방사선안전관리 시리즈 No.28
20012. 9

간행물등록번호
11-1470550-000289-01

CT 영상의학검사의 정당성 확보 및 최적화 가이드라인

보건복지부 MINISTRY OF HEALTH & WELFARE
KFDA 식품의약품안전청 Korea Food & Drug Administration
대한영상의학회 The Korean Radiological Society
대한방사선사협회 The Korean Radiological Technologists Association

방사선안전관리 시리즈 No.28
2012. 9

간행물등록번호
11-1470550-000289-01

CT 영상의학검사의 정당성 확보 및 최적화 가이드라인

2012. 9

보건복지부
MINISTRY OF HEALTH & WELFARE

KFDA 식품의약품안전청
Korea Food & Drug Administration

대한영상의학회
The korean Radiological Society

대한방사선사협회
The Korean Radiological Technologists Association

목 차

Ⅰ. **서언** ····· 1

Ⅱ. **CT검사에서의 정당성 확보 가이드라인**

1. CT 검사에서의 방사선 의료윤리 ····· 5
2. 환자에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 16
3. 의사에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 30
4. 영상의학과에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 39
5. 참고문헌 ····· 50

Ⅲ. **CT검사에서의 최적화 가이드라인**

1. CT 검사에서 최적화 가이드라인이 필요한 이유 ····· 57
2. CT에서의 환자선량 ····· 62
3. 환자선량에 영향을 미치는 요소 ····· 75
4. 개별상황에서 CT 선량감소를 위한 권고 프로토콜 ····· 94
5. CT 검사에서 환자선량을 낮추기 위한 핵심전략 ····· 107
6. 참고문헌 ····· 110

Ⅰ. 서 언

CT(Computed Tomography)는 1972년에 의학영상 분야에 도입되어 매우 유익한 검사방법으로 임상적 활용도에 크게 기여하였다. 그러나 CT 검사는 환자가 받는 방사선량이 상대적으로 높아 진단에 따른 이익과 위험이 적절하게 균형을 이룰 필요가 있다.

UN방사선영향과학위원회(UNSCEAR)에서는 2000년도에 의료수준이 양호한 27개국을 대상으로 조사한 결과, 전체 영상의학 검사 중 CT 검사가 차지하는 비율은 6%에 불과하지만 환자가 받는 방사선량 비중은 41%에 해당한다고 보고한 바 있다.

CT 장치 대수가 계속해서 증가추세에 있고 영상의학검사도 횟수가 계속적으로 증가하고 있어 환자가 받는 방사선량을 관리하고 불필요한 노출은 피하여야 하는 것이 더욱 강조되고 있다.

따라서, CT 검사에 의한 환자의 이득을 크게 하고 불필요한 방사선 노출을 줄이기 위해서는 CT 검사의 필요성을 임상적으로 평가하고 임상적 필요를 충족시키는 합리적 수준의 낮은 방사선량을 유지하고 환자선량 권고량(Diagnostic Reference Level)을 준수할 필요가 있다. 또한 CT 검사는 의사가 임상적으로 필요하여 정당하다고 판단할 경우 촬영상의 제한은 없으나 환자의 촬영부위, 촬영방법 등에 대해서 환자가 받는 방사선 노출을 최소화하여 환자 방어의 최적화를 위한 개별적인 배려가 요구되고 있다.

그동안 국제방사선방어위원회(ICRP)에서는 CT 검사에서의 환자선량 관리를 위해 정당성 확보 및 최적화에 대한 가이드라인을 마련하였으나 우리나라에서는 이에 대한 체계적인 지침서나 가이드라인이 없었다. 따라서 CT 검사의 포괄적인 책임이 있는 영상의학과 의사 및 환자 방어의 최적화를 직접 시행하는 방사선사를

대상으로 CT 검사에 따른 환자선량 저감화와 관리를 위해 정당성 확보 및 최적화를 위한 가이드라인을 마련하였다.

향후 의료기관 현장에서 이 가이드라인이 CT 검사를 하는데 잘 활용되어 환자나 가족이 안심하고 검사를 받을 수 있도록 하고 환자가 받는 불필요한 방사선량을 저감하는데 커다란 도움이 되길 바란다.

2012. 9.

식품의약품안전평가원장 **이 광 호**

Ⅱ. CT검사에서의 정당성 확보 가이드라인

1. CT 검사에서의 방사선 의료윤리 ····· 5
2. 환자에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 16
3. 의사에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 30
4. 영상의학과에서의 CT 검사 정당성 확보 ····· 39
5. 참고문헌 ····· 50

1 CT 검사에서의 방사선의료윤리

서 론

전통적으로 의료는 의사(행위자)와 환자간의 유대감과 신뢰감을 기본으로 하였으며, 의료 행위는 이러한 관계 속에서 의사의 개인적인 도덕심, 윤리관, 종교적인 믿음 등의 바탕으로 이루어졌다. 오랜 동안 의료 행위는 의사의 고유의 권리로 인식되면서 환자의 이익과, 의사의 의학 지식, 의사의 개인적 양심에 의거하여 의료 행위가 이루어졌다. 기존의 의학 교육 역시 의사 개개인의 윤리관이나 가치관을 정립하고 평가하는 것을 소홀히 생각하지 않았던 것도 사실이다. 현대 의학으로 오면서 의학은 놀랄 만한 발전을 이루었으며 다수의 행위자가 발생되고 그 행위자간, 행위자와 환자 등, 다양하고 복잡한 관계가 만들어지고 있다. 또한 의료 행위가 공공 사회에 전반에 미치는 영향이 증가되면서 단순히 의사 개인의 윤리관이나 가치관에만 의존하여 의료 행위가 결정되는 것에 문제점이 발생되게 되었다. 최근 의학과 생명 과학의 눈부신 발달로 수많은 기기와 새로운 기술들이 의료에 적용 가능하게 되었고, 이들 중에서 일부는 시행 선택과 결정이 충분하게 공공의 윤리에 입각하여 검토되지 못한 채 행해지고 있어 많은 사회적 논란을 낳고 있다. 이렇게 전통의학에서 발전된 현대 의료로 전환되면서 구체적이고 포괄적인 의료 윤리 혹은 방사선 영상 검사에서의 윤리 문제가 급속히 대두되었고, 이에 따른 적절하면서 누구나 이해할 수 있는 의료 윤리관이 필요하게 되었다.

1 윤리 지침의 필요성, 방법론, 적합성 기준

(1) 현대 의학에서 윤리적 접근의 필요성

의료 행위란 항상 과학적으로 유용하고 이로운 방향으로 이루어져야 함에도 거의 대부분의 의료 행위는 얻어지는 이득과 함께 피할 수 없는 일정 부분의 손실을 동반하게 된다. 또한, 현대 의학에서 의사의 진단과 치료 결정이 최첨단의 의료기기들에 크게 의존하면서 고가의 의료 장비 구입과 이로 인한 많은 검사들이 이루어지고 있다. 최근에는 병원들이 대형화되면서 최첨단의 의료 장비를 앞세워 의료 시장의 '무한경쟁'이라는 또 하나의 현상을 불러 왔다. 고가의 의료 기기를 이용한 검사는 환자의 정확한 진단과 치료에 많은 도움을 주지만, CT 검사와 같이 방사선을 이용한 검사는 환자의 방사선 피폭이라는 해로움을 발생시킨다. 환자에게서는 질병의 진단과 치료에서 이득이 발생하고, 검사를 시행하거나 처방을 내는 행위자에게는 그로 인한 경제적인 이득이 발생된다고 하더라도 검사의 선택과 결정에 있어서 옳은 결정이었는지, 사회적 보편 개념에 근거한 윤리적인 접근이 꼭 필요하고 누구나 인정할 수 있는 윤리적 목표가 필요하다 [1].

(2) 윤리 교육(지침)의 필요성

Gunderman은 영상의학의 수련과정에 윤리가 필요한지에 대한 그의 논문에서 진단방사선 영상분야에서 세분화의 압력이 증가할수록, 공통 요소는 이전보다 더욱 더 산출하기가 어려워졌으나 진단방사선 영상에서 하나의 폭넓은 공통 요소는 윤리라고 하였다 [2]. 의과대학생, 인턴, 전공의의 윤리적 시각들은 그들의 의과대학 생활과 의사생활의 훈련 경험에 의하여 결정된다. 윤리를 무시하는 교육 과정은 훈련받는 사람의 습관과 포부에 보다 깊이 그리고 치명적으로 영향을 줄 수 있는 맹목적인 메시지를 전달하기 때문이다. 성인 도덕 발달의 특징은 윤리 쟁점을 처리하는 기본적인 문제 해결 전략에 대한 변화가 20 - 30 대에 극적이고 광범위하게 일어난다는 것이다. 이 시기의 도덕적인 옳고 그름의 판단에 대한 변화는 사춘기 이전의 변화만큼 극적이고 근본적이다. 도덕 문제에

대한 민감성과 도덕 추론(판단) 과정에 영향을 주려는 신중한 윤리 교육적인 시도는 전반적으로 개인과 사회에 효과가 나타난다. 따라서 윤리 교육의 목표는 사람의 품성을 변화시키고, 좋은 사람 그리고 좋은 직업인을 만드는 일이며, 도덕 민감성/감수성, 도덕 추론의 능력을 배양하고, 어려운 윤리 사례에 대해 받아들일 수 있는 해결책을 개발하고, 받아들일 수 없는 결정과 행동의 인식 그리고 윤리 지식과 기술을 업무에 적용할 수 있게 만드는 것이다.

(3) 윤리 교육에 대한 회의

그러나 의학적 윤리 교육에 대한 반대하는 의견도 많다. 그들은 역설적으로 비윤리적인 사람들만이 윤리 문제를 가지고 있다고 주장하며, 윤리란 좋은 사람이 되는 것이지 규칙의 체계는 아니라고 주장한다. 즉, 모든 사례는 독특하기 때문에 가이드라인으로는 해결이 불가능하며, 윤리는 개인적인 신념에 불과하다고 한다. 윤리를 공부하는 것이 실제 문제를 해결하는데 도움이 되지 않는다는 회의적인 견해도 있다.

2 방사선 피폭의 윤리 문제

2-1. 생명 의료 윤리의 4원칙

(1) 자율성 존중의 원칙

현실적으로 환자들은 CT로부터 방사선 피폭에 대한 정보나 위험과 이득에 대한 정보를 거의 받지 못하고 있다. 이러한 것들은 의사가 방사선 선량과 그의 효과에 대하여 충분히 깨닫고 이해하지 못하기 때문일 수도 있다. 예를 들어 혈관조영술, 경피적 생검, 혈관중재술 등과 같은 침습적 방사선 검사에서 환자들은 검사에 대한 충분한 근거(설명+이해+동의)에 의해 동의가 이루어져야 하며, 여기에는 처방의사의 정보 제공, 환자의 자발적인 동의가 필수 요건이다. 영상 검사 결과에 대한 결과를 환자에게 알리는 것, 환자의 비밀을

지키는 것, 단순히 이득 또는 환자 처리만을 극대화 시키는 것이 아니라 환자의 이익을 중요시 하는 정책을 확인하는 것이 자율성의 원칙이다.

(2) 악행 금지의 원칙

방사선 검사로 인해 환자에게 해를 입히지 말아야 한다. 진단이나 치료 전에 방사선 검사로 인해 해를 입게 된다면, 검사의 윤리적 가치가 없게 되는 것이다. 나아가서는 해가 될 수 있는 어떤 요소나 위험을 방치해서는 안된다. 가끔 '검사에서 사망할 수도 있다'는 검사 동의서를 환자나 보호자가 서명하는 경우가 있는데, 방사선 검사에서 예외적으로 극히 적게 나타날 수 있는 검사에서의 합병증을 너무 강조하여 환자에게 걱정이나, 두려움을 유발하는 것도 바람직하지 않다. 일어날 수 있는 합병증을 설명해 주고 그런 경우 어떤 조치를 취한다는 것도 같이 시술 전에 설명하는 것이 윤리적으로 타당하다.

(3) 선행의 원칙

악행 금지의 원칙과 같은 내용이나, 긍정적인 면에서 보는 관점의 차이이다. 좋은 방향으로 이루기 위한 방사선 검사가 되어야 하며, 시술자는 이러한 긍정적인 마음을 가져야 한다.

(4) 정의의 원칙

사회의 정의는 변할 수도 있고 해석하기에 차이가 있을 수 있다. 그러나 방사선 검사에서 자율성을 지키고, 악행 금지, 선행의 원칙이 이루어진다면 이는 자연적으로 정의의 원칙이 지켜지는 것이다. 환자와 처방의사, 환자와 영상의학 검사 시술자 간에 신뢰를 바탕으로 한 정의로운 만남과 검사가 이루어져야 한다.

2.2. 방사선 검사로 인한 윤리

최근 방사선 검사에서는 무엇보다도 방사선 피폭에 대한 이슈가 관점이다. 방사선 의료 윤리 측면에서 볼 수 있는 피폭에 대한 관점은 행위자(agent),

행위(act), 수용자(recipient)로 구분하여 접근할 수 있다.

(1) 행위자는 행동을 하는 개인, 검사를 의뢰하는 임상 의사, 영상의학과 의사, 방사선사, 병원 경영자, 보건복지부·식약청 등의 규제기관으로 구분할 수 있다.

(2) 행위는 행동을 할 것인가, 하지 않을 것인가의 결정은 절차(procedure)의 잠재적 유익, 잠재적인 위험성, 행위자의 판단, 수용자의 태도, 공적인 책임에 대한 사회 일반의 시각, 보건의료 경제와 평등의 고려 등의 영향을 받는다.

(3) 수용자를 위한 핵심 쟁점은 인간(개인)으로서 존엄성을 존중하는 것이며, 타당한 동의(valid consent)는 정보의 적절한 공개가 필수적이고, 개인이 환자, 환자의 가족, 환자를 돌보는 사람인지, 방사선 노출이 진단 또는 치료 목적인지 보다는 우선적으로 인간 존중의 원칙이 동일하게 적용되어야 한다는 것이 중요하다. 결국 모든 방사선 검사에서의 결정은 인간 존중의 원칙이 반드시 그 밑바닥에 있어야 한다는 것이다.

(4) 다른 의료 윤리와 마찬가지로 방사선 검사에서의 윤리 또한 행위자나, 행위 자체 그리고 환자 모두에서 인간의 존엄성이 중시하면 그 검사는 윤리에 합당한 검사가 될 것이며, 도덕적으로도 절차에 문제가 없는 검사가 될 것이다.

3 법적 규제 현황

(1) 국제방사선방어위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)의 방사선 방어에 대한 새로운 윤리적 이슈

의료 방사선 영상 분야에서의 검사는 진단과 치료를 위한 이득이 손해보다 크다고 간주하였으며, 의사의 의사 결정을 존중하여 지금까지는 환자 피폭선량 규제는 제한적이었다. 따라서 진단을 시행하는 환자에게는 의료피폭 선량제한을 적용할 수 없다고 제안해왔다. 방사선 방어의 이전 접근법은 방사선 피폭의

합리적 최소화(As Low As Reasonably Achievable, ALARA) 원칙에 따라서 환자 개개인의 선량과 피폭되는 환자의 수를 감소시키는 것이 주요 목적이었다. 방사선 방어의 새로운 접근법은 제약(constraints)라는 방어의 기본적인 수준을 결정하자는 것에 기초를 두고 있다.

이 새로운 윤리적 이슈는 의료의 본질적인 특성상 의료는 질병의 치료 또는 예방을 위하여 행하여지는 것임에도 불구하고 의료의 프로세스에서는 사람의 신체, 생명에 대한 위험을 수반하는 경우가 적지 않기 때문에 환자의 인간으로서의 존엄과 자기 결정의 권리를 완전히 무시하는 의료적 행위가 허용돼서도 안된다는 것이다. 그러므로 의료는 본질적으로 법으로부터 자유로울 수 없고, 의료 기술의 진보와 환자 인권과의 관계에 있어서 법적인 규제를 받을 필요가 있게 되었다는 것이다 [3].

(2) 방사선 검사 · 피폭의 정당성 확보 (justification)

정당성 확보는 타당한 이유로 합리적 또는 필요한 것의 행동을 보여주는 어떤 것 (사실 또는 환경)으로 정의할 수 있다. 쉽게 말하자면 어떠한 방사선 검사가 그 환자에게 진단에 치료를 위해서 꼭 필요하다는 이유를 제시하는 것이다. ICRP에서는 다음 세 가지의 정당성 확보 개념을 제시하고 있다.

① 방사선의 의학적 목적 사용에 정당해야 하며,

② 방사선 검사의 특정 절차가 의학적 목적에 부합하는가에 대해서 정당해야 하며,

③ 구체적인 환자에게 적용하는 특정 과정이 정당해야 한다. 정당성 확보를 위하여 요구되는 지식으로 행위의 잠재적 이득, 단기적 그리고 장기적 결과에 대한 인식, 행위의 위해도 인지, 다른 대안에 대한 최신 지식, 행위를 하지 않았을 때의 결과 인지, 상황에 기여하는 모든 요소에 대한 과정의 이득과 손해의 적절한 판단 등이다.

4 일반적 상황, 특수 상황에 따른 자가 보호

(1) 방사선 방어의 좋은 체계

국제방사선방어학회(International Radiation Protection Association, IRPA) 회장은 루마니아에서 개최한 지역 컨퍼런스에서 방사선 방어의 좋은 체계(Good System)는 강력한 근거, 적절한 철학적 근거, 적절한 사회적 정치적 근거, 그리고 실행의 기술적 근거를 가질 것이라 역설하였다. 덧붙여, 이러한 모든 근거들의 요구가 성공적으로 통합을 이루어져야 한다고 하였다 [4]. 즉 개별적인 상황, 특수 상황에 맞는 자기의 보호가 이루어 져야 한다. 예를 들어 일상적인 방사선 검사와 비교하여, 임산부 환자의 의료 피폭은 부가적인 윤리적 고려가 주어져야 한다. 산모는 직접적인 이득을 받는 한편 태아는 직접적인 이득 없이 방사선 피폭에 노출된다. 따라서 많은 나라에서 임심 중 태아를 포함하는 방사선 피폭을 피하도록 최소화 하는 정책을 가지고 있다. 신생아나 아동은 성인에 비하여 높은 방사선 민감도를 가지고 있으며 기대 수명도 길기 때문에 의료 피폭에 있어서 특별한 고려가 요구된다. 실제, 진단 방사선 검사를 받은 아동은 결정론적 영향은 크게 다르지 않지만, 확률론적 영향에서의 위험성은 다를 수 있으므로 그 위험성을 감소시키기 위해서는 검사 과정에서 정당성이 확보 되었는가를 확인하여 방사선 피폭이 최소화되어야 하는 노력이 있어야 한다. 따라서 아동의 방사선 영상 검사 대신 가급적 방사선을 사용하지 않는 영상 검사가 고려되어야 하며, 방사선 영상 검사를 하는 경우에 아동에게 적합하고 최적화된 영상 검사 프로토콜을 적용하여야 한다.

(2) 검진 스크리닝 검사

다양한 질병을 검사하기 위한 검진에서 방사선 영상 검사 기법을 사용하려는 시도가 증가하고 있다. 예를 들면, 건강검진 검사는 젊은 나이에서 대장 CT, 심장 CT, 가슴 CT 등이 많이 시행되고 있다. 그러나 이러한 건강검진을 위한 CT 검사에서, 방사선 피폭에 대한 전체적인 위해와 이득에 대해 정당성 확보가 이루어지지 않고 있는 실정이다. 과연 건강검진에서 CT 검사를 포함한 방사선

검사가 필요한 것이지, 입원 환자에게 단순흉부X선 사진이 필요한 것인지, 학생 건강검진 신검에서 X선 촬영이 꼭 필요한 것인지, 경제적인 측면 뿐 만 아니라, 사회적인 차원, 윤리적인 차원에서 재검토하여야 하겠다.

(3) 환자 자신 또는 의사에 의한 자체-의뢰(self-referral)는 방사선 사용을 증가시킨다.

처방의사가 진단을 위해 필요없다고 하는 검사도 환자가 원해서(우겨서) 하는 검사, 처방의사가 처방을 내고 스스로 시술이나 검사를 하는 자체-의뢰 등은 실제 불필요하거나 남용되는 검사가 많으며, 이들은 모두 이득보다는 방사선 피해가 많다는 것은 주지의 일이다 [5]. 가급적 자신이 스스로 하는 영상 검사 행위는 배제하여야 하며, 환자가 원한다고 할 때 설득 시킬 수 있는 의료방사선 지식을 가진 처방의사가 되도록 노력하여야 한다.

5 위험성 인지, 적극적 대체 방안 개발

영상의학과에서의 의사의 방사선 검사 윤리 목표는 방사선 피폭의 합리적 최소화(ALARA) 수준으로 방사선 피폭을 제한하는 장비를 사용하는 것에 대한 정보를 얻는 것이다. 특히 CT의 경우는 그 피폭 선량이 많기 때문에 각별히 정당성 확보와 최적화에 주의하여야 한다. 예를 들어, 흉부 CT의 유효선량은 대략 5 mSv로 단순 흉부X선 촬영 검사의 0.34 mSv (우리나라 환자선량 권고량 기준)와 비교하면 약 15배 정도이다. 또한 의료 방사선 피폭의 증가의 다른 원인으로는 병원을 옮길 때마다 재촬영, 불필요한 방사선 영상검사, 검사 장비의 노후화 등이 한 부분이 되고 있다. 방사선 피폭이 수반되는 영상검사는 소송의 회피, 금전적 이익, 할당량 충족, 검사 결과가 치료 계획에 영향을 주지 않을 때, 환자 가족의 요구 등의 부당한 조건을 배제하고 환자에게 최선의 이익에 근거해서만 시행되어야 한다.

다음은 영상의학과 의사의 방사선 CT 검사에서 고민해야 할 문제들이다.

(1) 의뢰 받은 환자의 질환 상태에 가장 적합한 최적의 검사 방법은 무엇인가? 이는 의뢰(처방) 의사와의 원활한 소통으로 유도해 낼 수 있다.

(2) 지금의 환자 상태에서 CT를 포함하는 방사선 영상 검사를 하는 것이 옳은가?

(3) CT를 포함하는 방사선 영상 검사의 선택은 누가 하는가? 이는 기존의 의사 독단적인 선택에서 의사, 환자, 환자 보호자의 합의 결정(공통 의사 결정)으로의 변화가 되어야 한다.

(4) CT를 포함하는 방사선 영상 검사에서 얻을 수 있는 이득은 무엇인가? 이는 환자의 진단과 치료에 중요한 정보를 제공하며, 병원의 수입 창출, 경제적 보상, 제약회사나 기계회사로 부터의 보상, 그리고 의사 개인의 연구 자료 확보 등이 있다.

(5) CT를 포함하는 방사선 영상 검사에서 받게 되는 손실은 무엇인가? 이는 환자 및 방사선관계종사자의 방사선 노출, 그리고 불필요한 검사 시 한정된 (인적, 물적) 의료자원 낭비 등이 있다.

(6) CT를 포함하는 방사선 영상 검사가 올바르게 시행되기 위하여 무엇을 해야 하는가? 이는 의사의 윤리관 확립과 배양을 위한 교육과 훈련이 필요하며, 전문가 집단의 자율성 인정과 올바른 진료 지침 마련, 그리고 의료의 공공성 확보를 위한 제도적인 뒷받침이 필요하다 [6].

6 위해에 대한 인정안 제시

우리는 의료 방사선이 인체에 위해를 준다는 사실이 알려져 확률론적 효과(암 발생)는 감소시키고, 결정론적 효과(예를 들면, 방사선 화상)는 방지하려는 노력을 하고 있다. 이러한 노력으로는 정당성 확보, 최적화, 그리고 선량제한이라는 방사선 방어의 기본 세 가지 원칙을 포함한다. 국제방사선방어위원회(ICRP)에서는 방사선 방어에서 정당성 확보의 개념을 “방사선에 노출되는 개인에게 충분한 이득이 수반하지 않는 전리 방사선의 노출은 채택하지

않아야 한다"고 정의하였다. 그러나 실제 이러한 윤리적인 관점에서 볼 때 검사가 이익이 더 많은가, 위해 요소가 더 많은 가에 대해선 아직 논란이 많다. 예를 들어 40세 이후 유방암 방사선 검진 검사의 경우, 일부 전문가는 전체적인 이득이 있다고 동의하는 반면 일부 전문가는 위해가 이득보다 크다고 믿고 있다. 같은 맥락으로 조기폐암을 찾기 위해 저선량 흉부 CT를 하는 것이 진단에 도움이 되지 않고 폐암의 예후에도 도움이 되지 않는다는 논문도 보고되고 있다. 다른 예들로 골밀도 측정의 DXA (이중에너지방사선측정법), 대장 CT, 유방암 방사선 검진 등과 같은 방사선 검사는 정당성이 확보되었지만, 건강한 사람을 대상으로 건강검진을 하는 전신 CT의 이득은 아직까지 보장되지 않고 있다 [7].

CT 검사에 대한 위해를 인정하지만 어디까지 인정하고 어디부터는 인정하지 않을 것인가에 대한 제시가 사회적으로, 윤리적으로 광범위하게 제안되어야 할 것이다.

7 윤리적 수위조절

의사는 전문성을 갖고 있는 사람들이다. 이런 전문 지식은 일반 대중들이 쉽게 이해 할 수 있는 것이 아니다. 따라서 의사는 자신이 갖고 있는 의학 지식의 적절한 사용과 적용에 중대한 책임을 갖고 있다. 환자를 포함한 일반인들에게 교육할 의무를 갖는다. CT 검사 후에 얻게 되는 의학적인 이득과 환자에 대한 해로움에 대한 정확한 인식이 필요하며, 이러한 정보들을 환자나 환자의 가족에게 알려줄 의무가 있다. 또한 CT 검사의 결정에 있어서도 환자의 이익이 최우선으로 추구되어야 한다. 현대 의학에서는 경제적인 원가나 비용, 복잡한 의료 체계 등으로 의사(행위자)에게 이전보다 좀 더 넓은 의미에서의 사회적이고 이타적인 가치관이 요구되며, 의사는 그들의 환자의 최선의 이익을 위하여 행동할 수 있는 충분한 자율성을 보장받아야 한다. 의사의 윤리관은 의학 교육과 훈련을 통하여 배양되고, 진료 행위의 자율성은 의료 행위의 표준화 방안을 통하여 자율적으로 조절, 규제 되어야 한다.

의사 스스로가 이해관계가 있는 업종의 검사, 치료 등을 지시하는 행위(self-referral), 제약 회사나 기구 회사로 부터 주어지는 각종 선물과 금전적 보상에 대한 지침, 불필요한 치료와 검사, 의료 시술 과잉 사용, 각종 건강 관련 사업체와의 관계에서 발생하는 부적절한 금전적 이해관계, 지나치게 낮게 책정된 의료 수가 하에서 더 나은 수입을 올리기 위해 더 많은 검사를 시행하게 하는 유혹, 이 모든 것들은 윤리적인 관점에서 자율적으로 규제되어야 한다. 이를 적절히 유지시키기 위해선 의료의 공공성 확보를 위한 제도적 뒷받침이 무엇보다 필요하다 [8].

방사선 피폭의 윤리 문제에 대한 접근으로는 사전에 결정된 규칙들과 개인의 경험에 대한 정기적인 평가가 필요하며, 의사 결정을 위한 3 가지 검사는 '불편 부당성 (impartiality test): 그러므로 무엇이든지 남에게 대접을 받고자 하는 대로 너희도 남을 대접하라. (마태복음 7장12절), 보편화 가능성 (universalizability test): 네 의지의 격률이 언제나 동시에 보편적인 입법의 원리가 될 수 있도록 행동하라. (칸트의 정언 명법), 정당성 근거제시 (interpersonal justifiability test): 다른 사람에게 자신의 행동이 정당성을 확보할 수 있는 좋은 근거를 제시할 수 있는가? (데이비드 고티에)'에 대해 늘 염두에 두고 생각하고 실천해야 한다.

윤리 문제에 대해선 항상 사례 분석 및 윤리 토론의 단계가 필요하다. 결정과 밀접한 관련이 있는 윤리 문제를 파악하고 의사 결정자에게 쓸모 있는 정보를 검토하고 평가해야 한다. 이해 관계자를 확인하여야 하고, 위험에 처한 가치들을 확인할 필요가 있다. 또한 의사(意思) 결정자에게 유용한 선택들을 확인하고 의사 결정 과정과 그 과정에 관계된 가치들을 숙고하여야 한다. 이렇게 하는 것만이 올바른 윤리관이며, 결국 그 이익의 영향은 모두 환자에게 돌아오게 된다. 이런 단계들은 윤리에 대한 수위를 상황에 따라 조절할 필요가 있다. 흔히 나타나는 예로 검사에서 암이 발견된 경우, 알려 주어야 하는가 지금 알려주지 말아야 하는가에 대한 윤리 문제는 각각 특수 상황에 따라 윤리 문제에 대한 수위를 조절한 필요가 있다. 때에 따라 윤리의 정도가, 윤리적인 문제의 해석에 차이가 변화할 수 있어 처방의사, 영상의학과 의사, 검사자는 항상 유의하게 생각하고 적절한 상황에 맞는 대체를 하여야만 한다.

2 환자에서의 CT 검사 정당성 확보

서 론

현대 의학에서 방사선 검사를 포함하는 영상의학 검사는 매우 중요한 역할을 담당하고 있다. 현재 의료 영역에서 방사선 검사, 특히 컴퓨터 단층 촬영(CT) 검사는 이상 병변의 여부 파악, 정확한 위치 파악, 병변 감별 진단, 치료 방법 결정, 치료 효과 판정 등에 널리 사용 되면서 CT 검사 건수는 급격하게 증가하였다. 또한, 최근 십 년 동안 컴퓨터 단층 촬영 장치(MDCT)나 PET-CT와 같은 최첨단 의료기기가 도입되고 보편화 되면서 의료 영역에서의 방사선 사용이 급격하게 증가하고 있다. 따라서 의료 영역에서 CT 검사에 의한 방사선 노출이 빈번해 지고 방사선 노출에 대한 위험과 부작용에 대한 일반인들의 관심과 우려 역시 크게 증가하고 있다 [1].

