

Guideline for Imaging Dose on Image-Guided Radiation Therapy

Byung Chul Cho*, Hyun Do Huh[†], Jin Sung Kim[‡], Jin Ho Choi[§], Seong Hoon Kim^{||}, Kwang Hwan Cho[¶],
Sam Ju Cho**, Chul Kee Min^{||}, Dong Oh Shin^{††}, Sang Hoon Lee^{††}, Dong Wook Park^{§§}, Kum Bae Kim^{|||},
Sang Hyoun Choi[†], Hye Young Kim[†], Woo-sang Ahn*, Tae Hyeong Kim^{|||}, Su Cheol Han^{|||}

Department of Radiation Oncology, *Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul
[†]Inha Univeristy Hospital, Incheon,

[‡]Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul,

[§]College of Medicine, Gachon University Gil Hospital, Incheon, ^{||}Hanyang University Hospital, Seoul,

[¶]Soonchunhyang University Hospital, College of Medicine, Asan,

**Department of Radiological Science, College of Health Science, Eulji University, Seongnam,

Department of Radiation Oncology, ^{††}College of Medicine, Kyung Hee University, Medical Center, Suwon,

^{††}Cheil General Hospital & Women's Healthcare Center, Kwandong University College of Medicine,

^{§§}Inje University Hospital,

^{|||}Research Center for Radiotherapy, Korea Institute of Radiological & Medical Sciences, Seoul, Korea

As image-guided radiation therapy (IGRT) has been commonly used for more accurate patient setup and monitoring tumor movement during radiation therapy, the necessity for management of imaging dose is increased. However, it has not been an interest issue to radiation therapy communities because the imaging dose is much lower than the therapeutic dose. However, since the cumulative dose from 4DCT and repeated imaging for daily setup verification would not be ignorable, appropriate dose management based on ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle is required. In this study, we aimed that (1) survey on imaging equipments and modalities used for IGRT, (2) estimation of IGRT imaging dose depending on treatment types and equipments, (3) collecting data of effective dose on treatment sites from each equipment and imaging protocol, and thus finally provide guideline for imaging dose reduction and optimization.

Key Words: Radiation therapy, Image-guided radiation therapy, Imaging dose, Effective dose

서 론

방사선 치료 시 보다 정확한 환자자세 및 종양위치 확인을 위해 다양한 형태의 방사선영상장치들이 사용되면서 이에 따른 환자 피폭 관리의 필요성이 증대되고 있다. 진단영상의학 분야에서는 의료방사선 이용의 급격한 증가로 인하여 의한 2차 암발생률 증가에 대한 보고들이 사회적인 반향^{1,2)}을 일으켰고, 투시촬영³⁾ 및 CT⁴⁾ 등에 의한 과다 피폭 사례가 밝혀지면서 이를 막기 위해 image gently,⁵⁾ image wisely⁶⁾ 캠페인이 수년전부터 미국을 중심으로 확산되고

있다. 반면에 방사선종양학 분야에서는 방사선치료로 받는 선량에 비해 영상선량은 무시할 수준이어서 아직까지 이에 대한 관심이 상대적으로 적은게 사실이다. 하지만 암의 조기 발견, 방사선치료 성적의 향상 등으로 환자의 기대수명이 증대되고 있고, 특히 소아의 경우 상대적으로 높은 방사선 민감도 및 기대 수명을 고려할 때 방사선장해방어를 위해 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 입각하여 영상유도 방사선치료에 수반되는 영상선량의 적절한 관리가 필요하다고 사료된다.

방사선치료를 위해 종양에 조사되는 방사선으로 인해 불가피하게 환자는 치료기 헤드로부터의 누출 및 산란선이라든지, 치료빔에 의해 치료 영역 밖으로 전달되는 직접 혹은 간접선량 뿐 아니라 치료계획 및 치료확인을 위한 영상선량에 피폭된다.⁷⁾ 이렇듯 치료를 위해 불가피하게 수반되는 선량 중에 영상선량의 비중이, 정확한 치료확인을 위해 복잡한 영상촬영 절차가 추가되면서 점점 더 증가하고 있다. 그러나 이러한 영상 선량의 대부분이 오직 정성적인 방법

본 연구는 2012년도 식품의약품안전평가원 용역연구개발과제의 연구개발비지원(12172방사선573)에 의해 수행되었음.

이 논문은 2012년 12월 26일 접수하여 2013년 3월 4일 채택되었음.

책임저자 : 조병철, (138-736) 서울시 송파구 올림픽로43길 88

울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과

Tel: 02)3010-4433, Fax: 02)3010-6950

E-mail: bccho@amc.seoul.kr

으로 감시되거나 혹은 일부는 완전히 무시되고 있는 실정이다. 비록 방사선치료를 위해 불가피하게 수반되는 선량이라 할지라도 방사선이 인체에 미치는 부정적인 영향을 고려하면 이로 인한 비용과 이득에 대한 평가가 이루어져야 할 것이다.

영상유도방사선치료에는 다양한 형태의 영상촬영 기법들이 이용되고 있다. 즉 환자 셋업 확인을 위한 단순 엑스선촬영에서부터 치료도중 종양위치 추적을 위한 매우 복잡한 형태의 투시영상 촬영에 이르기까지 다양한 목적을 위해, 포털영상이나 투시영상, 치료빔을 이용한 콘빔CT에 이르기까지 다양한 장치들이 이용되고 있다. 방사선치료를 받기 위해 환자는 치료계획을 위해 여러 번에 걸쳐 CT를 촬영하기도 하고, 호흡에 의한 종양의 움직임을 평가하기 위해 치료 전 투시영상을 촬영할 수도 있고, 더욱이 치료 도중 위치확인을 위해 수십 차례에 걸쳐 치료확인용 영상 촬영을 할 수도 있어 환자는 이들로 인한 영상선량을 받게 된다. 이러한 피폭은 치료를 받는 몇 주에 걸쳐 분산될 수도 있고 방사선수술과 같이 짧은 기간에 받을 수도 있다. 또한 영상촬영을 위한 선량이 피부 쪽에 집중되거나 치료 영역을 포함한 관심 부위에 전체에 고루 분포할 수도 있다. 따라서 한 번에 한 가지 영상 선량만 평가하거나, 여러 영상촬영으로 인한 누적선량이 치료 선량에 비해 무시할 정도로 작다고 단순히 가정하는 것으로는 더 이상 안전하지 않다.

특정 치료 시나리오에 따라 환자가 받게 될 총 누적 영상선량을 정확히 평가하기란 매우 어렵다. 이는 영상유도 방사선치료라는 특수 목적을 위해 개발된 영상장비들이 그 형태나 구성에 있어 비교적 규격화된 진단방사선 영상장비들에 비해 매우 다양하며, 최근에는 비로소 임상에 널리 사용되기 시작했기 때문이다. 나아가 영상유도 장비별로 체내 선량 분포가 상이하여 결국 인체 장해에 대한 평가에 있어서도 크게 영향을 미치기 때문이다. 따라서 영상유도 방사선치료로 인해 받게 되는 환자 선량에 대해 완전하게 파악하기가 쉽지 않다. 영상유도방사선치료에 수반되는 영상선량의 관리를 위해서는 각 영상촬영 장비 및 기법에 따른 이해가 선행되어야 하겠다. 이러한 맥락에서 본 가이드라인에서는 (1) 영상유도기술 및 수반되는 영상선량에 대해 정리하고, (2) 영상유도 장비 및 이용실태에 대한 국내 현황을 파악, (3) 적절한 영상유도를 위한 최적화 방안들을 모색하여 권고안을 제시하고자 한다.

영상유도방사선치료에 있어서 영상 선량

1. 영상유도방사선치료에 있어서 영상의 이용

1990년대 후반까지만 해도, 방사선치료를 위한 영상촬영은 치료계획을 위한 CT검사, 치료셋업 확인을 위한 몇 장의 모의치료영상과 치료 시작에 앞서 몇 장 정도의 치료확인용 포털 영상을 촬영하는 것이 고작이었다. 이는 치료빔에 대한 환자 위치 정렬의 정확도가 5~15 mm 정도를 유지하면 충분하다는 판단되었기 때문이다. 하지만 3차원입체조형치료, 세기조절방사선치료, 비고정 정위방사선치료의 개발로 치료 과정동안 종양 위치에 대한 빔 정렬 오차 허용치가 수 mm 이내로 줄어들었다. 영상유도방사선치료는 이러한 치료 기법들의 보다 엄격해진 정확도를 만족시키기 위해 개발되었다고 볼 수 있다. 현재는 영상유도방사선치료에 있어 다양한 영상 절차들이 치료계획, 모의치료, 환자 셋업, 치료중 위치 감시 등을 목적으로 사용되고 있다. 본 가이드라인에서는 투과형 방사선영상만을 다루며, PET, SPECT와 같은 방출형 방사선영상에 대해서는 비록 점차 수요가 증가하고는 있으나 근본적으로 선량평가 방법이 다르기 때문에 다루지 않겠다. 하지만 이들이 사용되었을 경우 방사선치료전문의를 항상 전체 피폭선량에 주는 영향에 대해 따져 봐야 한다.

