 발생하는지, 또는 다른 조치로서 얼마나 회피할 수 있는지에 대한 논문은 부족하다. 전문 의학회가 의학물리 전문가와 협력하여 관행을 조사하고 부당한 사용의 정도를 평가하며 부당한 피폭을 피하기 위한 전략을 개발하는 것이 필요하다. 정당화와는 달리 방호 최적화는 주목을 받아 왔으며 정당화 원칙을 적용함으로써 줄일 수 있는 선량의 크기에 대한 많은 문헌들이 있다.

(47) 제작사의 책임은 무엇인가? 장치를 설계하고 국제표준 또는 국가 규정에 부합하게 하는 것은 제작사의 책임이다. 방사선의학 사회에서 환자선량에 보다 높은 관심을 보임으로써 제작사 역시 이에 주목하게 되었다. AJR의 논설(Rogers 2001)이 제작사의 주목을 받았는데 거기는 “장치 제작사는 아동의 CT가 가능한 최소의 선량에서 수행되는지 확인하는 운동에 참여해야 한다. 이를 위해 하드웨어 변경이 필요할지라도 사소한 변경에 그칠 것이며, 여기에 소프트웨어 변경이나 추가도 없어 ‘소아패키지’를 구매하지 않아도 좋을 것이다. 기사나 방사선의학자가 노출인자를 바르게 설정함으로써 바라는 선량감축이 달성될 수 있다. 제작사는 이미 이렇게 하지 않았다면 이것이 가능함을 알아야 한다.”라고 기술하고 있다. 나아가 제작사는 선량기록 통합시스템을 제공하여 선량 관련 정보가 환자의 의료기록과 연계되도록 해야 한다. 그러한 술선은 환자의 누적선량 추적, 계획 반복 또는 CT연구 후속추적에 특별히 유용하다. 분명히 제작사에게도 중요한 역할이 있고 ICRP 간행물 87(ICRP 2000a)과 2001년 AJR의 많은 논문 이후 CT에서 선량감축이 제작사에게 더욱 중요한 이슈가 되었다. 제작사들이 자동노출조절(AEC, 제3.3.2절 참조) 개발에서 괄목할 성과를 성취했지만 상이한 진단업무에서 참조영상품질을 정의하는 데서 사용자와 제작사 모두가 할 일이 많이 남아 있다.

(48) ICRP는 적절한 학회와 제작사가 협력하여 CT 스캔, 특히 아동의 스캔에서 받는 누적선량을 기록하는 방법을 개발하기를 권고한다. 이상적으로는 그러한 기록은 환자의 의료기록과 통합되어야 한다. 선량감축은 제작사에게 높은 우선순위가 되어야 한다.

2.7. 제2장의 참고문헌

ACR (American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. Radiology 215 Suppl., 1-1511.

Aldrich, J.E., Chang, S.D., Bilawich, A.M., Mayo, J.R., 2006. Radiation dose in abdominal computed tomography: the role of patient size and the selection of tube current. Can. Assoc. Radiol. J. 57, 152-158.

- BEIR, NAS, 2006. Health risks from exposure to low levels of ionising radiations. BEIR VII Report. National Academy of Sciences. National Academy Press, Washington, DC.
- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria).
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* 176, 289–296.
- Brix, G., Nagel, H.D., Stamm, G., et al., 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* 13, 1979–1991.
- Dawson, P., 2004. Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter? *Br. J. Radiol.* 77, S10–S13.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- Giacomuzzi, S.M., Torbica, P., Rieger, M., et al., 2001. Radiation exposure in single-slice and multi-slice spiral CT (a phantom study). *Roe. Fo.* 173, 643–49, German.
- Huda, W., Mergo, P.J., 2001. How will the introduction of multi-slice CT affect patient doses? In: *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Proceedings of an International Conference held in Malaga, Spain. March 26–30, 2001.* International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA (in press). Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence. IAEA-TECDOC-XXXX, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP* 21(1–3).
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- ICRP, 2000b. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. ICRP Publication 85, *Ann. ICRP* 30(2).
- ICRU, 2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74. International Commission on Radiation Units and

- Measurements, Bethesda, MD, USA.
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Imanishi, Y., Fukui, A., Niimi, H., et al., 2005. Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA. *Eur. Radiol.* 15, 41-46.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* 230, 619-628.
- Lewis, M.A., Edyvean, S., 2005. Patient dose reduction in CT. *Br. J. Radiol.* 27, 880-883.
- McCullough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223-2230.
- McCullough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler Jr., J.M., 2006. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* 26, 503-512.
- Nagel, H.D., 2002. Radiation Exposure in Computed Tomography. Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data Terminology. 4th revised and updated edition. CTB Publications, Hamburg.
- Origgi, D., Vigorito, S., Villa, G., et al., 2006. Survey of computed tomography techniques and absorbed dose in Italian hospitals: A comparison between two methods to estimate the dose-length product and the effective dose and to verify fulfilment of the diagnostic reference levels. *Eur. Radiol.* 16, 227-237.
- Papadimitriou, D., Perris, A., Manetou, A., et al., 2003. A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat. Prot. Dosim.* 104, 47-53.
- Paterson, A., Frush, D.P., Donnelly, L.F., 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients?. *Am. J. Roentgenol.* 176, 297-301.
- Prokop, M., 2003. General principles of MDCT. *Eur. J. Radiol.* 45 (Suppl. 1), S4-S10.
- RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3. Fifth Edition. The Royal College of Radiologists, London.
- Rehani, M.M., Ortiz Lo´pez, P., 2006. Radiation effects in fluoroscopically

- guided cardiac interventions – keeping them under control (Editorial). *Int. J. Cardiol.* 109, 147–151.
- Rogers, L.F., 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* 176, 287.
- Shrimpton, P.C., Jones, D.G., Hillier, M.C., et al., 1991. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric Aspects. NRPB-R249, National Radiological Protection Board, Oxon.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK –2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Tsapaki, V., Kottou, S., Papadimitriou, D., 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* 74, 836–840.
- Tsapaki, V., Aldrich, J.E., Sharma, R., et al., 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT –IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* 240, 828–834.
- Yates, S.J., Pike, L.C., Goldstone, K.E., 2004. Effect of multi-slice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br. J. Radiol.* 77, 472–478.

제3장 어떤 고려와 조치가 환자선량에 영향을 미치는가?

(49) MDCT 시스템에서 선량을 낮출 여지가 있으나 실제 선량감축은 시스템 운용방식에 달려있다.

(50) 방사선의학자, 심장학자, 의학물리사 및 CT시스템 운전기사가 환자선량과 영상품질 사이 관계를 이해하고 CT 영상품질이 종종 임상적 확신을 위해 필요한 수준 이상으로 높음에 유의하는 것이 중요하다.

(51) MDCT는 CT 기술의 첨단이며 선량감축을 위한 여러 기술수단을 제공하는데, 가장 중요한 수단은 자동노출조절(AEC)이다. AEC는 일반 방사선투사에서 사진기반노출(photo-timing)과 유사한 것으로서 사용자가 영상품질요건(예: 잡음 또는 대비잡음비)을 결정하면 영상화시스템이 바른 mAs를 결정한다.

3.1. 선량과 영상품질 사이의 타협

(52) 모든 진단업무에서 최고품질의 영상이 항상 긴요한 것은 아니며 품질 수준(예: 저잡음, 중저 선량)은 진단과제에 의존한다.

(53) 영상잡음, 대비잡음비와 같은 객관적 수단이 바른 임상진단과 관련된 모든 특성 전부를 장악하지는 못한다. 그래서 ‘최적’영상을 얻는 것은 정량적 측정학과 관측자 인식 모두가 관계하는 만큼 복잡한 과제이다.

(54) 과도한 선량감축은 영상품질에 부정적 영향을 미쳐 병변 식별성을 저하시킬 수도 있다. 마찬가지로 높은 선량으로 얻은 고품질 영상에서 병변 가시성은 낮은 선량 CT 영상에서 가시정보보다 반드시 높지는 않다(Kalra 등 2004b, EC 2000a, Bongart 등 2004). 그러나 CT 촬영과 영상재구성 변수들에 대한 이해가 낮은 환자선량에서 영상 품질을 유지하는 데 대해 방사선의학자, 의학물리사 및 운전자에게 도움이 된다.

3.1.1. 영상품질의 일반 지표

(55) 움직임 인공물이나 공간분해능과 같은 특성은 아니지만 여러 영상 특성이

방사선량과 직접 관계된다. 영상잡음과 영상대비는 영상품질에서 가장 중요한 지표이다. 영상잡음은 CT 스캔에 의한 방사선량과 가장 직접적으로 관계된다. 방사선량이 증가하면 전형적으로 잡음이 감소하며 그 역도 성립된다. 영상잡음은 CT수(Hounsfield 단위; HU)의 표준편차로 정량화할 수 있고 방사선량과 영상 품질을 관리하는 데 사용한다. 영상잡음은 잡음이 높으면 식별이 어려운 저대비 병변의 검출에 특히 중요하다. 반면, 가슴 CT, CT 가상결장내시경, 신장결석 검출을 위한 CT는 배경 대 병변 대비가 높아 고잡음 즉, 낮은 선량 CT가 용인된다. 따라서 주어진 CT 절차에서 노출인자의 선택은 그 절차의 목적에 근거할 수 있다. 그러나 아동과 같은 작은 환자와 큰 환자에서 영상품질에 대한 주관적 수용성은 동일한 잡음수준에서도 다를 수 있다. 환자 체격과 영상잡음의 관계는 각 CT 센터가 모든 환자에 대해 같은 설정을 적용할 것이 아니라 환자 크기에 근거한 프로토콜을 가져야 함을 적시한다. CT 제작사는 스캐너 제어반에 복수의 프로토콜을 저장할 수 있도록 준비하고 있으며 수 초 내에 이들 프로토콜을 불러올 수 있다. 따라서 여러 환자 크기와 임상 지시에 맞는 적절한 프로토콜을 개발하여 쉽게 저장할 수 있다.

(56) 영상대비는 촬영이나 재구성 변수와 더욱 복잡한 관계를 가지는데, X선관 전압에는 종속되지만 관전류-노출시간 곱(mAs)과는 독립적이다. kVp 감소는 방사선량을 감소시키지만 영상대비를 증가시키며, kVp 증가는 영상대비를 감소시킨다. 영상잡음과 영상대비는 방사선량 관리를 위해 스캐닝 변수를 채택하는데 사용될 수 있다. 사실 스캔 관심영역의 내재적 대비에 근거하여 선량을 감축하기 위해 상이한 스캐닝 방안이 채택될 수 있다.

3.1.2. 영상화 업무마다 상이한 품질수준 요구

(57) CT 가상 결장내시경, 또는 신장결석 분석을 위한 복부나 골반의 대비증강 없는 스캔과 같은 전형적 고대비 상황에서는 저선량 CT가 사용될 수 있는데 그러한 본질적 고대비로 인해 증가된 잡음이 병변의 가시성을 저해하지 않기 때문이다(Iannaccone 등 2005, Karla 등 2005a). 마찬가지로 최근에 CT 혈관조영술 프로토콜에 낮은 kVp를 사용하는 것이 연구되었는데 대비증강된 혈관과 주변 구조 사이의 높은 대비가 높은 잡음수준에서도 평가가 가능함을 보였다(Funama 등 2005, Holmquist와 Nyman 2006). 나아가 일반 흉부 CT연구는 공기로 차이는 폐와 다른 연조직 사이에 본질적 고대비(복부에 비해 흉곽에서 X선빔 감쇠가 덜하다)를 고려하여 저선량으로 수행되어야 한다(Karla 등 2005b). 역으로 대부분 간의 전이암처럼 병변과 배경의 대비가 낮은 경우 잡음이 높으면 병변의 검출이나 특성화에 영향을 줄 수 있다. 이런 경우 지나친 선량 감축으로 인해 잡음

이 높아지면 연구의 진단 적합성을 침해할 수 있다.

(58) 특히 젊은 환자의 비악성 질환에 대해서는 방사선량을 감축하는 것이 신중한 접근이지만, 저선량 CT로 인한 오진으로 환자가 지는 위험이 방사선 유발암의 통계적 위험보다 훨씬 커지는 생명을 위협하는 결정적 질환에 대해서는 요구되는 품질의 영상을 얻도록 기사들이 훈련되어야 한다.

(59) 유럽위원회(EC)와 IAEA의 여러 사업(www.dimond3.org; <http://rpop.iaea.org>)을 통한 유럽의 조율조치 결과로 방사선의학에서 방사선량 관리에 상당한 주의를 기울이고 있다(Brix 등 2003, IAEA in press, EC 1996a 1996b 2000a 2000b, Bongartz 등 2004, Tsapaki 등 2001 2006). 영상잡음에 대한 방사선의학자들의 이해의 차이와 함께 환자요인(일반적으로 미국 환자들은 유럽이나 아시아 환자에 비해 체중이 높다)도 스캔 프로토콜 차이에 기여하는 것으로 보인다. 미국의 조사에 따르면 국립방사선의학대학(ACR) 프로그램(McCollough 등 2004)과 같은 영상품질과 선량평가 프로그램에 의해 편차가 감소한 성과가 있지만 CT센터들 사이에 스캔 변수와 방사선량에 상당한 차이들이 남아 있는 것으로 나타났다.

3.2. 환자선량에 영향을 미치는 기기 및 절차 문제

(61) 노출인자들의 관리가 어떻게 환자선량 관리에 기여하는가에 대해 관심이 높아졌다. 그러나 기술의 발전 속도는 환자선량 관리에 지속적 관심을 요구한다.

3.2.1. 과역빔

(62) X선빔이 작동하는 검출기 범위를 넘어 환자에게 입사되어 빔의 일부가 영상화 목적에 이용되지 않는 경우가 과역빔이다. SDCT에서는 슬라이스 민감도 프로파일을 개선하기 위해 환자와 검출기 사이에 슬라이스 콜리미터를 둘 때 과역빔이 발생한다. 이 현상은 매우 좁은 영상 폭(2 mm 이하)에서 종종 발생하고 두터운 영상에서는 가끔 발생하는데, 영상형성에 기여하지 않는 방사선량을 환자에게 부여하게 된다. SDCT에서는 X선빔의 반그림자(명암경사) 부분을 영상화 검출기로부터 배제할 필요는 없다. 따라서 대부분 SDCT 스캐너는 모든 X선빔 또는 선량 프로파일을 전부 이용하는데(그림3.1 참조) 대신 슬라이스 프로파일에 약간의 품질저하가 발생한다.

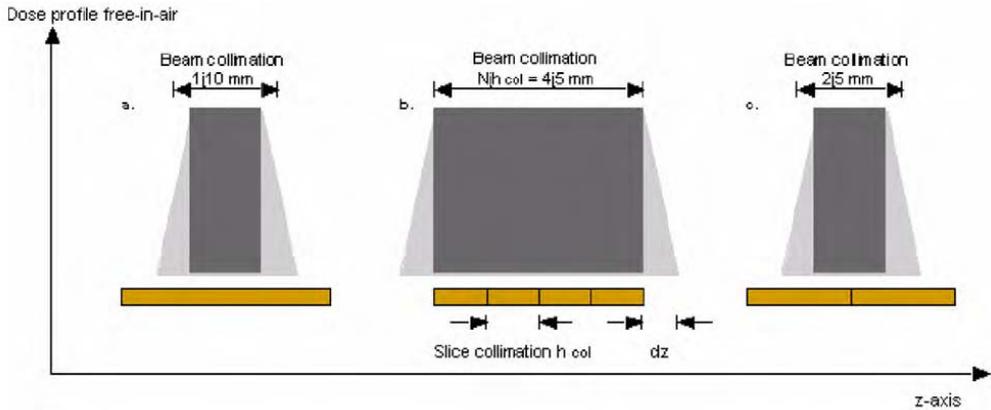


그림 3.1. 본그림자(짙은 회색)와 반그림자(얇은 회색) 부분이 있는 공간선량 분포. (a) SDCT 스캐너, (b) 4-MDCT, (c) 2행 검출기. SDCT 또는 2행 검출기 스캐너에서는 작동하는 검출기 행의 폭이 반그림자를 포함한 모든 선량 프로파일을 포착하기에 충분하다. 2행을 넘는 검출기를 갖는 MDCT에서는 모든 검출기가 균일하게 노출되도록 반그림자를 배제한다. 양단의 반그림자 삼각형의 결합 폭을 과역범 인자 dz 로 나타낸다(Nagel 2005).

(62) MDCT에서는 입사하는 방사선이 모든 검출기 행에 걸쳐 균일해야 하므로 반그림자의 전부 또는 일부가 이용범에서 제외되어야 한다(그림3.1b 참조). 이에 따라 X선빔의 폭을 증가시켜 반그림자 영역이 작동 검출기 영역을 넘도록 해야 한다. 이것은 동시 입력되는 슬라이스가 둘을 넘는 모든 MDCT 스캐너에서 사실이다. 2행 검출기 스캐너에서는 검출기 배열의 총 폭이 온그림자를 포착하기에 충분하다면 과역범이 필요하지는 않다(그림3.1c 참조). 그러나 많은 경우 2행 검출기 스캐너에서도 과역범이 발견된다.