CT 검사는 방사선을 이용하여 영상을 얻는 검사로 검사 시행 중 방사선에 노출되게 된다. 따라서 CT 검사 전에 의학적인 지식을 기반으로 환자의 담당의사와 영상의학과 의사의 충분한 상의가 이루어 져야 하며, CT 검사에 의해 얻어지는 의학적 이득이 방사선 노출로 발생할 수 있는 위험보다 많다는 충분한 정당성을 바탕으로 CT 검사의 시행되어야 할 것이다 [2].

여기에서는 문답형식을 통해 환자들에게 CT 검사에 대한 올바른 지식을 전달하고 환자들이 합리적이고 정당한 의료적 판단을 할 수 있도록 돕고자 한다.

1 방사선, 방사선 검사, CT 검사에 대해서

1.1 방사선이란 무엇인가?

방사선이란 발생되는 곳에서 모든 방향으로 퍼져 나가는 에너지를 가지는 입자 또는 파동을 말한다. 방사선은 넓은 의미에서는 우리 생활에서 늘 접할 수 있는 빛, 소리, 열을 모두 포함하고 있으며, 좁은 의미에서는 눈에는 보이지 않지만 인체 조직을 통과하여 조직 내의 분자나 원자를 전리(ionize)시켜서 장애를 일으키는 알파선, 베타선, 감마선, 엑스선, 중성자선을 따로 구분하여 말하고 이를 전리 방사선이라고 부른다. 이 중에서 뢴트겐(W.C.Röentgen) 박사에 의해 1895년 11월 8일에 처음 발견된 엑스선은 감마선 보다는 파장이 길고 빛보다는 짧은 전자기파로 물질을 뚫고 지나가는 투과성이 있고 특정 물질을 만나 빛을 내는 성질(형광작용)이 있어 현재 의료 영역에서 널리 사용 되고 있다 [3].

1.2 방사선 검사란 무엇인가?

방사선 검사는 엑스선을 이용하여 인체의 내부를 영상화하는 검사이다. 엑스선이 인체를 투과하면서 뼈와 여러 장기들에 의해서 일부는 흡수 또는 상쇄되게 되고 일부는 인체를 투과하여 필름이나 검출기에 도달하게 된다. 검출기에 도달한 방사선은 그림자와 같은 영상을 만들게 된다. 일반 엑스선 사진, CT 검사, 움직이는 영상을 제공하는 투시 검사, 혈관 검사들이 모두 방사선 검사에 속한다.

1.3 방사선이 우리 몸에 미치는 영향은 무엇인가?

방사선(엑스선)은 일정한 양의 투과 물체에 에너지를 전달하고 충돌한 원자를 이온화 또는 들뜸 등을 일으킨다. 방사선이 인체를 투과하는 동안 세포와

조직에 에너지를 전달하고 이온화를 유발하여 결과적으로 인체에 생물학적 영향을 주게 된다. 노출된 방사선 양이 많을수록 인체에 미치는 영향은 증가한다. 동일한 양의 방사선에 노출된 경우에도 사람마다, 장기마다 생물학적 영향에는 차이가 있다. 의료 진단 영역에서의 방사선 검사는 비교적 적은 양의 방사선을 사용하고 있어 인체에 미치는 영향이나 부작용은 매우 적다고 할 수 있다.

1.4 방사선이 인체에 미치는 구체적 영향은 어떤 것이 있나?

(1) 결정적 영향 (Deterministic Effect)

방사선이 인체에 흡수된 선량이 어떤 조직 이상 반응을 나타내는 문턱선량(Threshold)을 넘는 높은 경우에 단기간(수 시간에서 수 주 후)에 발생되는 영향을 말한다. 이는 매우 많은 양의 방사선에 노출된 경우에 해당되며 문턱선량 이상의 많은 방사선에 노출된 세포는 DNA의 파괴와 변형이 오고 결국 사망에 이르게 된다. 예를 들어 많은 양의 방사선에 노출되었을 때 급성효과로 보일 수 있는 매스꺼움, 구토, 피부 홍반, 탈모, 백내장, 불임 등이 여기에 속한다.

(2) 확률적 영향 (Stochastic Effect)

많은 양의 방사선 노출에 의한 영향 이외에도 문턱선량보다 낮은 저 선량에서도 종종 방사선에 의한 영향에 대한 연구와 보고가 있다. 이는 방사선이 갖고 있는 확률적 영향에 대한 부분이다. 확률적 영향에 있어서는 알려져 있는 문턱선량이 없고 적은 양의 방사선 노출에 있어서도 부작용이 발생될 수 있다는 것을 말한다. 예를 들면 적은 양의 방사선 노출로도 오랜 시간이 지난 후 암 발생 위험이 증가할 수 있다는 연구 보고가 이에 속한다. 결국 이는 방사선을 사용하는데 있어 안전한 선량은 없음을 나타내기 때문에 방사선 검사에서의 선량을 감소시키려는 노력이 중요하다.

1.5 일상생활에서도 방사선에 노출 될 수 있는가?

자연과 일상생활 속에도 극소량이지만 방사선은 존재하고 있으며 이를 자연 방사선이라고 한다. 자연 방사선은 지구가 생성되던 때부터 현재까지 우리들의 환경 속에 존재해왔다. 예를 들어 천연에 존재하는 칼륨, 우라늄, 토륨이 자연적으로 붕괴하면서 방사선이 발생되고 우리 주위의 토양이나 콘크리트에 존재한다. 우주방사선은 지구를 향해서 조사되고 있으나 지구를 둘러싸고 있는 오존층과 대기에 의하여 산란 또는 흡수되어 지표면에 도달하는 양은 매우 적다. 일 년 동안 일상생활을 하면서 자연스럽게 노출 되는 방사선 양 (약 2.4 mSv)은 일반 흉부 사진에서 노출되는 방사선 양 (0.1 mSv 미만)의 약 24배 이상이 된다. 이렇게 일상생활에서 방사선에 노출 되어 있으면서도 방사선 양에 특별히 관심을 두지 않는 이유는 우리의 건강에 거의 영향을 주지 않는 극소량이기 때문이다.

1.6 의료 영역에서 사용 되는 의료 방사선과 최근 일본 원자력 발전소 폭발 시 발생한 방사선은 같은 것인가?

인류는 역사상 일본의 1945년 히로시마와 나가사키 원자 폭탄 투하 사건이나, 1986년 (구) 소련 우크라이나의 체르노빌 원자력 발전소 폭발 사고, 최근에 일본 후쿠시마 원자력 발전소 폭발 사고까지 대규모 방사선 피폭에 대한 폐해를 경험하였다. 이로 인하여 많은 사람들이 방사선 피폭에 대해서는 막연한 불안감을 가지고 있는 것이 사실이다. 의료 영역에서 사용되는 방사선 검사는 최대 관전압이 60-140 kVp 사이에서 발생하는 비교적 적은 양의 방사선이며 매 검사에서 피부 선량, 심부 선량 또는 생식선에 주어지는 노출 선량까지 예측이 가능하다. 촬영 순간에만 일시적으로 인체를 투과하는 외부 노출이고, 촬영 부위에만 받게 되는 부분 노출이다. 이에 반하여 원전 폭발 시 발생된 방사능은 대개 MeV (1000 kVp 이상)의 에너지를 가지는 매우 많은 양의 방사선이며, 붕괴하는 핵종이 다양하여 발생되는 방사선 선량이 일정하지 않고 노출 선량 역시 정확하게 예측하기 어렵다. 일단 방사능을 갖는 물질에 의해

공기나 물에 오염된 경우에는 지속적이고 전신적인 방사선 노출이 발생하고 지수적으로 감소하면서 인체에서 소멸될 때까지 장기간에 걸쳐 방사선에 노출되게 된다. 만일 방사선 검사와 동일한 적은 양에 노출되더라도 전신 노출이 발생하는 것으로 부분 노출에 비하여 인체에 미치는 영향이 매우 크다. 최근 여러 기사와 보도 자료에서 일본 원전 폭발 사고에서 작업자와 인근 주민의 노출 선량을 방사선 검사 몇 번에 비유하는 경우가 있었는데, 전신 노출과 장기적인 노출이라는 점에서 단순히 부분 노출과 일시적인 노출의 의료 방사선량과의 단순 비교하는 데는 모순이 있다.

1.7 CT 검사와 일반 X선 검사와의 차이는 무엇인가?

컴퓨터 단층 촬영(CT)은 큰 원형 틀에 360도 회전하는 엑스선 발생장치와 검출기를 갖고 있는 검사 기구이다. CT 검사는 환자가 누워있는 테이블이 이동하면서 환자의 횡단면의 영상을 구현한다. 일반 엑스선 검사와 비교하여 겹쳐 보이는 부분이 전혀 없으며 해부학적 구조를 자세히 확인해 볼 수 있고 매우 빠른 시간 내(대부분 10분 이내)에 검사가 이루어진다. 검사 부위의 정확한 해부학적 특징뿐 아니라 정상과 비정상 소견 구분, 작은 이상 소견 발견, 종양, 농양, 출혈, 경색 등의 다양한 질환에서의 감별 진단 및 치료 계획 수립, 치료 결과 확인 등을 보다 쉽고 정확하게 할 수 있다는 장점이 있다. 반면에 CT의 엑스선 발생 장치가 원형으로 회전하면서 검사 부위가 360도 모든 방향에서 방사선에 노출되게 된다. 따라서 이러한 특성 상 CT 검사는 일반 엑스선 사진보다 비교적 많은 양의 방사선이 사용되게 되고 당연히 CT 검사 시 방사선 노출량은 일반 엑스선 사진보다 많다 [12].

1.8 CT 검사에 의한 노출되는 방사선양은 얼마나 되나?

방사선 검사에서 인체에 미치는 영향을 고려한 방사선 선량을 유효선량(Effective dose)이라고 하고 단위는 시버트 (Sivert, Sv)이다. 일반적으로 진단 영역에서 사용되는 방사선 검사들에서 노출되는 방사선 양은 매우 적어 밀리시버트(mSv, 1 mSv=0.001 Sv)라는 단위를 흔히 사용한다. 즉 유효 선량을 나타내는

밀리시버트(mSv)의 양이 적으면 적을수록 안전한 방사선 검사라고 할 수 있다. 히로시마와 나가사키의 원폭 피폭자들의 조사연구에서 방사선의 피폭 양이 200 mSv 이상의 방사선을 한꺼번에 받은 경우에 방사선 피폭 선량의 증가에 따라 방사선 피폭과 관련한 암 발생 위험이 증가할 수 있다는 보고가 있다 [13].

우리가 1년 동안 토양이나 공기, 음식물, 우주로부터 노출되는 자연 방사선의 양은 평균 2.4 mSv(세계 평균 값)이다. 고산 지대에 사는 경우는 해수면 높이에 사는 사람보다 연간 1.5 mSv 정도의 방사선에 더 노출되며, 장시간 비행기 여행을 하는 경우는 약 0.3 mSv 정도의 방사선에 더 노출되게 된다. 인공 방사선은 의료용 방사선이 대부분을 차지하고 전체 방사선 검사 중에서 CT 검사에 의한 방사선 노출 선량 비율이 높다. 엑스선을 이용한 일반 흉부 엑스선 검사에서 노출되는 방사선양은 0.1 mSv이하 (0.02 mSv)이다. CT 검사의 경우에 찍는 부위와 목적에 따라 유효선량이 2 mSv에서 많게는 16 mSv까지 된다. 이는 일반 흉부 엑스선 검사의 방사선 양에 100배에서 1000배에 해당하는 비교적 많은 방사선 노출량이라고 할 수 있다. [14,15]

1.9 CT 검사는 안전한가?

방사선을 이용하는 검사를 우리가 먹고 있는 음식에 비유하여 설명해 보겠다. 우리는 일상생활 유지와 건강 증진을 위해서 음식을 섭취한다. 그러나 이러한 건강에 좋은 음식도 너무 과도하게 먹게 되면 오히려 몸을 해롭게 한다. 의료 영역에서 사용되는 방사선 검사 역시 의학적 필요에 의해 시행되고 중요한 정보들을 얻고 진단과 치료에 이득이 되지만 과도한 방사선 검사는 오히려 몸에 이로움보다 해로움이 많다. CT 검사 시행 후에 얻는 의학적인 정보는 환자에게 큰 이득이 된다. 또한 남아 있는 건강한 삶을 유지하기 위하여 적절한 시기에 정당한 목적을 갖고 시행하는 CT 검사는 꼭 필요한 검사라고 할 수 있다. 이러한 이유로 담당 의사가 CT 검사를 권유하는 경우에 단순히 방사선 노출에 대한 두려움만으로 검사 자체를 거부하는 것은 옳지 않다. 그러나 방사선 노출에 대한 위험은 항상 존재하고 있다. 동일한 방사선 노출에도 사람마다 다양한 위험도를 갖게 된다. 나이가 어릴수록, 여성일수록(유방, 갑상선) 방사선 노출에 따른 위험도가 증가한다. 따라서 진단영역에서 사용되는 방사선의

양은 소량이지만 최소화하는 노력이 필요하다. 소량의 방사선이라도 노출이 꺼려지는 경우에는 방사선을 이용하지 않은 다른 검사로의 대체가 가능한지 담당 의사에게 문의할 수 있다. 불필요하고 부적절한 CT 검사를 최소화하는 노력이 동반되어야 한다 [12,16].

2 환자에서 CT 검사 가이드라인

2.1 담당의사가 CT 검사를 제안하였을 때 어떻게 해야 하나? 언제 CT 검사를 시행해야 하나?

발목 염좌 등과 같은 작은 부상에서는 단순 발목 촬영 정도의 적은 양의 방사선 노출로 필요한 의료 정보를 얻을 수 있다. 그러나 대형 교통사고로 인하여 다발성 골절과 심부 조직의 심각한 파괴가 있을 가능성이 있는 경우에는 여러 부위에 다양한 CT 검사를 이용하여 조직의 손상 정도를 정확하게 파악하고 치료 계획을 빠르게 결정해야 한다. 즉, 방사선 검사의 선택은 환자가 처해 있는 상황에서의 담당 의사의 적절한 판단에 의해 결정된다. 응급 상황이 아닌 경우에는 환자는 담당 의사로부터 방사선 검사에 대한 설명과 상담을 받을 수 있다. 꼭 필요한 CT 검사인지 문의 할 수 있으며, CT 검사 이외의 방사선을 사용하지 않는 다른 검사 (MRI, 초음파 검사)로의 대체가 가능한지 담당 의사에게 확인할 수 있다. 또한 이전에 동일한 CT 검사를 시행 받은 경우에는 꼭 담당 의사에게 알려서 추가 CT 검사로 인한 방사선 노출을 줄일 수 있도록 해야 한다. 그러나 응급상황에서는 방사선 검사로 인한 해로움보다는 검사를 시행 후 얻게 되는 의학적 이득이 매우 크기 때문에 CT 검사는 진단과 치료에 꼭 필요한 검사라 할 수 있다. 따라서 담당 의사가 CT 검사를 제안한 경우에 방사선 노출에 대한 막연한 두려움으로 질병을 진단하고 치료하는 데 중요한 정보를 얻는 기회를 놓쳐서는 안된다. 더 큰 질환을 CT 촬영을 하지 않아 정확하게 진단하지 못함으로 적절한 치료시기를 놓치게 되며 질병을 악화시키거나 예후를 나쁘게 만들 수도 있기 때문이다.

2.2 적절한 CT 검사가 이루어졌는지 어떻게 확인 할 수 있는가?

CT 검사 시행 전에 담당 의사와 충분한 상담을 통하여 CT 검사에 따른 이득 (정확한 진단과 치료)과 실(방사선 노출)에 대하여 확인하고 방사선을 사용하지 않는 다른 검사의 대체 가능 여부를 문의 할 수 있다. 또한 CT 검사를 시행 후 노출된 방사선량을 확인 할 수 있다. 현재, 우리나라 병원에서 시행되는 CT 검사는 특수 검사로 분류되어 정기적으로 관리되고 있다. 한국의료영상품질관리원에서 CT 기기와 CT 검사 영상에 대하여 정기적으로 품질 관리 검사를 시행하고 있다. 정기 검사에서 부적합 판정 시에는 판정 받은 날부터 CT 기기를 일체 사용할 수 없으며 수리, 재점검 후에 재검사를 실시 받고 적합 판정을 받은 후에만 CT 검사를 재개할 수 있다. 또한 대한영상의학회에서는 「특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙」에 의거 CT 검사와 같은 특수의료장비 모범병원을 선정하여 발표하고 있으며 식품의약품안전청에서는 방사선피폭 저감화를 위해 노력하는 '환자선량 저감화 선도협력병원'을 지정하고 있다.

CT 기기 회사마다 국제안전기준에 맞추어서 방사선 노출 선량의 저감화 작업을 진행하고 있으며 대한영상의학회와 식품의약품안전청에서는 검사마다 적절한 방사선 노출 선량에 대한 가이드라인을 개발하고 적절한 방사선 선량을 권고하고 있다 [17]. 현재 영상의학과 전문의는 판독 할 수 있는 적절한 영상 화질을 구현하는 범위에서 최소한의 노출 선량을 사용하기 위해서 노력하고 있다. CT 촬영 관계 종사자 (촬영자, 의학물리학자, 영상의학과 판독의사) 들은 서로 긴밀하게 협조하여 최소한의 CT 방사선 피폭을 위해 CT 촬영방법의 개선, 방사선 방어 시설의 이용 등을 연구하고 노력하고 있다.

2.3 CT 검사 후 이상이 없다는 것은 무엇을 의미하는 것 인가?

CT 검사는 비교적 민감도 (병변이 있는 것을 있다고 말하는 것)가 높은 검사이다. 일단 CT 검사 후의 결과가 이상이 없다는 것은 의학적으로 크게 의미 있는 이상 소견이 발견되지 않았다는 것을 의미한다. 그러나 CT 검사 후의 결과가 이상이 없다는 것은 질병이 전혀 없다는 것을 의미하는 것은 아니다.

병변이 CT 에서 발견되지 않을 만큼 작거나, 아직 CT에 나타나지 않는 정도의 초기 단계의 경우는 질병이 있어도 CT 검사에서 정상으로 나타날 수 있다. 예를 들어 뇌경색 같은 경우 임상 증상은 있으나, 초기 뇌 CT에서는 정상으로 나올 수 있어 증상이 뚜렷한 경우는 재차 CT 검사를 시행하여야 하는 경우도 있다. 따라서 CT 검사에서 이상이 없다는 것으로만 건강하다는 것을 단언할 수는 없다. CT 검사에서 이상 소견이 없어도 임상적으로 이상 증상이 지속되거나 새로운 증상이 발생 되는 경우에는 추가적인 검사가 꼭 필요하다.

2.4 임신 중에도 CT 검사를 시행할 수 있는가?

방사선 노출이 아무리 극소량이라고 해도 부작용이 발생할 수 있는 가능성은 존재한다. 태아는 성인이나 소아보다 방사선 노출에 더욱 민감하다. 따라서 태아는 가능한 방사선 노출되지 않도록 하고 방사선 검사가 꼭 필요한 경우에는 방사선 노출을 최소화하는 것이 좋다. 일단 가임기 여성은 반드시 방사선 검사 전에 임신 여부 확인이 필요하다. 임신인 경우에는 담당 의사와 상의하여 방사선을 사용하지 않는 검사 (MRI, 초음파 검사) 로의 대체를 결정해야 하며, CT 검사가 불가피하다고 결정된 경우에도 검사 전 방사선사에게 임신 사실을 알려야 한다. 임신이 의심되는 경우에는 임신 여부가 확실히 확인되는 시기까지 방사선 검사를 연기하는 것도 좋은 방법이다.

CT 검사와 같이 적지 않은 방사선 노출이 예상되는 검사에서는 CT 검사를 시행하지 않아 발생되는 손실이 방사선에 노출되어 발생할 수 있는 위험보다 크다고 판단되는 경우에 시행되어야 한다. 예를 들어 산모가 폐경색 (pulmonary infarction)이 의심되는 경우 CT 검사를 확인하여 빠른 진단과 치료로 산모와 태아의 생명을 살리는 것이 좋은 예가 되겠다. 산모의 CT 검사 시행 시 검사 부위 이외에, 특히 태아가 있는 골반부위에 납 가운과 같은 방어 장비를 이용하여 추가 방사선 노출을 최소화하는 노력을 하여야 한다 [18].

2.5 소아에게 CT 검사는 안전한가?

일상생활의 모든 활동들은, 예를 들면 수영장에서 수영을 하는 일, 자동차를 타고 가는 일 등이 모두 어느 정도의 위험 요소들을 갖고 있다. 일상생활에서 위험도가 없는 일은 거의 없다. 또한 동일한 일에도 사람마다 발생 될 수 있는 위험 정도는 각기 다르다. 예를 들어 단순히 땅콩을 먹는 일도 땅콩 알레르기가 있는 사람에게는 생명을 위협할 만한 위험한 행동이 되는 것이다. 소아는 세포가 분열하고 조직이 계속 성장해 나가는 시기로 방사선 노출에 대하여 어른과 비교하여 훨씬 민감하다. 또한 남아 있는 기대 수명 역시 길어 방사선 노출에 대한 부작용 발생의 가능성이 어른에 비하여 높다. 그러나 소아는 어른과 달리 체구가 작아 어른과 비교하여 매우 적은 양의 방사선을 사용해도 좋은 영상을 얻을 수 있다는 장점도 갖고 있다.

CT 검사 전에 담당 의사와 CT 검사에 대하여 득과 실에 대한 충분한 상담이 필요하고, 방사선을 이용하지 않은 대체 검사 (MRI, 초음파 검사)가 가능한지 확인할 수 있어야 한다. 또한 CT 검사를 시행할 시에는 검사 부위와 검사 횟수를 최소화하고 검사 부위 이외에는 납 가운과 같은 방어용구를 이용하여 추가 방사선 노출을 줄이는 노력이 필요하다 [19]. 실제 대부분의 CT 촬영에서는 성인과 다르게 촬영조건 들을 감안하여 촬영하고 있어 피폭을 줄이고 있다.

의사에 의해 처방되는 소아에 대한 CT 촬영은 꼭 필요한 경우에 시행하는 것이기 때문에 방사선에 의한 피해보다는 진단함으로 얻을 수 있는 이익이 훨씬 많다. 환자와 보호자는 임상의사가 CT를 권유했을 때 방사선 피해를 생각하여 거절할 것이 아니라 적극적으로 대처하여 빠르고 적절한 진단에 이르러 치료에 임하는 자세를 가져야 할 것이다.

2.6 건강검진에서 CT 검사가 필요한가? [20]

개인 건강검진 (개인 선별 검사, Private screening)의 경우에는 개인 스스로의 행복 추구에 대한 노력이기 때문에 질병의 조기진단이 가능한 검사법에 대한 실시를 제한 할 필요는 없을 것이다. 또한 의학의 지속적인 발전으로 치료법이

속속 개발되고 치료 효과 역시 좋아지고 있는 실정에서 치료가 어려운 질환의 조기 진단은 매우 유용한다고 할 수 있다. CT 검사와 같은 잠재적 위험이 우려되는 경우에도 진단 민감도가 높은 검사의 경우에는 일회성 시행은 의미가 있을 수 있다.

다음은 건강검진의 각 장기별 CT 검사에서의 권장사항이다.

(1) 흉부 CT 검사

① 45세 이상 남성, 고도흡연자에게 저선량(low dose) 폐암검진 CT의 사용을 권장할 수 있다.

② 35세 미만, 75세 이상 무증상 수진자에서 선별검사로서의 시행을 권장하지 않는다.

③ 최신의 저선량 기법(ultra-low dose condition, low kVp, dose modulation technique, additional noise filter 등)을 적극적으로 적용하여 총 유효선량을 1 mSv 이하로 낮추도록 노력한다.

④ 여성 수진자에게는 유방에 대한 방호복 (breast shield)을 사용하도록 권고한다.

⑤ 불필요한 피폭을 최소화하기 위하여, 고위험군에서는 1회/6개월~1회/년 간격으로 추적검사를, 저위험군에서는 1회/년 이하의 간격으로 시행하도록 권고한다.

⑥ 표준선량, 조영증강 CT는 무증상자에 대한 선별 목적으로 사용하는 것을 권장하지 않는다.

(2) 심장 CT 검사

① 45세 이상, 또는 성인 대사증후군, 가족력 등 고위험군에게 저선량 심혈관석회지수 CT의 사용을 권장할 수 있다.

② 35세 미만 무증상 성인에서 CT를 이용한 주기적인 선별검사를 권장하지 않는다.

③ 최신의 low dose technique (prospective ECG gating, non-spiral mode, low kVp, ultra-low dose condition 등)을 적극적으로 적용하여 총 유효선량을 2 mSv 이하로 낮추도록 노력한다.

④ 운동부하검사, 혈청검사 등으로 보완, 병행하여 CT 추적검사 간격을 매 2~3년 이상으로 조절하도록 권고한다.
⑤ 표준선량 석회지수 CT 또는 조영증강 CT 관상동맥조영술은 무증상 성인에 대한 선별 검사를 목적으로 하는 사용을 권장하지 않는다.

(3) 복부 CT (대장암 검진) 검사

① 45세 이상, 특정 질환, 가족력 등 고위험군에게 저선량 CT 대장조영술의 사용을 권장할 수 있다.
② 30세 미만 무증상 성인에서 CT를 이용한 주기적 선별검사를 권장하지 않으며 직장경 및 대장내시경을 이용한 선별검사를 우선 고려하도록 한다.
③ 최신의 low dose technique 적용 (low dose condition, low kVp, dose modulation technique, & noise filter 등) 을 적극적으로 적용하여 총 유효선량을 5 mSv 이하로 낮추도록 노력한다.
④ 표준선량 복부 CT, 조영증강 CT를 이용한 대장조영술은 무증상 성인에 대한 선별 검사를 목적으로 하는 연례적인 사용을 권장하지 않는다.
⑤ 고위험군을 제외한 수진자에서 처음 검진결과가 정상인 경우, 대변잠혈반응 검사와의 병행으로 매 3~5년 이상의 간격으로 시행하도록 권고한다.

(4) 뇌/뇌혈관질환 CT 검사

① 선별검사 목적으로의 주기적 사용은 권장하지 않는다.
② 뇌질환/뇌혈관질환의 선별 목적으로는 MRI 검사를 권장한다.

(5) 일반복부 및 췌장암 CT 검사

① 선별검사 목적으로의 주기적인 사용은 권장하지 않는다.
② 수진자의 희망에 따라 선별 검사하게 되는 경우, 전리방사선으로부터 안전한 MRI, 초음파 등으로의 대치를 먼저 고려하도록 권고한다.
③ 일회성 검사로 시행할 경우 조영 전 CT는 기대되는 진단 가치가 미약

하므로, 적절한 조영증강 후 CT로 검사할 것을 권고한다.

④ 다중조영기 CT는 무증상자에 대해 선별 목적으로 사용하는 것을 제한하도록 권고한다.

(6) 전신 양전자방출단층촬영 (PET or PET-CT)

① 선별검사 목적의 연례적인 사용은 권장하지 않는다.

② 전신 PET (PET-CT) 는 암 조기 발견에 유용하나, 피폭선량이 가장 많은 검사 중의 하나이므로 무증상 성인에 대한 주기적/반복적인 사용을 피하고, 1회성 혹은 매 5년 이상의 간격으로 시행하도록 권고한다.

③ 선별검사 목적으로 시행하게 되는 경우, 저선량 조영 전 CT를 이용한 PET-CT 또는 CT를 동반하지 않는 PET를 사용하도록 권고한다.

④ 표준선량 CT 또는 조영증강 CT를 동반하는 PET-CT는 선별검사 목적으로의 사용을 제한하도록 권고한다.

2.7 건강검진에서 온몸 CT 검사 (Whole body CT scan)이 꼭 필요한가?

최근 건강검진과 암의 조기 발견에 대한 관심이 증가하고 있으며 건강검진 목적으로 시행되는 CT 검사 건수 역시 증가하고 있다. CT 검사는 몸속의 횡단면을 정확하게 영상으로 구현할 수 있어 의료 진단, 치료영역에서 중요한 역할을 하고 있지만 일반 촬영 검사보다 상대적으로 많은 양의 방사선 노출이라는 위험을 갖고 있다. 많은 경우 CT 검사를 통하여 조기에 암을 발견하고 치료하여 큰 혜택을 받고 있다. 그러나 CT 검사에 의한 방사선 노출의 부작용과 노출 후 오랜 시간이 지난 후 암 발생 위험이 증가할 수 있다는 점에서 좀 더 신중한 선택이 필요할 것으로 생각된다. 진단영역에서 사용되는 비교적 적은 양의 방사선 노출에 의해서도 오래 시간 뒤에 암 발생 위험이 증가할 수 있다는 보고가 있다. 따라서 CT 검사로 인한 방사선 노출을 최소화하려는 노력이 필요하다. 소량의 방사선이라도 노출이 꺼려지는 경우에는 방사선을 이용하지 않은 다른 검사로의 대체가 가능한지 담당 의사에게 상의할 수 있어야 한다.