방사선치료계획 과정에서 CT영상은 종양과 주변 방사선 민감 장기를 그리기 위해 거의 모든 경우에 사용된다. CT는 현재 axial, spiral, cone-beam 모드로 얻어지고 있다. CT영상에 부가적으로 PET이나 SPECT영상이 종양에 대한 민감도 및 특이도를 높일 목적으로 사용하기도 한다. 만약 호흡으로 인한 장기의 움직임이 무시할 수 없는 경우에는 종양과 주변 장기의 움직임 정도를 평가하기 위해 추가적으로 호흡위상별로 CT데이터를 획득하는 4DCT가 널리 이용되고 있다. 하지만 4DCT촬영의 경우 단일 CT영상을 얻을 때와 동일한 촬영 조건을 사용할 경우, 단일 CT영상촬영에 의한 선량의 10배에 달하는 환자 피폭선량을 초래할 수 있다. 4DCT를 통해 얻은 움직임 정보는 치료계획체적(PTV; planning target volume)을 설정하는데 이용되거나, 만약 호흡정지치료, 게이트치료, 종양추적치료와 같이 능동형 움직임 보상 치료를 고려한다면 종양 운동 궤적을 평가하기 위해 치료 전 투시영상 촬영을 시행하기도 한다.

영상유도 환자 셋업을 위해서는 치료계획용 CT검사 이외에 모의치료 포털 영상이 필요하다. 이를 위해서 과거에는 CT와는 별도로 모의치료기를 사용하여 필름이나 전자

영상장치를 통해 포털 영상을 찍었다. 그러나 최근에는 치료계획용 CT영상으로부터 포털영상을 재구성해냄으로써 불필요한 환자 피폭선량뿐만 아니라 별도의 모의치료 과정으로 야기되는 셋업 오차의 증폭도 피할 수 있게 되어, 영상에 의한 피폭선량의 관리라는 측면에서 긍정적인 예라 할 수 있겠다.

매 치료 시작 전 치료 테이블위에서의 환자 셋업 확인은 현재 포털 영상, 혹은 치료확인용 kV 영상, 또는 치료실내 CT (일반 혹은 콘빔형태, kV 혹은 MV) 중 하나가 이용되고 있다. 치료실 내 CT를 설치하여 치료빔을 전달하는 장비의 좌표계 내에 치료하고자 하는 연조직 종양의 위치를 정확하게 정렬하는 방법도 가능해 졌지만, 주로 겐트리에 별도로 kV선원 및 2차원패널검출기(2D flat-panel detector)를 부착하여 환자 셋업 영상을 획득하거나, 콘빔CT촬영의 영상 선원으로 MV 치료빔을 직접 이용하기도 한다. Tomo-Therapy의 경우 치료기에 CT용 검출기를 통합시켜 MV 팬빔CT를 촬영할 수 있다.

치료도중 호흡 등에 의한 종양의 3차원 위치 변화를 감시하기 위해서 치료실에 설치된 2중 엑스선촬영장치, 혹은 겐트리에 부착된 투시장치를 사용하거나 전자포털영상장치(EPID; electronic portal imaging device)를 이용한 cine모드 촬영 등이 이용된다. 치료중 호흡으로 인한 종양의 움직임은 방사선 치료빔을 타겟에 조준하는데 있어 가장 어려운 문제로 다양한 운동관리 혹은 추적기법들이 제안되었다. 빔 게이팅, 동적추적 등의 많은 운동관리 기법들은 치료전 운동 궤적 분석을 위해 투시영상이나 4DCT영상을 얻거나, 치료중에도 운동감시를 위해 투시영상이 이용되고 있다.

2. 선량관리의 필요성

전리방사선에 의한 피폭은 잘 아는바와 같이 두 가지 형태의 방사선 장해를 유발할 수 있다. 즉 피부화상이나 백내장과 같은 결정적 영향과 암이나 유전적 장해를 가져올 수 있는 확률적 영향이다. 과도한 투시영상 촬영으로 인한 결정적 장해의 위험성은 영상유도 중재수술에 있어 피폭선량에 대한 감시 소홀로 인해 발생한 심각한 피부화상에 대한 사고 사례⁸⁾를 통해 잘 알려져 있다. 확률적 위험도는 영상선량뿐 아니라 치료빔에 의한 기여도 동시에 고려해야 한다. 치료빔 자체로 인해 주변 신체에 부가되는 치료수반선량에 대한 우려가 세기조절방사선치료 기법 확산에 따라 치료 Monitor Unit이 증가하면서 이로 인해 가중되는 누설방사선이나 중성자선을 포함한 2차 산란선 증가 등으로 확산되어 오고 있다.⁹⁻¹¹⁾

비록 방사선치료 환자의 경우 이미 국소적인 부위에 대해 고선량 조사를 받게 되겠지만 영상으로 인한 추가적인 방사선은 이로 인한 장해 위험을 수반하기 때문에 낮은 준위로 유지되어야만 한다. 하지만 선량 저감화는 개별 환자마다 다를 수 있는 비용 대비 이득의 상대성을 감안해야 한다. 예를 들어 양성뇌종양인 동정맥기형(AVM)으로 방사선수술을 시행 받는 20세 환자와 전립선암을 치료받는 70세 환자에 있어 영상촬영으로 인한 확률적 위험도는 근본적으로 다르다. 소아의 경우 어른보다 방사선민감도가 10배에 이르며, 여아가 남아보다 더 민감한 것으로 알려져 있다.^{12,13)} 따라서 영상선량은 개별적으로 관리되어야 한다.

방사선치료기의 경우 치료에 수반되는 환자 피폭에 대한 염려로 인해 이미 누설 선량율이 치료선량율의 0.2%를 넘지 못하도록 규정하고 있다.¹⁴⁾ 예를 들어 60 Gy 방사선치료에 수반되는 누설 선량은 120 mGy 이하인 것이다. 과거 필름을 사용한 포털 필름 촬영에는 50~100 mGy가 피폭된 반면, 최근의 전자식포털영상촬영에는 10~50 mGy정도가 피폭된다. 만약 매일 치료확인을 목적으로 AP와 lateral 포털영상을 찍는다면 전체 영상수반선량은 치료빔에 의한 누설선 및 산란선에 의한 선량보다 상당히 클 수 있으며 치료선량의 수 퍼센트까지 이를 수도 있다. 이와 같은 공격적인 포털영상 촬영 프로토콜은 일반적인 것은 아니지만 높은 타겟 조준 정밀도가 요구되는 치료에 있어서는 영상선량에 따른 비용을 반드시 감안해야 한다는 사실을 예로써 보여준 것이다. 마찬가지로 치료세업 확인을 위해 매일 CT 스캔(30~50 mGy)을 촬영한다면 환자 피폭선량은 500~1,500 mGy에 달할 수 있다. 비록 에너지 선질이나 조사 영역 측면에서 누설선량, 포털영상선량, CT영상선량이 각기 달라 직접적인 비교는 어렵겠지만 적어도 영상선량이 무시할 수 없는 수준이라는 점은 명확하다. 따라서 치료빔에 의한 수반선량의 제한에 적용된 건강 및 안전에 관한 측면이 영상선량에 있어서도 동일하게 적용되어야 할 것이다.

특히 영상유도방사선치료를 시행하는 입장으로써 알아야 하는 중요점은 영상유도기법에 의한 영상선량이 치료빔에 의한 선량과는 질적으로 판이하게 다른 분포를 한다는 점이다. 특별히 2차원 kV 영상은 피부에 최대 선량이 전달되므로 피부에 결정적 장해가 발생할 우려가 있다. 따라서 진단 영상선량을 평가하는 방법으로 입사피부선량(ESD; entrance skin dose)이 표준으로 이용되고 있다. 치료빔 또한 직접적으로 혹은 산란선에 의해 간접적으로 피부선량에 기여할 수 있기 때문에 총 누적 피부선량이 피부에 대한 결정적 장해를 유발할 수 있는 수준까지 올라갈 수

있다는 점을 명심해야 한다.