(63) 빔 총 폭이 작을 때 과역범의 선량영향이 가장 커진다. SDCT에서 1 mm 슬라이스 콜리메이션이 환자 후방에서 이루어질 때가 최악으로 나타난다. SDCT에서 과역범의 크기가 상대적으로 작지만(대체로 1 mm) 선량이 100% 증가하는 것으로 나타난다. 다수의 데이터 채널(즉, 동시에 입력되는 슬라이스 수가 많음)을 갖춘 시스템에서는 검출기 총 폭을 노출시키면서 좁은 영상을 얻을 수 있다. 대부분의 MDCT에서 과역범의 범위는 약 3 mm이다(McCollough와 Zink 1999, Nagel 2005). 일반적으로 MDCT에서는 빔과역이 검출되는 X선빔의 작은 분율을 구성하므로 빔 콜리메이션을 넓게 하는 것이 검사의 선량 효과성을 높인다. 그러나 스캐너 모델에 따라서는 넓은 빔 콜리메이션이 재구성할 슬라이스의 크기(얇음)를 제한할 수도 있다.

(64) X선관 초점의 움직임은 환자 이전에 조중pre-patient control하고 빔을 조준하면 스캐너의 선량효율을 높여 따라서 선량을 감축한다. 이 기술은 수 ms마다 빔 위치를 측정하여 필요에 따라 조리개를 재배치하여 빔과역을 줄인다. 이로써 초점 추적이 없는 시스템에 비해 선량분포 종단면을 더 좁게 만든다. 현재 생산되는 모든 MDCT는 이 목적을 달성하기 위해 이러한 기법을 사용하고 있다.

3.2.2. 과범위 overranging

(65) 나선CT에서는 모든 투사각에 대해 두 점간 데이터를 내삽해야 한다(그림 3.2 참조). 따라서 나선 스캔의 시작과 끝에서는 z축의 지정된 스캔 경계(즉, 영상화가 필요한 해부학적 범위의 시작과 끝)를 넘어 투사 데이터를 필요로 한다. 보통 스캔 시작과 끝에 각각 추가로 반 바퀴, 전체적으로 한 바퀴를 더 필요로 한다.

(66) 과범위란 나선 내삽 알고리즘을 위해 필요한 추가 회전으로 인한 선량길이 공급이 증가되는 것을 말한다. MDCT 스캐너에서는 추가 회전 수는 피치에 직결되며 노출길이의 증가는 전형적으로 총 빔폭의 1.5배이다.

(67) 선량길이공급 DLP(부록 A 참조)와 관련하여 과범위의 의미는 영상화하는 신체 길이에 달려있다. 총 빔폭에 비해 짧은 나선 스캔에서는 선량효율(과범위에 관해서)이 줄어들 것이다. 동일한 해부학적 범위에 대해서는 1회 나선스캔을 사용하는 것이 복수 나선스캔을 사용하는 것보다 선량효과적이다.

3.2.3. 영상 두께

(68) MDCT 기술은 SDCT와 비슷하거나 더 짧은 총 스캔시간에 상대적으로 더 좁은 영상폭을 재구성할 수 있게 한다. 예를 들면 64-MDCT에서 전형적인 성인 남성은 머리에서 발끝까지 1 mm 미만의 검출기 콜리메이션으로 20초 이내에 스캔할 수 있다. 그러나 검출기 콜리메이션이 반드시 재구성된 영상두께와 일치하지는 않는다. 얇은 투사 데이터로부터 더 두터운 영상, 즉 잡음이 더 낮은 영상을 생산할 수도 있다. 그래도 전형적 영상두께(3~5 mm)는 SDCT 스캐너에서 사용하는 두께(5~10 mm)보다 작다. 따라서 사용자가 선량을 높여 얇은 영상에서 오는 높은 잡음을 보상하려 할 수도 있다.

(69) 영상 두께가 감소됨에 따라 부분체적평균의 크기 역시 감소한다. 따라서 한

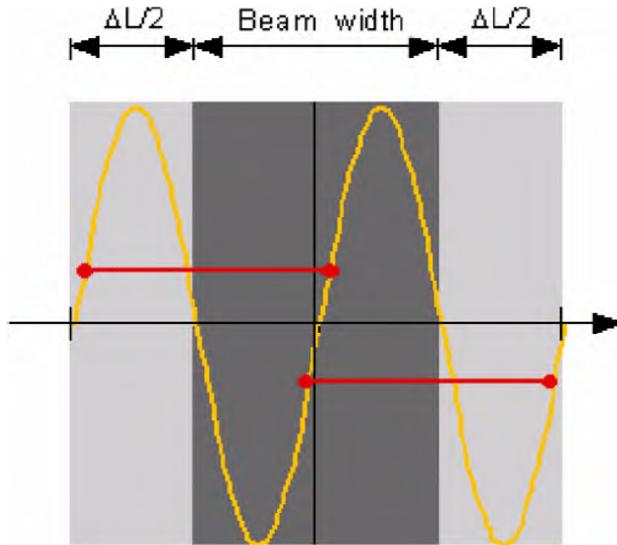


그림 3.2. 나선모드에서 피치 1로 360° 회전 알고리즘을 이용하는 SDCT인 특별한 경우의 과범위. 일반적으로 시작과 끝에서 각각 추가로 반 바퀴를 필요로 하여 ΔL 만큼 길이가 늘어난다. ΔL 은 선정한 피치에 따라 달라진다(Nage1 2005).

체적소보다 작게 차지하는 물체에 대한 CT수(영상 밝기)는 체적소 크기가 감소함에 따라 증가한다. z축 방향 규격이 한 영상폭보다 작은 물체에서는 물체의 대비는 슬라이스 두께를 줄이면 개선되는데, 반대로 양자잡음은 슬라이스 두께감소에 따라 증가한다. 얇은 영상두께를 사용하면 잡음은 증가하지만 작은 세부의 대비잡음비(CNR)와 가시성은 개선된다(Wedegarter 등 2004).

(70) 그림3.3에서 동일한 데이터(4-MDCT로 검출기 콜리메이션 2.5 mm에서 촬영)의 동일 z축 위치에서 두께 3, 5, 7, 10 mm인 영상들이 재구성되었다. 영상 잡음이 줄어들어도 불구하고 간 병변(약 3 mm 크기)의 가시도가 슬라이스 두께가 증가할수록 계속 낮아지고 있다. 부분체적평균화는 영상두께보다 작은 물체에는 제한적이지 않다. 그보다 병변이나 혈관 등의 불규칙한 형태나 자세 때문에 물체의 끝부분에서는 부분체적평균화가 항상 관계된다.

(71) 결과적으로 부분체적평균을 줄이기 위해, 또는 다평면이나 3D 재형성을 위해 얇은 영상두께를 필요로 한다면 두터운 영상으로 얻을 수 있는 수준의 영상 잡음을 얻기 위해 반드시 선량을 높일 필요가 없다. 재형성이나 부분체적평균이 문제되지 않을 때는 잡음을 줄이기 위해 두터운 영상을 재구성해야 한다. 사용자

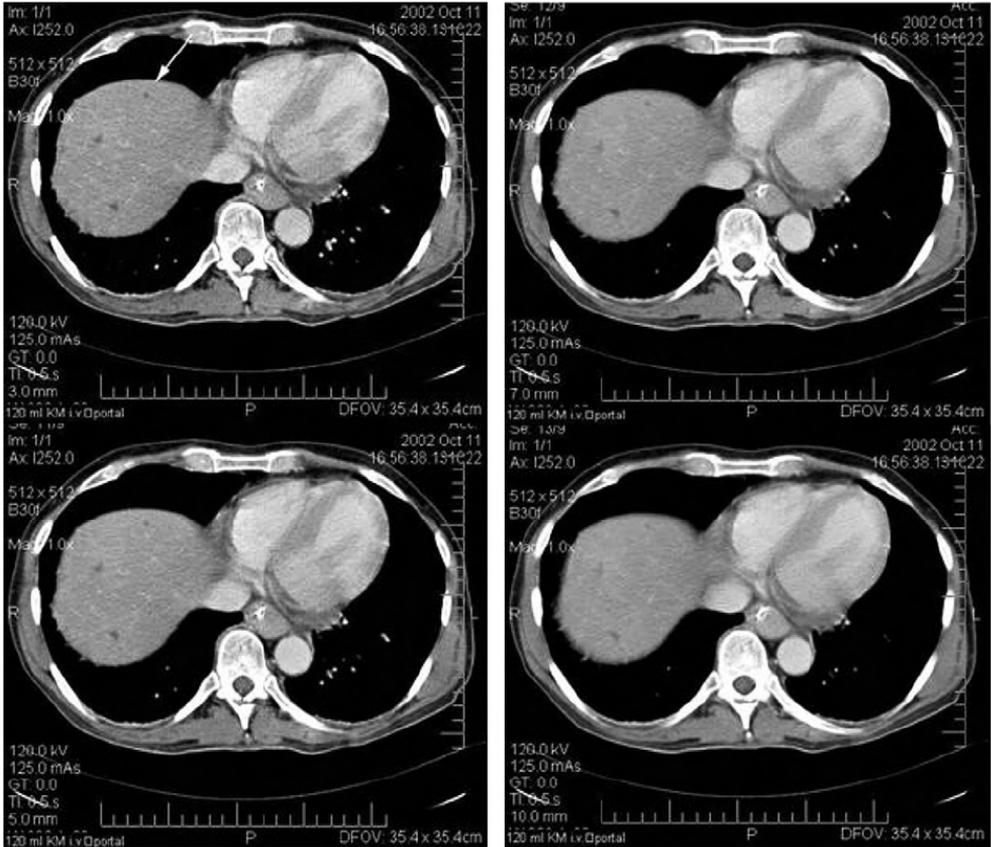


그림3.3. 120 kVp, 4x2.5 mm 슬라이스 콜리메이션으로 유효 mAs 125로 촬영(CTDI_{vol}=11 mGy)된 간의 MDCT 검사. 동일한 원본자료로부터 중심이 같은 다른 두께의 영상들(좌상 3 mm, 우상 5 mm, 좌하 7 mm, 우하 10 mm)이 재구성되었다. 부분체적평균의 감소로 얇은 영상에서 잡음이 증가함에 불구하고 작은 병변의 가시도는 괄목하게 향상된다. 이점은 약 3 mm 크기의 병변(화살표)에서 확실하다.(자료: 독일 함부르크 University Hospital Eppendorf, Wedegartner 박사).

가 영상 두께를 실시간으로 다룰 수 있도록 하는 CT 워크스테이션의 출현으로(예를 들어 축방향 얇은 영상들로부터 두터운 다평면 재형성이나 최대에너지 투사) 부분체적평균을 줄이기 위해서는 얇은 영상을 보고, 영상잡음을 줄이기 위해서는 두터운 영상을 효율적으로 볼 수 있게 되었다.

3.3. 환자선량에 영향을 주는 운전자 선택

(72) 자동노출조절 시스템(AEC)은 영상품질과 연관된 척도를 이용하여 스캔 프

로토콜이 적용될 수 있게 한다. 사용자가 영상품질을 적절히 명시하여 임상과제에 접목하면 뚱뚱한 환자를 제외한 모든 환자의 선량에 감축이 있게 된다. 뚱뚱한 환자에서는 영상 품질을 향상하기 위해 선량이 증가한다.

(73) AEC가 운전자를 스캔 변수 선택에서 완전히 자유롭게 하지는 않으며 각개 시스템에 주의를 기울이는 것이 중요하다. AEC가 없는 CT시스템은 운전자가 mA나 mAs를 선정해야 하지만 AEC 시스템은 AEC가 효율적으로 작동되도록 잡음지수, 참조 mAs 및 참조영상에 대한 이해를 요구한다. 영상화소 표준편차나 잡음지수와 같은 영상변수를 이해하는 것이 간단하지는 않으므로 과오의 기회를 제공한다.

(74) AEC시스템에서 영상품질 변수의 선정은 단순하지 않다. 영상 품질을 어떻게 명시할 것인가에 대해 합의가 없으며 회사마다 노출관리 방식에 상당한 차이가 있다. 시스템에 대한 운전자의 지식이 중요하다.

(75) 스캔을 감시하는 운전자나 방사선의학자는 적절한 선량을 이용하여 희망하는 영상 품질을 확보하기 위해 조정할 수 있는 몇 가지 스캔 획득 변수를 관리할 수 있다. 고품질 영상을 제공하는 노출인자의 증가가 발견되지 않으므로 운전자가 요구되는 선량을 넘는 높은 선량에서 CT검사를 수행할 기회가 다분하다. 결과적으로 국가차원의 조사에서 심지어 동일한 CT시스템을 사용하는 시설에서조차 선량 변화 폭이 크게 나타나고 있다(Brix 등 2003, Nagel 등 2004, Shrimpton 등 2005).

3.3.1. 스캐너 모델과 제작사

(76) CT스캐너 설계의 기하학에는 상당한 차이가 있어 스캐너 X선관 초점에서 회전중심(아이소센터)까지 거리에 영향을 미친다. 또 X선빔의 필터, 검출시스템의 효율, 데이터 수집 전자회로의 잡음수준, 재구성 알고리즘에도 차이가 있다. 따라서 한 스캐너 모델에서 주어진 mAs, kVp 및 영상폭에서 얻는 영상잡음은 다른 스캐너 모델에서 얻는 잡음과 상당히 다를 수 있다.

(77) 이러한 시스템 속성은 운전자 선택적이 아니며 대형 의료기관에서는 둘 이상의 상이한 모델, 아마도 제작사도 다른 스캐너들이 있는 경우도 흔하다. 따라서 하나의 CT 시스템에 대해 스캔 프로토콜을 준비할 때 한 스캐너 모델에서 다른 스캐너 모델로 변수를 “이전”하는 데는 조심하는 것이 중요하다. 프로토콜의 신중한 이동은 사용하는 스캐너 모델에 따라 대등하거나 낮은 방사선량에서

영상품질을 유지하는 것을 돕는다.

3.3.2. 관전류(mA)와 관전류노출시간곱(mAs)

수동식(기술차트)

(78) 전통적 방사선촬영과는 달리 CT영상은 CT 데이터의 정규화 본질(즉, CT 수는 물에 대해 상대적으로 일정한 정도의 감쇠를 나타낸다.)이 항상 적절하게 영상이 나타남을 보장하기 때문에 너무 검은 과노출 또는 너무 밝은 경우가 결코 없다. 그 결과 CT 사용자는 작은 환자에 대해 관전류노출시간곱(mAs)을 줄여야만 하는 일이 없어 종종 이런 환자들에게 초과선량을 초래한다. 그러나 환자 선량에 영향을 미치는 변수-가장 기본적인 변수는 mAs이다-를 선정할 때 환자 크기를 고려하는 것은 CT 운전자의 기본 책임이다(FDA 2002, Linton과 Mettler 2003).

(79) 방사선촬영이나 형광투시에서처럼 환자 크기의 함수로서 mAs를 선정하는 적절한 지침이 CT 운전자에게 제공되어야 한다. 이러한 지침을 종종 “기술차트”라 부른다. 환자에게 적절한 선량을 주기 위해 관전류, 노출시간, 관전압 모두를 변경할 수 있지만 CT 사용자는 대체로 주어진 임상이용에 대해 관전압(kVp)과 갠트리 회전시간(s)을 표준화하는데 이것은 적절하다. 예를 들면 최대 회전속도를 사용하여 움직임에 따른 흐림이나 인공물을 최소화하고 영상대비를 최대화하기 위해서 환자 크기에 부합하는 최저 kVp를 선정한다(Funama 등 2005, McCollough 등 2006, Nakayama 등 2005).

(80) 선량을 줄이기 위해 스캔 변수들을 환자 크기에 맞출 수 있지만 그러한 조정을 고려할 때에는 소정의 주의사항을 잊지 않는 것이 중요하다. 첫째로 일반 집단에서 머리와 같은 부위의 크기는 큰 차이가 없으므로 머리 크기에 근거한 스캔 변수 조정은 적용할 필요가 없다. 둘째로, 가슴 CT 연구에서는 환자 크기와 영상잡음, mAs 사이에 상관도가 낮은 것으로 근래의 연구에서 나타났다 (IAEA in press,⁵⁾ Prasad 등 2002). 이러한 벗어남은 여러 인자의 탓으로 보이는데 폐에서는 크기와 관계없이 X선빔의 감쇠가 미미함, 신체의 다른 부분에 비해 복잡한 해부학적 연계와 움직임 방식, 그리고 가슴CT 영상 재구성에 사용되는 특별한 알고리즘 등이 있다. 크기에 근거하여 스캔 변수를 조정할 경우, 환

5) <역주> 이 보고서는 아직 발간되지 않았으나 그 요지는 다음의 논문에서 볼 수 있다.

V. Tsaki, J.E. Aldrich et al., Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA coordinated research project, *Radiology*, 240(3), 828-833(2006).