현재까지는 특별히 호소하는 증상이 없는 사람에서 건강검진 목적으로 시행되는 온몸 CT 검사가 명백한 의학적인 이로움이 있다고 증명되지 않았다. 그러나 방사선 노출에 대한 막연한 두려움으로 조기에 질병을 발견하여 치료받을 수 있는 기회를 놓쳐서도 안 되기 때문에 전신 CT를 무증상 건강검진 목적으로 시행하는 경우보다는 주로 특정 질환에 대한 고위험군 대상으로 시행되는 것을 추천한다 [21.22]. 예를 들어 높은 흡연력이 있는 사람의 경우 전신 CT를 촬영하는 것 보다는 폐암 발견을 위한 흉부 저 선량 CT 검사를 시행하는 것이 바람직하다.

2.8 이미 CT 검사를 받았는데 암 발생 위험을 줄이는 방법은 없는가?

CT 검사 중에 노출되는 방사선양은 소량이라고 해도 오래 시간 뒤에 암 발생 위험이 증가할 수 있다는 보고가 있다. 우리 몸은 방사선에 의해 염색체나 DNA가 변성되더라도 복구하려는 능력이 있기 때문에 CT 검사로 인한 암 발생에 대해 전혀 걱정할 필요는 없으나, 불필요한 CT 검사를 건강검진으로 매년 할 필요는 없다. CT에 의한 방사선 누적량이 문제가 될 수도 있기 때문이다. 따라서 최소 양의 방사선을 이용하여 꼭 필요한 CT 검사를 시행받는 것이 방사선 노출에 대한 부작용을 최소화할 수 있는 중요한 방법이라고 할 수 있다.

CT 검사를 받은 뒤에 방사선에 의한 인체의 피해를 줄일 수 있는 방법으로 Radioprotector(방사선 방어 물질)들이 연구되고 있다 [23]. 대부분이 항산화 물질로 알려져 있는 약제들로, 비타민 E, 멜라토닌(Melatonin), 플라보노이드(Flavonoid), 인삼, 생강, 박하 등이 있다. 그러나 이러한 약제들이 대부분 많은 양의 방사선에 노출된 동물 실험에서 연구되고 있어 진단영역에서 사용되는 적은 양의 방사선 노출에 의한 피해에는 어떤 영향을 미치는 지에 대해서는 잘 알려지지 않고 있다. 그러나 중요한 것은 이미 CT 검사를 받았다 하더라도 CT에 의한 암발생률 보다는 자연적으로 암발생률이 훨씬 높기 때문에 전혀 걱정하지 않아도 된다.

3 의사에서의 CT 검사 정당성 확보

서 론

진단용 방사선영역, 특히 CT 촬영에서 발생하는 환자의 피폭은 의사에 의해 대부분 결정된다. 물론 이 결정에는 당연히 의사는 의학적 판단 즉 영상진단으로 인한 환자의 이득과 피폭의 위험성을 고려하게 된다. 따라서 의사는 의학적 판단 뿐만 아니라 방사선 피폭에 대한 위험성을 잘 알고 있어야 한다. 또한 방사선 발생 진단용 영상기기를 사용한 처방이나 검사를 하고자 할 때 이러한 위험성을 감수하더라도 환자의 이득이 이러한 위험성을 상쇄할 만큼 가치가 있는지를 판단해야 한다. 이러한 방사선 피폭의 정당성 확보에 필요한 가이드라인이 유럽과 미국 등의 선진국에서는 이미 잘 마련되어 있다 [24-31]. 한국에서도 이러한 의사를 위한 진단용 방사선피폭의 정당성 확보에 대한 구체적인 가이드라인의 정립이 필요한 상태이다. 이를 위해 우선 연구자들은 유럽과 미국의 방사선 학회의 가이드라인을 참조하고 한국의 의료실정을 감안하여 의사를 위한 CT 방사선 피폭의 정당성 확보를 위한 개괄적인 가이드라인을 제시하고자 한다.

1 의사를 위한 CT 방사선 피폭 정당성 확보 필요성

국제방사선방어위원회 (ICRP: International Commission on Radiologic Protection) 에서는 정당성 확보(Justification), 최적화(Optimization), 선량한도 적용(Application of dose limit)을 방사선 방어의 기본원칙으로 제시하고 있다 [32,33]. 정당성 확보란 방사선 피폭이 초래하는 모든 결정에서 잠재적 위해보다 이익이 커야 한다는 것을 의미한다. 그 동안 최적화를 위한 방법에 대한

연구는 다방면에서 진행되어 왔다. 하지만 상대적으로 정당성 확보에 대한 연구는 많지 않다. 가장 확실하게 방사선 피폭을 줄이는 방법은 불필요한 검사는 시행하지 않는 것이다. 따라서 정당성 확보가 방사선 피폭을 줄이는 초석이다. 하지만 많게는 30-50%의 영상의학검사들이 부적절하다는 보고들이 있다 [24,31]. 특히 최근 영상기기들의 발전과 기술의 발전으로 선량이 높은 검사 (중재시술, CT, PET 등)들의 검사 건수가 증가하여 한 번의 검사로도 상당한 많은 양의 방사선에 노출될 수 있어 더욱 더 정당성 확보에 대한 관심이 필요하다 [34-36].

정당성 확보는 정확한 정보나 인식 (Awareness), 적절한 검사 (Appropriateness), 감사 또는 평가 (Audit)와 더불어 의뢰 의사의 책임감 (Responsibility), 제도적 뒷받침 (Regulation), 인적 물적 자원 (Resources)이 결합될 때에 잘 이루어 질 수 있다 [26,31]. 유용한 검사란 그 검사로 인하여 임상적 진단에 도움이 되거나 치료에 영향을 미치는 검사이다. 하지만 많은 영상의학검사가 이러한 목적 달성에 미치지 못하고 환자에게 불필요한 방사선 피폭을 가져오고 있다. 이러한 주요원인으로는 1) 이미 다른 병원이나 의원에서 시행했던 검사를 반복하는 것, 2) 환자의 치료방침 결정에 도움이 되지 못하는 검사, 3) 질병이 진행하거나 회복되기 전에 시행되는 검사이거나 결과가 치료에 영향을 미치기 전에 이루어지게 되는 너무 잦은 검사, 4) 적절하지 못한 검사 (영상 테크닉이 매우 빨리 발전하고 있으므로 영상의학과 전문의와 상의하는 것이 도움이 되며 최적의 영상검사인지를 확인해야 함), 5) 적절하고 정확한 임상정보 제공과 영상 검사의 목적이 제대로 전달되지 못하는 것, 6) 어떤 임상 의사들은 검사에 너무 의존하며 환자들도 많은 검사에 안도하게 되는 것들이 있다.

포괄적인 가이드라인을 통해 방사선 검사를 처방하기에 앞서 필수적으로 고려해야 할 사항들을 제시하고 나라별 지역별 상황들이 다르기 때문에 각자의 실정에 맞게 전문가에 의한 세부 가이드라인 제정이 필요하다. 세부 가이드라인을 통해 임상적 상황마다 가장 적절하며 피폭량이 최소인 검사방법을 제시하고 여러 가지 검사 방법들에 따른 피폭량에 대한 정보를 임상 의사들에게 알려주어 인식을 높이는 것이 피폭 저감화의 첫걸음이다. 가이드라인은 단어 자체의 뜻처럼 절대적인 규칙사항이 아니며 임상 의사와 영상의학과 의사간에 서로 상의하는 것이 바람직하다. 정당성 확보는 임상 의사와 영상

의학과 의사 모두의 책임으로 불필요한 검사로 인한 피폭을 줄이기 위해 노력해야 한다.

2 정당성 확보를 위한 고려사항

2-1. 영상의학검사의 종류에 따른 피폭량

여러 연구들에 의하면 영상의학과 의사와 처방을 하는 임상의 (ordering physician) 모두 이온화 방사선을 사용하는 검사를 통해 환자가 받는 방사선량이나 위험에 대해 잘 모르는 경우가 많다고 하였다. 정당한 검사를 선택하기 위해서는 영상의학 검사들의 장단점과 피폭량에 대한 정확한 정보와 인식이 필수적이다. 영상의학 검사들은 여러 가지 기술과 장비를 사용하여 이루어지고 있다. 초음파 검사는 우리 귀에 들리지 않는 높은 주파수의 음파를 이용하여 근육이나 인대, 내부 장기에 대한 정보를 얻고 자기공명영상장치(Magnetic Resonance Imaging, MRI)는 라디오파와 자장을 이용하여 인체 내부의 영상을 획득한다. 이러한 초음파 검사와 자기공명영상장치는 이온화 방사선을 사용하지 않는다. 반면 X-선 촬영, 유방촬영, 투시촬영(fluoroscopy), 전산화단층촬영(Computed Tomography, CT)은 이온화 방사선을 이용하여 영상을 획득한다. 각 검사 방법마다 방사선량의 차이가 크다. 두부 CT의 경우 대략 100건의 흉부 X-선 촬영과 피폭량이 비슷하며 복부 CT는 대략 400건의 흉부 X-선 촬영과 피폭량이 비슷하다. 이러한 이온화 방사선을 사용한 검사들 각각의 방사선량을 흉부 X-선 촬영과 대략적으로 비교한 것을 표 2에 정리하였다. 미국에서 X선 촬영 검사는 영상 검사 중 74%를 차지하는 반면 영상 검사로 인한 방사선피폭의 11% 정도만 차지한다. 하지만 CT와 중재적 시술들은 영상 검사의 26% 정도를 차지하는 반면 영상 검사로 인한 방사선 피폭의 89% 를 차지하고 있어 특별한 관리가 필요하다. 진단적 검사로 인해 받게 되는 저선량 피폭에 의해 과연 암 발생이 유발되는지에 대해서는 논란이 있지만 현재 LNT(Linear-Non-Threshold) 가설이 받아들여지고 있다 [24,33]. 따라서 아무리 작은 피폭이라도 문턱선량이 없어 암 발생의 위험을 증가시킬 수 있다는 전제하게

방사선 피폭을 최소화하는 노력이 필요하다.

특히 전산화단층촬영 (Computed Tomography, CT) 검사는 병원에서 그 시행 건수가 급격히 증가하고 있다. CT는 타 검사에 비해 높은 방사선 피폭을 수반하여 필연적인 환자의 피폭 증가를 동반하게 된다. 이에 정당성 확보를 통해 이런 검사들에 따른 위험성을 줄이고 그 검사로 인한 환자의 혜택을 최대한으로 하려는 노력이 동반되어야 한다.

2-2. 전산화단층촬영이 과도하게 시행되고 있는 이유 [31,32]

(1) 방사선량 및 방사선 피폭과 관련된 인식 부족
(2) 적합성 기준 및 의뢰 제도의 가이드라인 부재 및 무시
(3) 의뢰자의 부족한 임상적 지식 및 전문성
(4) 소비자의 요구 (환자 및/또는 가족의 기대, 환자의 자가 의뢰)
(5) 다른 전문의로부터의 압력 (예: CT 결과는 어떠했나요?)
(6) 자기 방어적 의료 (defensive medicine)
(7) 새로운 기술 및 장비 회사의 영업
(8) 의사의 자가 의뢰 및 금전적 보상
(9) 의뢰자와 영상의학과 의사 사이의 대화 및 상담 부족

2-3. 일반적 고려사항

일반적으로 검사를 의뢰하기에 앞서서 정당성 확보 측면에서 고려해야 할 사항들은 다음과 같다

(1) 환자가 처한 정확한 임상적 상황을 파악한다 : 환자의 나이, 성별, 임신 유무, 가임기 여성에서의 마지막 생리일, 몸무게, 키, 검사할 부위, 정신 상태, 해결해야 할 질문, 다른 검사 소견, 신기능, 투약 상태, 체내 의료 장비유무, 보행 및 이동이 가능한지 등등
(2) 과거에 이미 시행된 검사인가? 과거 검사들의 검토 및 외부에서 시행한 검사와 중복되는지 확인이 필요하다.
(3) 의뢰된 영상의학 검사가 정말 필요한 검사인가? 검사로 인한 환자의

이익이 현저하게 방사선피폭으로 인한 위험보다 커야 한다.

(4) 방사선을 사용하지 않는 다른 검사나 방사선 피폭량이 적은 검사로 대체가 가능한가? 초음파나 MRI로 대체가 가능한지, 저선량 검사로 대체할 수 있는지 확인해야 한다.

(5) 이 검사로 인해 환자가 받게 되는 피폭량에 대한 정보를 처방하는 의사가 알고 있어야 한다.

(6) 검사 자체와 방사선 피폭에 의해 생길 수 있는 위험에 대해 환자와 충분한 상의 및 동의가 있어야 한다. 검사는 어떻게 이루어 질 것인지, 왜 시행하는지, 어떤 잠재적 위험이 있는지, 검사를 시행하지 않았을 때 어떤 일이 생길 수 있는지, 대안은 어떤 것이 있는지 등등

3 세부 가이드라인의 제정

일반적으로 처방의사에 대한 CT 촬영의 정당성을 확보하기 위해 세부 가이드라인으로 다음의 사항을 고려하여야 한다.

(1) 검사의뢰 시의 임상적 상황,

(2) 가능한 영상검사항목과 각 항목에 해당하는 피폭량,

(3) 검사가 적절한지 여부에 대한 권고(근거에 대한 등급포함),

(4) 환자와 의사, 의사와 영상의학과 의사와의 설명과 논평의 형식으로 이루어져야 한다.

각각의 권고안은 적절한 검사 (Indicated), 특수 검사 (Specialized investigation), 초기 검사로는 적응증이 되지 않는 검사 (Not indicated initially), 일상적으로 적응증이 되지 않는 검사 (Not indicated routinely), 적응증이 되지 않는 검사 (Not indicated)의 카테고리로 나눌 수 있다 [26].

한국은 특수한 의료 체계, 의료 문화와 검사의뢰체계를 가지고 있어서 다른 선진국의 방사선피폭과 정당성 확보에 관련된 지침을 무조건 수용하기는 곤란한 점들이 있다. 따라서 이를 잘 고려하여 세부 가이드라인을 마련할 필요가 있다. 영상의학검사의 세부 가이드라인은 각 세부 분야별로 임상 관련 전문

학회의 전문가를 참여시켜 문헌 고찰을 통해 대한영상의학회, 관련 단체나 학회에서 개발하는 것이 바람직하다. 가능하다면 윤리학자, 사회경제학자, 철학자 등 방사선피폭검사에 대한 경제, 윤리, 철학적 고찰을 함께 진행하는 것을 바람직하겠다 [31].

4 영상검사 의뢰 시에 이루어지는 임상적 판단과 관련된 문제 (Related to Clinical Decision Making)

훌륭한 의료서비스란 환자에게 안전하고 효과적이어야 하며 이를 필요로 하는 사람에게 필요한 장소에 적절히 공급되어야 한다. 하지만 X-선을 이용하는 영상 검사를 의뢰할 때 임상 의사들의 결정에 도움이 되는 정보가 부족하다는 의견이 지속적으로 제기되고 있고 임상 의사들은 환자의 의학적 영상이나 방사선 피폭 이력에 대해 잘 알지 못하고 있는 경우도 있다. 진단용 영상장비의 부적절한 사용은 특히 환자의 안전에 있어서 불필요한 방사선 피폭을 야기한다.

영상의학검사의 정당성 확보를 세단계로 나누어 볼 수 있다[8]. 첫번째 단계의 정당성 확보는 일반적으로 방사선검사의 의학적 사용을 의미하며 방사선 피폭, 사회 경제적 이슈들을 포함하여 해로움 보다는 이익이 더 많은 것으로 생각하는 것이다. 두번째 단계의 정당성 확보는 특정방사선 검사가 개인 또는 단체에게 주어진 임상 상황의 진단 및 치료와 관계된 것이다. 이는 영상진단장비를 적절히 사용하는데 있어 전문가 집단이나 국제기구가 객관적으로 의뢰 가이드라인을 만드는 문제와 연관되어 있다. 세번째 단계는 개인적 정당성 확보인데 이는 특정 환자에게 해로움보다 이득이 되는 검사에 대한 문제이다. 이러한 개인적 정당성 확보 문제는 환자의 진료에 참여하는 전문의가 관여하는 것으로 개인의 전문임상지식으로 가장 적합한 임상 근거를 통합하여 환자 개인에게 적합한 검사 여부를 판단하는 것이다. 이는 이전의 관련 임상 자료, 영상 자료, 실험실 및 치료와 관련된 모든 자료와 환자 정보를 전문적이고 종합적으로 평가하는데 달려있다. 따라서 근거중심 의학

과 같이 임상 의사들이 환자에게 필요한 검사를 결정하는데 있어서 도움을 줄 수 있는 의뢰가이드라인 (Referral guideline) 또는 근거중심의 의사결정 보조시스템 (Evidence based clinical decision support system)이 필요하다. 이러한 보조시스템은 웹기반의 가이드라인, 스마트카드, 스마트폰, 태블릿 PC 등의 정보통신 (Information technology, IT)기기를 통하여 효과적으로 시행될 수 있을 것이다[37].

5 영상진단검사 평가시스템 (Clinical Audit System)

영상진단검사 평가 시스템은 영상의학검사의 정당성 확보에 기여하는 것으로 알려져 있다. 이러한 평가는 개인 대 개인으로 동료들에 의해서 이루어지는 것이 바람직하며 불필요한 방사선 검사를 줄이는데 효과적이다. 또한 그 주요 목적이 제한이나 규제보다도 교육과 정당성 확보 향상에 두는 것이 바람직하다 [28,29,38-41].

6 임신과 태아의 보호

태아의 방사선 피폭은 어떠한 경우에도 피해야 한다. 여성 환자 스스로 임신을 인지하지 못한 경우도 포함된다. 임신한 여성 환자를 확인하는 책임은 검사의뢰 의사에게 있다. 가임기 여성의 경우 무릎과 횡경막 사이에는 방사선 피폭이 되어서는 안 되며, 임신 여부에 대해 확인하는 과정을 반드시 거쳐야 한다. 임신의 가능성이 없다면 검사를 진행해도 되지만 가능성이 있다면 이와 관련하여 영상의학과전문의와 검사의뢰 의사간에 의뢰된 검사에 대한 정당성 확보에 대해 논의하여야 한다. 검사를 임신 후로 연기하던지 다음 생리를 확인한 후에 검사할 수 있다. 하지만 임신부에게 행해질 검사의 임상적 유용성은

태아에게도 간접적으로 유용할 수 있으며, 검사의 연기는 태아나 임신부에게 모두 위험을 증가시킬 수도 있다. 임신 여부를 확인할 수 없는 경우, 생리간격이 정상이고 피폭량이 낮을 경우 검사를 진행할 수도 있다. 하지만 복부나 골반 CT, 투시 검사, 핵의학 검사와 같이 피폭량이 큰 검사의 경우는 권고안에 따르고 정당성 확보에 대한 검토가 필요하다. 모든 경우에 있어서 영상의학과전문의와 의뢰 의사간의 결정은 문서로 남겨져야 하며 검사를 시행하기로 한 경우 영상의학과의사는 피폭을 최소한으로 유지할 의무가 있다. 불가피하게 태아에게 피폭이 된 경우 또는 비교적 방사선 피폭이 많이 된 경우라 하더라도 침습적 진단검사 (양수검사, amniocentesis)는 정당성이 확보되지 않는다. 이러한 피폭이 발생되었을 경우 방사선 물리학자와 위험성에 대해 논의해야 하며 그 결과를 놓고 환자와 상의해야 한다. 산부인과 의사의 5%, 가정의학과의사의 6%가 CT 검사 후에 임신중절을 권고한다고 한다 [42]. 이러한 잘못된 정보를 바로잡기 위해 의사를 위한 임신과 태아의 방사선피폭 검사의 정당성 확보에 대한 상세한 가이드라인을 배포할 필요성이 있다 [43-50].

7 소아의 보호

소아는 방사선에 민감하고 남은 생애가 길어 방사선 피폭에 의한 영향이 나타날 확률이 높고 성장해 나가면서 일생 동안 여러 번의 검사를 받게 된다. 따라서 진단 검사에 의한 피폭을 최소화시키는 것이 특히 중요하다. 검사의 시행으로 인한 이득과 방사선 피폭에 따른 위험을 고려하여 정당성이 확보될 때에만 시행해야 한다. 가능하면 방사선을 사용하지 않는 검사 방법을 선택하도록 하고, 방사선을 사용하는 검사이지만 시행해야 한다고 판단하였을 때에는 방사선 피폭을 줄이기 위해 최적화된 방법으로 검사를 시행해야한다 [27,31]. 이를 위해서는 검사 종류에 따라 소아전용 촬영 프로토콜이 구비되어 있어야 하겠다.

8 한국의 상황에 대한 제안

앞으로 전문가들에 의한 우리나라의 의료체계에 맞는 세부 가이드라인의 제정이 필요하며 우리나라도 다른 선진국들처럼 영상의학과 전문의가 방사선 피폭이 발생할 수 있는 검사에 있어서 문지기 역할을 담당하는 역할의 변화가 필요하다. 핀란드의 경우 방사선 피폭과 관련된 영상 검사를 의뢰 또는 처방하는 임상 의사는 반드시 방사선 피폭의 위험성 및 방사선 검사의 정당성 확보, 검사의 이득에 대한 교육을 의무적으로 받아야만 검사 의뢰 및 처방을 할 수 있다고 한다 [31]. 한국의 독특한 영상검사 의뢰시스템을 고려한다면 이와 같은 방법도 불필요한 방사선 피폭 검사를 감소시키는 정당성 확보에 이바지 할 것으로 기대된다.

4 영상의학과에서의 CT 검사 정당성 확보

서 론

영상의학검사를 시행하는 기관과 피검자(개인, 환자)사이에는 영상의학검사 규약 같은 일정한 협약 혹은 가이드라인이 필요하며, 이를 서로 지키기 위해선 기관과 개인간에 의무와 책임을 지켜야 한다. 방사선 검사의 처방을 내는 의사와 개인, 의사와 영상의학과 간의 의무와 책임, 개인과 영상의학과 간에도 의무와 책임이 있다. 앞에서도 언급되었듯이 왜 꼭 이 방사선 촬영을 해야 하는 지에 대한 정당성 확보가 서로 이어져야 한다. 먼저 이러한 정당성 확보의 개념이 확립되었을 때 의사와 개인, 영상의학과 간에 신뢰가 형성되며, 나아가 꼭 필요한 검사만을 수행하게 되어 불필요한 검사, 오남용의 검사를 줄일 수 있으며, 불필요한 피폭을 감소시킬 수 있다. 환자에 대한, 의사에 대한 또는 영상의학과에 대한 CT 검사의 정당성 확보 가이드라인에서 각각에서 일어날 수 있는 의무와 책임을 구체화하여야 한다. 그러나 이런 구체화한 내용들은 시간이 지남에 따라 달라지고, 과학과 방사선 검사의 종류, 발전에 따라 달라질 수 있음을 각자는 인식하여야 하며, 상황에 따라 스스로 변화함으로 가장 적절한 CT 검사에서의 정당성을 유지하여야 한다. 여기에서는 영상의학과에서 자신들의 책임과 전리방사선의 진단적 사용에 예상되는 결과를 이해하고 각자의 의무를 다할 수 있는 내용으로 그 권고안을 마련하며 처방을 내는 의사, 개인, 영상의학과 분야 모두에서 서로 이해할 수 있고, 동감할 수 있는 보편타당성 있는 내용이어야 함을 먼저 말해둔다. 그 보편타당성으로 인해 가이드라인의 수위가 정해질 수 있다.

본 내용은 영상의학과에서 시행하는 모든 CT 검사에서 정당성의 대표는 아닐 수 있다. 그러나 CT 촬영에서에서 각 구성원 간에 국소적인 규정을 정하고 규정에 관한 설명을 제공하기 위한 것이다. 본문은 병원 고용주, 처방의사, CT 촬영자의 역할을 규정하며 문제점을 구체적으로 설명하는 적절한

예시를 통해 영상의학과에서의 CT 사용에 대한 정당성 확보의 과정에 관해 설명한다.

1 정당성 확보의 필요성

영국에서 2000년도에 의료 피폭에 대한 제안 및 절차에 연관되어 개인이 받는 방사선양에 대한 책임을 정의한 “전리방사선의 의료사용규약 (Ionizing Radiation (Medical Exposure) Regulations (IR(ME)R 2000)”을 발표하였으며 [51], 본 가이드라인도 여기에서 요구된 정당성 확보의 과정을 설명하는 것으로, 특히 CT 촬영 실무자의 주된 업무와 관련된 CT 정당성 확보에 초점을 맞추었다. 옳고 그른 CT 촬영이었느냐에 관해서는 2003년 5월에 발간된 Department of Health Published Guidance에서 “의심되는 어떤 상황의 궁극의 결정자는 법원이며, 오직 이것이 정당성 확보에 대한 최종 판결이다”라고 명확하게 밝혔듯이 문제가 되고 이해관계가 엇갈린 CT 정당성 확보의 최종 결정은 오직 법원이라는 것을 항상 염두에 두어야 한다 [52].

이 가이드라인에는 합리적으로 실제로 쓰일 수 있는 낮은 방사선 용량의 유지, 피폭에 관한 조언, 장비의 질(quality) 유지, 확인에 관한 조언을 포함한다. 또한 의료 피폭에 관해 건강 또는 치료적으로 이득이 되는 경우와 방사선 피폭으로 인해 발생될 수 있는 개인적 손상과 비교하여, 방사선이 적게 혹은 노출 안 되는 다른 대체 가능한 검사가 없는 지에 대해 알려준다.

1.1 정당성 확보의 적용

정당성 확보를 적용하려면 다음 사항을 고려하여야 한다.

(1) 방사선 피폭의 목적을 먼저 알아야 한다.

(2) 개인과 관련된 의료피폭을 고려하여 적용하여야 한다.

① 임상적 진단 혹은 치료의 과정의 일부인지

② 직업이나 건강 조사 혹은 검진 결과 프로그램의 일부인지

③ 법의학적인 목적인지
④ 임상 실험의 일부인지

(3) 향후 방사선 피폭과 연관된 새로운 종류의 방사선검사가 의료 현장에 보급될 경우, 검사의 정당성을 확보하기 전에 그 검사의 효용과 결과에 대한 광범위한 토의가 선행되어야 한다.

1.2 정당성 확보의 과정과 필요성을 이해하여야 할 관계자

정당성 확보에 대한 필요성과 그 진행과정을 다음의 관계자는 알고 있어야 한다.

(1) 처방의사
(2) 영상의학과 의사
(3) 방사선 시술에 대해 적절히 훈련 받은 다른 의학 혹은 치과 의사
(4) 방사선사
(5) 의학물리학자 같은 방사선 보호 조언자
(6) 임상 관리의 시행에 책임이 있는 안전관리 위원회
(7) 좋은 품질, 적은 방사선양, 낮은 가격의 기기(CT)를 구매할 책임이 있는 구매 관계자

1.3 지도 감독

의료 방사선 검사의 일부로써 의료 피폭은 지방 혹은 국가의 행위에 부합하는 윤리 위원회의 감독을 받아야 한다.

2 개인 피폭의 정당성 확보에 관한 중요 역할과 책임

2.1 고용주 (Employer)

고용주는 보통 의료기관의 개설 책임자 혹은 경영자를 말한다. CT가 설치되어 있는 의료기관인 경우 실제 진료에는 관여하지 않는 경영자나, 직접적 진료에 참여하지 않는 의료직이 해당된다. 그러나 개인 병-의원의 경우에서는 의사 자신이 고용주가 된다. 어떠한 경우라도 고용주는 정당성 확보의 과정에 영향을 주는 규제에 관해 많은 책임이 있다. 즉 고용주는 방사선 피폭에서 다음을 생각하여야 한다 [53].

(1) 검사의뢰 처방의사, 방사선사가 적절한 방사선피폭에 관한 훈련을 받았는지 신원 확인이 필요하고, 고용주는 면밀한 조사를 통해 훈련과 자격 요건에 대해 기록을 남겨야 한다.
(2) 가능하면 정부에서 제정한 'CT 촬영 피폭 동의 기준 권고안"을 알고 그에 따라 검사를 시행한다 [54].
(3) 법의학적이나 임상 실험으로 시행되는 방사선 피폭 때의 절차를 정립하고 인지하여야 한다.
(4) 방사선 유해의 고위험을 가진 특정 집단(예: 소아, 임신부, 수유중인 여자)에게 시술할 때의 절차를 인지하여야 하며, 이에 대한 내용을 촬영담당자에게 교육하여야 한다.
(5) 반드시 미리 동의된 서술화된 절차가 있어야 한다.

2.2 처방의사 (The Referrer)

(1) 방사선 검사의 처방을 내는 의사는 충분한 임상 정보를 환자에게 제공할 책임이 있고 방사선 검사의 필요성을 환자에게 설명하는 의료 피폭의 정당성을 제시하여야 한다[55]. 우리나라의 경우 처방의사는 의사 혹은 치과의사이며, 이 외의 사람이 방사선 처방을 내서는 안된다.
(2) 처방의사는 방사선 처방에서 가능하면 많은 정보를 제공해야 한다.

특히 환자의 상태에 관한 자료를 정확하고 완벽히 전해줄 책임이 있다. 따라서 처방의사는 가능하다면 환자의 병력, 현재 주소, 관련 과거 병력, 과거 방사선 노출의 병력 등을 충분히 조사해야 한다. 이런 정보 제공이 충분하지 않다면 정보의 부족으로 인해 부적절한 피폭이 시행되거나 피폭 행위를 하지 않을 수 있다.

(3) PACS가 설치된 의료기관에서는 처방의사의 정확한 방사선 처방을 위해 PACS 사용에 잘 훈련되어 있어야 한다. PACS 사용의 부주의로 이중 처방이나, 잘못된 방사선 검사 처방이 내려져서는 안된다.

2.3 실무자 (The Practitioner)

(1) 실무자라 하면 방사선 검사 및 시술을 행할 수 있는 자격증을 갖춘 의사를 말한다. 여기에는 영상의학과 의사, 심장 전문의, 수술의 및 기타 방사선 장비를 직접 운용하는 의사가 포함된다. 방사선사를 실무자에 포함할 수 있으나, 방사선사는 다음 항목의 방사선사에 포함시켜서 설명한다. 방사선 장비의 사용을 위해선 일정한 교육을 받아야 한다.