방사선중재시술을 수행하는 영상의학 분야에서는 이미 환자가 받게 되는 총 누적 선량에 대해 높은 관심을 가져왔고 그로 인해 영상을 통해 얻을 수 있는 중요한 정보를 포기하지 않고서도 영상선량을 감소할 수 있는 방안들을 적극적으로 모색해 오고 있다.¹⁵⁾

3. 선량 관리

총 영상선량 한도를 제시하는 것은 방사선 인체 영향 분석에 대한 명확한 자료를 바탕으로만 가능한 일이기 때문에 현실적으로 불가능하다. 따라서 본 가이드라인에서는 각 장비별 영상선량 정보와 더불어 ALARA 원칙에 입각하여 영상선량을 관리하는 가이드라인을 제시하고자 한다. 선량 관리를 위해서는 다음 세 단계가 필요하다. 즉, (1) 영상선량 평가, (2) 선량 저감화, (3) 최적화 과정이다. 평가 단계는 주어진 영상유도방사선치료 과정에서 환자가 받게 될 총 피폭 선량을 평가하는 단계이다. 본 보고서에서는 이를 위해 필요한 정보를 제공하고 다양한 영상획득 장치별 상호 비교, 나아가 장치별 피폭 선량을 누적할 수 있도록 동일 단위로 선량 정보를 제공하고자 한다. 저감화 단계는 방사선 영상을 통해 치료계획, 환자 셋업, 환자 감시 등에 필요한 정보를 제공하지 않는 불필요한 선량을 찾아내어 이를 줄여 주는 단계이다. 영상유도방사선치료에 적용된 진단영상촬영 기법 중에는 관심영역 밖으로 조사영역을 설정하여 불필요하게 피폭되는 부위가 생긴다든지 종양의 움직임 정보 획득에 필요한 빈도보다 더 자주 영상을 촬영하도록 설정되어 있다든지 하여 불필요하게 영상선량을 증가시킬 수 있다. 예를 들어 타겟 위치를 투시영상을 통해 감시하면서 호흡게이트 방사선치료를 받는 환자에 있어 호흡으로 인한 타겟의 움직임은 진단투시장치에서 기본적으로 제공되는 초당 30 프레임에 비해 훨씬 낮은 프레임으로 촬영해도 충분한 정보를 얻을 수 있다. 마지막으로 영상처방은 최적화될 수 있다. 영상촬영 빈도가 높아짐에 따라 치료 오차는 줄어들게 됨으로 종양 주위의 정상조직에 대한 치료선량을 줄일 수 있다. 하지만 이로 인해 그 외 다른 부위에 대한 영상선량은 높아지게 될 것이다. 어느 수준에서는 비용 대비 이득이 균형을 이루는 지점에 도달한다. 하지만 이와 같은 이러한 균형점은 치료 부위나 치료 프로토콜에 따라서도 매우 다를 것이기 때문에 정량적 최적화 과정을 일반화한다는 것을 어려운 일이 아닐 수 없다.

4. 영상선량 평가

방사선치료에 수반되는 영상선량을 평가하고자 할 때는 다음과 같은 차이점들에 대한 이해가 필요하다. 첫째로 국소선량과 누적선량의 차이이다. 흡수선량 (1 Gy=1 Joule/kg)은 전리방사선에 의해서 국소적으로 흡수된 에너지를 나타내는 단위이다. 따라서 흡수선량을 줄이기 위해서는 빔의 강도를 줄이거나 조사시간을 줄여서 관심 지점에 도달하는 총 플루언스를 줄여야 한다. 반면에 누적선량은 흡수선량에 조사된 영역(질량)으로 적분한 값이기 때문에 플루언스를 줄이거나 조사 영역을 줄여줌으로써 줄일 수 있다. 효과적인 영상선량 저감화를 위해서는 ALARA 원칙에 입각하여 흡수선량뿐만 아니라 누적선량도 최소 수준으로 유지하여야 한다. 두 번째는 2차원 평면영상 및 3차원 영상간의 차이이다. 2차원 영상에서는 조사 빔이 입사하는 방향의 피부가 가장 높은 피폭선량을 받는 반면 CT와 같은 3차원 영상에서는 당연히 영상 획득원리에 따라 조사영역이 거의 균일하게 피폭된다고 볼 수 있다. 따라서 2차원 영상의 경우 피폭선량이 피부면에 집중되는데 반해 3차원 영상은 3차원 방사선치료와 유사하게 전 조사영역이 균일하게 피폭된다. 나아가서 진단 kV 엑스선의 경우 인체내 감쇄가 크므로 출구선량은 입사선량에 비해 1/100배 내지 1/1,000밖에 되지 않는다. 공기커마가 10 mGy인 2차원 영상에 의한 환자의 피폭선량과, 동일한 10 mGy 공기커마의 CT촬영에 의한 환자의 피폭선량은 그 분포가 완전히 다르기 때문에 환자 피폭 선량을 동일시해서는 안 된다. 이러한 차이는 치료 빔을 이용한 2차원 포털영상과 MVCT영상의 경우에도 마찬가지로 적용된다. 더불어 2차원 평면 영상촬영에서 정의되는 입사공기커마의 경우 후방산란인자가 포함되어 있지 않은 반면에 CT에서 일반적으로 사용되는 CT dose index의 경우에는 팬텀 내 흡수선량으로 정의되는 값이다. 세 번째로는 kV영상과 MV영상의 차이이다. 흡수선량은 생물학적 효과를 평가하는데 있어 유용한 양으로 알려져 있다. 진단분야에서 사용하는 kV 엑스선의 경우 2차 전자선의 비정이 짧아 표면에서도 커마와 흡수선량이 거의 일치한다. 반면에 MV 엑스선의 경우 2차전자선의 비정 거리가 증가되어 국소적인 커마와 흡수선량 간에 차이가 발생한다. 특히 체표면이나 비균질 매질에서 심하여 커마를 더 이상 흡수선량을 평가하는데 사용할 수 없다.

이와 같은 차이점들로 인해 선량평가를 위해 여러 선량 단위를 혼용하여 사용하게 된다. 평면 kV 영상에 대해서는 공기 중 입사피부커마(ESK in-air; In-air Entrance Skin

Kerma), 혹은 입사피부선량(ESD; Entrance Skin Dose)을, kV CT에서는 공기 중 CTDI_{air}, 혹은 팬텀 내 CTDI_w를 사용한다 (AAPM TG7 보고서¹⁶). 치료빔을 이용한 MV 영상의 경우 흔히 Monitor Unit 혹은 cGy를 사용한다. 공간누적선량을 평가하기 위해서는 2차원 평면 영상의 경우, 선량-면적곱(DAP; Dose-area product)를 3차원 CT영상의 경우 선량-길이곱(DLP; Dose-length product)이 이용된다.

영상유도방사선치료에 사용되는 다양한 형태의 영상 기법에 의한 영상선량분포 사이에는 근본적인 차이가 있기 때문에 이들을 비교하거나 선량을 합산하는데 있어 어려움이 있다. 이를 위한 해결 방법으로 널리 사용되는 것이 전신피폭에 준하는 등가선량으로 변환하여 방사선 위해도¹⁷를 결정하는 것이다. 이에 상응하는 개념으로써 유효선량(effective dose)¹⁸으로 신체 일부 조사에 의한 방사선 위해도를 이와 동일한 전신 피폭으로 환산한 값이다. 이때 방사선 위해도는 확률적 영향만을 고려한 것으로 단위는 mSv로 한다. 이론적으로 유효선량은 다음과 같이 평가할 수 있다.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

H_T : 조직 T에 대한 평균 선량,

w_T : 조직 T의 상대적 방사선민감도를 고려한 조직가중치

위 공식을 해당 영상 검사별, 환자의 타입별로 계산하면 피폭선량당 유효선량에 대한 환산인자를 얻을 수 있다. 실질적으로 특정 영상검사에 대한 유효선량은 피폭선량(공기 커마, ESD, CTDI, 흡수선량 혹은 MU)에 환자의 나이, 성별, 조사부위에 따라 얻어진 환산인자를 곱하여 얻으면 된다. 이러한 환산인자는 방사선 조사 부위에 포함된 각 장기별 피폭으로 인한 위해도의 가중 평균치를 합산하여 확률적 위해도를 평가함으로써 얻어진다. 따라서 서로 다른 영상촬영 기법들에 의해 피폭된 총 영상선량에 의한 위해도를 평가하기 위해서는 각각의 영상에 의한 피폭선량을 유효선량으로 변환한 다음 전체를 합해야 한다. 따라서 영상촬영에 의한 피폭선량을 유효선량으로 환산하는 과정이 필요한데, 이에 대해서는 3장에서 정리하고, 몇몇 특정 영상촬영 시나리오 별로 구체적인 예를 들어 적용해 보았다.