자 크기와 mAs 사이의 낮은 상관도는 가슴CT에 대해 방사선량의 과대평가를 초래할 수 있는데 특히 큰 환자에게서 그러하다.

(81) 환자 크기의 함수로서 mA를 조정하는 방식은 환자의 체중보다는 관심 해부학적 영역의 전체 감쇠 또는 두께와 연계되어야 함을 수많은 연구자와 사용자가 밝혀 왔는데, 환자 체중은 환자 둘레와 관계되지만 해부학적 영역의 함수로서 좋은 대체는 아니기 때문이다(Boone 등 2003, McCoolough 등 2002, Wilting 등 2001). 한 예외는 머리 영상화인데 여기서는 주된 감쇠가 두개골에 의하며 뼈 형성과정은 연령에 종속되므로 감쇠가 연령으로 잘 정의된다.

(82) mA 조절된 영상의 임상 평가에서 방사선의학자들은 작은 환자에 대해 큰 환자에서와 같은 수준의 용인 잡음수준을 찾지 못했다(Wilting 등 2001). 방사선의학자들은 아동이나 작은 성인에 대해 큰 환자보다 잡음이 낮은 영상을 요구하는 경향이 있는데 장기와 조직관 사이에 지질조직이 없고 해부학적 규격이 작기 때문이다(Boone 등 2003, Karla 등 2004d, McCollough 등 2002, Wilting 등 2001). 몸통 영상화에서 소아에 대해서는 성인에 비해 4분지 1내지 5분지 1로 mA(또는 mAs)를 줄이는 것이 가능하다(McCollough 등 2002). 역으로 뚱뚱한 환자에 대해서는 2배 정도 높이는 것이 적절하다(McCollough 등 2002). 머리 CT 영상화에서는 성인 대비 신생아의 mAs 감축비는 2~2.5 정도가 적절하다. 기술차트 예시를 표3.1과 표3.2에 보였다. 몸통 영상화(표3.2)에서 성인(80 kg, 간 위치에서 측폭 35~40 cm)에게 사용되는 mA 값에 정규화한 값으로 주었다. 표3.2에 주어진 데이터를 위한 변수에 대한 자세한 설명은 해당 참고문헌을 참조하기 바란다. 머리 영상화에서 감쇠의 지표로서 연령이 선호된다. 예시한 몸통 영상화 기술차트에서 전형적인 연령이 주어지기는 했지만 환자 크기와 이에 따른 감쇠는 동일 연령에서도 상당히 다르므로 환자의 체격이 선호되는 감쇠 지표가 된다. 뚱뚱한 환자에 대해 노출을 늘이기 위해서는 회전시간이나 관전압을 증가시킬 필요가 있을 것이다. 특히 기술차트의 일관된 적용이 일일 관행에서 이루어지지 않으면 선량관리 이점이 상실된다. 따라서 다음절에서 논의하는 바와 같이 환자 크기에 맞추는 자동화 방법이 연구되어 적용되고 있다.

자동노출조절(AEC)

(83) 투사 각도와 해부학적 영역에 따라 환자에 의한 감쇠에 극심한 편차가 발생할 수 있다. 가장 잡음이 심한 투사가 최종 영상의 잡음을 결정하므로 최종 영상의 잡음을 증가시키지 않고 다른 투사의 선량(광자 수)을 감축할 수 있다. 이 개념은 1981년 Haaga 등(1981, 2001)이 도입했다. 1994년 한 제작사가 신체

표3.1. 머리CT에 대한 기술차트의 예(McCollough 등 2002, Boone 등 2003)

연령	영상폭(mm) x 영상증분(mm)	상대 mAs	연령	영상폭(mm) x 영상증분(mm)	상대 mAs
0~6 월	3x3	0.46	0~6 월	7x7	0.40
6.1~18	3x3	0.57	6.1~18	7x7	0.50
18.1월~3세	3x3	0.61	18.1월~3세	7x7	0.54
3.1~10세	3x3	0.73	3.1~10세	7x7	0.65
10세 이상	5x5	1.00	10세 이상	10x10	1.00

표3.2. 몸통CT에 대한 기술차트의 예(McCollough 등 2002, Boone 등 2003)

근사연령(세)	간 위치에서 환자 측폭(cm)	상대 mAs	연령	간 위치에서 환자 측폭(cm)	상대 mAs
신생아	14이하	0.16	성인	30.1~35	0.71
1	14.1~18	0.22	성인	35.1~40	1.00
5	18.1~22	0.29	성인	40.1~45	1.42
10	22.1~26	0.38	성인	45.1~50	2.00
15	26.1~30	0.50			

부위에 따라 평균 관전류를 8~13% 감소시키는 mA 변조 시스템을 상품으로 내놓았다(Kopka 등 1995). Kalender 등(1999b)과 Gies 등(1999)은 자동 mA 변조를 통해 타원형 신체부위에서 40%까지 선량을 줄였음을 보고했다. 추가적인 mA 변조 제품이 2001년 후반에 가용해졌는데 이때는 부분적으로는 선량에 대한 일반인의 우려 때문에 선량감축이 CT시스템 제작사의 주요 관심사가 되어 있었다(Rehani와 Berry 2000, ICRP 2000a). 모든 AEC에서 가정은 스캔하는 신체부위에 대한 평균 mAs의 감축에 비례하여 선량이 감소한다는 것이다. 이것이 해부학에 따라 달라서 특정 장기에 대한 선량감축을 바로 나타내는 것은 아니므로, 유효선량은 mAs 감축에 정비례하여 감소하지는 않는다.

(84) 스캔 획득 중 X선관전류 변조는 CT에서 선량을 관리하는 매우 효율적인 방법이다. 변조는 환자 주변의 각도에 따라서, 환자의 신장 축을 따라 또는 두 경우 모두에서 이루어질 수 있다. 시스템은 요구되는 영상품질을 달성하기 위해 여러 알고리즘 중 하나를 사용하여 자동으로 관전류를 조절한다.

각도(x,y) 변조

(85) 각도 (x,y) mA 변조는 환자의 방향(예를 들면 전후 방향과 좌우 방향)에

다른 감쇠의 변화에 맞춰 검출기에 이르는 광자의 선속밀도를 고르게 하기 위해 환자를 중심으로 X선관이 회전하는 동안 mA를 변화시킨다. 운전자가 초기 mA나 mAs 값을 선택하면 갠트리 1회전을 주기로 mA가 초기값으로부터 증감 변조된다.

(86) Kalender 등(1999b)은 어깨에서 전후방과 측방 투사 사이에 잡음수준이 고르게 되도록 mA를 높일 때 어깨 줄streak 현상이 감소함을 보였다. 그러나 어떤 운용에서는 mA가 운전자가 설정한 초기값보다 높아지는 것을 허용하지 않는다. X선관이 전후방에서 측방으로 회전함에 따라 mA는 전망적으로는 CT 위치 관리자localizer 투사영상을 따르거나, 거의 실시간으로는 180° 직전 투사로 측정된 감쇠에 따라 사인함수처럼 변화시킬 수 있다.

측방향(z) 변조

(87) 측방향(z) mA 변조는 환자의 z축을 따른 해부학적 영역의 감쇠 변화(예를 들면 어깨 대 복부 대 골반)에 맞춰 mA를 조절하는 것이다. z변조는 여러 해부학적 영역에 걸쳐 대체로 균질한 영상품질을 얻기 위한 것이다. 따라서 운전자는 알고리즘 입력으로서 요구되는 영상품질의 수준을 제공해야 한다. 이 변조를 위해 사용하는 방법은 제작사마다 상당히 다르다. 예를 들면 어떤 제작사는 사용자가 참조 잡음수준을 지시하도록 하는가 하면 다른 제작사는 사용자에게 참조 유효 mAs값이나 영상데이터 세트를 지시할 것을 요구한다(Kalra 등 2005a, McCollough 등 2006). 이 영상품질 선택에 대한 상세 내용이 아래에 제시된다.

(88) 해부학적 영역에 따라 감쇠가 변동하면 요구되는 영상품을 얻기 위해 mA가 변조된다. 관전류가 갠트리 회전 당에 맞춰지므로 노출은 측방향의 전 스캔 범위에서 가장 어려운 부분(예를 들면 가슴 CT검사에서 어깨부분)을 충족하는 방법으로 일정하게 유지될 필요는 없다. 검사 형태와 내장값 설정에 따라 CTDI_{vol}으로 50%까지 선량감축을 달성할 수 있다.

(89) 측방향 선량변조는 국부 감쇠 특성과 무관하게 적절한 잡음수준의 보장을 목적으로 한다. 그렇게 함으로써 예를 들면 전체 몸통의 검사에서 상복부로부터 골반부로 진행할 때처럼 선량이 증가할 경우도 있다. 골반부에서는 예를 들면 높은 본질적 대비로 인해 잡음도 증가하기 때문에 적절한 잡음수준과 본질적 대비의 변화 모두 측방향 변조방식에서 고려되어야 한다. 경추 부분에서도 또한 같다. 여기서는 감쇠의 감소 결과뿐만 아니라 가슴의 고대비 특성 때문에 선량감축이 가능하다.

각도와 축방향 결합(z,y,z) 변조

(90) 각도와 축방향을 결합(x,y,z)한 mA 변조는 회전과 X선빔 내에서 환자의 축방향 이동에 따라 mA를 변화시킨다(즉, 전후방 대 측방과 어깨 대 복부). 여전히 운전자가 요구되는 영상품질을 지시해야 한다. 이 경우 X선 선량이 3 평면 모두에서 환자의 감쇠에 맞춰지므로 CT선량 감축에 가장 발전된 접근이다. 6세 아동에 대한 이 접근의 한 예를 그림3.4에 주었다.

(91) x,y,z 선량변조 접근에서 축방향 선량 변조 요소를 위해 CT 위치관리자 투사영상으로부터 한 방향(전후 방향 또는 측방향)에서 환자의 감쇠를 측정하고 직교방향 감쇠는 수학적 알고리즘으로 평가한다. 이 감쇠 종단면 측정은 환자 크기와 체형, 그리고 각 z위치에서 감쇠에 대한 정보를 포함한다. 이 종단면 자료에 근거하여 매 회전마다 관전류와 관전압을 계산한다. 관전류 조정은 축방향을 따라 요구되는 영상 품질을 유지하기 위해 사용자 지정 영상 품질 참조에 근거한다. 이것은 z변조에서와 본질적으로 동일하다. 그 다음 z-축 관전류 값을 매 회전 동안 환자의 각도방향 감쇠 종단면에 따라(즉, x,y 변조 알고리즘을 이용하여) 변조한다. 검사 유형과 영상 품질의 내장값 설정에 따라 40~60%의 CTDI 감축이 달성된다(Kalra 등 2004c, McCollough 등 2006, Mulkens 등 2005, Rizzo 등 2006).

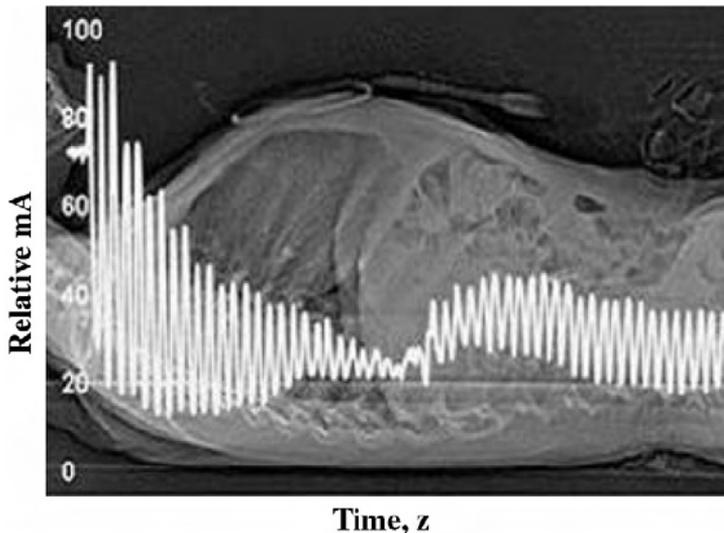


그림 3.4. 성인 프로토콜과 AEC시스템을 사용한 6세 아동의 척추검사에서의 시간(그리고 입사 위치)의 함수로서 상대적 관전류. 스캔 개시전에 참조 유효 mAs(mAs/피치)로 165를 설정했다. 스캔 후 산출된 평균 유효 mAs는 38이었다(McCollough 등 2006).

(92) AEC 시스템은 환자노출을 직접 감측하지는 않지만 영상품질에 관련된 척도를 사용하여 스캔 프로토콜에 적용할 수 있게 한다. 사용자가 영상 품질을 적절히 명시하고 임상과제에 부합시키면 뚱뚱한 환자를 제외한 모든 경우에 선량이 감측된다. 뚱뚱한 환자에서는 영상 품질을 높이기 위해 선량이 증가한다. AEC가 없는 CT시스템은 운전자에게 mA를 선정하도록 요구하는데 반해, AEC시스템은 AEC가 효율적으로 작동하도록 잡음지수, 참조 mAs 그리고 참조 영상의 개념에 대한 이해를 요구한다.

3.3.3. 영상품질 선택 패러다임

(93) 영상품질 선택 패러다임의 사용은 CT시스템으로 하여금 최소의 선량에서 요구하는 영상 품질을 얻기 위해 각도와 z축 방향의 위치에 따른 함수로서 적절한 관전류 값을 계산하도록 한다. 이러한 넓은 개념을 AEC라 하는데 제작사에 따라 실제 적용은 약간 차이가 있다. 실제에서 시스템이 요구하는 영상 품질(일단 정의되면)을 제공하는 것은 상대적으로 단순하다. 그러나 다양한 CT 응용과 환자 크기에 대해 영상 품질을 결정하는 것은 상당히 어려울 수 있다.

(94) 요구되는 영상 품질을 결정함에 있어서 사용자는 고품질 영상이 모든 진단 업무에서 요긴한 것은 아니며 진단 업무에 따라 품질 수준-저잡음(높은 선량), 표준 또는 고잡음(낮은 선량)-이 선택될 필요가 있음을 기억하는 것이 요구된다. 그러면 CT시스템이 회전 중 (x,y), z-방향을 따라 또는 3차원 (x,y,z) 모두에서 환자 신체의 체형과 사용자가 정의한 요구되는 영상 품질에 맞춰 mA를 조정할 것이다. 따라서 정의된 영상 품질을 얻기 위한 mA 변조업무(관전압 변조)와 요구되는 영상 품질을 사용자가 실제로 처방하는 일을 구분해야 한다.

(95) AEC시스템에서 영상 품질의 선택은 단순한 업무는 아니다. 영상 품질을 어떻게 규정할 것인가에 대해 합의가 충분하지 않은데 영상 품질에 따라 제작사들이 노출 관리를 달성하는 방식에도 상당한 차이가 있다. 그러므로 시스템에 대한 운전자의 지식이 중요하다.

(96) 각개 CT시스템 제작사는 사용자 인터페이스에서 영상 품질을 정의하는 데 상이한 방법들을 사용하고 있다. 한 제작사는 “잡음지수”라는 개념을 사용한다. 잡음지수는 특정 규격의 물 모의체에서 화소값의 표준편차에 대해 참조된다. “찾아보기 표 look-up table”가 CT 위치 안내자 투사 Scout 영상으로부터 측정된 환자 감쇠를 소유권 있는 알고리즘에 따라 각 X선관 회전 mA 값에 배치한다. 이 알고리즘은 한 회전과 다음 회전에서 환자 감쇠가 바뀔 때 영상 잡음을 동일하게

유지하도록 설계되어 있다. 환자 크기나 연구 지시가 다르면 또 다른 잡음지수가 필요할 수 있다(Kalra 등 2003).

(97) 다른 제작사는 사용자가 부합하는 요망 영상품질을 선정하는 일을 돕도록 “참조영상reference image” 개념을 사용한다. 그들은 이것을 “자동전류설정 automatic current setting; ACS”이라 부른다. 사용자가 합당한 환자 검사결과를 CT 위치관리자 투사영상과 함께 저장하면 시스템이 그 원본자료를 저장한다. 이 정보가 프로토콜별로 “참조사례reference case”로 저장되며 다음의 검사에서 소유권 있는 알고리즘을 통해 대조된다.