(2) 실무자는 다음 사항에 대해 인지, 이해하고 있어야 한다.

① 개인과 특정 목적의 피폭과 연관된 특성을 이해해야 한다.

② 수행하고자 하는 방사선 검사가 개인이나 사회의 직접적인 이득을 포함한 치료 혹은 진단적 이득이 명백하다는 의견이 있어야 한다.

③ 방사선 피폭으로 인해 개인의 손상이 있을 수 있다는 것을 확실히 이해해야 한다.

④ 방사선 노출이 없거나 적을 수 있는 같은 목적의 다른 대체 기술과 비교하여, 방사선 검사의 이익, 위험, 효과에 대한 정보를 알아야한다.

(3) 고용주와 실무자 간에 방사선 검사방법에 관해 의견이 불일치할 수 있다. 이 때는 항상 먼저 환자의 안전과 진단적 가치를 생각하여 결정한다.

(4) 정당성 확보를 위한 실무자의 일차적인 책임은 다음과 같다 [55].

① 각 개인의 의료 피폭에 대한 정당성 확보에 대해 전문적, 법적 책임을 지녀야 한다. 따라서 실무자는 방사선, 방사선 위험, 방사선량 측정, 전리 방사선으로부터 발생할 수 있는 특정 위험과 상황에 대해

광범위한 지식이 있어야 한다.

② 정당성 확보를 위한 의사의 윤리 및 방사선 검사에서의 윤리가 확립되어야 한다.

③ 방사선 검사를 수행하기 위한 행위와 관련된 영상의학적 해부학에 관해 교육 및 수련을 받아야 하며, 방사선 검사를 수행함으로 얻을 수 있는 진단적 이득과 위해의 비율에 대한 의학적 상황에 대해 알아야 한다.

④ 방사선을 이용한 검사 외에 진단에 영향을 미칠 수 있는 다른 대체 기술이나 검사방법에 대한 지식이 있어야 하며, 방사선 검사에 대한 가치를 부여할 수 있어야 한다.

⑤ 각각의 피폭으로 인한 환자에 대한 잠정적인 결과를 평가할 수 있어야 한다. 또한 다른 방사선 관계자와의 협력을 통해 적절한 피폭이 되도록 노력해야 하며, 방사선 피해를 줄일 수 있는 각종 방어 방법을 사용법을 알아야 하며, 환자에게 제공해야 한다.

(5) 영상의학과 의사는 방사선 시술의 정당성 확보를 위해 실무자 외의 방사선 종사자 (예; 간호사, 간호조무사, 물리치료사 등)에게 실무자의 역할을 부여하여서는 안된다. 몇몇 예에서, 특히 방사선 용량이 낮거나 이미지 조사가 간단한 경우라도 방사선 검사는 적절한 자격을 갖춘 실무자에 의해 이루어져야 한다.

(6) 영상의학과 의사 외에 심장 전문의, 수술의 및 기타 방사선 장비를 직접 운용하는 의사들은 자신의 전문성에 따라 적절한 교육을 받아야 한다. 예를 들어 심장 전문의는 심장과 관상 동맥 영상에 관한 X선 사진과 이미지 확대, 혈관 조영술의 사용에 관해 정해진 규칙에 의해 교육을 받아야 한다. 해부학적 영상의 사진 뿐 아니라 방사선 피폭에 관련된 각종 교육도 이수하여야 한다.

(7) 실무자가 개인 피폭에 대한 정당성을 확보하는 것이 불가능 한 곳에서, 방사선사는 국가나 학회에서 승인된 지침에 따라 방사선 검사를 해야 한다.

2.4 방사선사 (The Operator)

(1) 방사선사는 의료 피폭의 어떠한 행위도 시행할 수 권리가 있어야 하며, 방사선 촬영과 보호에 대해 교육을 받아야 하며, 적절한 기술로 검사를 시행하여야 한다.

(2) 시행한 방사선 검사가 환자에게 어느 정도 방사선 피폭을 주었는지 방사선량을 알아야 한다. 모든 방사선 검사에서의 방사선량을 환자선량 권고량과 비교하며 관리하여야 한다. 그러나 필요한 임상 정보를 얻기 위해 허락 또는 동의된 범위 안에서의 방사선량에 대해서는 방사선사의 책임 하에 환자에게 방사선량을 선택할 권리를 줄 수 있다.

(3) 방사선사는 영상의학과에서 승인을 받은 지침에 따라 방사선 피폭 정당성 확보 교육과 피폭 관련 전문 지식을 알아야 한다. 이 지침은 상황에 따라 유연성이 필요하며 또한 책임감이 따른다.

(4) 방사선 촬영에 대한 정기적인 평가 및 검토가 필요하며 이에 대한 기술적 문서를 작성하여야 한다.

3 정당성 확보의 과정 (The Process of Justification)

(1) 고용주, 처방의사, 방사선사 간의 면밀한 협조가 정당성 확보 과정의 첫걸음이다. 첫 번째는 고용자가 방사선 촬영의 정당성 확보를 이루기 위해 먼저 처방의사, 실무자, 방사선사가 자유롭게 의지를 가지고 시술의 규정을 지키며 검사를 할 수 있도록 환경과 인식을 제공하는 것이 고용주의 의무이며 책임이다. 고용주가 정당성 확보의 필요성을 모른 채 수입을 생각하여 경영에 임한다면 정당성 확보는 결코 이룰 수 없다. 궁극적으로 고용주는 정당성 확보의 과정에서 첫 걸음이 되는 것이다. 고용주의 정당성 확보에 대한 인식은 방사선 보호와 위험, 이익에 대한 전문가의 자문을 바탕으로 해야 한다.

(2) 영상의학과에서는 처방의사로부터 받은 방사선 촬영의 타당성을 고려

하여야 한다 [53].

① 방사선 촬영 요청의 타당성 결정

증상이 없는 환자의 방사선 촬영은 임상적으로 방사선 피폭에 대한 정당성을 확보하지 못하기 때문에 검사는 반려되어야 한다. 최근 기회검진(스크리닝 검사)에서 CT 촬영의 오남용이 문제가 되고 있다. 증상이 전혀 없거나 40세 이전의 젊은 나이에 단순히 폐암에 대한 공포감으로 CT 촬영을 하는 것은 제고되어야 한다. 또한 환자가 원한다고 국소적 CT나 전신 CT를 촬영하는 것은 바람직하지 않다. 이 경우 처방의사는 환자에게 불필요한 방사선(CT) 검사를 설명 할 수 있어야 한다.

상황에 따라 방사선 피폭이 없는 대체 검사로 진단에 이룰 수 있는 경우 초음파 검사나 자기공명영상(MRI) 검사로 대체하여야 한다. 이를 위해선 처방의사, 영상의학과의사가 대체 검사의 임상 유용성, 진단적 가치에 대해 알고 있어야 한다.

(예) 급성 충수돌기염이 의심되는 경우, 소아나 가임기 여성이라면 충수돌기염을 진단하기 위해 복부 CT보다는 복부 초음파 검사를 시행하는 것이 바람직하다.

② 영상의 최적화

방사선 검사의 정당성 확보가 이루어지면 다음 단계로는 가능하면 방사선에 의한 노출을 최소화(최적화)하여 가장 적은 방사선 피폭이 되도록 하여야 한다. 최적화 단계에서는 최적의 촬영 조건을 미리 인지하고 그에 맞는 촬영 기법을 사용하여 최소의 방사선 피폭이 되도록 한다. 의학물리학자의 도움을 얻어 각각의 상황에 맞는 촬영 프로토콜이 개발되어 있어야 한다.

③ 대체 검사의 활용

최적화와는 다른 관점에서 방사선 피폭이 없는 다른 진단적 가치가 있는 검사로 대체할 수 있는 방법을 모색한다. 이때 각 검사 방법에 대한 이익과 위험의 비율을 서로 비교하여 보아, 최적의 진단을 내릴 수 있으며 방사선 피폭을 줄이는 검사로 결정하여야 한다.

(예) 가임기 여성이 유방에 촉지되는 종괴가 만져질 때 유방촬영술(mammography) 보다는 유방 초음파로 종괴에 대한 검사를 하는 것이 대체 검사의 활용이다. 이 경우 처방의사가 유방촬영술의 처방을 내었더라도 서로 연락하여 초음파 검사로 대체할 수 있다. 영상의학과에서는 처방의사에게 초음파 검사로서 이 환자에 충분한 진단적 가치가 있다는 것을 설명하여야 한다.

④ CT 방사선 피폭의 인체에 대한 결정적 영향과 확률적 영향을 이해

일반촬영보다 CT 촬영은 그 방사선 피폭이 많으므로 인체에 미치는 영향도 크다. 따라서 필요없는 검사를 줄이고 최적의 조건을 촬영하여 방사선에 대한 인체 영향을 줄여야 한다. 또한 여러번의 CT 촬영은 방사선 축적 효과가 높게 나타나므로 빈번한 CT 촬영을 하여야 하는 경우에는 인체에 대한 영향을 고려하여야 한다. 특히 암환자에서의 CT 추적 검사는 장기간의 모니터링이 필요하며, 나이와 연관된 문제도 고려하여 추적 검사가 필요한 소아 환자에서는 방사선이 없는 다른 대체 검사를 사용하는 것도 중요하다. 긴박한 진단을 위한 방사선 촬영이 아니면, 예를 들어 임신을 동반한 환자에서 CT 촬영은 분만 후로 미룰 수 있다. 그 결정은 처방의사, 영상의학과 의사가 서로 논의하여 결정하여야 한다. 그러나 다음과 같은 경우 오히려 방사선 시술을 환자의 치료와 안전을 위해 사용할 수 있다.

(예) 환자가 복부 수술을 한 후 합병증으로 복강 내 농양이 생긴 경우 초음파 유도하에서 농액 배출을 시행할 수 있으나, 정확한 배액과 주위 장기에 대한 위험을 감안하여 오히려 CT 유도하에 배농을 시행 할 수 있다.

⑤ 부적절한 방사선 촬영의 배제

개인에게 건강의 이익은 없고 사회의 이익을 추구하는 방사선 피폭의 경우, 예를 들어 채용 신체검사에서의 단순흉부X-선 촬영 등은 오히려 전 국민의 방사선 피폭 누적 선량을 증가시킬 수 있으므로 제고 되어야 한다. 또한 전국의 검진센터에서 고(高)비용으로 처방된 흉부 및

복부 CT, PET-CT 등이 환자의 증상과 관계없이 촬영되고 있어, 이 또한 고용주, 처방의사와 영상의학과 의사간의 긴밀한 의견 교환과 제도적 법적 뒷받침으로 방사선 피폭을 최소화하여 국민 건강에서 방사선 검사의 역효과를 막아야 한다.

4 CT 촬영에서 오남용을 줄여 방사선 피폭을 줄일 수 있는 검사 항목

본 열거 항목들은 임상에서 실제 경험하는 불필요한 방사선 피폭의 감소를 위해 제고되어야 하는 검사 목록들이며, 이들은 상황에 따라 의료 윤리, 영상의학과에서의 의료 윤리, 또한 사회적 전반적 윤리적 측면에서 변화할 수도 있다.

(1) 건강검진에서 복부 CT

(2) 30대 이하에서 우하복부에 통증이 있는 경우 초음파를 시행하지 않고 CT를 먼저 시행하는 것. 급성충수돌기염 의심 환자에서 복부 CT 부터 시행하거나, 조영 전·후 CT를 모두 시행하거나, 심지어 역동성 다중촬영 CT를 시행하는 것

(3) 급성간염, 지방간의 진단에 복부 CT, 특히 다중촬영 CT (multiphasic CT)를 시행하는 것

(4) 청소년기에서의 혈뇨가 있는 경우, 소아의 비뇨생식기 진단에 초음파가 기본이나 뇨로결석이 의심된다고 비뇨생식 CT (urography CT)를 시행하는 경우

(5) 여러 과에서 중복해서 처방한 것을 며칠 간격으로 찍는 것

(6) 처음 CT 후 원인이 밝혀지지 않은 복부 질환에서 짧은 시간 내 추적 검사하는 것

(7) 증상이 없는 30대 이하에서 저선량 흉부 CT (low-dose chest CT)

(8) 소아에서는 특별한 경우가 아니면 조영 CT를 촬영하지 않는 것이 원칙이나 조영 전·후 CT를 촬영하는 경우

(9) 교통사고 등에서 가벼운 머리에 외상인데도 처방의사의 적절한 임상

검사 소견이 없이 두부 CT, 안면 CT를 하는 경우

(10) 피하조직층에 작은 결절이 만져질 때 초음파 검사가 우선이나, 경부 CT (neck CT)부터 하는 경우

(11) 머리 수술 후 임상 증상의 변화가 없는데도 시행하는 추적 검사, 두부 CT (brain CT)

참고 문헌

1. James AE. Ethics in Current Medical Imaging, AJR 1993;160:1-4.
2. Gunderman RB. Why is ethics needed in the radiology curriculum?" Acad Radiol 2001;8:82-85.
3. 조호노, 배현아. 의료에 있어서의 윤리와 법. 한국의료윤리학회지 2009;12(4):335-250.
4. Editorial. Sentinel project special initiative: ethical and justification issues in medical radiation protection Radiation Protection Dosimetry 2009;135(2):69-70.
5. Report of a consultation on justification of patient exposures in medical imaging. Radiation Protection Dosimetry 2009;135(2):137 - 144.
6. 김진경. 의학적 의사 결정 모델로써 공동 의사 결정의 이해. 한국의료윤리교육학회지 2008;11(2):105-118.
7. K. Faulkner K. Ethical concerns arising form screening procedures such as mammography and self-referral. Radiation Protection Dosimetry 2009;135(2):90-94.
8. 정유석. 의사의 프로페셔널리즘과 진료 자율권. 한국의료윤리교육학회지 2004;7(2):141-150.
9. Brenner DJ, Hall EJ. Current concepts computed tomography an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007;357:2277-2284.
10. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 2007;37:1-332.
11. 식품의약품안전청. 의료용 방사선 방어에 대한 교육 및 홍보 콘텐츠 개발 연구. 2007.
    www.radiologyinfo.or.kr
12.. Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. Radiology 2004;231:393-398.
13. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in

Radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog, Radiology 2008;248:254-263.
14. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey, Eur Radiol 2003;13:1979-1991.
15. Wall BF, Hart D, Revised radiation doses for typical x-ray examinations, Br J Radiol 1997;70:437-439.
16. Einstein AJ, Sanz J, Dellegrottaglie, Milite M, Sirol M, Henzlova M, Rajagopalan S. Radiation dose and cancer risk estimates in 16-slice computed tomography coronary angiography. J Nucl Cardiol 2008;15:232-240.
17. 식품의약품안전평가원. CT 엑스선검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인. 방사선안전관리 시리즈 No. 19, 2009
18. Radiologyinfo.org. developed jointly by Radiological Society of North America and American College of Radiology. Available on: http://www.radiologyinfo.org/en/safety/index.cfm?pg=IW_01
19. Oikarinen H, Merilainen S, Paakko E, Karttunen A, Nieminen MT, Tervonen O. Unjustified CT examinations in young patients. Eur Radiol 2009;19:1161-1165.
20. 정명진. 기회검진 영상의학검사에서의 선량 저감 가이드라인 개발. 식품의약품안전청 연구개발사업 용역연구개발과제. 2008
21. International Atomic Energy Agency (IAEA). Report of a consultation on justification of patient exposures in medical imaging. Radiat Prot Dosimetry. 2009;135:137-144.
22. Faulkner K. Ethical concerns arising from screening procedures such as mammography and self referral. Radiation Protection Dosimetry 2009;135:90-94.
23. Karbownil M, Reiter R. Antioxidative effects of melatonin in protection against cellular damage caused by ionizing radiation Proc Soc Exp Bio Med 2000;225:9.
24. Radiation Protection 116. Guidelines on Education and training in

radiation protection for medical exposures. EU 2000.
25. Borgen L, Stranden E, Espeland A. Clinicians' justification of imaging: do radiation issues play a role? Insights Imaging 2010;1:193-200.
26. European Commission (2007) Referral Guidelines for imaging, Luxembourg. Available via http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_update_en.pdf. Accessed 06 Jun 2011.
27. American College of Radiology. ACR Appropriateness Criteria. Available via (http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/app_criteria.aspx. Accessed 06 Jun 2011
28. Royal College of Radiologists Working Party (1992) Influence of the Royal College of Radiologists' guidelines on hospital practice: a multicentre study. BMJ 1992;304:740 – 743.
29. Matowe L, Ramsay CR, Grimshaw JM, Gilbert FJ, Macleod MJ, Needham G. Effects of mailed dissemination of the Royal College of Radiologists' guidelines on general practitioner referrals for radiography: a time series analysis. Clin Radiol 2002;57:575 – 578.
30. Remedios D, McCoubrie P, The Royal College Of Radiologists Guidelines Working Party. Making the best use of clinical radiology services: a new approach to referral guidelines. Clin Radiol 2007;62:919 – 920.
31. Technical meeting on justification of medical exposure in diagnostic imaging. IAEA 2010, Vienna.
32. Initiative to Reduce Unnecessary Radiation Exposure from Medical Imaging. US Food and Drug Administration (FDA) and Center for Devices and Radiological Health (CDRH) 2010 Feb.
33. The International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP 2007;37(2 – 4):1 – 332.
34. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007;357:2277 – 2284.

35. Fazel R, Krumholz HM, Wang Y, Ross JS, Chen J, Ting HH, ShahND, Nasir K, Einstein AJ, Nallamothu BK. Exposure to low-dose ionizing radiation from medical imaging procedures. N Engl J Med 2009;361:849 - 857.
36. Lauer MS. Elements of danger - the case of medical imaging. N Engl J Med 2009;361:841 - 843.
37. Prevedello LM, Sodickson AD, Andriole KP, Khorasani R. IT tools will be critical in helping reduce radiation exposure from medical imaging. J Am Coll Radiol 2009;6:125 - 126.
38. Kumar S, Mankad K, Bhartia B. Awareness of making the best use of a Department of Clinical Radiology amongst physicians in Leeds Teaching Hospitals, UK. Br J Radiol 2007;80:140.
39. Royal College of Radiologists Working Party. A multicentre audit of hospital referral for radiological investigation in England and Wales. World Hosp 1992;28:7 - 13.
40. Mankad K, Bull M. Awareness of 'Making the best use of a Department of Clinical Radiology' amongst physicians. Clin Radiol 2005;60:618 - 619.
41. Bautista AB, Burgos A, Nickel BJ, Yoon JJ, Tilara AA, Amorosa JK. Do clinicians use the American College of radiology appropriateness criteria in the management of their patients? AJR Am J Roentgenol 2009;192:1581 - 1585.
42. Ratnapalan S, Bona N, Chandra K, Koren G. Physicians' perceptions of teratogenic risk associated with radiography and CT during early pregnancy. AJR Am J Roentgenol 2004;182:1107 - 1109.
43. Shiralkar S, Rennie A, Snow M, Galland RB, Lewis MH, Gower Thomas K. Doctors' knowledge of radiation exposure: questionnaire study. BMJ 2003;327:371 - 372.
44. Renston JP, Connors AF Jr, DiMarco AF. Survey of physicians' attitudes about risks and benefits of chest computed tomography.

South Med J 1996;89:1067 - 1073.
45. Quinn AD, Taylor CG, Sabharwal T, Sikdar T. Radiation protection awareness in non-radiologists. Br J Radiol 1997;70:102 - 106.
46. Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. Radiology 2004;231:393 - 398.
47. Jacob K, Vivian G, Steel JR. X-ray dose training: are we exposed to enough? Clin Radiol 2004;59:928 - 934.
48. Finestone A, Schlesinger T, Amir H, Richter E, Milgrom C. Do physicians correctly estimate radiation risks from medical imaging? Arch Environ Health 2003;58:59 - 61.
49. Correia MJ, Hellies A, Andreassi MG, Ghelarducci B, Picano E. Lack of radiological awareness among physicians working in a tertiary-care cardiological centre. Int J Cardiol 2005;103:307 - 311.
50. Arslanoglu A, Bilgin S, Kubal Z, Ceyhan MN, Ilhan MN, Maral I. Doctors' and intern doctors' knowledge about patients' ionizing radiation exposure doses during common radiological examinations. Diagn Interv Radiol 2007;13:53 - 55.
51. Department of Health. Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000, Statutory Instrument No. 1059. London: HMSO, 2000.
52. Department of Health. The Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000, with supplementary guidance on good practice. http://www.doh.gov.uk/irmer.htm
53. Royal College of Radiologists. A guide to justification for clinical radiologists. London: RCR, 2000.
54. Royal College of Radiologists. Making the best use of a department of clinical radiology. Guidelines for doctors (4th edn). London: RCR, 1998.
55. Walker A, Tuck JS. Ionising radiation (medical exposure) regulations: impact on clinical radiology. BJR 2001;74:571-574.

Ⅲ. CT검사에서의 최적화 가이드라인

1. CT 검사에서 최적화 가이드라인이 필요한 이유 ····· 57
2. CT에서의 환자선량 ····· 61
3. 환자선량에 영향을 미치는 요소 ····· 74
4. 개별상황에서 CT 선량감소를 위한 권고 프로토콜 ····· 93
5. CT 검사에서 환자선량을 낮추기 위한 핵심전략 ····· 106
6. 참고문헌 ····· 109

1 CT검사에서 최적화 가이드라인이 필요한 이유

최근 CT기술의 발전으로 CT의 임상적인 유용성이 크게 증가되었고 이로 인해 검사건수가 급속히 증가되었다. CT검사는 전체 영상의학검사와 비교할 때 검사 건수에 비해 방사선 피폭이 차지하는 점유율이 높은데 1990년부터 1999년까지 시행된 미국의 한 조사에 의하면 CT검사에 의한 방사선 피폭이 전체 영상의학검사에 의한 방사선 피폭의 67%를 차지하는 것으로 나타났다[1]. 2000년 이후에 다중검출기 CT(MDCT)의 사용이 보편화되면서 CT검사 건수가 급격히 증가되었는데 미국은 1980년 연간 CT 촬영 건수는 3백만 건이었으나, 2006년 촬영 건수는 6천만 건으로 해마다 약 10%의 증가 추세를 보여 왔다[2]. 우리나라는 2009년 CT설치대수 1,724대이고 주요 OECD 국가 중 CT 설치는 3위이며 사용빈도 증가 추세가 다른 선진 국가들보다 높다. 그림 1의 건강보험심사평가원의 통계에서 보면 2003년 1백 7십만 여건의 CT 청구건수가 지속적으로 급격히 상승하여 2009년에는 4백 8십여 만 건으로 증가하였고 2005년 이후 매년 20%정도의 증가추세를 보였다[3].

또한 CT검사가 대부분의 임상 진료에 있어 기본이 되는 검사로 인정받고 있으나 캐나다 영상의학과의사 연합(Canadian Association Radiologists)에 의하면 약 30%의 CT 검사나 방사선 영상검사가 환자 진료에 반드시 필요하지는 않으며 임상적으로 유용한 정보를 주지 못한다고 발표하였다[4].

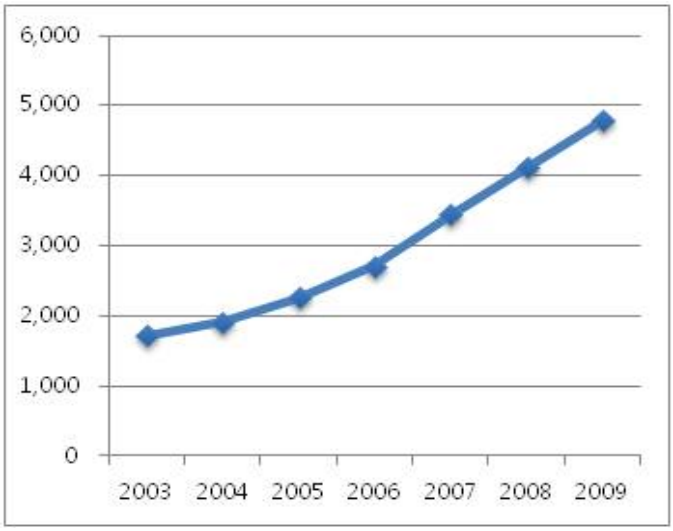


그림 1-1. CT 검사건수 (건강보험심사평가연구원 연보 재구성, 단위 천건)
건강보험심사평가원의 통계에서 보면 2003년 1백 7십만 여건의 CT청구건수가 지속적으로 급격히 상승하여 2009년에는 4백 8십여 만 건으로 증가하였고 2005년 이후 매년 20%정도의 증가추세를 보였다

2007년 의학계의 가장 권위 있는 전문지인 New England Journal of Medicine에 Brenner 등이 발표한 논문에서는 미국에서 발생한 암의 1.5-2.0%는 CT의 의한 방사선 노출이 그 원인이라는 주장이 제기되면서 CT에서 의한 방사선 피폭의 위험성에 대해 관심을 갖게 되었다[5].

방사선 피폭의 생물학적인 영향은 결정적 영향(deterministic effects)과 확률적 영향(stochastic effects)으로 나눌 수 있는데 일반적으로 결정적 영향이 나타날 수 있는 역치는 국소적인 방사선의 피폭이 100 mGy를 초과할 때로 간주되는데, 한번의 CT에서의 방사선 피폭은 대개 27 mGy이하이므로 결정적인 효과에 의한 방사선 손상은 일어나기 어렵다고 알려져 있으나 2009년 미국 FDA(Food and Drug Administration)는 뇌관류 CT (Brain perfusion CT)를 시행한 수십 명의 환자에서 띠 모양의 탈모가 발생한 사실을 밝히며, 정상적인 경우보다 최대 8배의 방사선이 노출된 것이 원인인 것으로 경고한 바 있어 CT에 의한 방사선 위해 중 결정적 영향 역시 무시할 수 없는 것으로 인식이 바뀌고 있다[6]. 확률적 영향에 의한 방사선 위해는 좀 더 심각한 문제를 야기할 수 있는데, 이는 방사선 피폭이 암 발생의 원인이 될 수 있기 때문이다.

방사선에 의한 암 발생의 기전은 높은 에너지를 갖고 있는 전자가 DNA 끈을 직접 파괴하거나, 암을 유발하는 자유 산화물을 발생시켜서 일어나는 것으로 알려져 있으며 적은 양의 방사선에 의해서도 발생할 수 있어, CT에 의한 저선량의 방사선에서도 심각한 문제를 일으킬 수 있다[5].

방사선 피폭의 확률적 영향에 대한 과학적인 근거는 대부분 일본의 원폭 생존자들의 장기 추적검사에 기초한 것으로 이 연구에 의하면 50 mSv 이하의 낮은 방사선피폭에 의해서도 유방암, 결장암, 갑상샘암, 폐암의 발생 위험이 증가하고 1945년에 50-150 mSv의 유효선량의 방사선피폭을 받은 사람들이 70-80대에 이르러 암 사망률이 일반인에 비해 증가함을 증명하였다[7]. CT 검사가 임상적으로 광범위하게 쓰이고 몇 번의 CT 검사로 50-150 mSv의 방사선을 받을 수 있으며 한 명의 환자에서 반복적으로 시행되는 경우가 흔하다는 점을 고려하면 이러한 위험도는 상당한 의미를 지닌다고 볼 수 있다. 또한 소아의 경우에는 장기가 성장하고 방사선에 더 민감하고, 남아있는 여생이 길며, 여러 차례 검사를 할 가능성이 높으므로 방사선에 의한 암발생률이 더 높다고 보고하고 있다[8. 9]. 따라서 CT로 인한 방사선의 피폭을 최대한 줄이려는 노력이 필요하다.

CT검사에서 발생하는 환자의 피폭은 대부분 의사에 의해 결정된다. 의사는 CT를 시행하기에 앞서 과연 CT 검사에 의한 위험보다 이익이 많은지를 잘 따져보아야 하고, 임상적 의문에 대한 답을 얻을 수 있으면서 방사선을 사용하지 않는 다른 대체할 만한 검사 방법(예, 초음파검사나 자기공명영상검사)은 없는지 고민해야 한다. 따라서 의사는 의학적 판단 뿐만 아니라 방사선 피폭에 대한 위험성을 잘 알고 있어야 하며 CT검사의 처방이나 검사를 하고자 할 때 이러한 위험성을 감수하더라도 환자의 이득이 이러한 위험성을 상쇄할 만큼 가치가 있다는 것을 판단해야 한다. 이것이 방사선 방어의 3대 원칙의 정당성 확보(justification)에 해당한다[5, 10].

CT 검사에 대한 정당성 확보는 정확한 정보나 인식(Awareness), 적절한 검사(Appropriateness), 감사 또는 평가(Audit)와 더불어 의뢰의사의 책임감(Responsibility), 제도적 뒷받침(Regulation), 인적 물적 자원(Resources)이 결합될 때에 잘 이루어질 수 있다. 유용한 검사란 그 검사로 인하여 임상적 진단에 도움이 되거나 치료에 영향을 미치는 검사이다. 하지만 많은 영상의학검사가 이러한 목적 달성에 미치지 못하고 환자에게 불필요한 방사선

피폭을 가져오고 있다. 이러한 주요 원인으로는 1) 이미 다른 병원이나 의원에서 검사했던 검사를 반복하는 것 2) 검사결과가 환자의 치료방침 결정에 도움이 되지 못하는 검사 3) 질병이 진행하거나 회복되기 전에 시행되는 검사이거나 결과가 치료에 영향을 미치기 전에 이루어지게 되는 너무 잦은 검사 4) 적절하지 못한 검사(영상 기법이 매우 빨리 발전하고 있으므로 영상의학과 전문의와 상의하는 것이 도움이 되며 최적의 영상검사인지를 확인해야 한다) 5) 적절하고 정확한 임상정보제공과 영상검사의 목적이 제대로 전달되지 못하는 것 6) 어떤 임상의사들은 검사에 너무 의존하며 환자들도 많은 검사에 안도하게 되는 것들이 있다[10].