영상선량 관리측면에 대한 논의에서 흔히들 영상선량을 치료빔에 의한 직·간접적인 선량과 비교하곤 한다. 이러한 비교가 매우 중요한 것이긴 하지만 영상에 의한 피폭선량을 단순히 cGy로 보아 치료 빔에 의한 직접선량, 산란선량, 누설선량 등과 비교하곤 한다. 하지만 실상은 훨씬 더 복잡하다. 다양한 진단영상검사에 의한 선량비교에서와 같이, 각 검사별 피폭선량을 유효선량으로 환산했을 때만 비교가

가능하다. 이미 언급한 바와 같이 유효선량은 환자 전신에 대한 방사선 장해를 감안하여 평가하는 것이기 때문에, 입사 빔의 에너지스펙트럼 뿐만 아니라 거리, 방향, 크기와 같은 기하학적 구조에 대한 정확한 정보가 필요하다. 치료 빔의 기하학적 구조는 영상 빔에 비해 훨씬 더 다양하며 환자 마다 다른 형태를 갖는다. 더욱이 치료 빔에 의한 선량의 체내 분포는 영상선량의 분포와는 매우 달라 유효선량계산에 쓰이는 조직가중치에 영향을 초래할 수도 있다. 영상선량에 의한 방사선위해도를 평가하는데 이용되는, 전인구를 대상으로 하는 방사선 장해 모델이 과연 방사선치료를 받는 특정 암환자 집단에 대해서도 적합한지에 대한 의문이다. 이러한 이유로 설령 가능하기는 하지만 실제 치료에 의한 유효선량 평가에 대한 시도가 거의 이루어 지지 않고 있다. 따라서 본 영상에 의한 총 누적선량과 치료 빔에 의한 총 수반선량을 양적으로 비교, 합산하려는 시도는 하지 않을 것이다. 하지만 이러한 비교가 매우 관심을 끄는 사항이기 때문에 치료 빔에 대한 이론적, 실험적 유효선량 평가는 앞으로 수행되어야 할 것이다.

5. 용어 및 단위

방사선치료 분야에서는 선량을 표현하는 단위로 Gy 혹은 cGy를 사용하는 반면, 진단영상 분야에서는 mGy를 사용한다. 본 가이드라인은 방사선치료 분야 종사자를 위한 것이지만 진단영상분야에서 영상선량 평가에 일반화되어 이용되고 있는 mGy를 단위로 사용하겠다.

진단영상분야에서는 진단 엑스선 검사 시 환자가 받는 방사선량을 전문기관에서 특정 검사에 대한 선량준위를 권고하고 있는데, 이를 진단참조준위(DRL; Diagnostic Reference Level)라 한다. DRL은 임상에서 대규모로 환자선량을 평가하여 환자 선량 분포 중에서 제3사분위값(3rd Quartile)를 기준하여 설정하도록 하고 있다.

영상 장치 별 선량

영상유도방사선치료(IGRT; image-guided radiation therapy)에 사용되는 개별 장비에 따라 정확한 설치 구조 및 구체적인 선량 관련 정보에는 편차가 클 수 있겠지만, 주된 선량결정 요인으로는 요구되는 영상 질과 영상선원의 인체내 감쇄 정도, 영상 촬영 시간 등이다. 따라서 각 영상 기법별 각 치료 시나리오별 환자 피폭 선량은 어느 특정 장비를 사용하였느냐에 관계없이 대략 동일하다고 할 수 있다. 이러한 사실을 바탕으로 하여 특정 IGRT 치료 프로토

쿨에 대한 정보에 따라 피폭 선량에 대한 어느 정도의 일반화가 가능하다. 이 섹션에서는 각 영상 촬영기법별로 일반적인 장비의 구조(선원/환자/검출기까지의 거리/조사면의 크기), 촬영 시간 및 횟수, 그리고 선량과 관련된 물리적 특성(플루언스, 에너지 스펙트럼)을 정리하고자 한다. 그 다음 섹션에서는 이러한 영상 장비들이 구체적으로 IGRT를 위해 어떻게 이용되는지 논의하도록 하겠다.

1. 포탈영상

포탈영상은 영상검출기로서 필름을 시작으로 스크린/카메라 촬영 장치와 액체 전리함 배열 검출기를 거쳐 고체형 평판 검출기로 발전해 왔다. 여전히 예전 장치들을 사용하고 있는 기관들이 있지만 고체형 평판 검출기는 IGRT를 위한 포탈영상에 있어 표준으로 자리 잡았다. 따라서 본 가이드 라인에서는 고체형 평판 검출기를 이용한 포탈 영상에 대해 기술하도록 하겠다. 선원-회전중심간 거리는 치료기와 동일하게 100 cm이고, 선원-검출기 간 거리는 통상 120~150 cm 이 이용된다. 특정 부위의 영상을 얻기 위해서는 일정 시간 동안에 걸쳐 조사하여 얻는 영상 프레임들을 여러 장 획득하여 이용하는데, 각 포탈 영상의 조사 시간은 특정 MU로 고정된다. 고체형 평판검출기를 이용하는 경우 단일 포탈영상을 얻는 데는 대부분 1~5 MU를 사용한다. 정수가 아니라 소수 자리까지 MU를 셋팅할 수 있는 치료기의 경우에는 1MU보다 작은 조사량으로도 영상 획득이 가능하며, 경우에 따라서는 이 정도로도 충분한 영상 질이 얻어지는 경우가 있다. 결과적으로 이 기능은 총 포탈영상 선량을 낮출 수 있는 중요한 도구가 될 수 있으며, 특히 치료 기간 동안 매일 포탈 영상을 촬영하는 시나리오에서는 더욱 그러하다.

2. 방사선촬영

진단에서 이용되는 엑스선 촬영술은 포탈영상에 비해 짧은 시간에 더 좋은 대조도를 제공하기 때문에 환자 셋업이나 치료 중 종양 위치 추적 등에 있어 정확도를 높이기 위해 급속히 이용률이 증가하고 있다. 통상적으로 이중 킬로볼트 엑스선원과 평판검출기를 치료실 바닥과 천정에 설치하거나 환자를 중심으로 회전하는 치료기의 갠트리에 선원과 검출기를 설치하는 방식이 이용된다.

1) **Cyberknife:** Cyberknife (Accuray, USA)는 방사선수술이나 체부정위방사선치료를 위해 개발된 영상유도 로봇 시스템이다. 치료기와 통합되어있는 영상장치를 통해 해부학적 위치나 체내 삽입된 마커의 위치를 결정하고 이를 기준점으로 잡아 치료빔을 치료 위치에 조준하도록 실시간 제

어 한다. Cyberknife 시스템은 두 대의 킬로볼트 선원을 천정에 설치하고, 두 대의 비정질 실리콘 평판 검출기를 바닥에 배치함으로써 환자의 양쪽에서 바라보는 직각의 뷰를 제공한다. 선원으로부터 중심점까지의 거리는 265 cm이고, 다시 중심점에서 검출기까지의 거리는 65 cm이다. 검출 면적은 25×25 cm²이다. 엑스선원으로부터 환자 체표면까지의 거리는 보통 두부의 경우 250 cm, 체부의 경우 240 cm이다. 엑스선원은 2 mm 알루미늄 필터가 있고, 콜리메이터가 장착되어 환자 위치에서 17 cm×17 cm 조사면이 되도록 한다. 선원 콜리메이터는 만원경식으로 조사면 조절이 가능하다. Table 2에는 부위별 촬영 조건 및 대략적인 영상 당 입사선량을 정리하였다(Accuray사 제공). 복부 및 골반부의 경우 환자의 체중은 좋은 영상 화질을 얻기 촬영 조건에 큰 영향을 미친다. Synchrony는 Cyberknife시스템에서 제공하는 특수 기능으로써 흉부나 복부 치료시 호흡에 의한 타겟의 움직임을 추적할 수 있는 기능으로 영상 번짐을 막기 위해 조사시간을 짧게 설정한 촬영 조건을 사용한다. 타겟의 위치를 확인하기 위해서 매 촬영시마다 양쪽 영상 장치의 의해 동시에 방사선이 조사되므로 인체 내 두 빔이 겹치는 부위에서는 선량이 두 배로 증가한다.

2) **BrainLab Novalis ExacTrac 시스템:** BrainLab Novalis 치료기에서 환자 세업을 위해 사용하는 엑스선 영상장치인 ExacTrac 시스템도 Cyberknife와 같이 비정질 실리콘 검출기(검출면적: 20.5×20.5 cm²)를 사용하며, 서로 수직인 방향의 엑스선원과 검출기가 바닥과 천정에 배치되어 있다. 선원-치료중심점 간의 거리는 234 cm이고, 치료중심점으로부터 검출기까지의 거리는 128 cm이다. 엑스선원으로부터 전체 검출기 면적에 조사되는 빔에 의해 환자 위치에서의 촬영 영역은 13.5×13.5 cm²이며, 조절 가능하다. 모든 영상이 쌍으로 얻어지기 때문에, Cyberknife와 같이 총 영상선량은 두 영상 촬영으로부터의 합이 된다.

3) **갠트리 부착형 킬로볼트 영상:** Elekta (Stockholm, Sweden) 와 Varian (Palo Alto, USA)사는 치료기 갠트리에 킬로볼트 영상 장치(Synergy XVI 및 On-Board Imager OBI)를 부착하여 촬영, 투시, 그리고 CBCT 영상 획득에 이용하고 있다. 환자 위치 확인을 위해 전후 및 좌우 방향으로 방사선 촬영 영상을 촬영하는 경우 조건에 따라 다소 차이는 있겠으나 환자의 피폭선량은 대략 이미지당 1~3 mGy¹⁹⁾으로 알려져 있다.