(98) 또 다른 제작사는 사용자가 요망 영상 품질을 수립하도록 “품질참조 mAs”를 사용한다. 사용자는 프로토콜별로 약 80 kg의 환자에게 전형적으로 사용되는 유효 mAs(mAs/피치)를 선정한다. 소아 프로토콜에서는 품질참조 mAs로 20 kg 환자가 선정되어야 한다. 요구되는 잡음수준(화소 값의 표준편차)은 환자 크기를 바탕으로 실험적 알고리즘을 사용하여 조절된다. 따라서 영상품질은 모든 환자에 대해 일정하게 유지되지 않고 영상품질에 대한 방사선의학자의 생각에 따라 조정된다. 개별 환자에 대한 CT 위치안내자 투사상(형상도)이 그 특정 환자의 크기와 해부학에 요망되는 영상 품질을 제공하는 mA 곡선(x,y,z 변화 고려)을 추정하기 위해 사용된다. 온라인 피드백 시스템이 한 각도로 추정한 감쇠와 반대로 모든 각도에서 그 환자의 구체적 감쇠에 맞추도록 스캔 중에 실제 mA 값을 조정한다. 품질참조 mAs에 추가하여 사용자가 적절한 변조 강도로 관전류 변화의 범위를 조절할 수 있는데 약, 중간, 강으로 설정할 수 있다. 뚱뚱한 환자에 대한 강한 변조 설정은 미리 설정된 품질참조 mAs와 평균 변조 설정에 비해 선량은 증가시키고 영상잡음은 감소시킨다. 뚱뚱한 환자에 대한 약 변조는 미리 설정된 품질참조 mAs와 평균 변조 설정에 비해 낮은 선량과 높은 영상잡음을 낸다. 역으로 야윈 환자에 대한 강 변조 설정은 사전 설정 mAs에 비해 낮은 선량과 높은 영상잡음을 내며, 약 변조는 높은 선량과 낮은 영상잡음을 낸다(Rizzo 등 2006).

(99) 요망 영상 품질을 선택하는 두 가지 방법이 다른 제작사에 의해 제공되는데, 두 방법 모두 CT 위치안내자 투사영상scanogram 데이터에서 생성되는 감쇠등가물 모의체에서 화소 값의 표준편차를 참조로 한다. 참조 값, 지수 또는 영상은 모든 제작사의 실행에서 구체적 프로토콜과 함께 저장할 수 있다.

최적 잡음수준에 관한 가정

(100) 영상품질이란 영상의 “품질”이라는 주관적 느낌에 대한 비구체적 척도로

서 훈련된 관찰자에 의해 평가되어야 한다. 영상잡음이나 대비잡음비와 같은 객관적 척도는 상대적으로 쉽게 만들 수 있지만 바른 임상진단을 내리는 데 관련된 모든 특성을 완전히 포착하지는 못할 것이다. 그러므로 최적 영상품질을 결정하는 것은 정량적 척도(예: 잡음)와 관찰자의 인식이 관계되는 복잡한 일이다. 단순한 접근의 하나는 특정 진단과제에 대해 구체적 잡음수준을 요구하는 것이다.

(101) 표3.3은 서로 직경이 다른 물 모의체에 대해 일정한 mAs(130으로 선정)에서 측정된 잡음을 보여준다. 표3.4는 물 모의체 직경이 바뀔 때 일정한 영상잡음(13.0 HU로 선정)을 내는 데 요구되는 mAs를 보여준다. 표3.3과 표3.4는 모두 모든 모의체 크기에서 일정한 영상잡음을 유지하는 것이 임상적으로 바람직하지만 CT시스템이 이렇게 극단적으로 높거나 낮은 mAs 값에 도달할 수 없기 때문에 기술적으로 가능하지 않음을 밝히고 있다. 대상의 크기가 바뀔 때 일정한 영상잡음을 유지하기 위해 필요한 넓은 mAs 범위는 X선 감쇠의 지수함수적 성질의 결과이다.

표3.3. 물 모의체 직경이 바뀔 때 일정한 mAs(130)에서 측정된 잡음 (McCollough 등 2006)

직경(cm)	10	14	20	25	30	40
잡음(HU)	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0	33.6

표3.4. 물 모의체 직경이 바뀔 때 일정한 영상잡음(13.0HU)을 내는 관전류노출시간곱(mAs)(McCollough 등 2006)

직경(cm)	10	14	20	25	30	40
관전류노출시간곱(mAs)	2.9	6.2	19	50	130	869

(102) 실험적으로 얻은 기술차트(즉, 숙련된 관찰자가 여러 환자 크기별로 적절한 mAs를 결정한 것)를 사용하면 극단적으로 높거나 낮은 mAs 요구는 확실히 없어진다(표3.1과 표3.2 참조). 이것은 X선 발생장치와 관련하여 실용적인 뿐만 아니라 환자선량과 영상품질 견지에서 보다 적절한 기술선택을 제공한다(모든 환자 크기에 걸쳐 고정된 잡음을 갖는 기준과 비교하여). 아동에 대해 보다 공격적인 선량감축은 합당하지 않고 보다 공격적인 선량 증가는 필요하지 않다(Wilting 등 2001). 소아에서부터 뚱뚱한 성인까지 여러 크기 환자에 대한 일정 잡음 영상을 방사선의학자에게 제공했을 때 소아 영상은 정규 성인 또는 뚱뚱한 환자와 동일한 잡음을 포함하고 있음에도 수용 불가능한 것으로 나타났다(Wilting 등

2001). Kalra 등(2003)은 잡음지수 패러다임을 사용하여 유사한 상황을 관찰했는데, 여기서는 주어진 잡음지수에서 해부학적 영역과 환자 크기에 걸쳐 일정한 잡음을 내려 했다. 그들은 관독자가 작은 환자에서는 낮은 잡음지수(낮은 영상잡음)를, 큰 환자에서는 높은 잡음지수를 요구하는 것을 알아냈다. 작은 환자에서 낮은 잡음지수를 요구하지만 환자 감쇠가 줄어든 관계로 극적 수준의 mAs 감축(5배까지)도 임상적으로 적절한 것으로 나타났다.

3.3.4. 시간적 mA 변조

(103) 시간을 바탕으로 한 기준에 따라 관전류를 변화시키는 것을 시간적 mA 변조라 한다. 시간적 변조는 심장 CT 검사에 주로 사용하는데 빠른 심장 움직임이 영상품질을 훼손하는 심장 조기수축과 같은 특별한 관심 대상의 투사에서 선량을 감소시킨다. 심장박동수에 따라 ECG 근거 mA 변조개념은 X선관이 하나인 시스템으로 심장 CT검사를 할 때 50%(검사에 소요된 평균 mAs로 반영)까지 (Jokobs 등 2002), 두 선원 시스템에서는 더 많이 유효선량을 감소시킬 수 있다 (Flohr 등 2006, McCollough 등 2007).

(104) 합당한 영상품질에 필요한 관전류는 비정규적 심장박동일 경우를 위해 약간의 유연성을 허용하여 요구되는 시간 분해능(예: 250 ms의 시간 분해능을 위한 330-350 ms의 시간창)보다 약간 더 넓은 시간창 동안 사용되는 것이 전형적이다. 시간창은 영상재구성을 바라는 심장상태에 중점을 둔다. 이 시간창 밖에서도 관전류를 끄는 것은 아니며 훨씬 낮은 수준(예:요구되는 관전류의 20%)으로 낮춰진다. 비록 주된 영상 재구성을 위한 시간창 밖에서는 잡음이 증가하지만 이로써 완전한 심장 주기에 걸친 역동학적 연구에 필요한 데이터를 얻는다. 데이터 창의 시간이 고정되기 때문에 이 기법을 통한 선량감축은 심장박동수에 달려 있다.

3.4. 관전압(kVp)

(105) 관전압(kVp)은 입사 X선의 에너지 분포를 결정한다. 관전압의 변동은 영상의 잡음이나 대비는 물론 CT선량에 큰 변화를 가져 온다. 아동이나 작은 환자에서 kVp 축소는 희망 대비잡음비에서 높은 kVp에 비해 선량을 감소시킨다 (Funama 등 2005, Huda 등 2000, McCollough 2005, Nakayama 등 2005, Siegel 등 2004). 대부분의 MDCT는 120 또는 140 kVp로 운용되며 드물게 낮은 kVp가 사용된다. 최근 보고는 CT 혈관조영술이나 복부 CT에서 낮은

kVp(80~100 kVp)를 사용하면 상당한 선량감축이 있음을 제시한다(Wintersperger 등 2005). 소아나 아동의 대비증강 복부 MDCT에도 80~100 kVp의 낮은 관전압 사용을 권고하고 있다. 낮은 관전압 사용으로 선량은 감소하고 대비는 유지되는데, 잡음은 작은 모의체에서 약간 증가한다. 추가로 mAs를 감축하면 선량도 감소한다(Siegel 등 2004). kVp 감소가 영상잡음의 상당한 증가를 초래하므로 환자가 매우 큰 경우 낮은 관전압에서 광자 선속 감소를 보상하도록 관전류를 증가시키지 않으면 영상품질을 위협할 수 있다. 그러나 kVp를 낮추고 잡음을 맞추기 위해 mA를 높이면 선량이 줄어들 것으로 보인다. 따라서 낮은 kVp 프로토콜을 이행할 때에는 환자 크기의 함수로서 적절한 mAs를 결정하는 것이 대단히 중요하다. 매우 큰 환자에서는 임상적으로 적합한 연구를 위해서는 상대적으로 높은 전압이 거의 확실히 필요하다.

3.5. 피치, 빔 콜리메이션 및 슬라이스 두께

(106) 피치, 빔 콜리메이션, 슬라이스 두께는 MDCT 촬영에 사용되는 검출기 배열과 관계된다. 일반적으로 X선빔 두께가 커질수록 과역빔이 검출되는 X선빔의 작은 부분을 차지하게 되어 검사가 더 선량 효율적이 된다. 그러나 16 데이터 채널 이하의 MDCT 시스템에서 두터운 빔은 재구성되는 슬라이스의 최소 두께를 제한할 수 있다. 그러한 시스템에서는 좁은 빔두께는 과역빔으로 인해 선량효율을 낮추지만 얇은 두께 슬라이스를 재구성하기 위해 필요하다. 따라서 빔 두께는 특정 임상 요구에 맞춰 주의 깊게 선택되어야 한다.

(107) 외행 검출기 CT에서는 피치 증가는 영상잡음에 영향을 미치지 않으면서(비록 나선형 인공물이 나타나고 피치 값이 커짐에 따라 영상 두께도 두터워지만) 선량을 줄인다. MDCT에서는 피치를 크게 하면 영상잡음을 증가시키게 된다. 그러므로 관전류 증가는 적정 영상잡음을 유지하면서 조정되어야 한다. 따라서 낮은 관전류와 높은 영상잡음 수준이 동시에 채택되지 않는다면 큰 피치에서 MDCT 선량절감을 달성할 원론적 방법은 없다. 대부분 스캐너는 사용자가 mAs 또는 mA 자동조정에 우선할 수 있도록 하고 있다.

(108) 일반적으로 심장 MDCT에서는 거의 일정한 슬라이스 위치에서 하나 이상의 심장 주기에 대해 영상재구성을 할 수 있도록 중첩피치를 매우 작게(0.2:1에서 0.35:1까지) 한다.

(109) 어떤 스캐너는 심박수에 피치를 자동적으로 맞추기도 하는데 이로써 유효 선량을 30~50%까지 줄일 수 있고 심박수가 올라가면 감축률도 증가한다.

3.6. 스캔 범위와 지시

(110) MDCT로 스캔 입력시간이 단축됨에 따라 스캔 길이가 길어져 다수의 신체 영역이 부분적 또는 전체적으로 더 많이 포함되는 경향이 있다(Karla 등 2004a, Campbell 등 2006). 이는 환자선량을 증가시킨다. 반복 조사, 부적절한 해부학 부위 검사 요구, 의학적으로 불필요한 지시에 대한 검사가 선량에 미치는 영향에 대해 주의할 필요가 있다(Katz 등 2006).

(111) 나선 MDCT에서 X선빔의 과역은 관심영역의 시작과 끝 위치를 넘어 사용되지 않는 방사선을 유발한다. 이 현상 때문에 우선하는 임상적 고려 없이는 일부 방사선이 중첩되는 복수 연속 나선 스캔보다 단일 나선 입력의 사용을 선호해야 한다. 목과 가슴의 CT검사(팔의 위치를 바꿔야 할 필요 때문에) 또는 가슴과 복부의 검사(최적 대비증강을 위한 기다림 필요 때문에)와 같은 다영역 연구에서는 중첩이 불가피할 수도 있다.

(112) 어떤 검사에서는 순차적 스캔이 환자에게 낮은 방사선량을 주는 경우도 있는데 예를 들면 관상동맥 칼슘 측정이 그러하다. 그러나 일반적으로는 본질적으로 데이터가 더 연속적이며 스캔 시간이 짧고 환자의 추가 피폭 없이 겹침 재구성이 가능하므로 나선 스캔이 선호되는 입력 모드이다. 따라서 의도한 임상 의문에 대한 전체적 검사품질의 관점에서 선량감축을 고려해야 한다.

3.7. 시스템 소프트웨어: 영상 재구성, 잡음감축, 금속 인공물 감축 알고리즘

(113) 영상잡음을 줄여 결과적으로 사용자가 먼저 얻었던 잡음수준을 달성하도록 선량을 낮추는 데 영상공간(즉, 재구성된 영상)과 사이노그램공간(원본 투사데이터) 고르기 필터가 사용될 수 있다. 그러나 이 방법은 공간분해능을 저하시킨다. 근래에 간 CT 선량을 줄이는 유망한 방안으로서 윤곽을 보전하면서 잡음을 감축하는 필터의 사용이 보고된 바 있다(Wessling 등 2007). 마찬가지로 영상 재구성 알고리즘 부문에서 진행되는 연구들이 잡음을 줄여 결과적으로 선량을 줄이는 많은 기회를 제공할 것이다. 전통적 부채빔 필터역투영 알고리즘에 의한

영상보다 잡음특성이 월등한 재구성 알고리즘이 보고되고 있는데 3D 뿔빔 알고리즘, 순회식iterative 재구성 알고리즘, CT관류를 위한 시평균 과소표집법은 모두 활발하고 유망한 연구대상이다.

(114) 어깨와 같은 고감쇠 영역에서는 특정 방향으로 투사에서 빔 감쇠로 검출기 신호의 심한 감소가 종종 일어난다. 이는 영상잡음의 증가로 이어져 영상품질을 저하시킨다. 사이노그램 공간의 필터가 대부분의 스캐너에서 가용한데 이것은 신호 크기에 따라 신호필터를 증가시킨다. 이러한 필터들을 사용하면 5% 정도의 영상 해상도 손실이 있지만 이 필터들은 진단 관점에서 몹쓸 영상을 예방한다. 이러한 필터들은 어깨와 같은 비원형 신체부위의 가장 감쇠가 큰 방향에서 방사선량 증가 없이 영상잡음을 30~60% 정도 줄일 수 있다(Kachelriess 등 2001).

(115) 고감쇠 금속 이식물에서 오는 줄무늬 인공물은 CT 촬영에서 공통된 문제이며 관절대체 보철물, 이식치아, 외과용 클립과 같은 금속 이식물로부터 발생될 수 있다. 특히 안면 CT에서 이식치아에 의한 줄무늬 인공물로 인해 정보 손실을 줄이기 위해 갠트리 기울임gantry angulation을 통해 2차 시리즈 영상을 획득하기도 하는데 이것은 환자에게 추가 피폭을 준다. 고감쇠 물체에서 줄무늬인공물을 줄이기 위해 재투사된 금속 흔적을 선형내삽하거나 raw데이터의 다윈 적응필터링이 개발되어 있다(Mahnken 등 2003, Kalender 2004).

3.8 스캔 획득과 재구성 변수의 수정

(116) CT영상은 항상 검사의 임상목적에 달성할 수 있는 최저의 환자선량으로 얻어야 한다. 다중검사는 영상화하는 해부영역에 한하여 진단에 필요한 최소 상으로 제한되어야 한다. 높아진 영상잡음 보상 때문에 환자선량을 증가시키지 않도록 영상잡음 준위를 낮추기 위해서는 영상이 필요 이상으로 얇아서는 안 된다. 아동이나 작은 환자에서는 kVp를 그 환자에 대해 가능한 최저로 해야 하며 자동 노출조절을 거의 항상 사용해야 한다. AEC가 없는 CT시스템에서는 유능한 의학 물리사의 도움 아래 기술차트를 개발하고 모든 환자에 대해 일관되게 적용해야 한다. 특히 소아CT에서는 이것이 절대적으로 중요하다. 제2.4절에서 설명한 것처럼 진단참조준위가 환자선량 관리의 좋은 수단이다. 마지막으로 CT촬영 서비스제공자는 자신들이 적절히 낮은 선량에서 높은 품질의 검사를 제공하고 있음을 확인하기 위해 검사 및 환자크기별로 자신들의 선량준위와 영상품질 수단을 진단참조준위 또는 동료 표준peer standards과 비교하도록 해야 한다.