또한, 심사숙고를 한 결과 이익이 위험보다 많은 것으로 판단하여 검사를 시행하는 경우에는 진단 가능한 적정한 화질을 얻을 수 있는 최소한의 방사선을 이용하여 검사하는 소위 “As Low As Reasonably Achievable (ALARA)” 원리에 입각하여 검사를 계획 및 진행해야 할 것이다.

아날로그 필름은 과다노출시 흑화현상이 일어나는데 반해, CT에서는 디지털 과정에 의하여 보정된 영상을 보여주게 되므로 상당한 과다노출시에도 흑화현상이 발생하지 않으며 반대로 신호 대 잡음비는 오히려 향상되어 방사선량을 증가할수록 영상의 화질은 증가된다. 또한 CT는 아날로그 필름과 비교하여 pixel to pixel base의 제한된 공간해상도와 증폭, 강조된 대조도로 인해 quantum mottle이 쉽게 식별된다. 따라서 영상의학과 의사는 이러한 방사선 노출을 늘려서 영상 잡음을 줄이려는 시도를 하게 되는데 실제로 환자의 과다피폭은 의사에게는 물론 환자 본인에게도 실감이 되지 않으므로 관심을 기울이지 않는다면 방사선량은 종종 암 확률을 증가시키는 것으로 확실하게 알려진 수준에 근접하거나 초과할 수 있다.

CT 검사의 최적화는 최소의 방사선량으로 최적의 검사 결과를 얻기 위함이다. 너무 방사선 피폭선량을 줄이는 것은 검사의 질을 떨어뜨려 검사의 원래 목적인 질병의 진단 능력을 손상시킬 수 있다. 따라서 검사가 필요하다고 판단된 예에서 진단적 정확도를 유지할 수 있는 최소의 방사선량으로 검사를 시행하는 것이 중요하다. 이것이 최적화에 해당한다[11].

이런 최적화를 위해서 국가적으로 또는 세계적인 기관에서 환자선량 권고량(환자선량 권고량, Diagnostic reference level)의 가이드라인을 정하여 CT 검사에서의 환자선량을 감소하려는 노력을 하고 있다[11, 12]. 환자선량

권고량은 특정 의료절차에서 일상적 환자선량이 비정상적으로 높은지 확인하기 위해 사용되는 것으로 그 이상 사용해서는 안 되는 기준은 아니며 환자선량 권고량은 실태조사를 통한 결과 선량분포의 삼사분위 값이므로 실제 검사에서는 환자선량 권고량보다 더 낮게 유지하려고 노력해야 한다.

또한, CT검사는 다양한 임상 적응증에 따라 다양한 검사 프로토콜이 있고 이에 따라 환자선량도 다양할 수 밖에 없다. 한 부위를 검사할 때도 여러 번 스캔 할수록 환자선량은 증가된다. 임상 적응증에 따라 꼭 필요한 부분만 검사하는 최적화된 프로토콜을 가지고 있는 것이 중요하다[11, 13].

2 CT에서의 환자선량

2-1. CT의 방사선피폭의 특징

CT에서의 방사선피폭은 일반 X선 촬영과는 다른 특성들을 가지는데 일반 X선 촬영할 경우는 입사피부선량이 높고 나가는 부분의 선량은 낮아지는 방사선량의 차이 생기는데 반해 CT는 X선속이 360도 전 방향으로 환자주위를 돌기 때문에 비교적 균등한 선량 차를 보인다[14-16](그림 1).

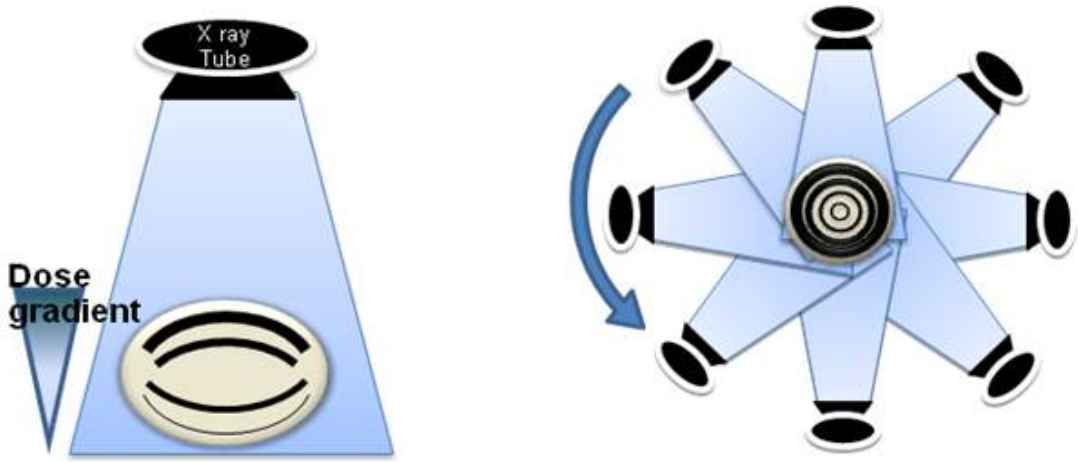


그림 2-1. 일반 X선 촬영(A)와 CT(B)에서의 선량차이
일반 X선은 투사(projectional)영상이므로 입사부위의 피부선량이 높고 반대쪽으로 갈수록 감소되지만 CT에서는 360도 돌면서 촬영됨으로써 입사부위가 몸의 360도가 균등하게 됨으로써 바깥은 피부선량이 높고 몸 안쪽이 낮아지게 되는 선량분포를 보인다.

2-2. CT 검사에서 피폭선량 표시방법

방사선을 이용한 검사에서 환자에 대한 피폭선량을 표시하는 방법은 장치에 따라 다양하다. 예를 들면, 흉부단순촬영은 입사표면선량 (entrance surface dose), 유방촬영은 평균 유선선량(average glandular dose), 투시촬영은 면적에 대한 선량률 (DAP: dose area product) 등으로 표시한다. 한편, 여러 번의

스캔으로 구성되는 CT장치에서의 선량표시방법으로는 MSAD (multiple scan average dose)와 CTDI (Computed tomography dose index)등이 있고 선량을 측정하기 위해서 CT전용 전리함(ionization chamber)이 필요하다. 흔히 선량측정에 사용하는 32 cm 복부 팬텀의 경우 변연부에서 측정한 값(20 mGy)이 중앙부에서 측정한 값(10 mGy)의 두 배 정도가 된다. 하지만 16 cm 두부 팬텀의 경우 비슷한 조건에서 중앙부 및 변연부에서 측정한 값이 비슷하게 40 mGy 정도로 높아진다[10]. 동일 단면 내에서의 선량분포의 차이 외에도 환자의 Z축에 따른 선량의 차이가 있다. 영상화되는 부위 밖의 조직도 반음영(penumbra)과 산란선의 영향을 받아 방사선의 분포는 꼬리가 있는 종 모양이 된다(그림 3). 따라서 여러 번의 스캔을 하는 CT 검사의 방사선 피폭은 각 절편의 피폭량 외에 이웃하는 절편으로부터의 산란선의 중복현상이 발생되어 환자가 받는 선량은 한 개의 절편 스캔에서의 선량을 서로 합치게 되어 그림 2에서와 같이 선량이 증가하게 된다(Multiple scan average dose)[14-16].

가. MSAD (multiple scan average dose)

여러 번의 스캔을 하는 CT 검사의 방사선 피폭은 각 슬라이스의 피폭량 외에 이웃하는 슬라이스로부터 산란선 중복현상이 발생되어 환자가 받는 선량은 한 개의 슬라이스 스캔에서의 선량과 차이가 있고 다음 그래프에서와 같이 선량이 발생한다.

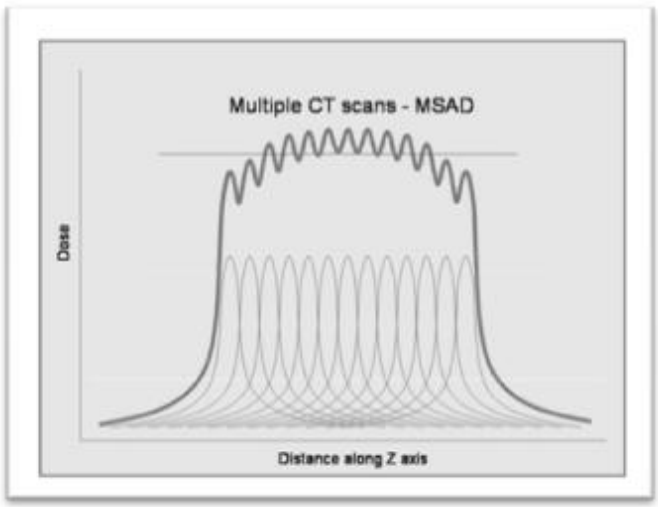


그림 2-2. 여러 개의 절편을 연속적으로 촬영했을 때 증가하는 선량분포

나. CTDI (computed tomography dose index)

단일 슬라이스 스캔에서 공기 중 또는 CT선량측정용 팬텀에서 측정된 dose profile 의 Z-축 방향의 적분값을 절편두께로 나눈 값이다.

1) 공기 중의 CTDI (CTDIair)

팬텀을 사용하지 않고 선량 중심점에 전리함을 위치시켜 측정하는 것으로 100 mm 적분값을 얻어 흡수선량으로 계산하여 표시하는 방법으로 공기중에서의 CTDI는 팬텀에서의 CTDI보다 약 11%정도 높다.

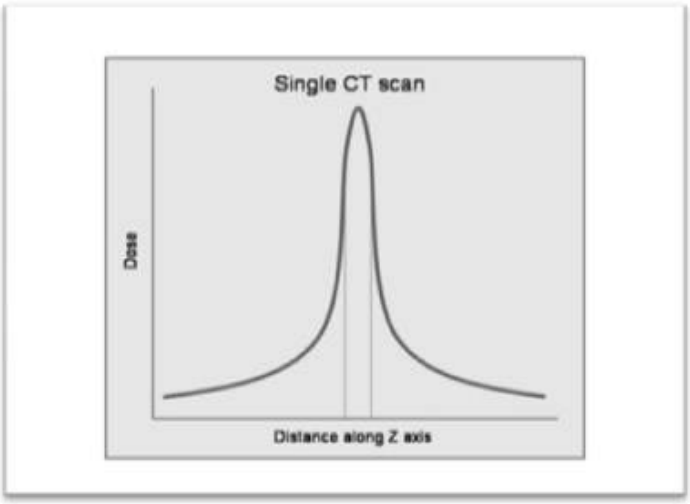


그림 2-3. 전형적인 한 개의 절편을 촬영했을 때 종모양의 선량분포

2) 팬텀에서의 CTDI

가) CTDI100

연필모양의 전리함은 7 mm 절편두께의 14배에 해당하는 길이인 100 mm로 100 mm 길이의 전리함으로 얻은 CTDI로 다음과 같은 식으로 정의한다.

$$CTDI = (1/nT)\int_{-7T}^{7T} D_{single}(z)dz$$

NT: 영상을 얻는 동안 전체 빔의 두께로 4채널 CT에서 5 mm의 절편두께로 촬영하였다면 NT=4 x5 mm=20 mm임

CTDI100 은 실제 측정에서 다음과 같은 식으로 계산할 수 있다.

$$CTDI_{100}\ (mGy) = (f*C*E*L)/(NT)$$

f= 노출에서 공기중에서의 선량으로 변환하는 요소 (0.87 rad/R)
C : 이온화전리함과 측정기사이의 교정계수(calibration factor)
E : 360도 회전의 노출로 측정한 값
L : 이온화 전리함의 길이 (cm)
N : 사용하는 장비의 channel 수
T : 절편두께 Z- axis collimation

Polymethylmethacrylate로 만들어진 CTDI 팬텀내의 구멍에 100 mm길이의 CTDI 전리함을 삽입하여 측정기로 측정한다. 팬텀내에는 5개의 구멍이 있는데 가운데 1개 12시, 3시, 6시, 9시 방향의 가장자리에 각각 1개 씩 있다. 측정은 팬텀에 가운데에서 single axial scan을 얻는다. 측정된 값은 mR이고 각 부위에서의 CTDI100값은 위의 공식에 따라 구하고 f 상수는 0.87이며 교정계수 C는 교정을 받은 계수를 이용해야 한다.

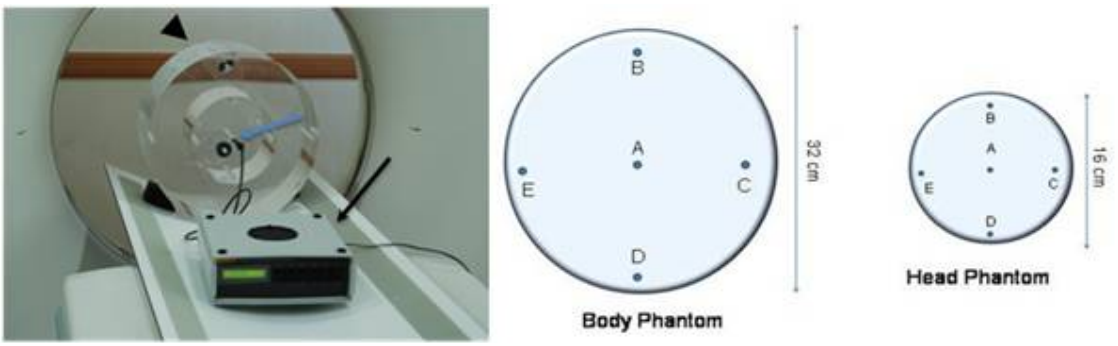


그림 2-4. 선량실측 장면과 팬텀의 도식화 그림
Ion chamber를 팬텀의 중앙부에 삽입 (흰 화살표) 한 사진으로 검을 화살표는 X-선 측정기이다. 측정기에서 측정된 X-선은 mR으로 표시된다. Body phantom(직경 32 cm), head phantom(직경 16 cm)

나) CTDIw(weighted CTDI)

팬텀의 가운데에서 얻은 CTDI100과 팬텀의 가장자리 (표면에서 1 cm)에서 얻은 CTDI100 으로 계산한 값

CTDIw = 1/3*CTDI100 center +2/3*CTDI100 periphery

다) CTDIvol

환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기위해 도입되어 사용되는 스캔 축에서의 CTDI로 z축에서 노출의 변동을 감안한 값으로 다음 식으로 정의한다.

CTDIvol = CTDIw* NT/I

CTDIvol = CTDIw/Pitch

I = 나선형 CT에서 rotation당 테이블이 움직인 거리

CTDI100을 직접 측정해서 나머지 값들을 계산할 수 있고, CTDIvol이 대부분의 CT 콘솔에서 확인할 수 있는 수치이다.

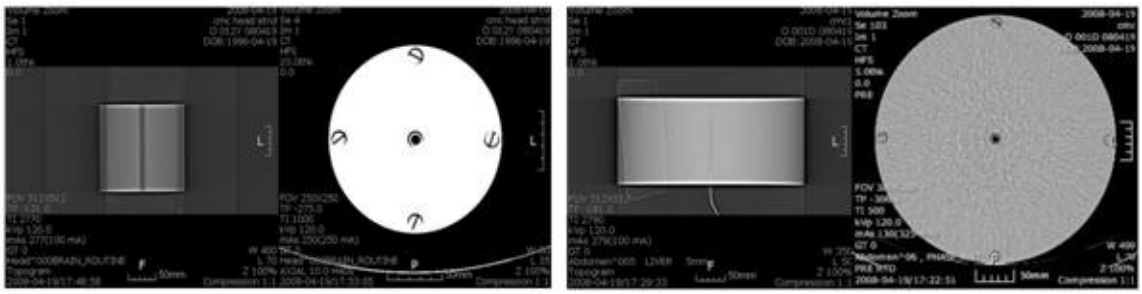


그림 2-5. 선량측정시 CT 장비의 화면과 영상
좌측 두 그림은 16 cm 두부 팬텀을 기준조건으로 촬영할 때 영상이며 우측 두 그림은 32 cm 복부팬텀으로 촬영할 때 영상이다. 전리함은 팬텀의 중앙에 삽입되어 있다.

다. Dose-length product (DLP)

DLP는 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 CTDIvol에 스캔한 길이를 곱한 값으로 단위는 mGy * cm이다. 이 값은 유효선량을 측정하는데 이용된다. CTDIvol이나 DLP를 환자선량 권고량 설정에 사용할 수 있다.

DLP (mGy * cm) =CTDIvol * scan length

라. 유효선량 Effective dose

앞서 언급한 값들은 방사선에 피폭되었을 때 인체 조직 및 장기에 흡수된 방사선 에너지를 물리적 차원의 선질에 대해서만 고려된 선량이며, 환자에 실질적 영향을 평가하는 데에는 생물학적 차원의 확률적 영향을 고려하여 조직 및 장기에 가중치를 주는 선량인 유효선량이 더 이용된다[17]. 유효선량의 단위는 일반적으로 Sv 또는 mSv이 사용되며, DLP와 부위별 가중치 값을 곱해서 계산된다. 하지만 유효선량의 정확한, 직접적인 측정은 매우 어렵다. 장기별로 변환요소(conversion factor)를 이용하여 구한 값을 모두 더해야 하는 복잡한 과정을 거쳐야 하기 때문이다. 각 부위의 CT에서 변화요소인 EDLP(k라고도 함)의 대략의 값을 이용하여 Effective dose = DLP x EDLP의 공식에 대입하여 구할 수 있고 (아래 표 참조), Monte Carlo simulation을 도와주는 홈페이지 이용하는 방법도 있다. (http://www.impactscan.org). 최근에 나온 연구에 따르면 여러 장비 회사의 CT 장비간의 EDLP는 큰 차이를 보이지 않는 것으로 되어있다.

표 2-1. 출판된 DLP를 유효선량으로 변환요소(conversion factor) (reference 18)

Anatomic Region	DLP to E "*k*" Conversion Coefficients [mSv / (mGy × cm)]				Phantom (cm)
	Jessen (1999)	EC (2000)	EC Appendix B (2004)	EC Appendix C (2004) & NRPB-W67 (2005)	
Head	0.0021	0.0023	0.0023	0.0021	16
Head & neck				0.0031	16
Neck	0.0048	0.0054		0.0059	32
Chest	0.014	0.017	0.018	0.014	32
Abdomen	0.012	0.015	0.017	0.015	32
Pelvis	0.019	0.019	0.017	0.015	32
Trunk				0.015	32

Note－EC = European Commission, NRPB = National Radiological Protection Board. E = k× DLP, where DLP = dose－length product. The phantom size is specified for the volume CT dose index measurements on which DLP is based.

마. 선량보고(Dose report)

CTDI와 DLP는 CT에 의해 발생되는 선량을 나타내는 수치로 중요하게 이용되지만, 표준팬텀을 가지고 측정하는 수치로 각각의 환자의 키, 체중, 나이, 체형 등 환자 고유의 특성은 가지고 있지 않다. 검사 중 환자가 실제로 받는 선량을 정확히 측정할 수는 방법은 없다. 대부분의 MDCT에서 CT 촬영 parameter를 기반으로 수학적 계산을 이용하는 팬텀으로 예측선량을 계산하여 CTDIvol 과 DLP를 CT 콘솔(그림 6-9)에서 보여주고 이를 PACS (picture archiving communication system)으로 전송하여 각 환자의 검사에서 환자선량을 추정할 수 있게 한다[16]. 이런 dose report의 정보는 그 환자가 받은 실제 흡수선량은 아니지만 환자선량을 최적화하는 프로토콜을 시행하고 평가하는데 유용하게 사용할 수 있는 정보이다.

CT 선량표시
- CT는 360도 돌면서 촬영됨으로써 입사부위가 몸의 360도가 균등하게 됨으로써 바깥은 피부선량이 높고 몸 안쪽이 낮아지게 되는 선량분포를 보인다. - CT 선량표시는 CTDIvol (Volume CT dose index, mGy), Dose Length Product (DLP, mGy * cm)로 하며 이를 변환인자로 계산하여 전신에 대한 영향을 Effective Dose (mSv)로 나타낸다 - 다중검출기 CT의 대부분에서는 CT 촬영 parameter를 기반으로 수학적 계산을 이용하는 팬텀으로 예측선량을 계산하여 CT 콘솔에서 Dose report를 보여주며 각 환자의 검사에서 환자선량을 추정할 수 있게 한다

Accession Number: 2011 Sep 02
Patient ID: LightSpeed VCT
Exam Description: CT Liver,Spleen,Panc

Dose Report

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	I35.750-I310.750	6.17	198.28	Body 32
200	Axial	I100.000-I100.000	3.54	1.78	Body 32
3	Helical	I35.750-I310.750	6.86	220.21	Body 32
3	Helical	I35.750-I538.250	7.17	393.57	Body 32
3	Helical	I35.750-I310.750	6.85	220.05	Body 32
			Total Exam DLP:	1033.89	

그림 2-6. GE사의 LightSpeed VCT에서 보여주는 Dose report

40세 남자환자에서 3중시기 역동적 간 CT를 시행하였다. CTDIvol과 DLP를 보여주고 있으며 GE 사의 장비는 스캔유형(Helical or axial), 스캔길이를 포함한다. Series 1는 scannogram, Series 2는 조영증강 전 CT, series 200은 조영증강을 할 때 bolus tracking할 때, Series 3은 동맥기, 문맥기, 지연기 영상을 얻을 때 선량을 표시한다. 문맥기는 범위가 골반까지이고 다른 시기는 상복부만 촬영하였다. 총 DLP는 1033.89 mGy*cm 이고 변환인자로 계산한 유효선량은 약 15 mSv이다.

26-Oct-2011 09:17

Ward:
Physician:
Operator:

Total mAs 2989 Total DLP 556 mGy*cm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120	35 mA			5.3	0.6
Liver Pre	2	100	83 / 180	3.29	82	0.5	0.6
PreMonitoring	3	120	20	1.13	1	0.5	10.0
Contrast Monitoring	4	120	20	10.14	10	0.5	10.0
Last scan no.	12						
Liver Arterial	13	120	68 / 140	4.62	115	0.5	0.6
Liver Portal	14	120	74 / 140	4.99	235	0.5	0.6
Liver Delay	15	120	67 / 140	4.55	113	0.5	0.6

그림 2-7. Siemens사의 SOMATOM Definition AS+에서 보여주는 Dose report

3중시기 역동적 간 CT를 시행하였다. CTDIvol과 DLP를 보여주고 있으며 Siemens 사의 장비는 사용한 관전압(kV), 관전류(mAs)와 자동선량장치를 이용할 경우 참고 관전류(reference mAs, ref), X-선관 회전속도(TI)를 포함한다. 검사에 대한 설명이 왼쪽 열에 나타나있다. 조영증강 전 CT에서 관전압을 100 kVp로 사용하였다 문맥기는 범위가 골반까지이고 다른 시기는 상복부만 촬영하였다. 총 DLP는 556 mGy*cm 이고 변환인자로 계산한 유효선량은 약 8.3 mSv이다.

Exam Information

Study ID: 64931

Time: Jul 12, 2011, 13:49:32

Total DLP: 1177.5 mGy*cm

Dose

#	Description	Scan Mode	mAs	kV	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type[cm]
1		Surview	1	120	0.08	4.5	BODY 32 CM
2	pre ce	Helical	100	120	6.47	324.1	BODY 32 CM
4	locator	Stationary	N/A	120	2.63	2.6	BODY 32 CM
5	tracker	Stationary	N/A	120	7.89	7.9	BODY 32 CM
6	HU(150)+20sec-IV	Helical	150	120	9.70	298.8	BODY 32 CM
7	2m30s delay-IV	Helical	150	120	9.70	539.6	BODY 32 CM

그림 2-8. Philips사의 Brilliance64 CT 에서 보여주는 Dose report

2중시기 CT 요로조영술을 시행하였다. CTDIvol과 DLP를 보여주고 있으며 Philips사의 장비는 스캔방법 (helical 또는 stationary) 사용한 관전류(mAs), 관전압(kV) 포함한다. 검사에 대한 설명이 왼쪽 열에 나타나있다. 조영증강 전 CT에서 관전압을 100 kVp로 사용하였다. 조영증강 시 Bolus tracking기법을 이용하였으며 (4 locator, 5 tracker) 조영증강 후 대동맥이 150 HU을 보이고 20초 후 찍은 영상(6)과 2분 30초 지연영상을 시행하였다. Tube current modulation은 사용하지 않았다. 총 DLP는 1177.5 mGy*cm 이고 변환인자로 계산한 유효선량은 약 17.7 mSv이다.

ID : 0736626 Study ID : A1461

Birth Date : 1967.01.03 Age : 44Y

Sex : F Weight(kg) : Height(cm) :

Patient Comment : 70.140

Study Date : 2011.07.13 Body Part : ABDOMEN

Requesting Department :

Referring Physician :

Reporting Physician :

Operator Name :

Total Image Number : 4298

<< Dose Information >>

Total mAs : 9802 Total Scan time : 42.95

CTDIvol.e(mGy) (Head) : - (Body) : 114.40

DLP.e(mGycm) (Head) : - (Body) : 4368.20

<< Contrast/Enhance Information >>

Contrast Name : CE

<< Detail Information >>

1.Pre + 2Phase (Bleeding)

	Total mAs	Exposure Time	CTDIvol.e	DLP.e
SCANOSCOPE[2]	840.00	11.22		
HELICAL_CT	2963.00	10.09	30.30(Body)	1454.50(Body)
NORMAL_CT	25.00	0.50	6.80(Body)	1.40(Body)
DYNAMIC_CT	48.00	0.97	16.70(Body)	3.30(Body)
HELICAL_CT	2963.00	10.09	30.30(Body)	1454.50(Body)
HELICAL_CT	2963.00	10.09	30.30(Body)	1454.50(Body)

그림 2-9. Toshiba사의 Aquilion ONE에서 보여주는 Dose report.

다른 장비와 달리 2장의 Dose report가 있다. 왼쪽이 첫 번째 장은 Dose information에 total mAs, Total Scan time, CTDIvol, DLP가 나오는데 CTDIvol은 잘못 계산된 것이다.

오른쪽 detail information에서 각 phase별로 스캔방법(helical 또는 normal), Total mAs, Exposure time, CTDIvol과 DLP를 보여주고 있다. 조영증강 전 CT를 촬영하고 조영증강 시 Bolus tracking기법을 이용하였으며 (Normal CT, Dynamic CT) 조영증강 후 2번 더 스캔하였다. 총 DLP는 4368.2 mGy*cm 이고 변환인자로 계산한 유효선량은 약 65.5 mSv이다.

2-3. CT 피폭선량과 환자선량 권고량

가. CT 피폭선량

1980년부터 2007년까지 전세계적으로 CT 촬영에 의한 피폭선량을 보고한 논문들을 조사하여 CT 피폭선량을 알아본 결과에 따르면 한 번 스캔으로 보통 15-30 mGy의 선량을 받는다고 하며 의료기관에 따라 같은 검사라도 환자선량의 차이가 많았다[16, 19, 20]. 부위별 성인에서의 평균 환자선량은 표 2, 3과 같다[19]. 두부 CT에서 수정체에 대한 선량은 30-50 mGy 로 보고되었고 수정체가 직접 X선을 받지 않도록 스캔 각도를 조절할 경우 3-4 mGy, 90%까지 선량을 감소할 수 있으므로 스캔 각도 조절에 각별히 유의하여야 한다. 또한 유방의 유선선량이 매우 중요한데 흉부 CT의 경우 20-60 mGy, 관상동맥 CT의 경우 50-80 mGy, 심지어는 유방이 포함되지 않는 복부 CT의 경우에도 10-20 mGy 정도의 유방의 피폭이 일어난다. 미국에서는 유방촬영에서 평균 유선선량의 3 mGy 이내가 되도록 제한하고 있는데 CT검사에서는 이에 비해 10배 이상의 유선선량을 나타낸다[19].

우리나라에서도 CT에서의 환자선량에 대한 실태조사를 시행하고 있다. 식품의약품안전평가원은 2008년에 전국적으로 200대의 CT에서 두부와 복부 팬텀을 이용한 선량을 직접 측정하고 각 의료기관의 촬영조건에 따른 환자선량을 수학적 팬텀으로 계산하였다. 두부팬텀을 병원의 조건으로 측정한 선량의 평균은 CTDIvol 47.74 ± 16.76 mGy, DLP 835.51 ± 293.31 mGy*cm, 유효선량 1.92 ± 0.67 mSv이었고, 복부팬텀을 병원의 조건으로 측정한 선량의 평균은 CTDIvol 16.84 ± 9.18 mGy, DLP 421 ± 229.5 mGy*cm, 유효선량 6.32 ± 3.44 mSv 이었다[16].

우리나라에서 2010년 12개 대학병원에서 11개의 검사 프로토콜로 조사한 결과는 표3 과 같았다.