3. 전산화단층촬영(CT)

CT영상이 갖는 방사선치료계획에 필요한 여러 장점들로

인해 방사선치료계획에 있어 가장 중요한 영상이며, 앞으로 이의 변함이 없을 것이다. 그 이유로는 병변 및 주변 장기를 그리기에 적합한 화질을 제공하며, 디지털재구성방사선영상(Digitally Reconstructed Radiography)을 통해 환자 위치 정렬에 이용하는 골격 구조물 확인이 용이하고 또한 치료법의 선량계산에 필요한 전자밀도분포에 대한 정보를 얻을 수 있다는 점 등이다. 하지만 영사유도 방사선치료에 다양한 영상촬영 기법들의 이용이 계속 증가 추세에 있어, 보편적으로 이용되는 CT에 대한 선량은 간과되기 쉽다. CT 선량에 대한 이해가 부족했던 탓에 이를 대수롭지 않게 생각했었으나, 1980년대 말 진단에 이용되는 모든 방사선 영상촬영 기법에 대한 서베이를 진행한 결과, 일반인의 의료 방사선 피폭 원 중에서 CT는 다른 어떠한 영상 촬영에 의한 피폭보다 월등히 크다는 사실이 알려지게 되었다.²⁰⁾ 특히 독일의 경우 전체 검사 횟수로는 4%에 불과하였지만, 환자의 의료영상 선량 중 35%나 차지하였다.

CT 영상 획득은 다중검출기가 어레이로 배열되어 axial 혹은 나선형 스캔 모드로 촬영되며, 콘빔 모드에서는 2차원 평판형 검출기가 사용된다. 단일 검출기/단일 단면 스캐너로 시작하여 나선식, 다중검출기, 콘빔 장치로까지 기술적으로 많은 발전을 통해, 스캔 속도 및 영상 수집 효율을 높

여 얻은 선량 감소 효과는 오히려 영상을 통해 보다 많은 정보를 얻고 싶어 하는 의사 요구의 증가로 스캔 길이를 늘린다든지 단면의 두께를 줄인다든지 혹은 과 샘플링을 통해 호흡과 같이 움직임에 대한 영상을 얻는 경우의 환자 피폭 증가를 따라가고 있지 못하다. 결과적으로 해당 검사를 목적으로 하는 CT 조사선량은 해가 갈수록 증가하고 있다.

진단 영상부분에서와 같이 CT의 기술 발전을 최대한 이용하기 위해 검사의 범위나 복잡도를 확대해 나가는 경향- 결과적으로 피폭선량 증가를 초래하는-은 오늘날 그대로 방사선 치료분야에도 투사되어, 호흡에 의한 타겟의 위치 변화를 고려한 치료 마진을 얻기 위해 여러 번 CT를 촬영하거나, 나아가서 호흡 위상별 CT (4DCT)를 촬영하는 것이 일반화 되어 있다. 또한 CT 영상장치가 치료기와 통합되어 3차원적 환자 치료 위치 확인을 위해 이용되거나 치료 기간 동안 해부학적 변화에 대처하여 치료계획을 변경하기 위해 반복해서 CT를 촬영하는 것이 일상화 되어 가고 있다.

1) CTDI (CT dose index) 평가: CT선량은 스캔방식에 따라 달라지는데 주로 CTDI를 사용하며 mGy단위로 표시한다. CTDI는 전체 검사 동안 임의의 단일 스캔 슬라이스의 특정 지점이 받는 선량으로 정의하며, 이는 주변 슬라이스를 스캔 동안 해당 지점이 받는 선량도 포함한다. 이는

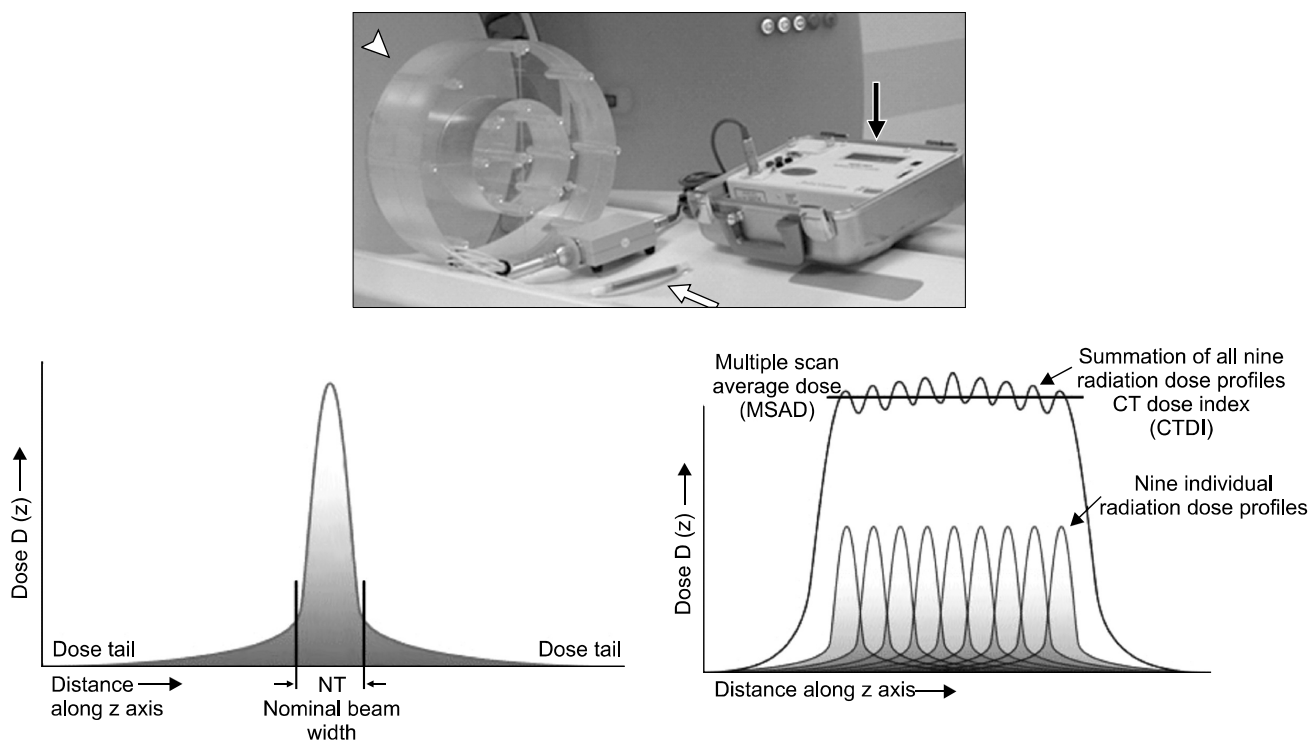


Fig. 1. CTDI 측정 팬텀, 10 cm 연필형 전리함 및 전리계²¹⁾ 및 CTDI 의미 설명.

역으로 단일 슬라이스만을 스캔할 때 회전 중심축을 따라 받는 모든 선량을 합산한 다음 식으로 주어진다.

$$CTDI (mGy) = (1/NT) \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (1)$$

여기서 D(z)는 z축 방향의 단일(빔 두께 NT) 스캔에 의한 선량 프로파일

위 식(1)은 이론적인 정의로 실제 측정을 위해서 100 mm 길이의 연필형 전리함을 사용하는데 이를 위해 CTDI₁₀₀을 다음과 같이 정의한다.

$$CTDI_{100} (mGy) = (1/NT) \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2)$$

실제 측정값으로부터는 다음 식으로 얻는다.

$$CTDI_{100} (mGy) = (f \cdot C \cdot E \cdot L) / (NT) \quad (3)$$

f: 측정치가 조사선량 (R)인 경우, 이를 다시 흡수선량 (cGy 혹은 rad)으로 환산해 주는데 필요한 인자로써 물 등 가 매질에서는 0.87 cGy/R을 적용. 측정치가 커마(mGy)인 경우 적용할 필요가 없음.

C: 전리함 교정 상수, 전리계의 R 혹은 mGy 표시 값에 대한 전리함 감응도를 나타냄.