3.9. 제3장의 참고문헌

- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria).
- Boone, J.M., Geraghty, E.M., Seibert, J.A., et al., 2003. Dose reduction in paediatric CT: A rational approach. *Radiology* 228, 352–360.
- Brix, G., Nagel, H.D., Stamm, G., et al., 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* 13, 1979–1991.
- Campbell, J., Kalra, M.K., Rizzo, S., et al., 2005. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: Findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.* 185, 1525–1530.
- EC, 1996a. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 1996b. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 2000b. European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection 118. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- FDA, 2002. FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for paediatric and small adult patients. *Pediatr. Radiol.* 32, 314–316.
- Flohr, T.G., McCollough, C.H., Bruder, H., et al., 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 16, 256–268.
- Funama, Y., Awai, K., Nakayama, Y., et al., 2005. Radiation dose reduction without degradation of lowcontrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube-voltage technique: Phantom study. *Radiology* 237, 905–910.
- Gies, M., Kalender, W.A., Wolf, H., et al., 1999. Dose reduction in CT by

- anatomically adapted tube current modulation: Simulation studies. *Med. Phys.* 26, 2235–2247.
- Haaga, J.R., Miraldi, F., MacIntyre, W., et al., 1981. Effect of mAs variation upon CT image quality as evaluated by in-vivo and in-vitro studies. *Radiology* 138, 449–454.
- Haaga, J.R., 2001. Radiation dose management: Weighing risk versus benefit. *Am. J. Roentgenol.* 177, 289–291.
- Holmquist, F., Nyman, U., 2006. Eighty-peak kilovoltage 16-channel multi-detector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotaemic patients. *Eur. Radiol.* 16, 1165–1176.
- Huda, W., Scalzetti, E.M., Levin, G., 2000. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217, 430–435.
- IAEA (in press). Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence. IAEA-TECDOC-XXXX, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- Iannaccone, R., Catalano, C., Mangiapane, F., et al., 2005. Colorectal polyps: Detection with low-dose multi-detector row helical CT colonography versus two sequential colonoscopies. *Radiology* 237, 927–937.
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* 30(4).
- Jakobs, T.F., Becker, C.R., Ohnesorge, B., et al., 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* 12, 1081–1086.
- Kachelriess, M., Watzke, O., Kalender, W.A., 2001. Generalised multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med. Phys.* 28, 475–490.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C., 1999b. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Phantom measurements. *Med. Phys.* 26, 2248–2253.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Blake, M.A. et al., 2003. Multi-detector CT scanning of abdomen and pelvis: A study for optimisation of automatic tube current modulation technique in 120 subjects (abstr), Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting program 2003. Radiological Society of North America, Oak Brook, IL, 294.

- Kalra, M.K., Maher, M.M., D'Souza, R., et al., 2004a. Multi-detector computed tomography technology: Current status and emerging developments. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 28 (Suppl. 1), S2-S6.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* 230, 619-628.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004c. Radiation from 'extra' images acquired with abdominal and/or pelvic CT: Effect of automatic tube current modulation. *Radiology* 232, 409-414.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233, 649-657.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., D'Souza, R.V., et al., 2005a. Detection of urinary tract stones at lowradiation- dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. *Radiology* 235, 523-529.
- Kalra, M.K., Rizzo, S., Maher, M.M., et al., 2005b. Chest CT performed with z-axis modulation: Scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 237, 303-308.
- Katz, S.I., Saluja, S., Brink, J.A., et al., 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* 186, 1120-1124.
- Kopka, L., Funke, M., Breiter, N., et al., 1995. Anatomically adapted CT tube current: Dose reduction and image quality in phantom and patient studies. *Radiology* 197 (P), 292. Also in *Ro-Fo* 163(5), 383-387.
- Linton, O.W., Mettler Jr., F.A., 2003. National Council on Radiation Protection and Measurements National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* 181, 321-329.
- Mahnken, A.H., Raupach, R., Wildberger, J.E., et al., 2003. A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography. *Invest. Radiol.* 38, 769-775.
- McCollough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 26, 2223-2230.
- McCollough, C.H., Zink, F.E., Kofler, J., et al., 2002. Dose optimisation in CT: Creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. *Radiology* 225 (P), 591.
- McCollough, C.H., Bruesewitz, M.R., McNitt-Gray, M.F., et al., 2004. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact

- examples, and pitfalls to avoid. *Med. Phys.* 31, 2423–2442.
- McCullough, C.H., 2005. Automatic exposure control in CT: Are we done yet?, *Radiology* 237, 755–756.
- McCullough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler Jr., J.M., 2006. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* 26, 503–512.
- McCullough, C.H., Primak, A., Saba, O., et al. (2007). Dose performance of a new 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology*, 243, 775–784.
- Mulkens, T.H., Bellinck, P., Baeyaert, M., et al., 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 237, 213–223.
- Nagel, H.D., Blobel, J., Brix, G., et al., 2004. Five years of “concerted action dose reduction in CT” – what has been achieved and what remains to be done? *Ro-Fo* 176, 1683–1694 (German).
- Nagel, H.D., 2005. Significance of overbeaming and overranging effects of single- and multi-slice CT scanners, In: *Proceedings of the International Congress on Medical Physics, Nuremberg*. *Biomedizinische Technik*, 50, 395–396.
- Nakayama, Y., Awai, K., Funama, Y., et al., 2005. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 237, 945–951.
- Prasad, S.R., Wittram, C., Shepard, J.A., et al., 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 179, 461–465.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* 4 320, 593–594.
- Rizzo, S., Kalra, M., Schmidt, B., et al., 2006. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol.* 186, 673–679.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK –2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Siegel, M.J., Schmidt, B., Bradley, D., et al., 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 233, 515–522.

- Tsapaki, V., Kottou, S., Papadimitriou, D., 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* 74, 836–840.
- Tsapaki, V., Aldrich, J.E., Sharma, R., et al., 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT –IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* 240, 828–834.
- Watzke, O., Kalender, W.A., 2004. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: Merging of metal artifact reduced images. *Eur. Radiol.* 14, 849–856.
- Wedegärtner, U., Lorenzen, M., Nagel, H.D., et al., 2004. Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses. *Roe. Fo.* 176, 1676–1682.
- Wessling, J., Esseling, R., Raupach, R., et al., 2007. The effect of dose reduction and feasibility of edge preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT. *Eur. Radiol.*, 17(7), 1885–1891.
- Wilting, J.E., Zwartkruis, A., van Leeuwen, M.S., et al., 2001. A rational approach to dose reduction in CT: Individualised scan protocols. *Eur. Radiol.* 11, 2627–2632.
- Wintersperger, B.J., Jakobs, T., Herzog, P., et al., 2005. Aorto-iliac multi-detector row CT angiography with low kV setting: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur. Radiol.* 15, 334–341.

제4장 임상실제에서 선량관리

(117) CT 사용의 정당화는 요청하는 의사와 방사선의학자의 공동책임이다. 여기에는 주어진 지시에 대한 CT연구의 정당화와 임상 지시를 표준 CT선량을 필요로 하는 것과 낮은 선량 CT를 필요로 하는 것으로 분류하는 것도 포함된다.

(118) 스캔 변수는 연구지시, 환자 크기 및 촬영하는 신체 부위에 근거해야 하며 이들 변수에 따라 환자선량을 관리해야 한다.

(119) 부적절한 연구를 피할 수 있도록 지침 즉, CT검사의 선정기준이 필요하다. 나아가 해당된다면 방사선을 사용하지 않는 영상기법도 대안으로 고려해야 한다.

(120) 요청하는 의사와 CT 의료진에 대한 훈련이 스캔 지시, 프로토콜 및 환자선량 관리에 도움이 된다.

(121) 심장 MDCT 응용의 출현으로 많은 심장학자가 MDCT 스캐너 이용자가 되었다. ICRP는 심장학자에 대한 적절한 방사선방호 훈련을 권고한다.

4.1. 검사의 정당화

(122) 정당화는 요청하는 의사와 방사선의학자의 공동책임이다(ICRP 2000a). CT 검사는 실무 의사만이 요청하는 것이 중요하다. MDCT의 적절성과 효과성에 대한 주의가 온당한 정당화에 도움이 된다. 방사선의학자는 CT검사에서 환자선량 관리에 대해 적절히 훈련받고 숙련되어야 하며 대체 영상화나 실험실 기술에 대해서도 충분한 지식을 가져야 한다. CT검사는 환자에 대한 잠재적 임상 이득이 방사선량을 정당화할 때에만 수행되어야 한다. 의사와 방사선의학자는 CT 스캔이 적절한 임상지시에 대해서만 수행되도록 지침을 개발하거나 권위 있는 기관의 기존지침을 채택해야 한다. 의사는 자신의 환자를 돌봄에 이 지침을 따라야 한다. 의사와 방사선의학자는 방사선을 사용하지 않거나 작게 사용하면서 적절한 정보를 얻을 수 있는 영상화 대체에 대해 알고 있어야 한다. 나아가 방사선의학자는 의학물리사와 밀접하게 공조하여 적절한 프로토콜을 사용하고 적용하는 선량이 환자의 연령과 크기, 임상적 지시는 물론 이전의 방사선학적 검사 수에 근거하도록 해야 한다. CT검사의 적절성과 용인성에 대해 요구하는 의사나 방사선

의학자를 지도하도록 가능하면 국가 차원에서 임상적 지침이 마련되어야 한다. 이러한 지침은 방사선의학자나 임상 의사에게 환자를 초음파, 자기공명영상화(MRI) 또는 전통적 방사선촬영으로 적절히 분류하는 것을 돕는다. 그러한 지침이 불필요한 CT검사를 배제하도록 도울 것인데 여기에는 CT를 수행할 임상지시 목록이 포함되어야 한다. 미국 방사선의학대학 적합성 기준 American College of Radiology Appropriateness Criteria은 적절한 영상화 시험을 권고함에 의사를 돕는 증거근거 지침을 제공한다(ACR 2000). 유럽연합과 영국의 왕립방사선의학자대학(RCR)의 “영상화를 위한 참조기준” 역시 CT를 포함하는 영상화 검사를 위한 임상지시에 대한 개괄을 제공한다(EC 2000b, RCR 2003).

(123) CT검사의 정당화는 주어진 지시의 정당화와 임상지시를 여러 잡음수준(선량수준과 관련)을 요구하는 지시로 분류함의 정당화를 포함한다. 결과적으로 CT 스캔을 받는 환자에 대해서 사용할 조영물질이나 방사선 위험에 대한 인지동의 informed consent를 도입하는 것이 환자들이 보다 잘 인식하고 의뢰 의사나 방사선의학자가 더 분명한 책임을 갖도록 도울 것이다. 아직까지는 대부분 의료기관이 방사선 위험에 대한 정도를 CT 스캔을 받는 환자에게 대한 인지동의 과정의 일환으로 요구하고 있지는 않다. 의식이 없거나 보호자가 없는 환자가 있어 동의를 기다리는 것이 환자의 이익에 위해를 더하는 경우처럼 인지동의가 불가할 경우도 있다. 그런 상황에서는 의사가 이득이 위험을 상회하는지를 결정하여 절차를 수행해야 한다. 방사선 위험에 대해 정보를 받은 환자가 진단과 후속 치료에 필요한 CT를 거부하지 않도록 균형이 고려되어야 한다.

(124) 미국의 보건산업에서 품질과 소비자 보호에 관한 대통령 자문위원회 President's Advisory Commission on Consumer Protection and Quality of Health Care Industry(USPAC 1997)가 개발한 권리와 책임에 관한 소비자 장전에 따르면 보건전문가는 ‘치료와 비치료의 모든 위험, 이득 및 결과’에 대해 소비자나 환자와 상의해야 한다. 이러한 의미에서 방사선을 사용하는 진단절차의 낮은 암 위험에도 불구하고 환자에게 치료의 이득과 함께 수반되는 방사선 피폭으로 인한 방사선 유발암 위험에 대해 알릴 필요가 있다. 예를 들어 Brebber 등(2001)은 문턱 없는 선형비례 가설과 아동에 대해 성인 선량준위를 적용하여 복부 CT를 받은 아동에서 0.18%의 생애 암사망 위험을 평가했다. 또 근래 미국에서 수행한 진단방사선과장들의 조사는 15%(14/91) 미만의 진단방사선과가 현재 환자들에게 방사선 위험에 대해 정보를 제공하고 있고 9%(8/88)만이 환자들에게 CT의 대체에 대해 알리고 있음을 시사했다(Lee 중 2006).

4.2. 훈련문제

(125) 근래의 조사에 의하면 CT 방사선량에 대한 의뢰 의사들의 이해가 크게 부족한 것으로 나타났다(Lee 등 2004, Thomas 등 2006). 더욱이 CT센터들 사이에 스캔 프로토콜과 방사선량에 상당한 차이가 있다(Hollingsworth 등 2002, Moss와 McLean 2006). 의뢰 의사는 CT스캔에 적합한 지시와 대체 영상화 기술 및 CT 스캔에 수반되는 방사선 위험에 대해 알아야 하고 그리하여 그들이 잠재적 보건 영향에 대해 CT검사를 정당화할 수 있어야 한다. 방사선의학자와 운전자는 임상지시(예: 간 전이암 연구에 대해서는 표준선량지시, 스크리닝, 소아 및 신장결석 연구에 대해서는 낮은 선량지시)에 근거하여 CT 스캔 기술을 적용시키고 스캔 변수를 달리할 경우 수반되는 방사선량을 평가하도록 훈련 받아야 한다. MDCT 기술의 지속적 발전을 고려할 때, 하나의 스캐너로부터 다른 시스템으로 스캔 변수를 외삽하거나 적용시킴에 숙달되는 것도 중요하다. 최근 일본의 한 조사는 많은 CT센터들이 환자 방사선량 관리를 위해 환자의 연령에 따라 변수를 적용시키고 자동노출조절 기술을 보다 많이 사용하는 것으로 보고했다(Miyazaki 등 2005). 심장 MDCT의 출현으로 많은 심장학자가 MDCT 스캐너 사용자가 되었다. ICRP는 심장학자가 적절한 방사선방호 훈련을 받도록 권고한다.

4.3. 특정 CT검사의 기술과 선량

(126) 낮은 선량 CT에 대한 대부분의 연구는 고정 관전류이든 자동노출조절을 사용하든 관전류 감축의 효용에 대해 조사했다(Kalra 등 2004d). 이들 연구는 환자크기(고정 관전류 스캔에서 체중 또는 자동노출조절 기법에서는 감쇠 종단면)에 근거하여 또는 연구지시(스크리닝, 신장결석 및 가슴 연구에서 낮은 관전류)에 근거하여 관전류를 적용시켰다. 큰 피치, 낮은 kVp, 2차원 또는 3차원 비선형 잡음감축 필터 적용과 같은 특수 기법의 사용에 따른 선량감축도 평가하였다.

(127) 비록 이 절에서 4- 또는 16-MDCT 스캐너를 평가한 연구의 예를 들어 선량감축 프로토콜 표를 제공하고 있지만 같은 선량감축 원칙이 32-, 40- 또는 64- MDCT와 같은 다른 스캐너에도 적용된다. 이 프로토콜의 목적은 공급자에 따라 변할 수 있는 실제 방사선량을 제공하려는 것이 아니라, 사용자가 그들의 스캐너에 대해 낮은 선량 스캔 프로토콜을 개발함에 이러한 접근을 적용함을 돕

기 위한 것이다. 지금으로서는 32-나 64-MDCT에서 비슷한 선량감축 연구에 대해 견해를 형성할 충분한 자료가 없다. 나아가 이 보고서에서 선량관리를 입증한 어떤 유형의 검사를 포함함이 이들이 MDCT 임상적용에 공통적이라는 의미는 아니다. 이러한 적용에서 선량관리 연구에 관한 자료의 가용도에 근거할 것일 뿐이다.

4.3.1. 가슴 CT

(128) 앞 절에서 설명한 것처럼 영상품질의 한 핵심 요소인 영상잡음은 X선빔이 스캔하는 신체부위를 투과하면서 감쇠하는 정도에 의존한다. 빔 감쇠가 큰 복부나 골반부에 비해 가슴에서 빔 감쇠가 작아 영상잡음이 낮아진다. 따라서 복부나 골반 CT에 비해 가슴 CT에서는 적합한 품질의 영상을 얻는데 낮은 방사선량이 사용될 수 있다. 대부분 연구에서 가슴 CT에서 낮은 관전류를 사용해 방사선량을 줄인다(Wormanns 등 2005). Prasad 등(2002)은 환자 크기에 관계없이 50% 감축된 관전류(4-MDCT에서 220~240 mAs 대신 110~140 mAs)로 정상 해부학 구조를 평가하는 데 적합한 영상 품질을 얻음을 보였다. 환자 크기나 임상 지시에 근거하여 가슴 CT에서 방사선량을 줄이기 위한 여러 전략들을 도입한 연구들도 있다. 낮은 선량 CT를 위한 임상지시에는 비악성 질환을 겪는 젊은 환자(Jung 등 2000, Yi 등 2003, Honnef 등 2004), 폐암 스크리닝(Diederich 등 2000, Piccozi 등 2005), 폐 결절(Diedrich 등 1999, Leader 등 2005), 석면 연계 흉막근거 비악성 반과 비대증(Mitchel 등 2001, Remy-Jardin 등 2004), 폐기종(Zaporozhan 등 2006), 고분해능 가슴 CT(Ikura 등 2004), CT 유도 폐생검(Ravenel 등 2001), 호중구감소증 환자(Wendel 등 2001) 또는 낭종성 섬유증 환자(Jimenez 등 2006)의 평가 등을 포함한다. 대부분 연구자들은 수반되는 선량을 줄이기 위해 관전류를 줄여 사용했다(Prasad 등 2002, Ravenel 등 2001). 최근 폐동맥색전증을 위한 CT 혈관조영술에서 방사선량을 줄이고 영상 대비를 높이기 위해 낮은 kVp(일반적으로 사용되는 120 kVp 대신 80 kVp) 사용이 보고되었다(Sigel-Cinquabre 등 2004).[표4.1 참조]. Mukens 등(2005)은 흉곽 CT에서 각도 전류변조를 통해 고정 mAs에 비해 유효 관전류 14% 감소를 보고했다. 같은 연구에서 각도와 z-축 변조를 수행하여 20% 감축이 달성되었다. 따라서 가슴 CT스캔을 받는 환자에 대해서는 낮은 mAs, 낮은 kVp, 자동노출조절을 포함한 하나 이상의 전략을 채택함으로써 방사선량을 줄일 수 있다.