표 2-2. 흔한 CT검사에서 전형적인 유효선량(Reference 19 에서 인용)

Examination	Average effective dose (mSv)	Valued reported in literature (mSv)
Head	2	0.9-4.0
Neck	3	
Chest	7	4-18
Chest for pulmonary embolism	15	13-40
Abdomen	8	3.5-25
Pelvis	6	3.3-10
Three-phase liver study	15	
Spine	6	1.5-10
Coronary angiography	16	5-32
Calcium scoring	3	1-12
Virtual colonoscopy	10	4-13.2

표 2-3. 2010년 우리나라 12개 대학병원에서 조사한 11개 프로토콜의 환자선량

Indication	Mean CTDIvol (mGy)			Total DLP (mGy*cm)		
	1st quartile	Median	3rd quartile	1st quartile	Median	3rd quartile
NE Brain CT	44.01	48.67	59.52	642.23	832.00	1028.00
CTA of Brain	25.02	31.28	40.20	1014.27	1663.87	2341.89
Perfusion Brain CT	206.44	419.40	590.48	1850.50	2693.00	3692.98
Routine chest CT	6.15	8.03	9.80	358.40	446.00	626.00
HRCT	6.00	7.60	8.70	213.00	275.00	378.80
LDCT	1.56	2.16	2.34	60.63	77.91	89.00
Coronary CTA	15.80	36.27	53.71	332.00	678.70	941.00
Routine Abdomen CT	8.18	10.30	12.82	932.35	1227.00	1613.00
Liver Dynamic CT	7.45	9.50	11.50	410.77	539.07	754.55
CT Urography	5.90	9.37	11.46	900.91	1440.40	1817.20
Urinary Stone CT	6.46	9.40	11.45	293.00	462.40	562.00

NE: non-enhanced, CTA: CT angriography, HRCT: high resolution CT, LDCT: low dose CT

나. 환자선량 권고량(DRL, Diagnostic Reference Level)

환자선량 권고량은 진단적 방사선검사에서 환자가 받는 방사선량을 측정하고 평가하여 진단에 참고할 수 있도록 권고하는 선량준위로 사용횟수가 많고 정기적인 검사에 대하여 설정한다. 일반화된 방사선 방어의 최적화의 결과로서 전문기관에 의해 설정되는 권고로서 의료피폭에만 적용하는 것이다. DRL은 임상적으로 진단의 질에 영향을 미치지 않는 적정한 수준의 선량을 최소한으로 하기 위하여 전국가적 단위나 지역단위로 환자선량을 조사하여 평가한 결과 환자선량 분포 중에서 제3사분위값을 기준하여 설정하도록 하고 있다. DRL은 정상적인 임상상황에서 일반적인 검사를 시행했을 때 넘어서는 안되는 기준이며 좋고 나쁜 의료를 구분하는 값은 아니며 규제나 상업적 목적으로 사용해서는 안되고 선량의 한도도 아니다. DRL이 설정되었을 때 이에 따라 환자선량을 최적화하는 노력을 계속하면서 정기적은 환자선량 평가를 하여 지속적으로 DRL을 낮추어 가야 한다[21-23].

또한 DRL은 환자선량의 적정값은 아니므로 각 의료기관에서는 이 보다 낮게 유지하려는 노력이 필요하다.

표 2-4. 성인에서 세계 각국의 환자선량 권고량 (Reference 21-23 인용)

	두 부		흉 부		복부/복부+골반	
	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)
EC 1999	60(CTDIw)	1050	22	650	35(CTDIw)	900/780
ACR 2002	60(CTDIw)				35(CTDIw)	
Sweden 2002	75	1200	20	600	25	NA
UK 2003 MSCT*	100	930	13	580	14	470/560
UK 2003 SSCT**	65	760	10	430	13	460/510
German 2003	60(CTDIw)	1050			25/24(CTDIw)	770/1500
EC 2004	60				25/15	
France 2004			16.0	500		
German 2006	60	1100	15.5	480	15/	980/
Itay 2006			21	650		
Netherlands 2008					/15	/700
ACR 2008	75				25	
Korea 2009	60	1000	15¶	550¶	20	700/
Switzerland 2010	65	1000	15	450	15	400/650

* * MSCT; multislice CT
** SSCT; single slice CT
¶ 한국 흉부의 환자선량 조사(2008년)에서 삼사분위 값

환자선량 권고량(Diagnostic Reference level, DRL)

- DRL은 환자선량의 적정값은 아니므로 각 의료기관에서는 이 보다 낮게 유지하려는 노력이 필요하다.

3 환자선량에 영향을 미치는 요소

3.1. 환자의 선량과 영상화질의 상반관계

정확한 판독을 하기 위해서는 꼭 선명하고 예쁜 영상이 필요한가를 먼저 생각해야 한다.

CT 영상화질과 관련있는 요소는 공간분해능(spatial resolution), 저대조도 분해능(contrast resolution), 시간분해능(time resolution), CT 계수의 정확도, 영상잡음(Image noise), 인공물 (artifacts)과 환자선량이다. 이 중 영상화질에 가장 영향을 미치는 요소는 노이즈와 인공물이며 노이즈는 환자선량과 밀접한 관계를 가지고 있다[13, 24]. 선명한 영상을 만들려면 환자선량이 높아지는데 저선량 CT에 비해 영상의 화질은 높지만 환자선량이 높고 진단적인 가치는 비슷할 수 있다. 반면에 과도하게 환자선량을 낮추면 심하게 화질이 손상되어 병변을 발견할 수 없을 수도 있다. 그러므로 영상의학과 의사나 방사선사들은 환자에게 최소한의 선량을 주면서 진단가치가 있는 영상화질을 유지할 수 있도록 이와 관련된 CT 검사 프로토콜과 재구성변수를 충분히 이해하고 실전에 사용할 수 있어야 한다.

3.2. 영상잡음(Image noise)와 영상대조도(Image contrast)

환자선량과 관련이 가장 깊은 영상화질과 관련된 요소는 영상잡음(이후 노이즈)과 영상대조도이다. 노이즈는 정보를 가지고 있지 않은 신호로 영상에서 거칠게 보인다. 정의는 CT계수(Housfield Unit)의 표준편차로 영상에서 ROI에서 SD(Standard deviation)값이 노이즈 (그림 3-1)이다. CT에서 환자선량과 직접적인 상반관계를 가지며 환자선량이 감소하면 노이즈는 증가한다[13].

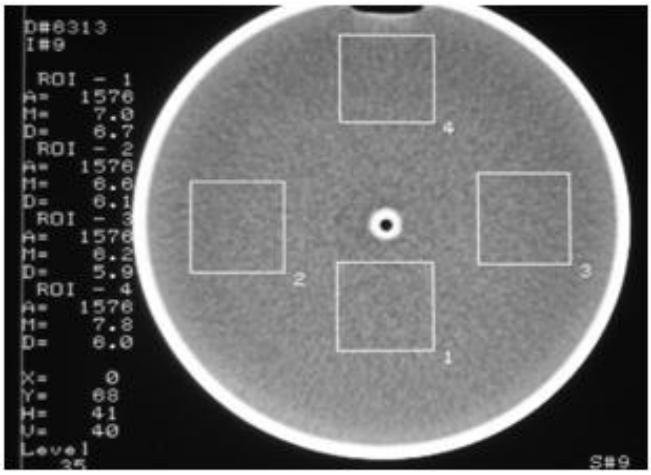


그림 3-1. 표준팬텀에서 노이즈 측정
물의 감약계수를 측정하였는데 이 장비에서 M=물의 감약계수, D=노이즈이다. 노이즈가 1번구역에서 6.7이고 영상은 매우 거칠게 보인다.

가. 노이즈의 종류

다음과 같이 3가지로 분류된다[25].

1) 양자 잡음(Quantum noise)

광자의 통계적 변동에 의해 발생되는 것으로 검출기(detector)에 흡수되는 광자가 차이가 나는 것으로 양자 잡음이 감소하는 것은 검출기에 흡수된 광자수가 증가하는 것으로 방사선량은 증가하고 수학적 연산과는 관련이 없다.

양자 잡음에 영향을 미치는 요소는 검사기법(관전압, 관전류, 절편두께, 속도, 피치)와 검출기의 효능이다.

2) 전기적 잡음(Electronic noise)

CT의 물리적 부분 때문에 일어나는(회전이나 전기의 변동) 진동

3) 계산적 잡음(Computational noise)

수학적 연산(재구성 변수인 재구성 알고리즘, FOV, 매트릭스 크기, post-processing)에 의한 통계적 변동

나. 재구성 필터와 노이즈

재구성 필터(reconstruction filter, convolutional kernel)는 raw data에서

영상을 재구성하는 방법으로 노이즈에 주요한 영향을 준다. 노이즈를 절반으로 떨어뜨리려면 선량은 4배 증가하게 된다. 고해상도 kernel을 사용하면 노이즈는 증가하고 soft kernel을 사용하면 노이즈는 감소한다[25](그림 3-2). 그러므로 환자선량의 변화없이 convolutional kernel의 선택에 따라 노이즈를 변화시킬 수 있다.

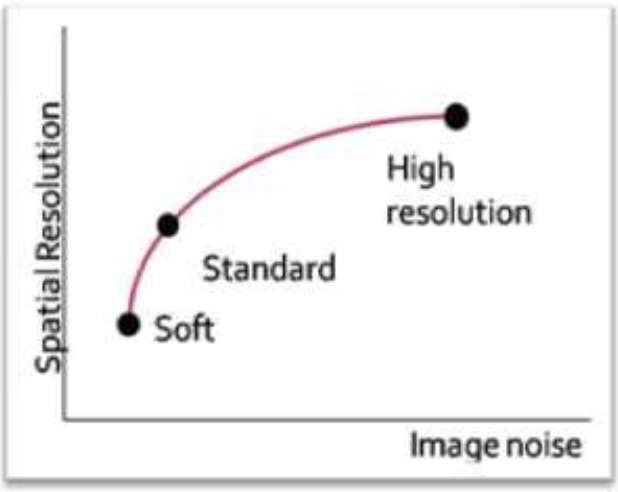


그림 3-2. 재구성 필터와 노이즈, 공간분해능의 관계
고해상도 kernel을 사용하면 공간분해능은 증가하고 노이즈도 증가한다.
약간 부드러운 kernel을 사용하면 공간분해능은 약간 감소하고 노이즈는 많이 감소할 수 있다.

노이즈 값은 환자선량과 영상화질을 최적화하기 위하여 사용되며 노이즈가 높으면 저대조도 병변의 발견이 어려워진다. 원래 병변과 주변의 대조도가 높은 경우, 예를 들어 흉부 CT에서는 폐에 공기와 주변의 병변, CT 가상 대장내시경에서도 대장내 공기와 벽의 병변사이에 고대조도, 요로결석을 찾는 CT에서 결석과 주변 복부내 장기간에는 고대조도를 보이므로 노이즈가 높은 영상도 진단에 문제가 없다. 또한 CT혈관조영술과 같이 조영증강된 혈관과 주변 구조물 사이에 대조도가 매우 높으므로 노이즈가 높은 화질에서도 진단이 가능할 수 있다[26].

같은 노이즈 값을 보이더라도 큰 성인과 작은 사람이나 어린이에서 주관적인 영상화질의 수용성은 다를 수 있다. 그러므로 검사하는 이유, 검사 부위,

환자의 크기 등에 따라 차별화된 검사 프로토콜을 사용해야 한다.

영상대조도는 스캔과 재구성 변수와 좀 더 복잡한 관계를 보이는데 관전압(tube voltage)과는 관련이 있으나 관전류(photon fluence)와는 관련이 없다. 관전압을 낮추어 방사선량을 감소시키면 영상대조도는 증가한다[24].

판독을 하는 영상의학과 의사들의 노이즈에 대한 자각은 개인간에 지역별로 차이가 많이 나기 때문에 영상최적화를 위하여 한번에 방사선량을 많이 낮춘다면 영상의학과의사가 받아들이지 못하는 경우가 있으므로 시간을 두고 점차로 선량을 감소하면 노이즈의 자각 수준도 서서히 변하므로 최적화에 도움이 될 수 있다[24].

영상화질과 노이즈
- 영상화질에 가장 중요한 역할을 하는 노이즈는 환자선량과 상반된 밀접한 관계가 있다. - 진단의 목적에 따라 영상화질의 수준이 달라도 되며 이에 따라 노이즈도 다를 수 있으므로 진단 목적, 검사부위, 환자의 크기 등에 따라 차별화된 검사 프로토콜을 사용해야한다. - 판독을 하는 영상의학과 의사들의 노이즈에 대한 자각은 개인간에 지역별로 차이가 많이 나기 때문에 영상 최적화를 위하여 한번에 방사선량을 많이 낮추기 말고 시간을 두고 점차로 선량을 감소하는 것도 최적화에 도움이 될 수 있다.

3.3. 환자선량에 영향을 미치는 장비의 변수

가. 장비의 구조(scanner geometry)

X-선속의 초점과 detector간의 거리가 멀면 원심력이 커지게 되어서 최신 장비들은 거리를 짧게 만들어 나오는데 이 때 같은 관전류에서 검출기의 신호는 같지만 환자선량은 증가하며 특히 피부선량은 증가한다[25].

나. 검출기의 구조적 효율(geometry efficiency of detector)

환자를 지나서 나온 방사선이 실제로 검출기에 얼마나 흡수되는가에 의해 결정되는 요소로 검출기의 선량분포의 넓이, 공간적 방향, 개개 검출기 요소

(element) 사이에 격벽(septa)의 흡수율 등이 따라 차이가 난다. 검출기 요소 간의 격벽은 인접한 검출기간에 누화(cross-talk)을 방지하고 산란선을 흡수하는 역할을 하는데 방사선비투과성 격벽은 검출기 효율을 낮추고 방사선투과성 격벽은 검출기 효율은 높지만 산란선에 민감하다. 검출기의 선량분포(dose profile)의 넓이에 따라 구조적 효율이 달라지는데 단일 검출기 CT에서는 환자후방의 콜리메이션을 사용하지 않기 때문에 환자를 지나온 방사선이 모두 검출기에 흡수되는데 반해 다중검출기 CT는 환자전방 콜리메이션이 넓고 환자후방에서 콜리메이션을 사용하므로 환자를 지나온 방사선이 모두 검출기에 흡수되는 것은 아니다[25](그림 3-3).

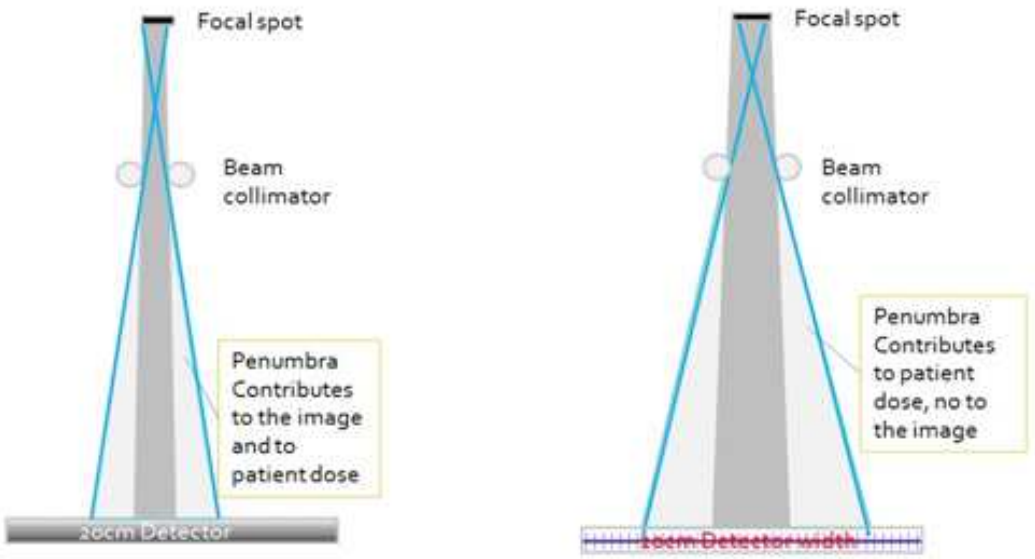


그림 3-3. 검출기의 구조적 효율
검출기의 선량분포(dose profile)의 넓이에 따라 구조적 효율이 달라지는데 단일 검출기 CT(좌)에서는 환자후방의 콜리메이션을 사용하지 않기 때문에 환자를 지나온 방사선이 모두 검출기에 흡수되는데 반해 다중검출기 CT(우)는 환자전방 콜리메이션이 넓고 환자후방에서 콜리메이션을 사용하므로 환자를 지나온 방사선이 모두 검출기에 흡수되는 것은 아니다

다. Overbeaming

초점의 반그늘(focal spot penumbra)에 의해 발생하는 것으로 한 회전당 발생한다. X-선속이 환자를 지나서 사용하는 검출기 밖으로 지나가는 것

(그림 3-4)으로 영상을 만드는데 사용되지 못하고 환자선량만 증가시키는 원인이 된다. 다중검출기 CT에서 일어난다[24].

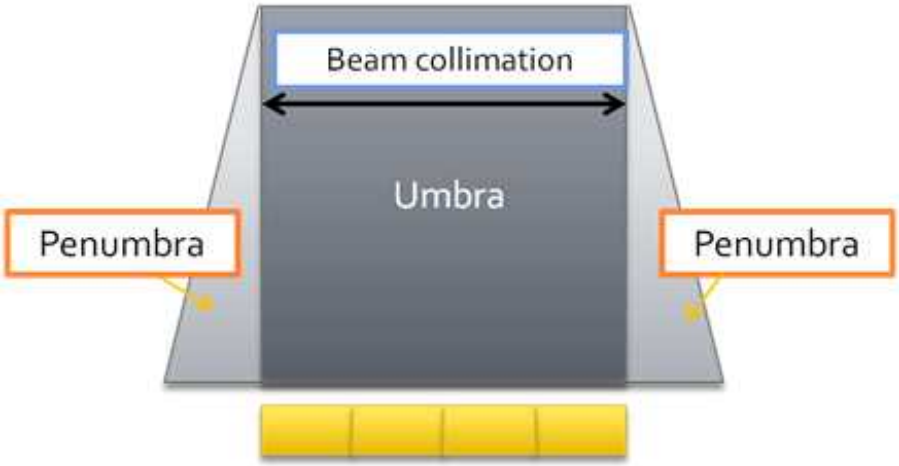


그림 3-4. Overbeaming
Z-축으로 한 회전당 발생하는 것으로 반음영(penumbra) 부분은 검출기에 흡수되지 못하여 영상을 만드는데 사용되지 못하고 환자선량만 높인다.

라. Overranging

나선식 CT에서 interpolation algorithm 때문에 스캔길이의 위쪽과 아래쪽으로 스캔을 더 하게 되는 것으로 DLP가 늘어난다. 피치가 높을수록 증가한다. 이 또한 영상과 관련 없는 환자선량이다[24, 27].

Overbeaming & Overranging
- Overbeaming은 다중검출기 CT에서 생기는 반음영 부분이 영상에는 기여하지 못하고 환자선량만 높이는 것으로 한번 회전할 때마다 발생한다. - Overranging은 나선식 CT의 interpolation algorithm 때문에 생기는 것으로 스캔길이 위, 아래에서 생긴다.

3.4. 최적화된 프로토콜을 위한 검사변수

가. 관전압(Tube voltage, kVp)

관전류가 일정한 경우 높은 x-선 에너지를 쓰면X-선관에서 방사선의 출력을 높아진다.

CT에서는 보통 80-140 kVp의 관전압을 사용하며 120 kVp가 보통 사용하는 관전압이다.

관전압의 변화시켰을 때 CTDIvol을 다음 표 3-1과 같이 변화한다.

표 3-1. 관전압에 따른 상대적인 CTDIvol

kVp	40	120	100	80
Relative CTDIvol	140%	100%	62%	38%

낮은 관전압으로 촬영을 하면 금속, 요오드, 칼슘 등은 CT계수가 증가하고 지방은 감소한다. 동일한 요오드 농도로 조영증강을 하였을 때 140 kVp에 비해 80 kVp로 촬영하면 조영증강이 두 배 더 된다. 요오드를 조영제로 사용하는 것은 요오드 분자의 k각 전자에서 일어나는 광전효과로 인한 X선의 감쇠를 증가시키는 현상을 이용하는 것이며 80 kVp의 평균에너지는 80 keV의 1/2-1/3사이이므로 요오드의 k-edge의 33 keV에 가깝기 때문에 조영증강된 혈관이 주변과 높은 대조도를 보인다[25, 26]. 저관전압 CT는 조영증강된 구조물이 대조도가 높아 판독할 때 넓은 영상폭 사용하면 잘 관찰할 수 있다.

나. 관전류(Tube current, mAs)

환자의 선량은 항상 effective mAs와 비례하여 증가하며 effective mAs (회전당 mAs를 피치로 나눈 값)는 환자선량 뿐 아니라 검출기의 선량도 증가하므로 노이즈가 감소하게 된다. mAs가 선량과 직접적인 관련이 있으나 스캔 프로토콜을 비교하여 환자선량을 볼 때는 mAs 대신 CTDIvol을 쓴다. 과도하게 mAs를 낮추면(특히 뚱뚱한 사람에서) 검출기의 선량이 감소되고 전기적

잡음이 두드러지게 되어 절편두께를 늘리거나 soft kernel을 사용하여도 영상화질은 좋아지지 않는다[25, 26, 28-30].

Effective mAs를 감소시키면 노이즈가 증가하지만 공간해상도는 영향을 받지 않는다. 저선량 흉부CT(120 kVp, 20 mAs)를 사용할 수 있는 이유도 여기에 있다.

관전압과 관전류의 최적화
- 신생아, 영유아: low kVp/low mAs - 마른 환자의 조영증강 CT: low kVp/ 적절히 조절된 mAs (예, 120 kVp, 100 mAs 보다 80 kVp, 150 mAs) - 뚱뚱한 환자(어깨, 골반부위): high kVp (140 kVp)- X-선 감쇄를 감소시킴

다. 자동선량조절장치(Automatic exposure control)

다중검출기 CT에서 자동선량조절장치(automatic exposure control, AEC)는 모든 장비회사에서 다른 이름으로 출시하여 사용하고 있다. 다양한 방법의 AEC가 있지만 주된 목적은 환자의 감쇠정도에 따라 방사선량을 조절함으로써 영상화질의 진단적으로 가치를 유지하면서 전체적인 환자 선량을 감소하는 것이다[31].

1) AEC의 장점

- 검출기에 도달하는 x-ray를 일정하게 유지함으로써 underexposure나 overexposure를 줄일 수 있다.
- 환자간, 같은 검사 내에서 영상화질을 일정하게 유지할 수 있다.
- X-선관의 load를 줄여 tube cooling으로 인한 지연을 방지한다.
- 두꺼운 부분이나 뚱뚱한 환자에서 photon starvation artifact를 피할 수 있다.
- 관전류가 아닌 영상화질을 기준으로 CT선량의 최적화하기 때문에 최적화를 쉽게 할 수 있다.

2) AEC의 종류

AEC는 크게 환자의 크기에 따른 AEC, z-축에 따른 AEC, 회전에 의한 x-y 축에 따른 AEC로 나눌 수 있다.

환자크기에 따른 조절이나 z-축의 조절은 topogram에서 환자의 크기와 감쇠 정도를 평가하여 시행한다. Z-축의 조절은 어깨 부위나 골반부를 스캔할 때는 감쇠가 많이 되어 X-선이 인체에 많이 흡수되므로 이 때는 관전류를 높이고 폐 부분은 X-선이 투과가 많이 되므로 관전류를 낮추는 방법이다(그림 3-5). 흉부에서는 고정 관전류를 사용할 때와 비교하여 할 때보다 영상화질의 저하없이 10-30%의 선량감소 효과를 얻을 수 있다[31-33].

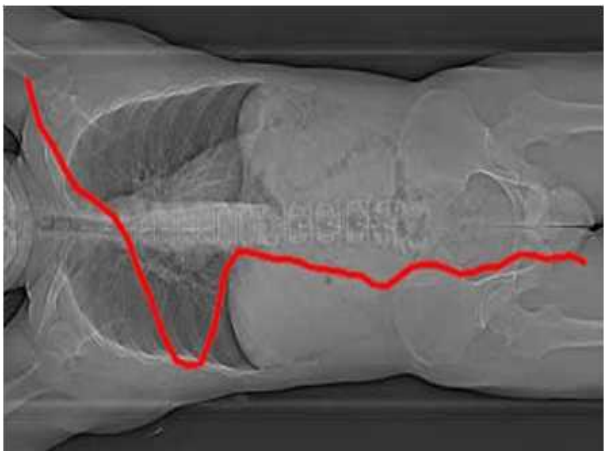


그림 3-5. Longitudinal (Z-axiz) tube current modulation
검사를 할 때 환자의 z 축에 따라 X-선의 감쇠가 많이 되는 부분은 관전류를 높이고 감쇠가 적게 되는 폐 부분은 관전류가 낮아진다.

회전에 의한 조절은 topogram이 AP, lateral 두 장이 필요하다. 인체는 원통형이 아니고 전후 방향은 얇고 좌우 방향은 넓기 때문에 같은 X-선을 주어도 360도 돌면서 방향에 따라 감쇠가 달라진다(그림 3-6). 이에 따라 좌우 방향에서는 관전류를 높이고 전후 방향에서는 관전류를 낮추는 것이다[31].

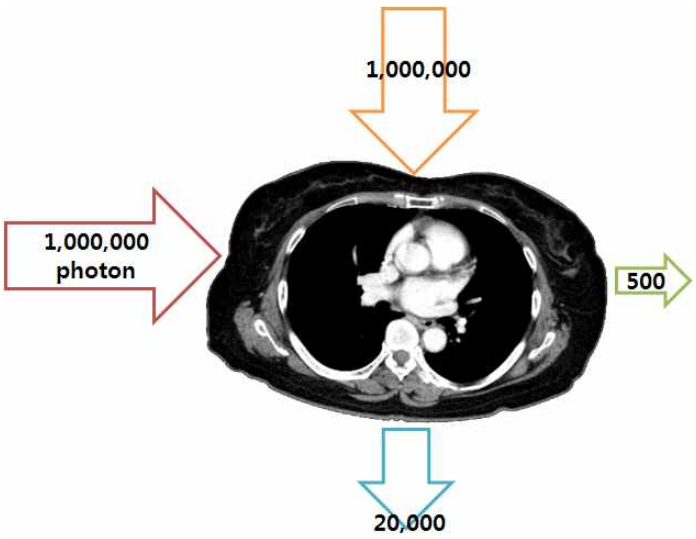


그림 3-5. Rotational or angular tube current modulation
검사를 할 때 환자의 전후 방향과 좌우 방향에서 X-선의 감쇠가 달라 좌우 방향에서 2,000배 감쇠되면 너무 적은 양의 x-선이 검출기에 도달하게 되고 전후 방향에서 50배만 감쇠되면 너무 많은 양이 검출기에 도달하게 된다.

Z-축 조절과 회전조절을 동시에 시행하면 X, Y, Z plane에서 모두 선량조절을 할 수 있다는 점에서 효과적이다. 부위별로 다르지만 거의 50%의 선량 감소 효과를 볼 수 있다.

3) 장비회사별 AEC방법

표 3-2는 각 장비회사의 AEC를 정리한 것이다[31].

- noise index에 따른 선량조절(AutomA, SmartmA)은 사용자가 원하는 noise index와 최소, 최대 관전류를 넣으면 촬영 후 그 noise level에 해당하는 영상을 얻기 위해 사용되는 관전류를 예측하며 최대, 최소 관전류 범위를 벗어나지 않는다. GE 사의 표준(Standard) 재구성 kernel을 사용할 때 영상의 표준편차가 noise index와 가장 가깝다.
- Reference mAs를 사용하는 선량조절(CARE Dose 4D)은 스캔된 환자의 cross section에서 크기를 평가하여 reference effective mAs에 상대적인 관전류를 맞추는 것이다. 이는 환자의 크기에 따라 적정한 노이즈를 제공하기 위한 것이다. 선량조절의 정도를 약하게, 보통으로 심하게 정할

수 있다. 표준크기의 환자(어른 70-80 kg, 어린이 20 kg 또는 5세)를 위해 만들어 진 것으로 마른 환자에서는 보통의 선량감소를 뚱뚱한 환자에서는 심한 선량 증가를 하도록 조절할 수 있다. Siemens사 장비에서 Reference mAs보다 mAs가 증가된 경우를 dose report에서 볼 수 있는 것이 이 때문이다.

- Reference image에 따른 선량조절(DoseRight ACS: 환자 크기에 따른, Z-DOM: z 축, D-DOM: rotational)은 cross sectional anatomy에서 감쇠계수를 측정한 후 전 영상을 통하여 저선량에서 일정한 영상화질을 유지하게 하기 위해 자동으로 가장 낮은 관전류를 선택한다. 여기서 요구하는 영상화질을 얻기 위해서 noise index나 standard deviation이 아니라 미리 있던 임상영상을 이용한다는 것으로 스캔 프로토콜과 임상화질을 비교하는 것이 어렵고 객관적인 수치가 없어서 필요이상의 높은 화질의 영상을 reference image로 삼을 수 있다.

표 3-2. 각 장비회사의 선량조절 방법 (Reference 31 인용)

명칭	Auto mA		Z DOM	CARE dose 4D	SureExposureA
Vendor	GE		Philips	Siemens	Toshiba
AEC 작동방법	Noise index	Min &Max mA	Reference image	Reference mAs	Standard deviation
정의	User-desired noise	Range of allowed mA to achieve desired noise index	constant image noise를 얻기 위해 baseline mAs가 reference로 사용됨	standard adult (70-80 kg)에서 reference mAs 사용했을 때 얻는 image quality	일정한 image noise에서 image를 얻는다.
mAs 조절방법	Single or dual scout image		Single or dual scout image	Single or dual scout image	Single or dual scout scanogram
환자크기	Yes		Yes	Yes	Yes
Z-축	Yes		Yes	Yes	Yes
회전조절	SmartmA		Yes	Yes	Yes

4) AEC에 영향을 미치는 프로토콜의 변화

- 관전압과 절편두께의 변화: CARE Dose 4D는 다른 크기의 환자에서 다양한 노이즈 level을 허용하기 때문에 관전압이나 절편두께가 변해도 AEC에 의한 관전류 조절이 영향을 받지 않으나 다른 방법에서는 영향을 받는다.
- Recontruction kernel의 변화: SureExposure A를 사용할 경우 관전류에 영향을 준다. 일정한 노이즈를 유지하려고 하기 때문에 고 해상도 kernel을 사용하면 노이즈가 증가하여 관전류를 증가시킨다.