E: CT 1회전으로 측정된 값(R 혹은 mGy)

L: 이온전리함의 길이

NT: CT 1회전에 대한 슬라이스 두께

CTDI의 실제 측정에는 두부 촬영의 경우 직경 16 cm, 체부 촬영에는 직경 32 cm의 실린더형 아크릴 팬텀을 사용한다. CT 스캔으로 인한 환자 선량의 분포는 일정하지 않으며 체부의 경우, 가장자리가 중심부에 비해 2배가량 선량이 많으며, 두부의 경우는 거의 비슷하다. 이 영향을 고려하기 위해 선량 측정은 중심부와 주변부를 같이 측정하여 다음과 같이 가중치를 두어 CTDI_w을 정의한다.

$$CTDI_w (mGy) = 1/3 \cdot CTDI_{100} (Center) + 2/3 \cdot CTDI_{100} (Periphery) \quad (4)$$

위의 식들로 구한 CTDI 값은 Periphery가 1인 스캔의 경우에만 맞고 피치가 달라져 회전마다 중첩되거나 빠지는 부위가 생기는 경우에는 정확치 않게 된다. 이를 감안하여 다시 아래와 같이 CTDI_{vol}을 정의하여 사용한다.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (5)$$

영상 선량은 CTDI_{vol}과 같이 특정 지점에서의 선량 뿐만 아니라, 스캔된 전체 영역의 선량이 결국 유효선량 평가에

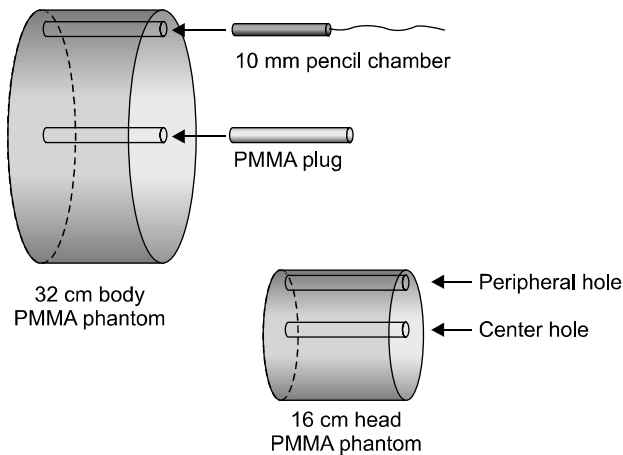


Fig. 2. 두부 및 체부 CTDI 측정용 팬텀과 연필형 전리함 삽입 위치

Exam Description: QA CT3					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Axial	50.000-50.000	64.38	64.38	Head 16
1	Axial	\$35.000-\$35.000	64.38	64.38	Head 16
1	Axial	\$50.000-\$50.000	64.38	64.38	Head 16
Total Exam DLP:				193.14	

Fig. 3. CT검사 결과로 보고, 기록되는 CTDIvol 및 DLP 예.

Table 1. CT 엑스선검사에서의 환자선량 권고량과 외국 환자선량 권고량과의 비교(DLP).

	Korea-I, av (2008)	Korea-E, av	Korea-I, 3rd (2008)	Korea-E, 3rd	UK, 2003	Germany 2006	EU, 2000	IAEA, 2006		ACR
								Mean	3rd	
Head	758.08	844.31	944.50	1,009.00	930	1,100	1,050	544	527	-
Abdomen	551.03	557.76	613.50	688.00	560	980	780	549	696	-

Korea-I, av: ImPACT scan으로 계산한 평균값, Korea-I, 3rd: ImPACT scan으로 계산한 제3사분위값, Korea-E, av: CT-EXPO로 계산한 평균값, Korea-E, 3rd: CT-EXPO로 계산한 제3사분위값.

영향을 준다. 따라서 이를 위한 값으로 DLP (dose-length product)를 다음과 같이 정의한다.

$$DLP \text{ (mGy-cm)} = CTDI_{vol} * (\text{Scan Length}) \quad (6)$$

CT 장치에서는 매 검사때마다 $CTDI_{vol}$ 및 DLP를 기록, 보관하도록 되어 있어, 굳이 매 환자에 대해 $CTDI_{vol}$ 값을 측정할 필요는 없다(Fig. 3). 이 값을 통해 환자의 대략적인 피폭선량을 알 수 있다.

복지부에서 발행한 CT 엑스선검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인²²⁾에 따르면 Table 1과 같이 외국 권고량과 국내 선량권고량을 비교하고 있다.

4. 호흡연동 4DCT

정확한 치료를 위해서는 방사선치료계획 단계에서 CT촬영시와 매 치료시 발생할 수 있는 장기의 움직임에 대한 평가가 있어야 한다. 이 중 호흡에 의한 장기의 움직임은 매우 빨라 가장 골칫거리이며 최신의 빠른 CT 스캐너를 사용하더라도 여전히 움직임에 의한 영상 인공산물을 일으키기에 충분하다. 더욱이 적절한 치료 마진을 설정하거나 게이트치료와 같이 움직임 보상 방사선치료를 시행할 때 치료 파라미터를 결정하기 위해서 움직임의 평가가 반드시 치료 전에 이루어져야 한다. 이 두 문제를 해결하기 위해서 호흡연동 4DCT가 개발되었다. 호흡연동 CT는 한 호흡 주기 동안 고속으로 같은 부위를 반복 촬영함으로써 획득한 호흡 위상별 여러 CT영상 세트이다. 이때 매 회전마다 얻어진 데이터에는 동일 시점의 호흡 위상을 알 수 있도록 촬영시간을 기록해 둬으로써, 촬영이 완전히 끝난 다음, 이를 바탕으로 동일 호흡 위상 데이터 별로 분류함으로써, 호흡 위상별 3차원 볼륨 CT 영상데이터 세트를 얻게 된다. 4DCT 획득 방법으로는 피치를 1보다 매우 작게 하면서 계속적으로 나선식 스캔을 하고 얻어진 sinogram에 호흡 신호나 시간을 기록하는 방법을 사용하거나, axial 스캔을 cine 모드로 촬영하는 방법-즉, 테이블 이동 없이 동일 장소에서 한 호흡 주기 동안 반복해서 스캔하면서, 이 때 매 스캔시 해당 호흡 주기를 기록하는 것으로, 이 과정을 스캔 범위를 전부 커버할 때 까지 계속해서 반복하는 것이다. 두 방법 모두 호흡 위상별로 여러 세트의 CT영상을 얻게 되며, 이로 인해 단일 CT스캔에 비해 환자는 훨씬 많은 선량을 받게 된다.

기본적인 영상 화질을 유지하기 위해서는 단일 스캔 때와 동일한 촬영 조건을 써야 할 수도 있어, 피치가 1보다 작은 경우에 대해 적용되는 식(5)를 이용하여 선량을 평가해 볼 수 있겠다. 예를 들어 피치 $p=0.125$ 인 경우 단일 스

캔에 비해 8배 높은 유효선량을 받게 된다. Low 등²³⁾은 흉부 4DCT cine 모드 촬영조건으로 120 kVp 및 0.5초당 1회전, 80 mA를 사용하여, 15 영상세트를 얻었다. 이는 이미지당 40 mAs로 보통 어른 흉부촬영 조건인 200~250 mAs에 비해 월등히 작다. 이렇게 4D 영상 촬영에 이미지당 낮은 mAs 조건을 사용한 덕분에 전체 15 영상세트를 얻는데 총 600 mAs로 단일 스캔의 3배정도로 가능하였다.

5. kV Cone-beam CT

치료중의 타겟 위치 확인을 위해 CT영상을 획득하는 방법으로 가장 널리 이용되고 있는 것이 갠트리에 별도의 킬로볼트 엑스선원과 평판검출기를 치료빔에 수직인 방향으로 부착하여 콘빔CT영상을 얻는 것으로, Elekta (XVI)와 Varian (OBI)가 있다. Islam 등²⁴⁾은 Elekta XVI에 대한 영상선량을 보고하였는데, XVI 엑스선관의 에너지 스펙트럼은 2 mm Al 및 0.1 mm Cu 필터로 경화시켜 사용하며, 관전압 120 kVp 및 관전류 660 mAs이었다. 두부와 체부에 대한 선량을 각각 CTDI 측정용 팬텀을 사용하여 측정하였는데, 체부 스캔의 경우 팬텀의 중심과 표면에서의 선량이 각각 16 및 23 mGy이었고, 두부 팬텀 스캔에서는 중심과 표면에서 각각 30 및 29 mGy로 보고하였다. 골반부 CBCT 검사에서 130 kVp와 프로젝션 이미지당 1.2 mAs를 사용하여 400 프로젝션 이미지를 사용하였을 때 선량이 25 mGy로 Amer 등²⁵⁾은 보고하고 있다. 또한, OBI의 경우 1.3번전까지는 두부 스캔 선량이 83 mGy²⁶⁾에 이르렀으나, 1.4번전에서는 360도 회전을 200도 회전으로 줄임과 동시에, 방사선에 민감한 눈 등의 피폭을 줄이기 위해 조사영역을 후방으로 제한하고, 영상 재구성 알고리즘을 향상시키는 등의 노력을 통해 5 mGy 수준으로 현저히 줄였다.²⁷⁾

6. 메가볼트 CT

또 다른 온라인 CT영상 획득방법으로 개발된 것이 kV 엑스선원을 별도 부착하지 않고 MV 치료빔을 영상 엑스선원으로 직접 이용하는 방법이다. 현재 임상에서 널리 사용되는 MVCT는 TomoTherapy 치료기로써 치료와 영상을 CT갠트리에 통합한 시스템이다. MVCT는 738 채널의 제논 검출기를 사용하여 MV에너지 빔에 대해 약 20% 검출효율을 보인다. 스캔 시간은 슬라이스당 5초이다. 환자 선량은 스캔 프로토콜과 환자 체형에 따라 다르겠지만, 대략 10~30 mGy이었다. 이에 대응하는 화질은 2~3% 대조도와 1.4 mm 해상도이었다(진단용CT의 공간해상도는 0.75~1.0 mm, 0.5% 대조도를 보인다). 스캔 범위는 환자 셋업과 영

상 정합에 필요한 만큼만 선택할 수 있도록 되어 있다.