(129) 방사선량 관리의 개선을 위해 가장 자주 사용되는 방법은 관전류 조정이다. 낮은 관전류(100 mAs 대신 20mAs)로 하는 낮은 선량 가슴 CT는 폐의 비정상을 평가하는 데 대체로 충분하다(Wormanns 등 2005). 폐는 공기와 조직의

높은 대비 덕분에 상당히 낮은 방사선량에서 평가할 수 있다.

(130) 방사선량 관리를 개선하기 위해 관전압 조정을 사용한 연구는 많지 않다 (Siegel 등 2004, Sigal-Cinqualbre 등 2004, Abada 등 2006). 표4.1은 체중가중 프로토콜을 사용하는 대비증강 가슴CT 촬영 환자에게서 80 kVp 사용을 요약한 것이다(Sigal-Cinqualbre, 2004). 표4.1의 데이터는 특정 제작사에 대한 것이며 같은 제작사 다른 스캐너 모델 또는 다른 제작사 모델에서는 적절하지 않을 수도 있다.

표4.1. 대비강화 가슴CT에서 낮은 관전압을 이용한 선량관리 예시

스캔 변수	낮은 kVp 가슴 CT	낮은 kVp 가슴 CT	표준선량 가슴 CT
스캐너	4열 검출기 MDCT	4열 검출기 MDCT	4열 검출기 MDCT
환자 체중(kg)	<60	60~75	>75
유효 mAs	135	180	90
kVp	80	80	120
회전시간(s)	0.5	0.5	0.5
침상속도(mm/회전)	10	10	10
피치	1:1	1:1	1:1
검출기 구성	4x2.5 mm	4x2.5 mm	4x2.5 mm
스캔 범위/스캔 영역	가슴	가슴	가슴
슬라이스 두께	-	-	-
유효선량(mSv) ^{a)}	1.5(남), 1.9(여)	2.0(남), 2.5(여)	3.6(남), 4.3(여)

a) 이 표 등에서 남녀에 대해 별도의 유효선량 값을 보인 것은 ICRP 정책을 반영하는 것은 아니며, 원저 논문에 사용한 값을 소수 한 자리로 반올림한 값이다.

4.3.2. 관상동맥 칼슘 정량화 및 비침습성 관상동맥 조영술

(131) 관상동맥 CT검사에서는 관상동맥의 움직임이 가장 작게 되는 심장주기 단계에서 영상을 재구성하는 것이 중요하다. 현재의 MDCT 기술은 스캔 입력에 ECG 게이트 운용이 가능하며 희망하는 심장주기 단계에 대해 영상재구성이 가능하다. 여기서는 작고 중첩되는 피치로 스캔 입력이 이루어지므로 관상동맥 CT에 사용되는 작은 스캔 길이에도 불구하고 방사선량은 높다. 일부 낮은 선량 관상동맥조영술과 칼슘측정 프로토콜에서 유효선량 또는 CTDI_{vol}을 표4.3a, 표4.3b 및 표4.3c에 요약하였다.

(132) CT 관상동맥 칼슘정량화(측정)는 관상동맥 칼슘과 인접한 연조직의 본질적 높은 대비 때문에 높은 잡음에서도 해석이 가능하여 낮은 선량 CT를 수행할 수 있다. 그러나 재현성 있는 칼슘량을 위해서는 영상잡음이 과도해서는 안 된다. 관상동맥 CT 혈관조영술이나 관상동맥 칼슘측정 CT에서 선량감축을 위한 여러 전략이 채택되는데 낮은 관전류 사용(Shemesh 등 2005, 표4.2a), 낮은 관전압(Abada 등 2006, 표4.2b), ECG격발 관전류 변조(Jakobs 등 2002, 표4.2c)도 포함된다. ECG격발 관전류 변조는 심박수에 따라 유효선량을 20~50% 감축하는 것으로 보고되었다(Jakobs 등 2002). 최근의 연구에서는 환자체격을 근거로 관전류 변조를 사용하여 관상동맥 CT혈관조영술에서 환자선량을 줄이기도 했다(Jung 등, 2003). 연구자들은 30명에 대한 관상동맥 CT 혈관조영술 영상에 인공잡음을 추가하였다. 그들은 체중근거 관전류 조정을 통해 합당한 영상품질과 유효선량 감축으로 17.9%(남성)와 26.3%(여성)를 달성할 수 있었다. 즉, 관상동맥 칼슘측정을 위해 CT스캔을 받는 환자에게는 낮은 mAs, 낮은 kVp, ECG 제어 관전류 변조를 포함한 전략들 중에서 하나 이상을 채택하여 방사선량을 줄일 수 있다.

(133) 관상동맥 칼슘측정에서 방사선량 감축은 낮은 고정 관전류 또는 ECG기반 mA 변조를 통해 달성할 수 있다. Shemesh 등(2005)의 최근 연구는 165 mAs와 55 mAs에서 관상동맥 칼슘측정치에 우수한 상관도($r=0.9$, $p<0.01$)가 있는 것을 보였다(표4.2a 참조). 표4.2a의 데이터는 특정 제작사 CT로 얻은 것이므로 같은 제작사의 다른 모델이나 다른 제작사 모델에서는 적절하지 않을 수도 있다.

표4.2a. 관상동맥 칼슘측정연구에서 낮은 선량을 도입한 선량관리 예(Shemesh 등 2005)

스캔 변수	관상동맥 칼슘 측정	낮은 선량 관상동맥 칼슘측정
스캐너	4-MDCT	4-MDCT
유효 mAs	165	55
kVp	120	120
회전시간(s)	0.5	0.5
검출기 구성	4x2.5 mm	4x2.5 mm
스캔 영역	심장(120 mm)	심장(120 mm)
영상두께(mm)	2.5	2.5
CTDI _{vol} (mGy)	12	4

표4.2b. 관상동맥 CT혈관조영술에서 낮은 선량 변수 예(Abada 등 2006)

스캔 변수	낮은 선량 관상동맥 CT혈관조영술
스캐너	64-MDCT
유효 mAs	520
kVp	80
회전시간(s)	0.33
검출기 구성	64x0.6 mm
스캔 영역	심장
영상두께(mm)	0.75
유효선량 (mGy)	~2

표4.2c. ECG기반 관전류 변조에 의한 선량관리 예(Jakobs 등 2002)

스캔 변수	관상동맥 칼슘측정	낮은 선량 관상동맥 칼슘측정
스캐너	4-MDCT	4-MDCT
평균체중지수(kg/m ²)	25.6	25.6
ECG 변조 mA	No	Yes
유효 mAs	100	55
kVp	120	120
피치	1.5:1	1.5:1
침상속도(mm/s)	7.5	7.5
회전시간(s)	0.5	0.5
검출기 구성	4x2.5 mm	4x2.5 mm
스캔 영역	심장(120 mm)	심장(120 mm)
영상두께(mm)	1.5	1.5
유효선량 (mGy)	1.9(남), 2.5(여)	1.0(남), 1.4(여)

(134) 표4.2b는 아윈 환자에 대해 관상동맥 CT혈관조영술에 낮은 선량 변수를 적용한 예를 보여주는데 80 kVp(대개 120 kVp를 사용함)와 ECG기반 mA변조를 사용했다. 낮은 kVp 사용은 보다 큰 환자에게 적용하면 불충분한 신호를 내어

그만큼 영상잡음을 높일 것이다(Abada 등 2006). 표에는 근사적 유효선량 값도 보였다. 표4.2b의 데이터는 특정 제작사의 한 CT기기에 대한 것이며 동일 제작사 또는 다른 제작사의 다른 스캐너 모델에서는 적절하지 않을 수도 있다.

(135) ECG기반 관전류 변조는 방사선량 감축에 도움을 주는데 낮은 심박률에서 더 효율적이다. 표4.2c에 ECG기반 관전류 변조를 통한 선량감축을 요약하였는데 크기를 맞춘 환자에게 변조 없이 수행한 CT에 비해 유효선량으로 여성에서 44%, 남성에서 47%이었다(Jakobs 등 2002). 유효선량은 소수 한 자리까지 반올림했다. 표의 데이터는 특정 제작사의 한 CT기기에 대한 것이며 동일 제작사 또는 다른 제작사의 다른 스캐너 모델에서는 적절하지 않을 수도 있다.

4.3.3. CT 대장내시경

(136) 대장직장암 검진기술로서 CT 대장내시경 사용이 점증하고 있다. 이 검진 업무에 특정 영상화기술을 권고할 것인가는 해당 전문학회의 책임이다. ICRP는 오직 방사선량에만 유념한다. 오양성false positive 병변의 수를 줄이고 병변과 용종을 구별하기 위해 통상 CT 대장내시경을 2회 촬영하는데 이것이 선량을 증가시킨다. 검진 기술에 위험을 줄일 필요가 있는데 공기로 부풀리거나 대비표지된 변 물질(경구 대비물질로 대비표지)과 대장벽 사이의 본질적 높은 대비는 CT 대장내시경에서 선량을 줄이는 고유한 기회를 제공한다.

(137) 일상적 복부 CT연구에 비해 CT 대장내시경은 훨씬 낮은 선량에서 수행될 수 있다. 실제로 대장내시경에서 선량을 줄이기 위한 여러 가지 전략이 있는데 빔 피치를 높이거나(Vogt 등 2004), 관전류를 낮추거나(Innaccone 등 2003), 관전압을 낮추는 것(Capunay 등 2005)을 포함한다. 최근에는 CT 대장내시경에도 선량을 낮추기 위해 자동노출조절을 사용한 보고가 있다(Graser 등 2006). 따라서 MDCT 대장내시경을 받는 환자의 선량은 낮은 mAs, 무중첩 큰 피치, 낮은 kVp 및 AEC 사용으로 크게 줄일 수 있다.

(138) Innaccone 등(2003)은 매우 낮은 관전류(10 유효 mAs) 사용으로 CT를 두 번 지나더라도(신체의 동일 부위에 대해 CT를 2회 수행) CT 대장내시경 선량을 크게 낮출 수 있음을 보였다. 바로 눕고 엎드린 자세 각각에 대한 CT 대장내시경과 위치관리자 투사영상을 포함하여 유효선량은 약 2~3 mSv가 된다. 소아 CT 대장내시경에서는 kVp와 mAs를 줄여 선량을 더 줄일 수 있다(Capunay 등 2005).

4.3.4. 외상 CT

(139) 외상은 단면 영상화를 요구하는 주요 지시이며 미국에서만 매년 8백만 건의 CT 또는 MRI 검사가 이루어진다(Karla 등 2005c, McCaig와 Burt 2004). 머리, 목, 가슴, 복부 및 골반에 외상을 입은 환자는 영상화 기법으로 CT를 선택한다. 그러나 여러 연구가 외상 CT에 대한 프로토콜을 보고했고 응급실에서 CT의 과용에 대한 우려를 제기했다(Hadley 등 2006, Kortensniemi 등 2006). Hadley 등(2006)은 외상 CT에 관한 미국 방사선의학대학(ACR)의 적합성 기준 적용이 방사선량을 44%, 영상화 비용을 39% 줄이는 데 도움이 되었다고 보고하였다. 이 연구는 또 환자의 유효선량으로 16 mSv를 보고했다.

(140) CT검사는 외상환자에게 귀중한 정보를 제공한다. 따라서 응급상황 또는 다른 대안 기법이 환자 관리에 필요한 유사한 정보를 제공하지 못할 때는 선량 감축은 영상화와 진단 속도 다음의 문제가 된다. 외상에 CT를 사용함에 있어서 선량을 줄이는 가장 중요한 접근은 영상화 환자의 선정을 적합하게 하고 가능하면 방사선을 사용하지 않거나 낮은 선량 영상화 기술 쪽으로 환자를 분류하는 것이다(Hadley 등 2006). 동일한 관심 영역에 촬영 수가 증가하면 선량도 증가하므로 촬영 수를 제한하고 결정적이지 않은 촬영 단계에서는 선량을 낮추는 방향으로 노력해야 한다(Stuhlfaut 등 2006).

(141) 종종 외상환자들이 동일 영상화 세션에서 목, 가슴, 복부와 골반, 가슴과 복부와 같은 연결부를 스캔 받는다. 과역으로 인해 각 나선 스캔의 처음과 끝에는 작지만 X선빔의 일부가 검출기로 들어가지 않는다. 이렇게 미사용 X선은 환자에게 추가로 선량을 주며 CT검사에서 나선회전 수가 증가할수록 많아진다. 나아가 흉부와 복부 CT에서 횡경막 위치처럼 관심 있는 두 해부학 영역 사이에 나선회전이 겹치면 환자 방사선량이 증가한다. 따라서 숨참음처럼 우선적 임상지시가 있는 경우가 아니면 CT검사서 촬영하는 회전수를 제한해야 한다. Ptak 등(2003)은 일과형 또는 일주형 전신 CT검사서 DLP가 전신을 나누어서(다중 나선회전, 일반적 분할 CT 프로토콜로 머리, 목, 가슴, 복부, 골반으로 나눔) 검사할 때의 DLP보다 17% 정도 낮다고 보고했다.

4.3.5. 요도 CT

(142) 세계의 많은 병원에서 특히 미국에서 CT는 요결석을 포함한 요도 평가에 전통적 투사촬영이나 정맥 요료조영술을 대체하였다(Akbar 등 2004). 비록 CT가 요도에 관련된 가치 큰 정보를 제공하지만 양성질환에 대해 높은 환자선량을

부여하며 종종 후속 CT연구를 필요로 하고 있다(Katz 등 2006).

(143) 환자나 모의체를 대상으로 한 많은 연구에서 결석이 ‘방사선 불투명성’ 또는 높은 밀도에 의해 연조직 배경에 대해 높은 대비를 제공하므로 유도결석은 낮은 선량 영상화가 가능하다고 보고한다(Kluner 등 2006, Karla 등 2006a). 신결석증은 양성질환이므로 젊은 환자에게서는 선량을 줄이기 위해 모든 노력을 해야 하며 그 평가를 위한 CT검사 수를 제한해야 한다. 결석 프로토콜에서 방사선량은 낮은 관전류-노출시간곱(Kluner 등 2006)과 자동노출조절(Karla 등 2005a)을 통해 낮출 수 있다. 요로 결석 환자에 대해 선량감축을 위해 낮은 관전류(일상 복부 CT에 비해)나 AEC를 적용함에 추가하여, 추적 또는 CT스캔을 반복하는 지시는 모든 양성질환 과정에서 조심스럽게 결정해야 한다.

4.3.6. CT안내 중재방사선

(144) CT안내 중재방사선은 환자나 그 절차를 수행하는 방사선학 의료진의 방사선량 관점에서 특별한 이슈를 제기한다. 일반적으로 관심부위에 대해 2회 이상의 “통과pass”(동일 신체부위에 CT 입력의 회수) 또는 스캔 입력이 이루어진다. CT 투시술에서 환자뿐만 아니라 스캐너 갠트리 부근의 방사선학자의 선량도 관심사가 된다(표4.3 참조). CT 안내 중재방사선 절차에서 스캔 길이를 제한하거나 mAs와 투시시간을 줄이거나, 초음파와 같이 방사선과 무관한 대안적 안내를 사용함으로써 선량을 줄일 수 있다는 증거가 있다(Heyer 등 2005). CT 투시술로부터 환자와 방사선의학자의 선량을 줄이도록 노력을 경주해야 한다.

(145) CT안내 생검에서도 관전류를 줄이거나 스캔 체적을 제한함으로써 방사선량을 줄일 수 있다. 표4.3에 CT안내 생검을 받는 아동의 선량을 줄이기 위한 낮은 관전류 적용을 요약하였다. 표4.3의 데이터는 특정 제작사의 한 CT 모델에 관한 것이므로 동일 제작사 또는 다른 제작사의 다른 모델 스캐너에서는 적절하지 않을 수도 있다.