5) AEC의 제한점[33]

- Topogram을 찍을 때 선량조절에 대한 계산을 하기 때문에 topogram 밖의 부분은 선량조절이 되지 않는다.
- 작은 환자나 소아에서는 테이블의 중심에 환자가 위치하지 않고 AEC를 쓰면 노이즈와 피부선량이 증가하여 선량조절에 에러가 생길 수 있다.
- 각 장비마다 다양한 방법의 AEC시스템을 사용하고 있으므로 사용하는 선량조절장치의 원리와 사용법을 충분히 숙지하고 사용하여야 한다.

6) AEC의 적절한 사용

모든 검사에서 AEC가 꼭 유용한 것은 아니다. 뚱뚱한 환자의 경우 AEC를 쓰면 적정한 영상화질을 만들기 위해서 환자선량이 증가된다. 과도한 지방조직에 방사선이 흡수되어 관전류를 증가하여도 인체내부에는 비례하여 방사선이 들어가지 않아 영상화질은 나빠진다. 저선량 프로토콜에서는 관전류를 낮게 고정하는 것이 선량조절에 가장 좋은 방법이다.

자동선량조절장치(Automatic exposure control, tube current modulation)
- 회사별로 장비마다 AEC의 방법이 다양(noise index, reference mAs, reference image, standard deviation)하고 영향을 받은 요소가 다르므로 이를 숙지하고 적절히 사용해야 한다. - 모든 검사에서 AEC가 꼭 유용한 것은 아니다. 저선량 프로토콜에서는 고정 저관전류가 선량조절에 가장 좋은 방법이다.

라. 재구성 필터(Reconstruction convolutional kernel)

재구성 필터는 환자의 선량에 직접적인 영향을 주기보다는 노이즈를 결정하는 주된 요소이기 때문에 중요하다. 재구성필터와 노이즈의 관계는 앞에서 자세히 설명하였다. 선량을 낮추기 위해서는 soft kernel을 사용하는 것을 좋다.

마. 절편 콜리메이션과 절편두께, 피치

Z-축의 해상도는 노이즈와 상반관계를 갖는다. 8 mm보다 2 mm 콜리메이션을 사용하면 노이즈는 두배가 된다. 절편두께가 두꺼워질수록 노이즈가 감소되므로 선량을 감소할 수 있다. 64채널 이상의 다중검출기 CT에서는 재구성 영상의 절편두께와 검출기의 콜리메이션(beam collimation)이 같지 않고 대부분 한번에 4 cm을 촬영하고 3-5 mm 절편두께의 영상을 얻는다. 이는 이전 단일검출기 CT에서의 일반 두께(5-8 mm) 보다 얇기 때문에 노이즈가 증가하게 되어 선량을 증가시키는 요인이 된다. 하지만 절편두께를 감소시키면 partial volume averaging이 감소되어 양자잡음(quantum noise)가 증가하여도 contrast-to-noise는 증가하여 작은 병변이 발견이 용이해 진다[24].

단일 검출기 CT에서는 피치(pitch)를 증가시키면 영상화질의 영향이 없이 환자선량이 감소한다. 하지만 다중검출기 CT에서는 피치를 증가시키면 노이즈가 증가하게 되므로 기본적으로 피치를 증가하는 것이 환자선량을 낮추지는 못하며 관전류를 낮게 설정하는 것을 함께 사용할 때만 환자선량이 감소된다[24].

바. 인체의 크기와 검사부위

X-선의 감쇠는 환자의 크기(직경)과 지수적 관계가 있으므로 뚱뚱한 환자에서 노이즈는 불균형적으로 증가하게 된다. 매우 뚱뚱한 경우에는 관전압을 올려서 검사할 수 있다[25].

사. Field of View(FOV)

FOV는 스캔한 부위의 가장 넓은 부분으로 공간해상도와 관련이 있다. 너무 적은 FOV(15 cm 이하)를 쓰면 공간분해능(Spatial resolution)을 증가시키지 못하고 노이즈만 증가한다. 큰 FOV에 고해상도 kernel은 추천하지 않는다.

큰 FOV에서는 미세한 반점의 노이즈가 증가하므로 공간분해능을 감소시킨다. 소아에서 작은 FOV를 쓰면 노이즈는 더 굵어져서 smooth kernel을 사용할 경우 영상이 흐려질 수 있다[25].

아. 스캔 길이(Scan range)

스캔 길이는 DLP에 직접적인 영향을 주므로 환자선량을 증가시킨다. 다중검출기 CT에서 스캔시간이 짧아짐으로서 스캔길이가 길어지는 경향이 있으므로 이에 더욱 유의하여야 한다[24, 34].

- 임상적으로 꼭 필요한 부분만 스캔하도록 한다.
- 조영증강 전 CT는 필요한 경우에만 찍고 필요한 경우에도 저관전압이나 저관전류로 찍는다
- 역동적 CT는 꼭 필요한 경우에만 찍는다.
- 다중검출기 CT에서 Overranging은 검사부위의 상부 & 하부 바깥에 사용되지 않는 방사선이므로 이를 숙지한다.
- 복부와 흉부의 처방이 함께 있을 때 조영증강 시간이나 숨을 내쉬고(복부), 들이마시고 (흉부) 찍는 것 때문에 중복검사를 한다면 간 부위는 이중으로 검사가 될 것이고 overranging에 의한 환자피폭도 증가하게 되므로 두 부위를 한 번에 찍도록 프로토콜을 조정해야 한다.
- 이렇게 overranging와 같은 부위의 중복검사를 피하기 위하여 인접한 부분의 CT는 single acquisition으로 검사하는 것이 좋으나 목 CT와 흉부 CT는 팔의 위치 때문에 함께하기 어렵다.
- 조영증강 검사에서 스캔지연시간이 진단에 크게 중요하지 않다면 test bolus나 bolus triggering의 사용하지 않는 것이 좋다. Test bolus나 bolus triggering 시에도 환자선량이 추가된다.

자. Gantry angulation

두부 CT를 찍을 때 눈의 수정체의 선량은 보통 30-50 mGy정도된다. 수정체가 직접적으로 X-선속내에 있을 때는 더 놓고 X-선속 밖에 있으면 수정체 선량은 90%, 3-4 mGy로 감소한다. 하지만 helical scan mode나 dual source CT에서는 angulation이 되지 않는다는 문제점이 있다[19].

차. 환자방호용구(Shielding)

유방조직이나 수정체, 갑상선 등의 장기는 방사선에 상대적으로 민감하여 방사선 방어의 목적에서는 환자방호용구(shielding)을 사용하는 것을 권장하고 있다[35, 36].

흉부 CT를 찍을 때 유방의 선량은 높은데 20-60 mGy, 관상동맥 CT의 경우는 50-80 mGy로 보고하고 있다. 심지어 복부 CT에서도 10-20 mGy의 유선선량이 있다고 한다. 우리나라에서 한번의 유방촬영에서 환자선량 권고량은 1.36 mGy이고 미국 FDA의 MQSA(mammography Quality Standard Acts)의 정상 크기에 50% 유선을 가지는 유방에서 한번의 유방촬영에서 부적합 기준은 3 mGy 인 것으로 보아 CT에 의한 유선선량이 상당히 높은 것을 알 수 있다[9].

표재성 장기나 조직의 흡수선량은 target organ을 latex와 bismuth로 구성된 shielding sheet를 피부위에 놓아 조직의 흡수선량을 감소시킬 수 있다[36](그림 3-6).

두부와 목 CT를 할 때 수정체를 덮는 shield(그림 3-7)를, 목이나 경추 CT를 할 때 갑상선위에 shield(그림 3-7)를 흉부 CT를 할 때 유방 shield(그림 3-8)를 사용할 수 있다. 이런 shield를 사용하면 선량이 50% 정도 감소한다고 보고되어 있다[35]. 저자들의 실험에서도 15-30% 정도 선량이 감소하였다.

Shield를 하면 Shielding한 부위의 피부와 피하지방은 인공물이 발생하지만 진단에는 문제가 없다. 가끔 목 부위의 shield가 턱 부분에 인공물을 만들어서 그 부위의 진단에 어려움을 줄 수 있으므로 너무 위에까지 올리지 않도록 한다.

그림 3-6. Bismuth shielding을 한 모습
검사를 할 때 눈, 목, 유방부위에 shielding을 얻는다. 자동선량조절장치를 사용하는 경우에는 반드시 topography를 찍은 후 shield를 놓도록 한다.

자동선량조절장치를 사용할 경우 반드시 topography를 찍은 후 shield를 놓도록 한다. 자동선량조절장치는 처음 topography에서 노이즈 등 선량을 계산하기 때문에 shield를 설치한 상태에서 topography를 얻으면 선량이 증가될 수 있다.

관상동맥 CT의 경우는 유방 shield를 권장하지 않는데 이는 자동선량장치가 ECG에 따르기 때문에 topography뿐 아니라 스캔 도중에 계속 선량을 계산하기 때문이다[39].

선량감소 효과는 선량을 높을 때 더 많이 감소하고 선량이 낮게 조절되었을 경우에는 효과도 감소된다.

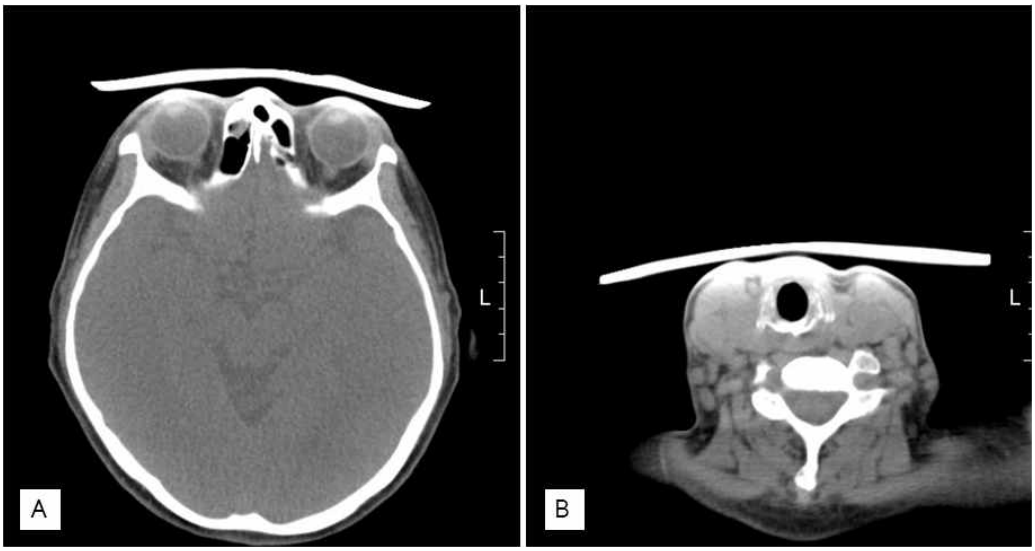


그림 3-7. 눈과 목에 shielding한 후 촬영한 CT
Shield를 놓은 부분의 피부와 표재성 구조물에 선속경화(beam hardening) 인공물이 있으나 진단에는 문제가 없다

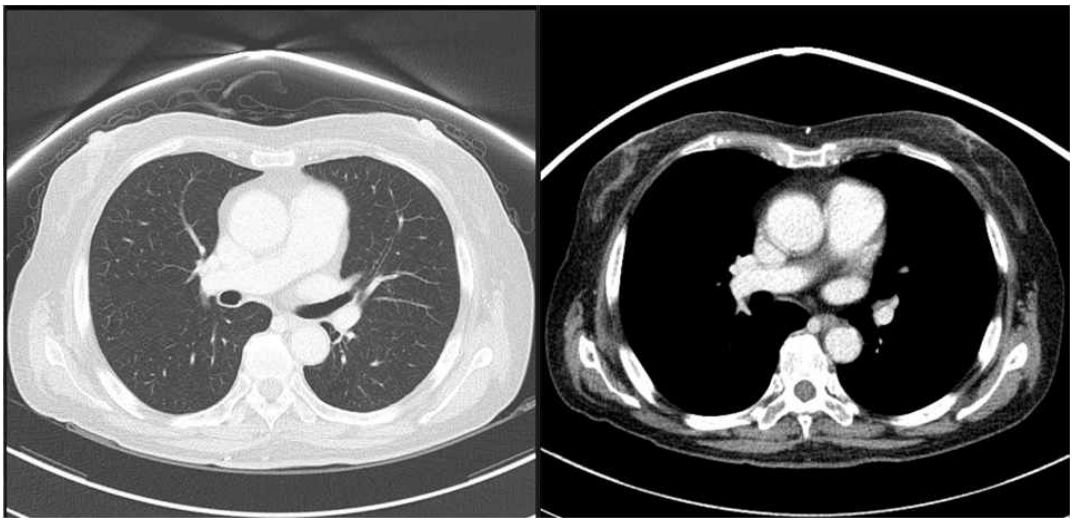


그림 3-8. 유방부위에 shielding한 후 촬영한 CT
Shield를 놓은 부분의 피부와 표재성 구조물에 선속경화(beam hardening) 인공물이 있으나 진단에는 문제가 없다

카. 영상창조절

영상창에서 폭을 증가시키면(window width를 증가시키면) 자각하는 노이즈가 감소하게 된다. 영상폭을 두배 증가시키면 자각하는 노이즈가 50% 감소하고 영상대조도도 50% 감소한다. 그러므로 고대조도를 보이는 구조물은 저선량으로 촬영하고 영상폭을 넓혀서 판독하는 것도 선량조절에 도움이 될 수 있다[25].

타. 반복 재구성(Iterative reconstruction)

Filtered back projection (FBP) algorithm은 CT의 기본적인 재구성기법으로 빠르고 신뢰할 수 있는 방법이다. 하지만 노이즈가 심할 수 있고 그 결과로 streak artifact가 나타난다. 좀 더 적은 선량으로 노이즈가 낮은 영상을 만들기 위하여 새로운 기법이 개발되었는데 adaptive noise reduction filters와 iterative reconstruction algorithm이다. adaptive noise reduction filters는 edge detection algorithm을 사용하여 postprocessing으로 2D 영상을 부드럽게 만드는 기법이다[40, 41].

Iterative reconstruction은 장비회사별로 개발하였는데 (표 3-3) 영상데이터로부터 노이즈를 줄이는 방법, 영상과 projection 데이터로부터 노이즈를 줄이는 방법, projection 데이터로부터 반복 재구성하는 방법이 있다[40, 42].

표 3-3. 각 장비회사별 Iterative reconstruction 기법(reference 40 인용)

기 법	상 품 명
영상데이터로 부터 노이즈를 줄이는 방법	- Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS), Siemens Healthcare
영상과 projection 데이터로부터 노이즈를 줄이는 방법	- Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR), GE Healthcare - Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (Safire), Siemens Healthcare - iDose, Philips Healthcare
projection 데이터로부터 Iterative reconstruction 방법	- MBIR or Veo, GE Healthcare

이런 iterative reconstruction 기법은 뚱뚱한 환자에서 노이즈를 감소하기 위하여 또는 일반 환자에서 적정한 노이즈를 유지하면서 환자선량을 줄이는 방법으로 사용할 수 있다. 그러나 계산하는 시간이 길고 임상적으로 화질이 진단적 가치가 있는가에 대해서는 검증이 필요하다.

4 개별상황에서 CT 선량감소를 위한 권고 프로토콜

이 장에서는 개별상황에서 CT 선량을 감소할 수 있는 프로토콜은 여러 참고문헌을 참고하여 제시하였다. 각 기관에서 이용할 수 있는 상황은 다를 수 있고 환자별로 차이가 있을 수도 있으나 저선량 프로토콜을 설정하는데 도움이 될 것이다.

4-1. 흉부 CT

가. 저선량을 사용할 수 있는 임상적응증

흉부는 복부나 골반에 비해 X-선이 덜 감쇠되므로 노이즈가 낮다. 그러므로 같은 영상화질을 유지하면서 복부나 골반보다 더 낮은 선량을 쓸 수 있다. 환자의 크기와 관계없이 관전류를 50% 이상 감소하여도 (4 채널 다중검출기 CT에서 220-280 mAs 대신 110-140 mAs를 사용) 정상 해부학적 구조를 평가하는데 문제가 없다는 보고가 있고 임상적응증에 따라 저선량 CT를 사용할 수 있다는 연구가 많이 있다. 저선량 CT를 사용할 수 있는 임상적응증은 양성질환의 젊은 환자, 폐암의 선별검사, 폐 결절, 석면증과 관련된 흉막질환 (benign asbestos-related pleural based plaques and thickening), 폐기종, 고해상도 CT, CT 유도하 폐생검 등이다. CT 혈관조영술에서는 노이즈도 감소하고 대조도로 높이는 저관전압 CT(80-100 kVp사용)가 사용된다. 120 kVp 대신 100 kVp를 사용할 때는 30% 선량감소가 있다[22, 25] .

나. 흉부 CT에 환자선량 권고량

여러 나라에서 환자선량 권고량을 발표하였고 우리나라에서는 흉부 CT에 대한 환자선량 권고량을 발표하지는 않았으나 2008년 조사에서 제3사분위 값은 CTDIvol 15 mGy, DLP 550 mGy*cm였다[16]. 2010년도 전세계적으로 흉부 영상의학과의사를 대상으로 한 조사에서 CTDIvol 중간값은 6 mGy이고 최적화의 목표라고 할 수 있는 제1사분위 값은 4.5 mGy였다. 이 보고

에서는 표준환자에서 흉부CT는 CTDIvol 6m Gy이하, DLP 180 mGy*cm를 권고하였고 폐혈전색전증을 위한 CT혈관조영술에서는 100 kVp를 사용하여 4 mGy이하로 검사를 시행하는 것을 권고하였다. 폐암의 선별검사에 사용하는 저선량 흉부CT는 20-30 mAs를 사용하여 1.5 mSv이하의 선량으로 검사하도록 한다[22].

다. 흉부 CT에서 환자선량 최적화 전략[43]

1) Topography를 찍을 때 아주 뚱뚱한 사람을 제외하고 80 kVp, 10-20 mA의 가장 낮은 관전류로 찍는다.
2) AEC는 대부분의 흉부 CT검사에서 사용하도록 한다.
   AEC를 사용할 때 환자의 중심을 잘 맞춘다. 그렇지 않으면 환자피부선량이 증가하고 영상화질이 저하된다.
3) 저선량 CT(low dose CT)에서는 AEC를 사용하는 것 보다, 낮은 고정관전류를 사용하는 것이 좋다(20-30 mAs)
4) 호흡과 심장박동에 의한 인공물을 감소하기 위하여 X-선관의 회전속도는 0.4-0.5 sec로 한다.
5) 피치는 1:1로 하는 것이 좋다.
6) 스캔길이가 환자선량을 직접적으로 증가시키기 때문에 스캔길이를 제한하여 설정한다.
   소아의 경우 부신을 일상적으로 포함할 필요없다.
7) 될 수 있으면 절편두께를 두껍게 유지한다. 절편두께가 감소하면 노이즈가 증가하게 되므로 노이즈가 높아도 되는 폐설정에서 얇게 했다면 종격동을 볼때는 두껍게 하는 것이 좋다.
8) 가능한 경우, Iterative reconstruction 기법을 사용하도록 한다.
9) 앙와위와 복와위가 모두 필요한 경우 앙와위는 전체 폐를 다 찍더라도 복와위은 흉수가 있는 부분만 국한하여 매우 낮은 선량(예 80 kVp, 50 mA)으로 찍는다.
10) 고해상도 CT(HRCT)에서 흡기, 호기, 흡기복와위가 필요한 경우 3 phases검사를 한다고 해서 3배의 선량을 주어서는 안된다. 흡기 앙와위는 전체 폐를 volumetric helical acquisition을 하더라도 호기나

복와위영상은 axial, step-and-shoot 기법으로 1 mm 두께의 영상을 2-3 cm interval을 두고 얻는다(그림 4-1).

11) 성인이라도 환자의 크기가 작을 경우 120 kVp 대신 100 kVp로 검사를 시행한다(60 kg이하의 경우) 소아는 20 kg 이하의 경우 80 kVp로 60 kg까지는 100 kVp로 검사를 시행한다.

Total mAs 2389 Total DLP 510 mGy*cm

A	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120	35 mA			5.3	0.6
Sup.full_Ins.	2	120	110	7.36	255	0.5	0.6
Sup.full_Ex.	3	120	110	7.36	255	0.5	0.6

Total mAs 5292 Total DLP 292 mGy*cm

B	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120	35 mA			5.3	0.6
Sup.full_Ins.	2	120	110	7.35	221	0.5	0.6
Sup.seq-6_Ex.	3	120	110	0.80	12	0.24	1.0
Last scan no.	8						
New Position F-PR							
Topogram	9	120	35 mA			5.3	0.6
Pron.seq_Ins.	10	120	110	2.02	59	0.24	1.0
Last scan no.	38						

그림 4-1. HRCT의 검사의 dose report 비교
A는 흡기 호기 모두 full scan range로 찍어서 DLP가 510 mGy*cm이고 B의 경우는 앙와위 흡기는 full scan range로 찍고 호기와 복와위는 몇 section만 찍어서 DLP가 292 mGy*cm이다.

4-2. 관상동맥 CT(Coronary CT angiography)

가. 환자의 선택과 적정한 임상적응증

불필요한 환자선량을 줄이는데 가장 우선적으로 효과적인 방법은 환자의 치료에 영향을 주지 않는 부적절한 적응증으로 검사를 하지 않는 것이다[39]. 이런 적정한 적응증은 국제적인 가이드라인이 있다[44]. 일반적으로 관상동맥

CT는 증상이 있는 경우 적응증이 되고 또한 애매모호한 증상이 있는 여자에게서도 도움이 될 수 있다.

우리나라에서는 대한심장혈관영상의학회에서 2011년에 “대한심장혈관영상의학회 심장 CT 권고안”을 발표하였다[45].

대한심장혈관영상의학회 심장 CT 권고안에서 제시하는 심장 CT의 임상적 유용성은 아래와 같다.

- 흉통이 있는 환자에서 관상동맥질환에 대한 검사 전 위험도가 중등도인 경우, 부하검사 결과가 분명하지 않거나 부하검사를 시행할 수 없을 경우, 운동부하검사 결과가 정상이지만 증상이 지속되는 경우, 부하영상검사가 정상이지만 흉통이 새로 발생하거나 악화된 경우
- 급성 흉통 환자에서 관상동맥질환에 대한 검사 전 위험도가 저위험도 또는 중등도 위험도이면서 심전도나 혈액검사 결과가 음성이거나 불분명한 경우
- 흉통이 있는 환자가 이전 관상동맥석회수치 검사에서 400 이하의 석회화가 있다고 진단받은 경우
- 관상동맥기형, 복잡한 심기형, 심종양, 심낭막 질환 등과 같은 심장 내외의 구조이상을 평가하는 경우
- 최근 새롭게 병발한 심부전 환자의 원인을 감별해야 하는 경우
- 심부정맥 치료를 위한 중재적 시술 전 폐정맥이나 심(관상)정맥의 해부학적 구조를 평가하는 경우
- 관상동맥 우회술을 받은 환자에서 흉통이 발생했을 때 우회로의 개통 여부를 평가하는 경우
- 관상동맥 이외의 심장수술을 하기 전에 관상동맥질환을 배제하기 위한 경우 또는 심흉부의 재수술 전 심장과 주위의 해부학적 구조를 평가하는 경우
- 심초음파나 자기공명영상이 기술적으로 제한적일 때 심근경색이나 심부전 환자에서 좌심실 기능을 평가하거나, 심장판막 및 인공판막을 평가하기 위한 경우
- 우심실의 형태 및 기능을 평가하기 위한 경우

나. 관상동맥 CT의 환자선량 권고량

PROTECTION I, 2007년 50 study site의 1960명 이상의 환자에서 관상동맥 CT 결과에서는 관상동맥 CT혈관조영술(topography, coronary calcium scan, contrast bolus timing scan은 제외)의 median DLP는 885 mGy*cm(12 mSv)이다. 두 번째, Advanced cardioascular Imaging Consorium(ACIC) 2007/2008년 4800명 이상의 환자에서의 결과는 초기에 1493 mGy*cm(topography, coronary calcium scan, contrast bolus timing scan 포함)이었는데 1년 후 697 mGy*cm로 감소하였다.

PROTECTION I의 환자선량 권고량(DRL)은 1152 mGy*cm(16 mSv)이며 ACIC의 DRL은 1163 mGy*cm(16 mSv)(topography, coronary calcium scan, contrast bolus timing scan 포함)으로 비슷하다[39].

우리나라에서 관상동맥 CT를 많이 촬영하는 12개 대학병원의 결과를 보면 2007년에는 median DLP가 1332 mGy*cm에서 2010년 678 mGy*cm으로 감소하였으며 이는 dual source CT의 도입과 환자선량에 대한 관심으로 최적화를 하고 있기 때문으로 생각한다.

다. 관상동맥 CT에서 환자선량 최적화 전략[39, 44-47]

1) 스캔길이의 최적화

스캔길이는 DLP를 증가하므로 환자선량에 중요한 요소이다. 심장을 중심으로 CT를 할 경우 스캔길이를 적절히 선택하는 것이 중요하다. 너무 짧게 설정하였을 때는 관상동맥이 다 포함되지 않을 수 있고 너무 길게 설정하였을 때는 불필요한 환자선량이 발생한다. 일반적으로 관상동맥우회술 이나 triple rule out을 제외하고는 기시작점을 기관의 분기점(trachea bifurcation)으로 하는데 이전 CT가 있는 경우 개개의 해부학적 구조에 따라 잘 선택해야 한다.

2) 후향적(retrospective) vs. 전향적(prospective) 심전도 동기(ECG gating)

후향적 심전도 동기에서는 심전도 신호를 지속적으로 기록하여야 하므로 low-pitch helical CT동안 지속적으로 x-선을 환자가 받아야 한다. 피치는 보통 0.3정도인데 이는 일반 CT보다 3배 이상의 선량을 준다. 이 방법은 심박동이 불규칙한 경우, 심근이나 판막의 기능을 평가하는데 사용한다. 하지만

방사선량이 높기 때문에 이런 경우 각 개인의 이득을 판단하여야 하며 MRI로 대체할 수 없는지 고려하여야 한다.

전향적 심전도 동기(그림 4-2)는 “step-and-shoot mode"로 low-pitch helical CT로부터 발생할 수 있는 잉여선량을 없앨 수 있다. 심주기(cardiac cycle)의 정해진 phase에만 스캔하고 다른 시기에는 완전히 X-선이 발생하지 않는다. 이 경우 환자선량은 감소하지만 심장박동이 불규칙할 경우 영상화질이 저하된다. 이 방법은 제한된 심 주기에서 찍을 수 있을 정도로 검출기가 충분히 넓어야 하기 때문에 64채널 이상의 CT나 dual source CT에서만 가능하다.

3) 고 피치(High-pitch) 스캔

Dual-source CT는 높은 시간해상도(temporal resolution)을 보인다. 1/4 바퀴만 돌면 한 cross-sectional image를 얻을 수 있고 2nd generation은 high-pitch single heartbeat acquisition이 가능하게 되어 high-pitch와 저관전압 프로토콜을 사용하면 관상동맥 CT에서 1 mSv이하로 검사할 수 있게 되고 triple rule-out도 2 mSv 이하로 검사할 수 있게 된다고 한다.

4) 심전도 의존 자동선량조절(ECG-dependent tube current modulation)

심전도 의존 자동선량조절은 심주기의 일정 phase에만 x-선이 100% 발생하여 해부학적 구조를 보고 나머지 시기에는 20% 정도나 x-선을 발생하는 방법이다.

5) 해부학적 자동선량조절과 유방 shielding

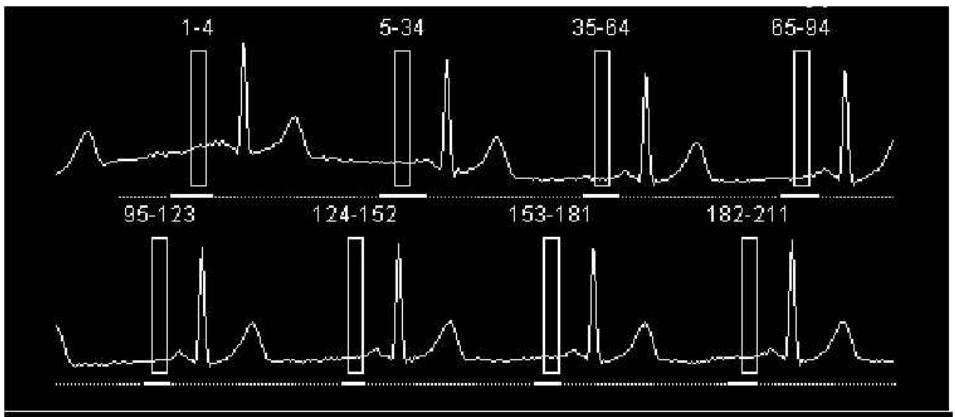
X, Y, Z 축으로 모두 자동선량조절을 사용할 수 있으나 심전도 의존 자동선량조절을 사용할 경우 그 역할은 미미하다. 또한 관상동맥 CT에서는 심전도 의존 자동선량조절을 사용하므로 유방 shielding은 사용하지 않는다.

6) 관전압

환자선량을 줄이는데 가장 간단한 방법 중 하나는 관전압을 낮추는 것이다. 일반적으로 표준이나 작은 환자에서 낮은 관전압의 검사를 시행할 수 있는데 이는 contrast-to-noise ratio를 유지할 수 있기 때문이다. 하지만 pacemaker와 같은 금속 물질이나 관상동맥 스텐트에 의한 인공물이 증가할 수 있으므로

주의하여야 한다.