7. 메가볼트 CBCT

MV CBCT²⁸⁾는 Siemens사에서 개발되어 이용되고 있는데, 저선량 모드로 영상 획득에 많은 어려움이 있는 게 사실이다.

8. 방사선 투시영상(Fluoroscopy)

엑스선투시영상은 영상유도 중재수술에 가장 널리 이용되는 영상 기술이다. 이와 유사하게 방사선치료에서는 근접조사용 방사성동위원소를 체내에 삽입할 때 이용된다. 하지만 일반 외부조사 방사선치료에서 있어서도 치료 전 혹은 치료 도중의 장기 움직임을 관찰할 목적으로 널리 이용되고 있다.

1) C-arm 투시영상: 투시영상은 인체 내 움직임을 관찰하기 위해 연속적으로 엑스선을 조사하면서 방사선영상을 획득 기록하는 방사선촬영술 중의 하나이다. C-arm과 같이

통상적인 엑스선투시장치는 영상 화질을 균일하게 유지하기 위해 kV/mA를 자동으로 조절한다. 이 자동 조절기능은 영상증배관에서의 신호대잡음비를 적절히 유지하기 위해 인체 내 총 감쇄율 차이를 보정한다. 따라서 환자의 체중 및 검사 부위에 따라 관전압 및 관전류 값이 크게 달라진다. 더욱이 C-arm마다 검출기 감도가 다르고, 각 장비의 성능 또한 정도관리 및 장비 교정에 따라 영향을 받기 때문에 동일 검사에 대해서도 환자의 피폭 선량은 많은 편차를 보일 수 있다.

C-arm 투시촬영으로 인한 환자 피폭선량에 대한 많은 조사들이 이루어졌으며, 2002년에 미국에서 진행한 NEXTE (Nationwide Evaluation of X-ray Trends) 조사²⁹⁾에 따르면 이동형 C-arm에 의한 평균 입사표면선량율이 22±14 mGy/min로 조사되었다. 이는 복부 검사에 대한 평균치로, 흉부 검사는 이보다 약간 높을 것으로 추측된다. 따라서 치료전 종양 움직임 확인을 위해 실시하는 투시 검사에 대한 평균입사표면선량율은 대략 20 mGy일 것으로 추산된다(약 2배의

Table 2. 국내 영상유도 방사선치료용 영상장비 보유 현황.

용도 구분(설치대수)	유형 구분	제조사별 장비 보유 현황
치료계획용 kV투시장치(41)	Fluoroscopy CBCT	Varian (25)/Nucletron (8) Siemens (4)/기타(4)
치료계획용 kV CT (68)	Single scan (68) 4DCT (53)	GE (28/24)/Philips (24/21) Siemens (11/8)/기타(3/0)
치료확인용 kV 투시장치(73)	Flat-panel 검출기 Fluoroscopy	Cyberknife (9)/BrainLab Exactrac (8) Varian OBI (48)/Elekta XVI (6)/Siemens (2)
치료확인용 MV 투시장치(115)	Flat-panel 검출기(EPID)	Varian (90)/Siemens (15)/Elekta (10)
치료확인용 CT (17)	kV CT MV CT	Siemens CT-on-rails (1) Tomotherapy (16)
치료확인용 CBCT (57)	kV cone-beam CT MV cone-beam CT	Varian OBI (48)/Elekta XVI (6) Siemens MV CBCT (3)

Table 3. 치료 부위별, 장비별 영상유도 방사선 치료시행 현황.

영상유도방사선치료의 빈도(회)	두경부(H&N)		흉부(Lung)		복부/골반부(liver, prostate)	
	일반	IMRT/SBRT	일반	IMRT/SBRT	일반	IMRT/SBRT
Simulator	필요시	-	필요시	-	필요시	-
CT (회/환자)	Planning CT 4DCT	1.3 -	1.2 1.3	1.3 1.2	1.2 1.3	1.1 1.2
2D EPID (회/주)	Varian/Siemens /Elekta	0.8 2.6	0.7 3.1	0.7 3.1	0.7 2.8	2.8
2D KV (회/주)	Varian/Elekta Cyberknife Exactrac	1.5 - -	3.9 5 5	1.9 - -	3.4 5 -	1.4 - -
3D CBCT (회/주)	Varian/Elekta Siemens (MV)	2.0 1	4.0 1	2.0 1	4.3 1	3.0 1
MVCT (회/주)	Tomotherapy	0	5	0	5	0

정확도 내에서). C-arm 투시검사에서 환자가 엑스선원쪽으로 가까워질수록 피부선량은 급격히 증가한다는 점을 명심하여, 검사 시 환자의 위치에 대해 항상 주의를 기울여야 한다.

2) Varian OBI & Elekta XVI: 양 영상장치 모두 투시촬영이 가능하다. Islam 등의 보고에 따르면 XVI의 경우 16 cm 두부팬텀에 대해 측정된 입사표면선량율은 100 kVp일 때 0.06 mGy/mAs, 120 kVp일 때 0.1 mGy/mAs로 보고하였다. 촬영조건 100 kVp, 20 mA, 4 ms/frame을 가정하면 10.8 mGy/min으로 앞서 언급한 통상적인 C-arm 투시검사 선량의 반 정도 수준인 것으로 파악된다.

영상유도 방사선 치료의 국내 현황

1. 영상유도 방사선 치료의 영상촬영 실태 조사

1) 국내 영상유도 방사선치료용 영상장비 보유 현황: 국내 80개 방사선치료 의료기관을 대상으로 영상유도 장비 보유 현황을 조사하여 그 현황을 Table 2에 정리하였다.

또한, 치료 부위별, 장비별 영상유도 방사선 치료시행 현황에 대한 설문 조사를 실시하였다. 조사 항목으로는 (1)

두경부, 흉부, 복부 혹은 골반부 등의 부위별 방사선치료에 있어서, (2) 일반적인 3차원 입체방사선치료와 보다 정밀한 환자위치 확인이 필요한 세기조절방사선치료(IMRT) 및 체부 정위방사선치료(SBRT)로 구분하여, (3) 치료계획영상 획득에서부터 치료확인영상 획득에 이르기까지 임상에서 이용되고 있는 다양한 영상기법에 대한 촬영조건과 더불어 촬영 횟수도 조사하였다. 영상촬영 횟수를 조사한 이유는 분할방사선치료를 시행 받는 환자에게 조사된 총 누적 유효선량을 평가하는 데 있어 중요한 인자이기 때문이다. 그 결과를 Table 3에 정리하였다.

모의치료의 경우, 치료계획영상이 CT영상으로 대체되면서, 치료계획을 위해서는 사용 빈도가 급격히 줄어들어, 필요시에만 촬영을 하는 것으로 조사되었다. 치료계획용 CT는 6주 가량 방사선치료를 받는 동안, 종양의 체적 감소를 등을 반영하기 위해 일정 선량 치료 후 치료계획을 다시 수행할 목적으로 2회까지 촬영하는 기관들이 있어 평균 1.2~1.3회로 조사되었다. 다만 기관별 촬영 프로토콜에 따라 병변의 변별력을 높이기 위해 조영제를 사용하는 경우가 있는데, 조영제 투여 전과 후의 CT영상을 얻기도 하는데 이는 본 설문 조사를 통해서도 명확하지 않다. 흉부와 복부 방사선 치료를 위해서는 호흡에 의한 종양의 움직임의 평