4.3.7. 아동에 대한 CT

(146) 아동은 성인에 비해 방사선 유발 암 위험에 더 취약하다. 그러므로 아동을 촬영할 때는 방사선의학자, 의학물리사 및 운전원은 CT 스캔 프로토콜에 각별히 주의해야 한다. 아동이나 작은 성인에 대해 연구에서 얻는 진단정보에 영향을 미치지 않으면서 방사선량을 줄일 수 있다. 영상잡음은 X선빔 감쇠에 비례하는데 감쇠는 곧 스캔하는 신체부위를 X선이 가로지르는 거리의 영향을 받는다. 선량

표4.3. CT안내 생검을 받는 아동의 선량을 줄이기 위한 낮은 관전류 사용 예 (Heyer 등 2005)

스캔 변수	낮은 선량 CT안내 생검
임상지시	아동의 만성 전염성 개재성 폐질환
스캐너	4-MDCT
mAs(유효)	20
kVp	120
검출기 구성	5x2 mm
스캔 부위	관심 부위(10 mm)
최대 영상 수	4
영상두께	10 mm
유효선량(평균 및 범위)	0.83(0.38~1.4) mSv

을 환자체중이나 연령에 맞추도록 mAs나 kVp와 같은 스캔 변수를 조절할 수 있다. 대안으로 아동 선량을 줄이는 데도 AEC 기법을 사용할 수도 있다(Greess 등 2002, 2004).

(147) Vock(2005)는 아동 방사선량 감축에 관한 최근의 검토에서 이 목표를 달성하기 위해 CT검사의 엄격한 정당화, 진단 정보를 획득할 수 있는 범위에서 높은 잡음의 수용, 스캔 프로토콜을 아동에 맞춤, 필요한 최소한의 길이 스캔, 동일 부위에 대한 스캔 반복 감축을 포함한 여러 전략을 권고했다. 소아 외상에 대한 CT평가에 대한 최근 연구에서 스캔의 과반수가 정상이었던 것으로 나타났다(Fenton 등 2004). 추적 CT연구에서는 방사선량을 줄이기 위해 임상지시에 따라 스캔 체적을 제한할 수도 있다. Jimenez 등(2006)은 낭포성섬유증 환자의 추적CT에서 스캔 범위를 검사 당 6장의 영상만으로 제한하여 DLP를 크게 감축(55%)했다고 보고했다. 아동에 대해서는 선량감축 전략에 크기와 연령부합 스캔 프로토콜의 사용이 포함되어야 하며, 성인 CT 프로토콜이 소아 CT에 사용되어서는 절대로 안 된다.

4.3.8. 임신환자 CT

(148) 임신환자에게 CT를 요구하는 통상적 지시는 충수염, 폐동맥색전증, 요로 결석 의심을 포함한다. 진단정보를 방사선을 사용하지 않는 다른 대안으로 얻을 수 있는 환자를 적절히 분류하는 것이 태아 선량을 최소화하기 위해 중요하다.

방사선학자와 주치의는 스캔이 즉시 필요한지 출산 후까지 연기할 수 있는지를 결정해야 한다. 폐동맥색전 의심에 대한 가슴스캔처럼 복부와 골반 밖의 신체 부위를 스캔하는 경우 대부분의 산란은 체내에서 일어나므로 차폐는 긴요하지 않다. 복부-골반 CT에서는 스캔변수를 태아선량을 줄이도록 선정해야 한다(가령 빔 콜리메이션 및 피치, 또는 mAs, kVp 및 스캔 체적 낮춤). 충수염 의심환자의 경우 스캔 체적을 필요한 해부학 영역에 한정하고 2회 스캔(조영제 유무)을 피하는 것이 특히 중요하다(Wagner와 Huda 2004, Ames Castro 등 2001). 관심영역이 스캔되면 스캔을 종료하는 데에 ‘스텝스캔(step-and-scan)’ 프로토콜이 도움이 된다(Wagner와 Huda 2004). 마찬가지로 임신환자의 신장결석에서도 낮은 mAs와 큰 피치 사용, 그리고 스캔 체적을 한정함으로써 연구 품질을 크게 침해하지 않으면서 태아선량을 절감할 수 있다(Forsted와 Kalbhen 2001).

(149) 표4.4는 임신 중 CT의 대표적 지시인 폐동맥색전증, 충수염 및 신장결석 의심 임신환자를 촬영하는 의료기관에서 사용하는 프로토콜을 따라 수행한 모의 체 연구의 결과이다(Hurwitz 등 2006). 다른 프로토콜을 사용한 그러한 자료가 충분치 않아 환자선량 관리에 대한 정보는 부족하다. 방사선량 값은 임신여성을 닮은 인형모의체를 이용하여 평가하였다. 표4.4의 데이터는 특정 제작사의 CT 한 대에서 얻은 것이며 다른 제작사 모델 또는 동일 제작사 다른 모델에 대해서는 적절하지 않을 수도 있다.

4.4. 향후 방향

(150) CT 제작사와 연구자들이 선량 효율적 기술을 개발하기 위해 괄목할 노력을 경주해 왔다. 이러한 노력에도 불구하고 사용의 확대로 인해 대중의 방사선량에 MDCT가 차지하는 비율이 증가해 왔다. RCR(2000)에 맞춰 예를 들면 진단 단계화나 환자 추적관리 등 여러 임상지시에 대해 CT 지침을 개발하는 지속적 노력이 요구된다. AEC의 개선과 기타 선량관리 전략에 더 높은 관심을 요구한다. 국제, 국가 또는 지역 기관은 환자선량 관리에 대해 의사, 기사 및 의학물리학자의 교육에 계속 노력해야 한다. CT와 대등하게 적시에 정보를 제공할 수 있고 방사선을 사용하지 않는 대안 영상화 기술에 대한 연구개발도 필요하다. 현재로서는 뿔빔CT(CBCT)를 다른 영상화 시스템과 비교할 만큼 선량계측 정보가 충분하지 않다. CBCT는 유망한 영상화 수단이며 가까운 장래에 많은 발전이 예상된다. 영상화 시스템에 대한 모든 변경은 환자선량 관리 필요성과 방사선량 정보 획득 필요성을 인식한 바탕 위에서 이루어져야 한다.

표4.4. CT센터에서 폐동맥색전증, 충수염 및 신장결석 의심 임신환자에 대한 촬영에 사용한 전형적 스캔 변수와 방사선량 요약(Hurwitz 등 2006)

스캔 변수	폐동맥색전증	충수염	신장결석
스캐너	16-MDCT	16-MDCT	16-MDCT
mA	380	140	180
갠트리 회전시간(s)	0.8	0.5	0.5
kVp	140	140	140
피치	1.375:1	1.75:1	1.75:1
검출기 구성	16x1.25 mm	16x0.625 mm	16x0.625 mm
스캔부위	가슴	복부-골반	복부-골반
영상두께 (mm)	2.5	-	2.5
3개월태아 선량(mGy)	0.7	20~40	4~7

4.5. 제4장의 참고문헌

- Abada, H.T., Larchez, C., Daoud, B., et al., 2006. MDCT of the coronary arteries: Feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *Am. J. Roentgenol.* 186 (6 Suppl. 2), 387-390.
- ACR(American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. *Radiology* 215 (Supp.), 1-1511).
- Akbar, S.A., Morteale, K.J., Baeyens, K., et al., 2004. Multidetector CT urography: techniques, clinical applications, and pitfalls. *Semin. Ultrasound CT MR.* 25, 41-54.
- Ames Castro, M., Shipp, T.D., Castro, E.E., et al., 2001. The use of helical computed tomography in pregnancy for the diagnosis of acute appendicitis. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 184, 954-957.
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* 176, 289-296.
- Capunay, C.M., Carrascosa, P.M., Bou-Khair, A., et al., 2005. Low radiation dose multislice CT colonography in children: Experience after 100 studies. *Eur. J. Radiol.* 56, 398-402.
- Diederich, S., Lenzen, H., Windmann, R., et al., 1999. Pulmonary nodules:

- Experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 213, 289–298.
- Diederich, S., Wormanns, D., Lenzen, H., et al., 2000. Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with 50% reduced-dose CT of the chest. *Cancer*. 89, 2483–2484.
- EC, 2000b. European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection 118. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- Fenton, S.J., Hansen, K.W., Meyers, R.L., et al., 2004. CT scan and the paediatric trauma patient –are we overdoing it? *J. Pediatr. Surg.* 39, 1877–1881.
- Forsted, D.H., Kalbhen, C.L., 2001. CT of pregnant women for urinary tract calculi, pulmonary thromboembolism, and acute appendicitis. *Am. J. Roentgenol.* 178, 1285–1286.
- Frush, D.P., Soden, B., Frush, K.S., et al., 2002. Improved paediatric multi-detector body CT using a size-based color-coded format. *Am. J. Roentgenol.* 178, 721–726.
- Graser, A., Wintersperger, B., Suess, C., Reiser, M.F. et al. (2006). Dose reduction and image quality in MDCT colonography using tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.* 187, 695–701.
- Greess, H., Nomayr, A., Wolf, H., et al., 2002. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur. Radiol.* 12, 1571–1576.
- Greess, H., Lutze, J., Nomayr, A., et al., 2004. Dose reduction in subsecond multi-slice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur. Radiol.* 14, 995–999.
- Hadley, J.L., Agola, J., Wong, P., 2006. Potential impact of the American College of Radiology appropriateness criteria on CT for trauma. *Am. J. Roentgenol.* 186, 937–942.
- Heyer, C.M., Lemburg, S.P., Kagel, T., et al., 2005. Evaluation of chronic infectious interstitial pulmonary disease in children by low-dose CT-guided trans-thoracic lung biopsy. *Eur. Radiol.* 15, 289–295.
- Hollingsworth, C., Frush, D.P., Cross, M., et al., 2002. Helical CT of the body: A survey of techniques used for paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* 180, 401–406.
- Honnef, D., Wildberger, J.E., Stargardt, A., et al., 2004. Multi-slice spiral CT (MSCT) in paediatric radiology: Dose reduction for chest and abdomen examinations. *Roe. Fo.* 176, 1021–1030.
- Hurwitz, L.M., Yoshizumi, T., Reiman, R.E., et al., 2006. Radiation dose to

- the fetus from body MDCT during early gestation. *Am. J. Roentgenol.* 186, 871–876.
- Iannaccone, R., Laghi, A., Catalano, C., et al., 2003. Detection of colorectal lesions: Lower-dose multidetector row helical CT colonography compared with conventional colonoscopy. *Radiology* 229, 775–781.
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* 30(4).
- Ikura, H., Shimizu, K., Ikezoe, J., et al., 2004. In vitro evaluation of normal and abnormal lungs with ultra-high-resolution CT. *J. Thoracic Imaging.* 19, 8–15.
- Jakobs, T.F., Becker, C.R., Ohnesorge, B., et al., 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* 12, 1081–1086.
- Jimenez, S., Jimenez, J.R., Crespo, M., et al., 2006. Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. *Arch. Dis. Child.* 91, 388–390.
- Jung, K.J., Lee, K.S., Kim, S.Y., et al., 2000. Low-dose, volumetric helical CT: Image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest. Radiol.* 35, 557–563.
- Jung, B., Mahnken, A.H., Stargardt, A., et al., 2003. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur. Radiol.* 13, 2560–2566.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233, 649–657.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., D'Souza, R.V., et al., 2005a. Detection of urinary tract stones at lowradiation- dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. *Radiology* 235, 523–529.
- Kalra, M.K., Rizzo, S.M., Novelline, R.A., 2005c. Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques. *Emerg. Radiol.* 11, 267–274.
- Katz, S.I., Saluja, S., Brink, J.A., et al., 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* 186, 1120–1124.
- Kluner, C., Hein, P.A., Gralla, O., et al., 2006. Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal

- and ureteral calculi?. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 30, 44–50.
- Kortesniemi, M., Kiljunen, T., Kangasmaki, A., 2006. Radiation exposure in body computed tomography examinations of trauma patients. *Phys. Med. Biol.* 51, 3269–3282.
- Leader, J.K., Warfel, T.E., Fuhrman, C.R., et al., 2005. Pulmonary nodule detection with low-dose CT of the lung: Agreement among radiologists. *Am. J. Roentgenol.* 185, 973–978.
- Lee, C.I., Haims, A.H., Monico, E.P., et al., 2004. Diagnostic CT scans: Assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology* 231, 393–398.
- Lee, C.I., Flaster, H.V., Haims, A.H., et al., 2006. Diagnostic CT scans: Institutional informed consent guidelines and practices at academic medical centers. *Am. J. Roentgenol.* 187, 282–287.
- McCaig, L.F., Burt, C.W., 2004. National Hospital ambulatory medical care survey: 2002 Emergency department summary. *Adv. Data.*, 29–34.
- Michel, J.L., Reynier, C., Avy, G., et al., 2001. An assessment of low-dose high resolution CT in the detection of benign asbestos-related pleural abnormalities. *J. Radiol.* 82, 922–923.
- Miyazaki, O., Kitamura, M., Masaki, H., et al., 2005. Current practice of paediatric MDCT in Japan: Survey results of demographics and age-based dose reduction. *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi.* 65, 216–223.
- Moss, M., McLean, D., 2006. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australas. Radiol.* 50, 33–40.
- Mulkens, T.H., Bellinck, P., Baeyaert, M., et al., 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 237, 213–223.
- Picozzi, G., Paci, E., Lopez Pegna, A., et al., 2005. Screening of lung cancer with low dose spiral CT: Results of a three-year pilot study and design of the randomised controlled trial “Italung-CT”. *Radiol. Med.* 109, 17–26, Torino.
- Prasad, S.R., Wittram, C., Shepard, J.A., et al., 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 179, 461–465.
- Ptak, T., Rhea, J.T., Novelline, R.A., 2003. Radiation dose is reduced with a single-pass whole-body multi-detector row CT trauma protocol compared with a conventional segmented method: Initial experience. *Radiology* 229, 902–905.

- Ravenel, J.G., Scalzetti, E.M., Huda, W., et al., 2001. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *Am. J. Roentgenol.* 177, 279–284.
- RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- RCR, 2006. Recommendations for Cross-Sectional Imaging in Cancer Management. Ref. no. RCR(06)1, second ed. The Royal College of Radiologists, London.
- Remy-Jardin, M., Sobaszek, A., Duhamel, A., et al., 2004. Asbestos-related pleuropulmonary diseases: Evaluation with low-dose four-detector row spiral CT. *Radiology* 233, 182–190.
- Shemesh, J., Evron, R., Koren-Morag, N., et al., 2005. Coronary artery calcium measurement with multidetector row CT and low radiation dose: Comparison between 55 and 165 mAs. *Radiology* 236, 810–814.
- Siegel, M.J., Schmidt, B., Bradley, D., et al., 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 233, 515–522.
- Sigal-Cinqualbre, A.B., Hennequin, R., Abada, H.T., et al., 2004. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: Feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 231, 169–174.
- Stuhlfaut, J.W., Lucey, B.C., Varghese, J.C., et al., 2006. Blunt abdominal trauma: Utility of 5-minute delayed CT with a reduced radiation dose. *Radiology* 238, 473–479.
- Thomas, K.E., Parnell-Parmley, J.E., Haidar, S., et al., 2006. Assessment of radiation dose awareness among paediatricians. *Pediatr. Radiol.* 36, 823–832.
- USPAC, 1997. US President's Advisory Commission on Consumer Protection and Quality in the Health Care Industry, Consumer Bill of Rights and Responsibilities. Report to the President of the United States (<http://www.hcqualitycommission.gov/cborr/>).
- Vock, P., 2005. CT dose reduction in children. *Eur Radiol.* 15, 2330–340 (Erratum in: *Eur Radiol.* (2005) 15, 2383–2384.).
- Vogt, C., Cohnen, M., Beck, A., et al., 2004. Detection of colorectal polyps by multi-slice CT colonography with ultra-low-dose technique: comparison with high-resolution videocolonoscopy. *Gastrointest. Endosc.* 60, 201–209.
- Wagner, L.K., Huda, W., 2004. When a pregnant woman with suspected appendicitis is referred for a CT scan, what should a radiologist do to

- minimise potential radiation risks? *Pediatr. Radiol.* 34, 589–590.
- Wendel, F., Jenett, M., Geib, A., et al., 2005. Low-dose CT in neutropenic patients with fever of unknown origin. *Roe. Fo.* 177, 1424–1429.
- Wormanns, D., Ludwig, K., Beyer, F., et al., 2005. Detection of pulmonary nodules at multi-detector row CT: Effectiveness of double reading to improve sensitivity at standard-dose and low-dose chest CT. *Eur. Radiol.* 15, 14–22.
- Yi, C.A., Lee, K.S., Kim, T.S., et al., 2003. Multidetector CT of bronchiectasis: Effect of radiation dose on image quality. *Am. J. Roentgenol.* 181, 501–505.
- Zaporozhan, J., Ley, S., Weinheimer, O., et al., 2006. Multi-detector CT of the chest: Influence of dose onto quantitative evaluation of severe emphysema: A simulation study. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 30, 460–468.

부록 A. CT에서 선량을 어떻게 표현하나?