120 kVp로 심전도 의존 자동선량조절을 사용할 때 후향적 심전도 동기기법으로는 10-12 mSv, dual source CT에서는 7-9 mSv의 선량을 보이지만 100 kVp에서는 후향적 심전도 동기기법으로도 5-7 mSv까지 내릴 수 있다. 100 kVp 관전압과 전향적 심전도 동기를 사용하면 환자선량을 1-3 mSv까지 내릴 수 있다.



Total mAs 4028 Total DLP 393 mGycm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	100	35 mA			3.4	0.6
Topogram	2	80	35 mA			4.1	0.6
DS_CaScSeq	3D	120	95 / 124	3.30	48	0.2	3.0
PreMonitoring	11	120	20	0.88	1	0.33	10.0
Contrast							
Monitoring	12	120	20	6.19	6	0.33	10.0
DS_CorCTA	19D	120	320	20.70	338	0.33	0.6

그림 4-2. Dual source CT(SOMATOM Definition)에서 얻은 Prospective ECG triggering coronary CT angiography
흉통이 있는 39세 남자환자의 coronary CT angiography의 ECG monitoring과 dose report이다. Diastolic phase에 네모 box 부분에서만 영상을 획득한다.
Hear rate는 평균 56, RR interval은 1062 msec였고 총 DLP는 393 mGy*cm으로 유효선량은 6.68 mSv이다.

4-3. 복부/골반 CT

가. 적정한 임상적응증

적응증에 맞는 차별화된 프로토콜을 사용하는 것이 중요하다. 요로결석을 보거나, 대장용종의 검사, 혈관의 조영증강검사 등을 저선량으로 시행하면 영상화질은 떨어지지만 진단에는 영향이 없다. 하지만 고형종괴의 저대조도 병변들은 저선량 CT에서 놓치기 쉽다. MRI가 간, 담도, 췌장, 비뇨기계 질환에서 병변의 발견과 감별에 좋으므로 이를 적극 이용하는 것도 환자선량을 낮추는 방법이다[46].

나. 복부 CT의 환자선량 권고량

여러 나라에서 환자선량 권고량을 발표하였고 우리나라에서는 2008년 복부 CT에 대한 환자선량 권고량을 CTDIvol 20 mGy, DLP 700 mGy*cm였다[12]. 2010년도 우리나라 12개 대학병원에서 조사한 자료(표 2-3)에서 보면 CTDIvol의 제3사분위 값이 복부 CT에서 11.45~12.82 mGy로 감소하였으나 DLP는 562 mGy*cm~1613 mGy*cm로 증가한 것을 알 수 있다. DLP의 증가는 이전 권고량에서는 골반을 포함하지 않았고 이번에는 역동적 다중시기 검사들이 있기 때문이다. 다른 나라와 비교하였을 때 (표 2-4) 복부의 DRL은 우리나라에서 높은 편인데 다시 전국적인 조사를 시행하여야 하고 현재의 DRL 보다 낮은 선량을 유지하도록 노력해야 한다.

다. 적응증에 맞는 환자선량 최적화 전략

1) 일반 조영증강 복부 CT[48]

- 대부분 조영증강 전 CT는 필요하지 않다.
- 지연기 영상도 필요하지 않다.
- Topography는 가능한 낮은 선량(80 kVp, 10-20 mA)로 촬영한다.
- Bolus triggering을 조영증강 CT에서 사용한다면 monitoring 영상은 낮은 관전류(전형적으로 20-40 mAs)를 사용해야한다.
- 다중 검출기 CT에서는 자동선량조절장치를 사용한다[45].

A noise index (AutomA; GE Healthcare)는 보통 12-17을 사용하는데 24이상

올려서 사용할 수 있다. Quality reference mAs (CARE dose 4D, Siemens Healthcare)는 보통 210 mAs를 사용하는데 140-180 mAs를 사용하여도 진단적 가치가 훼손되지는 않는다.

- 대부분의 환자는 120 kVp에 0.5 sec의 회전시간으로 촬영하고 절편두께는 5 mm로 한다.
- Convolutional kernel은 standard에서 soft를 사용할 수 있다.

2) Urinary stone CT[47, 48]

- 요로결석은 주변구조물과 고대조도를 보이므로 일반 복부 CT보다 낮은 선량으로 촬영하여도 진단에 이상이 없다.
- 저선량 CT를 찍기 위해 고정 저관전류나 자동선량조절장치를 사용할 수 있다.
- Soft tissue kernel, 5 mm 절편두께를 이용하고 axial 영상에서 골반내 artifact 때문에 잘 보이지 않을 경우 coronal 영상이 도움이 될 수 있다.
- 요로의 병변을 보는 경우 스캔길이를 가로막부터 시작하지 않고 신장부터 시작하면 DLP를 줄일 수 있다.

표 4-1. 요로결석 진단에 사용하는 검사의 전형적인 유효선량(reference 24, 49 인용)

Modality	Typical effective dose (mSv)
KUB	Male, 0.2-0.4; female, 0.7
IVU	Male, 1.33-1.6; female, 2.3-2.8
Abdomen/pelvic CT(200 mA, 120 kVp, pitch 0.75, 5 mm slice)	8.5 mSv
Low dose protocol (70 mA, 120 kVp, pitch 2, 5 mm slice)	Male, 0.98; female 1.5
Low dose protocol (30 mAs, 120 kVp, pitch 1, 5 mm slice)	1-2
Low dose protocol (20 mAs, 120 kVp, pitch 1.43, 5 mm slice)	Male, 0.5; female 0.7
CT urography(3 phases)	14.8

3) CT urography

혈뇨가 있는 경우 조영증강 전 CT와 조영증강 후 2 phases 또는 3 phases CT 프로토콜을 사용한다. 40세 이하의 경우 요로결석이 발견되었다면 조영증강 CT가 필요없고 이외에는 nephrographic phase와 excretory phase를 같이 볼 수 있는 한 phase만 하면 충분하다. CT urography working Group of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR)에서 추천하는 CT urography의 스캔 변수와 환자선량을 다음과 같다(50).

표 4-2. ESUR에서 추천하는 CT urography의 스캔 변수와 환자선량(reference 50 인용)

Parameters	Unenhanced phase	Nephrographic phase	Excretory phase (malignant disease optional)
Beam collimation	4 x 2-2.5 mm 16 x 1-1.5 mm 64 x 0.5-0.625 mm	4 x 1-1.25 mm 16 x 0.75-1.25 mm 64 x 0.5-0.625 mm	4 x 1-1.25 mm 16 x 0.75-1.25 mm 64 x 0.5-0.625 mm
Pitch	1.2-1.5 0.7-1 0.5-0.7	1.5-1.8 0.8-1.2 0.5-0.7	1.5-1.8 0.8-1.2 0.5-0.7
Scan range	Top kidneys - bladder base	Top liver - bladder base	Top kidney - bladder base
CTDIvol	2-3 mGy	5-6 mGy	9-12 mGy
DLP	90-135 mGy*cm	235-285 mGy*cm	405-540 mGy*cm

4) CT colonography

CT colonography도 용종을 찾는 데는 공기가 들어있는 대장내강과 대장벽의 대조도가 높기 때문에 환자선량을 낮추어 노이즈가 증가하더라도 진단은 충분하다[24].

IAEA에서는 120 kVp에 10 mAs를 사용하여 0.5-2 mSv의 선량으로 촬영한 최저선량 프로토콜에서도 5 mm이상의 용종을 찾는데 80%이상의 민감도를 보였다고 보고하고 있고 8-12 mSv의 프로토콜과 비교하여 노이즈는 증가하였지만 noise reduction filter와 image smoothing을 이용하여 노이즈를 감소하였고 병변을 발견하는데 차이가 없다고 하였다[50]. Iterative reconstruction을 사용하여 환자선량을 줄인다는 보고가 있다[52].

표 4-3. 문헌들에게 권고하는 저선량 CT colonography protocol(reference 24 인용)

Scanning parameters	Low dose CT colonography	Low dose CT colonography
Scanner	4-detector row MDCT	4-detector row MDCT
mAs	10 effective mAs	10 effective mAs
kVp	120	140
Rotation time	0.5 sec	0.5 sec
Pitch	2:1	0.875:1 (17.5 mm table speed)
Detector configuration	4x1	4x 2.5 mm
Scan coverage/area scanned	abdomen & pelvis	abdomen & pelvis
Slice thickness	1.25 mm	3 mm
Number of acqusitions	2 (prone & supine)	2 (prone & supine)
Total effective dose (mSv)	0.7 (males), 1 (females)	2.15 (males), 2.75 (females)

5) 역동적 CT

- 조영증강 전 CT는 저선량으로 찍는 것이 좋다.
- 여러 phases를 찍을 때 모든 phase에서 복부 전체를 포함할 필요는 없고 적응증에 따라 한 phase만 복부 전체를 촬영하고 다른 phase는 스캔 길이를 줄여서 찍는다[48].
- 조영증강 후 3 phases 모두 찍지 말고 2 phases로 줄여서 찍을 수 있는 경우 (예 췌장의 병변)는 찍는 횟수를 줄인다.
- 조영증강에 의한 병변의 발견은 환자선량에 의한 노이즈의 변화에 의해서도 관여하지만 조영제의 양, 주입속도 등이 병변의 발견 중요한 역할을 한다.

6) 부신의 역동적 CT

부신의 종양을 감별진단하는 데는 역동적 CT가 중요한데 여러 시기에 검사를 시행할 때는 병변 부위에 국한하여 스캔 길이를 제한하는 것이 선량을 낮추는데 도움이 된다[48].

7) 급성충추돌기염

최근 급성충추돌기염에서 저선량 CT(120 kVp, 25-40 effective mAs, median DLP, 122 mGy*cm)에서 표준선량 CT(120 kVp, 110-200 effective mAs, median DLP, 544 mGy*cm)과 비교하여 진단 능력이 떨어지지 않는다는 보고들이 있다[53, 54].

4-4. 두부/경부 CT

가. 두부 CT

두부는 상대적으로 방사선에 의한 위험성이 적은 부위지만 수정체 등에 대한 선량에 주의해야한다. 또한 소아의 경우 CT 중 가장 많이 검사하는 부위가 두부이므로 이에 대한 주의가 필요하다. 수정체 부분의 선량을 낮추기 위해서는 axial 영상을 얻을 때는 gantry angulation을 하고 helical scan에서는 gantry angulation이 안되므로 eye shield를 사용한다. 관전류의 조절은 고정관전류를 사용하여도 되고 AEC를 사용하여도 된다. 여러 이전의 연구를 보면 CTDIvol이 천막하부에 58 mGy, 천막상부에서 48 mGy로 검사하여도 진단적으로 이상이 없고 AEC를 사용하여 어른에서 CTDIvol을 36 mGy, 소아에서 28 mGy로 감소시킬 수 있다고 하였다[55-57].

선량감소를 위하여 Iterative reconstruction 사용에 대해서는 두부 CT에서는 복부나 흉부 CT에 비하여 잘 사용하고 있지 않은데 최근 두부 CT에서도 있는데 Filtered back projection과 비교하여 영상의 화질은 유지되면서 20% 정도 선량이 감소하였다고 보고하였다[58].

나. Head perfusion CT

뇌졸중에서 종합적 검사로 조영증강 전 CT, CT 혈관조영술, Perfusion CT와 조영증강 후 CT를 촬영하면 16-20 mSv의 높은 선량을 받는다[54]. 그러므로 검사를 할 때 세심한 선택을 하여야 한다. 우리나라 12개 대학병원에서 perfusion CT의 선량을 조사하였을 때 2007년에는 median 6.7 mSv이고 제1사분위에서 제3사분위 값은 6.3 mSv에서 14.4 mSv 였고, 2010년에는

median 6.1 mSv이고 제1사분위에서 제3사분위 값은 4.2 mSv에서 8.5 mSv였다.

Perfusion CT는 같은 부위를 여러 번 촬영하기 때문에 스캔 변수를 적정하게 조절하지 않으면 스캔부위에 결정적인 영향(탈모)이 올 수 있는 역치까지 방사선량이 올라갈 수 있기 때문에 주의하여야 한다. CT perfusion은 조영증강 정도의 국소적 차이를 알아내는 것이므로 요오드를 가장 잘 발견할 수 있으며 환자선량을 줄일 수 있는 80 kVp의 관전압을 사용하여야 한다. 80 kVp를 사용하면 120 kVp를 사용하였을 때 보다 환자선량은 2.8배 감소하고 백질과 회색질 사이의 구분이 더 잘 되어 보인다고 한다[59].

다. 두경부 CT 혈관조영술

두경부 CT 혈관조영술에서도 kVp를 낮추어서 검사를 시행할 수 있고 AEC를 사용하면 선량 감소에 도움이 된다[55].

라. 부비동과 안면 CT

부비동과 안면, 치아는 서로 대조도가 높은 공기, 뼈, 연부조직으로 이루어져 있어 매우 높은 노이즈가 있어도 병변이 잘 보이기 때문에 두부 CT보다 저선량으로 검사를 시행해야한다. 부비동 CT에서 0.05 mSv정도의 유효선량으로 검사할 수 있다는 보고도 있다[60].

5 CT 검사에서 환자선량을 낮추기 위한 핵심전략

1. 정말로 CT 검사가 필요한가? 다른 방법으로 대체할 검사는 없는 것인가?
2. 선명한 영상이 진단을 잘하게 하는 것은 아니다.
   - 검사를 하는 이유나 검사부위, 환자의 나이나 크기에 따른 맞춤형 프로토콜을 사용하자.
   - 초기 진단이 아니고 추적검사를 할 때는 저선량 프로토콜을 사용하여도 된다.
   - 진단 가능한 범위에서 노이즈를 허용하라
   - 노이즈를 줄이기 위해서는 높은 방사선량이 필요함을 항상 염두에 두어라
   - 관전류를 낮추어 검사를 하고 가능하면 관전압도 낮춘다.
   - 노이즈가 높은 영상을 받아들일 수 없으면 한꺼번에 선량을 낮추지 말고 계획적으로 조금씩 낮추면서 적응하도록 하자
   - 환자선량을 너무 과도하게 낮추면 진단적인 가치가 없는 영상이 나와 재촬영을 해야 하므로 이 점에도 유의하자.
   - 영상창을 조절하여 자각하는 노이즈를 감소시킬 수 있다.
3. Dose report 보기
   - Dose report를 보면서 그 검사에서 CTDIvol과 DLP를 항상 check하는 습관을 키우자
   - 판독 중 영상화질과 선량의 관계를 알 수 있고 좀 더 최적화를 위하여 프로토콜을 조정하게 된다
4. 환자선량과 관련있는 스캔과 재구성변수에 대하여 숙지한다.
   - 마른 환자와 소아에 대해서는 낮은 관전압을 사용하라
   - 관전류를 낮추면 선량이 비례해서 낮아지므로 쉽게 조절할 수 있다.
   - 조영증강 전 검사가 꼭 필요한 경우 CTDI를 좀 더 낮출 수 있는지 고려하라
5. 자동선량조절를 적절하게 사용하라.
   - AEC를 쓴다고 해서 사용자가 완전히 장비에 모든 것을 맡길 수는 없다.

- 장비별로 AEC system (such as noise index, reference mAs, reference image)에 대하여 숙지하고 적절한 setting을 사용한다
- 모든 검사에서 AEC가 꼭 유용한 것은 아니다.
- 저선량 프로토콜에서는 best option is to set mA manually.
- 관상동맥 CT는 AEC를 권고하지 않는다.
- Children이나 small adult 에서 AEC를 사용할 때는 position의 centering를 잘 해야 한다.
- Scout image에서 scan 된 부분만 AEC가 작동한다는 것을 염두에 두어라

6. 다중검출기 CT에서는 얇은 콜리메이션(예:0.625 mm)으로 영상은 획득하고 절편두께는 가능한 두껍게 하라.
   - 절편두께를 두껍게 하면 영상의 노이즈가 감소하므로 영상 획득시 낮은 선량을 이용할 수 있다.
7. 가능한 짧은 범위를 촬영하라.
   - DLP를 낮추기 위해 검사범위의 상한과 하한을 세심하게 조절하라.
   - 인접한 부위를 다른 프로토콜로 찍을 때 중복되는 부위에 대한 검사를 최소화 하라 (예, 흉부CT와 복부-골반CT는 프로토콜을 조정하여 한번에 촬영하자)
   - 꼭 필요한 경우가 아니면 조영증강 전 CT를 시행하지 마라
   - 꼭 필요한 경우가 아니면 다중위상 검사를 피하고 다중위상 검사가 꼭 필요하다면 추가되는 검사의 검사범위를 최소한으로 유지하라.
   - 조영증강 검사에서 스캔지연시간이 진단에 크게 중요하지 않다면 test bolus나 bolus triggering의 사용을 지양하라.
8. 적절하게 환자방호용구를 사용하라.
   - 눈, 갑상선, 유방, 가능하면 고환 부위에 shielding을 사용하는 것이 좋다.
   - Shield를 사용하는 경우 topography는 shield를 대기 전에 찍는다
   - AEC가 주로 topography에서 선량을 계산하기 때문에 shield 를 대고 topography을 찍으면 오히려 선량이 증가할 수 있다.
   - 관상동맥 CT에서는 심전도 의존 자동선량조절을 사용하므로 유방 shielding은 사용하지 않는다.

9. 지속적인 교육과 피드백
   - 검사의 적응증, 프로토콜, 환자선량에 대한 교육은 환자선량을 낮추는데 큰 역할을 한다.
   - 영상의학과 의사는 환자에 따른 맞춤형 선량 감소 프로토콜을 만들어서 사용하고 방사선사를 지속적으로 교육하며 판독 중 피드백을 한다.
10. Radiation protection과 관련된 교육용 web page
   - http://rad.kmle.co.kr/radedu: Radiation dose reduction for CT
   - http://radsafe.or.kr: 방사선안전관리교육

참고 문헌

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), 2008 report to the General Assembly, annex on medical exposures, New York; 2010
2. Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot 2000; 20:353-359
3. 건강보험심사평가원, 건강보험 통계연보; 2005, 2008
4. You JJ, Levinson W, Laupacis A. Attitudes of family physicians, specialists and radiologists about the use of computed tomography and magnetic resonance imaging in Ontario. Healthc Policy 2009; 5:54 - 65
5. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure, N Engl J Med 2007; 357; 2277 - 2284.
6. U.S. Food and Drug Administration. Safety investigation of CT brain perfusion scans: Update 11/9/2010. Available from: http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/ucm185898.htm
7. Pierce DA, Preston DL. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. Radiat Res 2000; 154:178-186
8. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR Am J Roentgenol 2001;176(2):289 - 96.
9. BEIR VII Biological Effects of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation - phase 2. Washington, DC: The National Academies Press; 2005.
10. Borgen L, Stranden E, Espeland A. Clinicians' justification of imaging: do radiation issues play a role? Insights Imaging 2010;1:193-200.10. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents:

Topics in CT, Radiation Dose in CT. Radiographics 2002; 22:1541-1553
11. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. Eur J Radiol. 2011 Jun 16. [Epub ahead of print]
12. Kim DS. Guideline for diagnostic reference level of the radiation exposure of CT examination (CT 엑스선검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인). Seoul: National institute of food and drug safety evaluation (Korea); 2009 Sept. 51p. Report No.: 방사선안전관리시리즈 No 19.
13. Payne JT. CT radiation dose and image quality. Radiol Clin N Am 2005;43:953-962
14. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. Radiographics. 2002;22:1541-1553
15. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. Radiographics. 2008;28:245-253
16. Jung SE (Korean Institute for Accreditation of Medical Image, Seoul, Korea). National survey of radiation dose of computed tomography in Korea. 2008. Seoul: Korea Food and Drug Administration (Korea): 2008. 127p 08142방사선390
17. Diagnostic imaging council CT committee. AAPM report No. 96, The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT, 2008, Available from: www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf
18. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. AJR Am J Roentgenol. 2010;194:881-889
19. Mettler FA, Huda A, Yoshizumi TT, et al. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. Radiology 2008;

248:254-263
20. Shrimptom PC, Jones DG, Hillier MC, et al. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. Chilton, NRPB-R249-1991
21. McCollough CH. Diagnostic reference levels. Image wisely, Radiation safety in adult medical imaging. Available from http://www.imagewisely.org/Imaging-Professionals/Medical-Physicists/Articles/Diagnostic-Reference-Levels.aspx?CSRT=7835180669728907586
22. Tack D. Radiation dose optimiziation in thoracic imaging. JBR-BTR 2010;93:15-19
23. Nagel HD. Guideline for optimization of the radiation exposure of CT examinations. 2nd ed. Available from http://sasacrad.com/page13.php
24. ICRP Publication 102: Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). Annals of the ICRP Volume 37/1. Available from: http://www.icrp.org/docs/ICRP-MDCT-for_web_cons_32_219_06.pdf
25. Prokop M. Radiation dose and image quality. In: Prokop M, Galanski M. eds. *Spiral & multislice computed tomography of the body.* Stuttgart: Thieme, 2003;131-160
26. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004;230:619-628.
27. Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M, de Jong HW. Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. Radiographics. 2010;30:1057-1067.
28. Catalano C, Francone M, Ascarelli A, Mangia M, Iacucci I, Passariello R. Optimizing radiation dose and image quality. Eur Radiol. 2007;17 Suppl 6:F26-F32.
29. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am. 2009;47:27-40.
30. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics.

2006;26:503-12.
31. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye SJ, Park CM, Chun EJ, Im JG. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. Radiographics. 2008;28:1451-1459.
32. Kalra, MK., Maher, MM, Toth, TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology. 2004;233:649-657
33. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. J Am Coll Radiol. 2011;8:446-449.
34. Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee FT Jr. Ionizing Radiation in Abdominal CT: Unindicated Multiphase Scans Are an Important Source of Medically Unnecessary Exposure. J Am Coll Radiol. 2011;8:756-761.
35. Geleijns J, Salvadó Artells M, Veldkamp WJ, López Tortosa M, Calzado Cantera A. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. Eur Radiol. 2006;16:2334-2340.
36. Curtis JR. Computed tomography shielding methods: a literature review. Radiol Technol. 2010;81:428-436.
37. Kalra MK, Dang P, Singh S, Saini S, Shepard JA. In-plane shielding for CT: effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. Korean J Radiol. 2009;10:156-163.
38. Wang J, Duan X, Christner JA, Leng S, Yu L, McCollough CH. Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: Comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current. Med Phys. 2011;38:6084.
39. Henzler T, Hanley M, Arnoldi E, Bastarrika G, Schoepf UJ, Becker HC. Practical strategies for low radiation dose cardiac computed tomography. J Thorac Imaging. 2010;25:213-220

40. Marin D, Nelson RC, Rubin GD, Schindera ST. Body CT: Technical advances for improving safety. AJR Am J Roentgenol. 2011;197:33-41
41. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography-- old ideas and new technology. Eur Radiol. 2011;21:510-517
42. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. AJR Am J Roentgenol. 2010;194:191-199
43. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Pointers for optimizing radiation dose in chest CT protocols. J Am Coll Radiol. 2011;8:663-665.
44. Halliburton SS, Abbara S, Chen MY, Gentry R, Mahesh M, Raff GL, Shaw LJ, Hausleiter J; Society of Cardiovascular Computed Tomography. SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2011;5:198-224
45. Kim YJ, Yong HS, Choi BW, Kim YM, Choe YH, Lim TH, Park JH, Choe KO. Korean Society of Cardiovascular Imaging Guidelines for Cardiac Computed Tomography. J Korean Soc Radiol 2011;65:303-315
46. Gopal A, Mao SS, Karlsberg D, Young E, Waggoner J, Ahmadi N, Pal RS, Leal J, Karlsberg RP, Budoff MJ. Radiation reduction with prospective ECG-triggering acquisition using 64-multidetector Computed Tomographic angiography. Int J Cardiovasc Imaging. 2009;25:405-416.
47. Torres FS, Crean AM, Nguyen ET, Paul N. Strategies for radiation-dose reduction and image-quality optimization in multidetector computed tomographic coronary angiography. Can Assoc Radiol J. 2010 ;61:271-279
48. Kalra MK, Singh S, Thrall JH, Mahesh M. Pointers for optimizing radiation dose in abdominal CT protocols. J Am Coll Radiol. 2011;8:731-734

49. Hyams ES, Shah O. Evaluation and follow-up of patients with urinary lithiasis: minimizing radiation exposure. Curr Urol Rep. 2010;11:80-86.
50. Van Der Molen AJ, Cowan NC, Mueller-Lisse UG, Nolte-Ernsting CC, Takahashi S, Cohan RH; CT Urography Working Group of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR). CT urography: definition, indications and techniques. A guideline for clinical practice. Eur Radiol. 2008;18:4-17.
51. IAEA/ Radiation Protection of Patients (RPOP) CT Colonography. Available from:
https://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content/informationfor/healthprofessionals/1_radiology/computedtomography/ctcolonography.htm
52. Flicek KT, Hara AK, Silva AC, Wu Q, Peter MB, Johnson CD. Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. AJR Am J Roentgenol. 2010 ;195:126-131
53. Kim SY, Lee KH, Kim K, Kim TY, Lee HS, Hwang SS, Song KJ, Kang HS, Kim YH, Rhee JE. Acute appendicitis in young adults: low- versus standard-radiation-dose contrast-enhanced abdominal CT for diagnosis. Radiology. 2011;260:437-445
54. Platon A, Jlassi H, Rutschmann OT, Becker CD, Verdun FR, Gervaz P, Poletti PA. Evaluation of a low-dose CT protocol with oral contrast for assessment of acute appendicitis. Eur Radiol. 2009;19:446-454.
55. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Pointers for optimizing radiation dose in head CT protocols. J Am Coll Radiol. 2011;8:591-593
56. Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, Wintermark M. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. Radiology. 2008;247:499-506
57. Smith AB, Dillon WP, Gould R, Wintermark M. Radiation dose-reduction strategies for neuroradiology CT protocols. AJNR Am J

Neuroradiol. 2007;28:1628-1632.
58. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser TK, Ketelsen D, Flohr T, Claussen CD, Heuschmid M, Ernemann U, Brodoefel H. Iterative Reconstruction in Head CT: Image Quality of Routine and Low-Dose Protocols in Comparison with Standard Filtered Back-Projection. AJNR Am J Neuroradiol. 2011 Oct 27. [Epub ahead of print]
59. Wintermark M, Maeder P, Verdun FR, Thiran JP, Valley JF, Schnyder P, Meuli R. Using 80 kVp versus 120 kVp in perfusion CT measurement of regional cerebral blood flow. AJNR Am J Neuroradiol. 2000;21:1881-1884
60. Mulkens TH, Broers C, Fieuws S, Termote JL, Bellnick P. Comparison of effective doses for low-dose MDCT and radiographic examination of sinuses in children. AJR Am J Roentgenol. 2005;184:1611-1618

CT 영상의학검사의 정당성 확보 및 최적화 가이드라인

발 행 년 월 : 2012년 9월

발 행 인 : 이광호

편 집 위 원 장 : 강신정

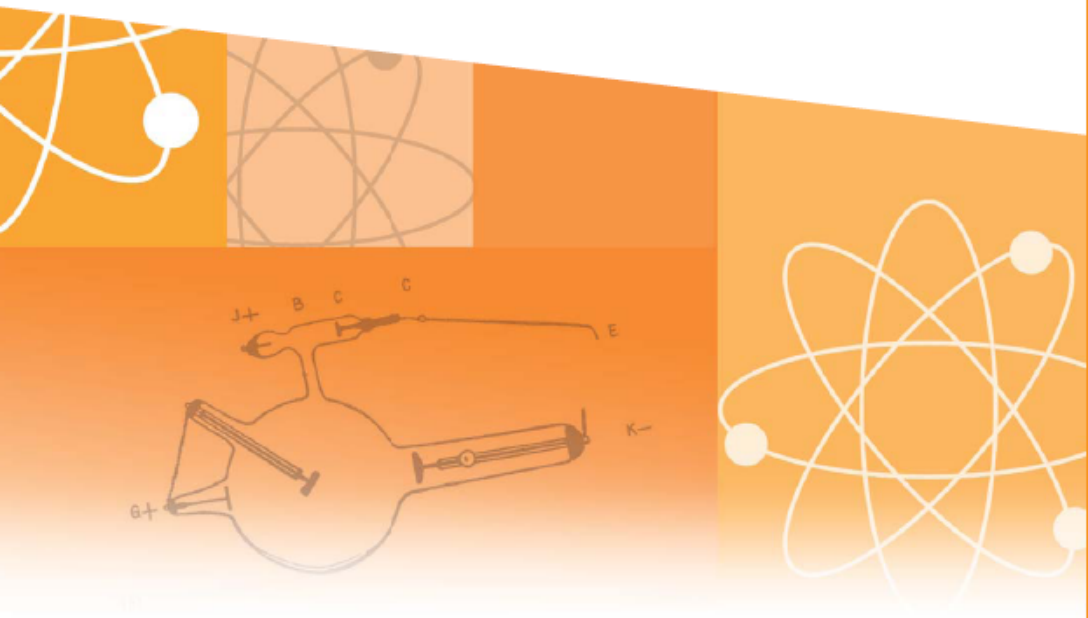
편 집 위 원

보건복지부	보건의료정책실	의료자원정책과	고득영
식품의약품안전평가원	의료제품연구부	방사선안전과	정유진, 최해진 김형수, 김혁주 이광용, 이현구, 이정은, 박상명, 김효선, 이홍석, 김병우

발 행 처 KFDA 식품의약품안전청 Korea Food & Drug Administration

363-951 충청북도 청원군 강외면 오송생명2로 187 오송보건의료행정타운

Tel. (043)719-5004~15 Fax (043)179-5000

안심주고 기쁨주는
식약안전의 첫단추

KIFDA