A.1. CT선량지수(CTDI)⁶⁾

(A1) 현재 CT분야에 세 종류의 선량이 사용되고 있는데 이들은 1) 가중CT선량지수($CTDI_w$)와 체적CT선량지수($CTDI_{vol}$), 2) 선량길이곱(DLP) 3)유효선량이다. 이들 양은 스캔하는 부위의 평균흡수선량($CTDI_w$, $CTDI_{vol}$), 완전한 CT검사에서 회전축에 평행한 선을 따라 적분된 흡수선량(DLP), 그리고 다른 진단절차와 환자선량을 비교하기 위한 방법(유효선량)에 대한 지표가 된다. 이들 양은 MDCT에도 적용되지만 $CTDI_w$ 와 $CTDI_{vol}$ 의 합당성과 정확성에 대한 약간의 의문은 있다(Brenner 등 2006, Dixon 2006, Boone 2007).

(A2) CTDI는 CT에서 기본적인 선량측정 개념인데(FDA 1984) 일련의 근접한 노출로부터 z축 방향으로 평균흡수선량을 나타낸다. CTDI는 축 방향 한 스캔 즉, X선관의 1회전에 대해 측정하며 적분 흡수선량을 총 빔 폭으로 나눠 산출한다. CTDI는 이론적으로 스캔 체적 중앙부의 평균선량을 평가하는데 이 양은 다수 스캔 평균선량multiple scan average dose(MSAD)에 해당하며(Shope 등 1981) 그 직접 측정에는 다수 노출이 필요하다. CTDI는 이 양을 보다 편리하게 그러면서 명목상으로는 등가인 방법을 제공하는데 1회 스캔 입력만 필요로 하므로 특히 CT 초기에는 상당한 시간을 절약할 수 있었다.

(A3) MSAD와 CTDI의 등가성은 CTDI 선량 측정에 선량 종단면의 꼬리부분까지 포함하도록 요구한다. 이 기준을 충족하기 위한 정확한 적분은 총 빔 폭과 산란 체적의 길이에 의존한다.

(A4) CTDI 측정을 위해서 두 개의 14 cm 길이 PMMA(예: 아크릴 또는 루사이트) 원기둥이 표준으로 채택되었다. 머리 검사에 대한 CTDI값 평가에는 직경 16 cm가 사용되고, 몸통 검사에 대해서는 직경 32 cm가 사용된다. 보통 이들을 각각 머리 및 몸통 CTDI 모의체라 부른다.

(A5) $CTDI_{100}$ 은 특정 적분구간에 대해 축 방향 1회 스캔으로 인한 방사선량 종단면의 적분을 필요로 한다. $CTDI_{100}$ 의 경우 적분구간은 ± 50 mm인데 이 길이는

6) ICRP는 ICRU(2006)가 CTDI 대신에 CT공기커마지수를 도입하고 있음을 알고 있으며 A.5절에 이 양을 설명한다. 제2.1절의 (28)항도 참고하기 바란다.

상용화 되어 있는 연필 전리함 pencil ionization chamber의 길이와 같다(EC 2000a, Jucius와 Kambic 1977, Pavlic다 등 1979).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (A.1)$$

여기서 $D(z)$ 는 z 축을 따른 방사선량의 종단면이고 N 은 단층 수, T 는 단층 명목 두께이다. $CTDI_{100}$ 은 위에 설명한 두 $CTDI$ 아크틸 모의체와 길이 100 mm, 감응체적 3 cm^3 인 CT 연필전리함을 사용하여 측정한다. 측정할 때는 환자 침상은 이동하지 않게 한다. CT 전리함의 교정은 공기커마길이곱으로 표준화된 특정 빔 품질을 갖춘 표준 선량계측기관에서 수행하도록 권고하고 있다(ICRU 2006).

(A6) $CTDI$ 는 시야 내 위치에 따라 다를 수 있다. 몸통 영상화에서는 회전 중심 위치보다 표면에서 $CTDI$ 가 두 배 정도 높다. 시야에 대한 평균 $CTDI$ 를 가중 $CTDI(CTDI_w)$ 라 하며 다음과 같다(EC 2000a, IEC 2002, Leitz 등 1995).

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

(A7) $1/3$ 과 $2/3$ 라는 값은 중앙과 가장자리 값을 나타내는 근사적 상대 면적이다 (Leitz 등 1995). $CTDI_w$ 는 특정 kVp 및 mAs에서 스캐너의 방사선 출력에 대한 유용한 지시이다.

(A8) 체적 $CTDI(CTDI_{vol})$: 거의 항상 일련의 스캔으로 이루어지는 특정 스캔 프로토콜에 대해 방사선량을 나타낼 때 X선원의 연계된 회전에서 선량 종단면 사이의 간극이나 겹침을 고려하는 것이 중요하다. 이는 체적 $CTDI_w$ (또는 $CTDI_{vol}$)로 알려진 선량서술자를 사용하여 달성할 수 있다(IEC 2002). 즉,

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w \quad (A.3)$$

(A9) 나선CT에서는 총 빔 폭(NT)에 대한 회전 당 침상 진행거리(I)를 피치라 하므로 $CTDI_{vol}$ 은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (A.4)$$

(A10) $CTDI_w$ 가 x 와 y 방향에 대해 평균 흡수선량을 나타냄에 비해 $CTDI_{vol}$ 은 x, y, z 방향에 대해 평균 흡수선량을 나타낸다. $CTDI_{vol}$ 은 MSAD와 개념이 비슷하지만 적분구간($\pm 50 \text{ mm}$)과 측정된 노출량 또는 공기커마를 공기 흡수선량으로

변환하는 데 사용되는 f인자에 대해 표준화된다. $CTDI_{vol}$ 은 표준 모의체 스캔 프로토콜의 스캔체적 내 한 점에서 평균흡수선량을 가장 잘 나타내는 변수이다(IEC 2002). 여러 $CTDI$ 량의 실용 단위는 밀리그레이(mGy)이다. $CTDI_{vol}$ 은 피치와 같은 프로토콜 고유의 정보를 고려하고 있으므로 특정 검사 프로토콜에 대한 방사선량을 나타내는 데 유용하다. 새로운 CT스캐너들은 제어반에 $CTDI_{vol}$ 값을 미리 전시하도록 요구된다. 성인 머리와 아동 CT 검사에서 $CTDI_{vol}$ 의 평가에는 16 cm 직경의 CT 선량계측 모의체를 사용한다. 성인 몸통 CT검사에서는 32 cm 직경의 CT 선량계측 모의체를 사용하여 $CTDI_{vol}$ 을 측정한다(Shimpton 등 2005).

(A11) $CTDI_{vol}$ 은 $CTDI$ 모의체와 비슷한 감쇠를 갖는 물체에 대해 CT 촬영 조사체적 내의 평균 방사선량을 평가하지만 크기나 형태, 감쇠가 현저히 다른 물체의 평균선량을 나타내지는 못한다. 나아가 $CTDI_{vol}$ 은 스캔 길이에 독립적이므로 스캔 체적 내 총 에너지 부역을 지시하지도 않는다.

A.2. 선량길이곱(DLP)

(A12) 주어진 스캔 프로토콜에서 전체적 에너지 부역을 보다 잘 나타내기 위해서 EC(2000a)는 $CTDI_{vol}$ 을 스캔 길이에 적분하여 선량길이곱(DLP)을 산출했다.

$$DLP(mGy\,cm) = CTDI_{vol}(mGy) \cdot scan\ length(cm) \quad (A.5)$$

(A13) DLP는 특정 스캔 입력에서 총 에너지 흡수량을 반영한다. 따라서 복부 CT가 복부-골반 CT와 같은 $CTDI_{vol}$ 을 가질 수 있지만 스캔의 해부학적 범위가 커진 만큼 복부-골반 CT가 더 큰 DLP를 갖는다. $CTDI_{vol}$ 이나 DLP와 같은 선량 표현은 개인 환자선량(예: 장기선량)에 대한 직접적 척도라기보다 전형적 CT검사에 대해 설정된 참조선량과 다수의 환자에 대한 평균치로서 비교하는 데 사용된다.

A.3. 장기선량과 유효선량

(A14) 유효선량은 산출되는 양으로서 비균질 피폭을 대등한 전신피폭으로 나타낸 위험을 반영한다(ICRP 1991). 유효선량은 모든 연령의 인구, 같은 수의 남녀에 대한 데이터에 근거를 두고 있다. 유효선량을 산출할 때는 체내에서 방사선에 민감한 각 장기들의 흡수선량에 대해 알아야 하는데, 장기 흡수선량은 통상 수학

적 인형모의체, 또는 근래에는 시신을 CT스캔하여 얻은 미소체적소형 모의체를 이용한 몬테칼로 모델로부터 얻는다. 유효선량은 밀리시버트(mSv)로 나타내고 다른 진단방사선 검사나 백그라운드 방사선(예: 지각방사선, 우주방사선)처럼 상이한 방사선원들 사이에 비교에 유용하다. 모든 백그라운드 선원에서 오는 연간 유효선량은 지역에 따라 1~3 mSv 범위에 있다. CT와 CT 이외 검사에서 받는 전형적 유효선량은 표A.1과 같다.

(A15) 유효선량 산출에는 개별 스캐너 특성에 대한 지식이 필요하지만 스캐너 유형과 무관하게 다음과 같은 실험식으로 유효선량을 평가할 수 있다(EC 2000a).

$$E(\text{유효선량}) = k \text{ DLP} \quad (\text{A.6})$$

여기서 k는 실험적 가중치($\text{mSv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$)로서 신체 부위에 따라 결정된다(표 A.2 참조).

표A.1. 2000년대 진단 의료피폭의 전형적 유효선량(RCR 2003)

진단절차	전형적 유효선량(mSv)	진단절차	전형적 유효선량(mSv)
전통적 X선 절차		CT검사	
갈비와 관절(둔부 제외)	<0.01	머리	2.0
가슴(단수 PA 필름)	0.02	가슴	8
두개골	0.06	복부와 골반	10
흉추	0.7	핵의학 검사	
요추	1.0	폐환기(Xe-133)	0.3
둔부	0.4	폐관류(Tc-99m)	1
골반	0.7	신장(Tc-99m)	1
복부	0.7	갑상선(Tc-99m)	1
IVU	2.4	뼈(Tc-99m)	4
바륨삼킴	1.5	심장역동(Tc-99m)	6
바륨식	2.6	머리 PET(F-18 FDG)	5
바륨 추적	3		
바륨관장	7.2		

(A16) 표A.2에 성인의 머리와 목 그리고 아동에 대한 환산인자는 16 cm 직경의 머리 CT선량 모의체 사용을 가정한다. 모든 다른 환산인자는 32 cm 직경의 CT 몸통 모의체 사용을 가정한다.

(A17) ICRP는 유효선량은 참조치(모든 연령 인구에 대해, 그리고 같은 수 남녀

에 대해)에 근거한 방사선방호량으로 사용되어야 하며, 역학적 평가나 소급적 위험평가에는 사용하지 말 것을 강조하고자 한다. 특정 조직이나 장기는 다른 조직에 비해 방사선 감수성이 크기도 하며 연령과 성별에 따라서도 방사선 위험은 다르다. 그러므로 그러한 방사선 위험평가에는 그 조직이나 장기의 흡수선량을 적절한 생물학적효과비와 장기, 연령 및 성별 고유의 위험 정보와 함께 사용해야 한다. 유효선량은 계획적인 방사선방호 목적에만 합당하다. 환자의 피폭에 대해 유효선량 사용에는 심각한 제한이 있다. 상이한 진단방사선 절차에 대해 비교하거나 다른 병원이나 국가에서 유사한 기술과 절차의 사용 또는 동일한 의학검사에 다른 기술의 사용을 비교하는 데에 유효선량의 쓸모가 있다. 그러나 환자의 피폭을 계획하거나 CT검사의 위험-이득평가를 위해서는 조사되는 조직이나 장기의 평균 흡수선량이 더욱 적합한 양이다.

표A.2. 성인과 여러 연령대 아동 환자의 신체 부위별 선량길이곱(DLP) 당 정규화된 유효선량

신체 부위	k(mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)				
	0세	1세	5세	10세	성인
머리와 목	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
머리	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
목	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
가슴	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
복부와 골반	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
몸통	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

A.4. 선량평가 수단

(A18) 어떤 스캐너는 추가로 DLP를 전시한다. 신형 CT시스템은 모든 스캔 입력에 대해 CTDI_{vol}을 전시해야 한다(IEC 2002). 이들 값으로부터 위에서 논의한 바에 따라 유효선량을 평가할 수 있다. 장기나 조직 선량을 보다 완전하게 산출하기 위해서는 몬테칼로 계산에 의한 데이터가 사용되어야 한다. 이러한 자료에 대한 여러 자료원이 있는데 예를 들면 영국 NRPB(Jones와 Shrimpton 1993), 독일의 GSF(Zankl 등 1991, Zankl과 Wittmann 2001) 등이다. CT검사에서 조사되는 슬라이스마다 표적 장기나 조직에 대한 흡수선량을 적분하는 소프트웨어 프로그램들도 있다(Kalender 등 1999a, Stamm과 Nagel 2002, www.impactscan.org에 게시된 것). 그러나 이들 선량계산 프로그램들은 표준

체격의 성인을 가정하고 있고 신체 체형에서 환자 대 환자의 차이를 고려하지는 않는다. 몬테칼로 기법으로 얻은 환산인자는 일반적으로 전형적 장기나 조직 선량을 평가하는 데에 스캐너의 회전축에서 자유공기 흡수선량 값을 필요로 한다.

A.5. CT 선량계측의 발전

(A19) 최근의 ICRU 보고서 74(ICRU 2006)에서 여러 적용 고유한 양들이 도입되었는데 CT 선량계측에 관한 양도 포함된다. 모호성을 피하기 위해 새로운 기호도 정의하였다. ICRU(2006)는 CT 선량계측을 위해 권고된 양은 잠정적이라고 밝히고 있다.

(A20) ICRU(2006)에 주어진 CT선량계측을 위한 양과 기호는 다음과 같다. a) 자유공기 CT 공기커마지수(C_K); 단일 슬라이스에서 1회전 동안 CT스캐너의 회전축을 따라 CT축방향 공기커마 종단면을 적분한 값을 명목 슬라이스 두께로 나눈 값, b) 표준 CT선량계측 모의체에서 CT 공기커마지수($C_{K,PMMA}$); C_K 와 비슷하게 정의되지만 공기 대신 PMMA 머리 또는 몸통 모의체 내에서 공기커마 종단면을 적분함, c) 가중 CT공기커마지수($C_{K,PMMA,w}$); A.1절에 주어진 $CTDI_w$ 의 정의와 유사, d) 공기커마길이곱(P_{KL}); CT스캐너의 회전축과 평행한 선상에서 자유공기커마의 적분, e) 표준 모의체 내 CT 공기커마길이곱($P_{KL,CT}$); CT 선량계측 모의체 내에서 측정을 위해 P_{KL} 과 유사하게 정의한다.

(A21) 위에서 언급한 양들의 측정에는 주로 전체 민감체적 길이에서 균일한 감응을 갖도록 설계된 연필전리함을 사용한다. CT 기술발전 관점에서 보면 장래에는 특히 큰 체적 스캔에 대해 100 mm 길이 검출기(전리함)를 사용하는 측정은 부적절할 수 있다.

A.6. 부록 A의 참고문헌

Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G. et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria).

Boone, J.M., 2007. The trouble with $CTDI_{100}$. Med. Phys. 34, 1364-1371.

Brenner, D.J., McCollough, C.H., Colin, G.O., 2006. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimisation. Med. Phys. 33, 1189-1191.

- Dixon, R.L., 2006. Restructuring CT dosimetry –A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. *Med. Phys.* 33, 3973–3976.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- FDA, 1984. Diagnostic x-ray systems and their major components. United States FDA Code of Federal Regulations, 21 CFR 1020.33, US Nuclear Regulatory Commission, US Govt. Printing Office, Washington DC.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1–3).
- ICRU, 2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Jones, D.G., Shrimpton, P.C., 1993. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques, NRPB-SR250, Chilton, UK.
- Jucius, R.A., Kambic, G.X., 1977. Radiation dosimetry in computed tomography. Application of optical instrumentation in medicine, Part VI. Proceedings of the Society of Photo Optical Instrumentation in Engineering 127, 286–295.
- Kalender, W.A., Schmidt, B., Zankl, M., et al., 1999a. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* 9 (3), 555–562.
- Leitz, W., Axelsson, B., Szendro, G., 1995. Computed tomography dose assessment: A practical approach. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 57, 377–380.
- Pavlicek, W., Horton, J., Turco, R., 1979. Evaluation of the MDH Industries, Inc. pencil chamber for direct beam CT measurements. *Health Phys.* 37, 773–774.
- RCR., 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- 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.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK –2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2006. National survey of doses in the UK: 2003. Br. J. Radiol. 79 (948), 968–980.
- Stamm, G., Nagel, H.D., 2002. CT-expo – a novel program for dose evaluation in CT. RøFo 174, 1570–1576, German.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G., 1991. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI: Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91, GSF –Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G., 1993. Tomographic anthropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology. GSF-Bericht 30/93, GSF –Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Wittmann, A., 2001. The adult male voxel model ‘Golem’ segmented from whole-body CT patient data. Radiat. Environ. Biophys. 40, 153–162.