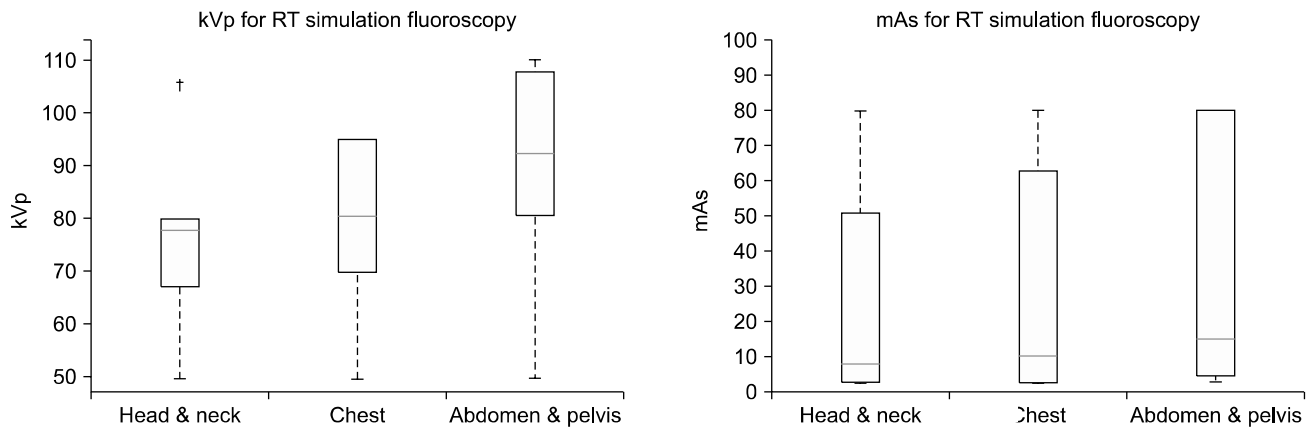


Fig. 4. 치료계획용 투시장치의 촬영조건에 대한 boxplot.

Table 4. 치료계획용 투시장치의 부위별 임상 촬영조건 현황.

	Sites	Avg.	SD	25 th percentiles	75 th percentiles	Min	Max
kV	HN	75.8	15.7	68.8	80.0	50.0	105.0
	Chest	78.5	17.2	71.5	92.5	50.0	95.0
	Pelvis	90.1	20.3	82.8	106.3	50.0	110.0
mAs	HN	35.5	37.2	5.4	80.0	3.2	80.0
	Chest	28.5	34.1	4.0	51.3	3.2	80.0
	Pelvis	26.3	30.8	3.6	45.8	3.2	80.0

가하고 이를 치료에 이용하기 위해 4DCT를 촬영하는데 이 또한 치료 프로토콜에 따라 전 치료기간 중에 2회 반복 촬영하는 기관이 있는 것으로 조사되었다. EPID 영상의 경우 일반치료에 대해서는 주당 1회 혹은 그 이하로 촬영하는 기관이 많았고, IMRT와 같이 보다 정밀도를 요하는 치료에 대해서는 주당 2~3회 촬영하는 것으로 조사되었다.

2) 영상촬영 프로토콜: 영상촬영 프로토콜 조사에서는 촬영조건과 더불어 촬영 횟수도 조사하였는데, 이는 영상촬영 횟수를 조사한 이유는 분할방사선치료를 시행 받는 환자에게 조사된 총 누적 유효선량을 평가하는 데 있어 중요한 요인이기 때문이다.

(1) 치료계획용 투시장치(Simulator) 촬영조건: 치료계획용 CT가 보편화되면서 유방암이나 대장암치료와 같은

일부 2D 치료계획이나 치료계획 후 셋업 확인, 혹은 호흡에 따른 종양의 움직임 크기를 평가할 목적으로 쓰이고 있다. 치료 빔의 중심점과 모양을 확인하기 위해 일반 촬영 모드에서 이용하기도 하지만 치료중심점의 미세 조정을 위해 주로 fluoroscopy 모드에서 촬영한다. 설문조사 결과에 따르면 부위별, 기관별로 관전압 조건도 다양하게 이용되지만 관전류의 편차는 훨씬 더 커서 중앙값 대비 5~8배 이상 차이를 보이고 있다. 이는 환자 피폭선량에 직접 비례하여 영향을 미치기 때문에 영상의 질에 문제가 없다면 선량 저감화를 위한 노력이 요구된다.

(2) 치료계획용 CT 촬영조건: 조사결과 제3분위 기준으로 200 mAs 정도가 이용되고 있는 것으로 나타났으며, 조영제 주입 전, 후로 반복 촬영을 시행하거나 또는 치료 중간에 종양의 위치 및 크기 변화를 치료에 반영하기 위해 추가로 CT를 촬영하는 경우가 있어 환자 당 1.2~1.3회 촬영하는 것으로 조사됨. 흉부, 복부의 경우 추가적으로 4DCT를 시행하는 것으로 조사되었다.

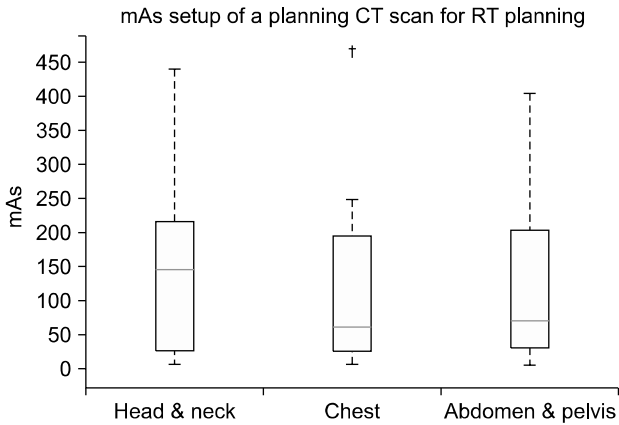


Fig. 5. 치료계획용 CT의 촬영조건에 대한 boxplot. 관전압은 120 kVp로 모두 동일하였음.

Table 5. 치료계획용 CT 임상 관전류 촬영조건 분포 현황.

Sites	Avg.	SD	25 th percentiles	75 th percentiles	Min	Max
HN	157.4	140.1	30.0	220.0	10.0	440.0
Chest	121.1	125.9	30.0	200.0	10.0	469.0
Pelvis	121.4	114.7	40.0	205.0	10.0	407.0

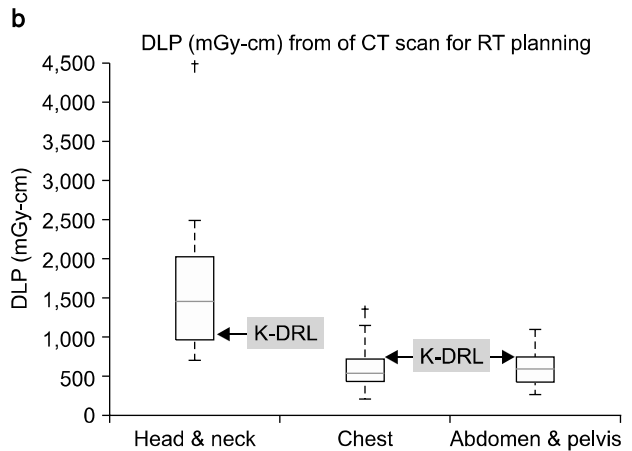
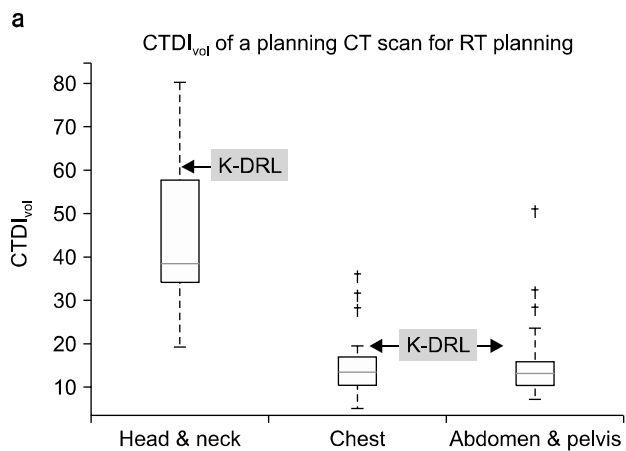


Fig. 6. 치료계획용 CT의 임상선량 현황 boxplot. CTDI_{vol} (a) 및 DLP (b). 2009년 CT 엑스선검사에 환자선량 권고량 식약청 가이드라인(K-DRL)과 비교하였음.

2. 장비별 영상선량 평가

1) 치료계획용 kV 투시장치

(1) 일반촬영: 먼저 치료계획용 kV 투시장치를 이용한 일반촬영의 선량 평가를 위해 가장 널리 사용되고 있는 Varian Acuity 치료계획용 kV 투시장비에 대해 진단영상에서 사용되는 kV 투시장치와 같이, 단위 mAs당 공기 중 커마(mGy/mAs)를 측정하여 OrgDose 프로그램을 사용하여 유효선량을 평가하였다. 선량 측정은 RAD-CHECK PLUS (모델: 06-526-2200, Fluke-biomedical사) 및 내장 30 cc 전리함

선량계를 사용하였다. 측정결과 공기 중 관전압 출력은 (x-ray tube output at free-in-air) 촬영조건 75 kVp, 40 mAs, 1.84 mGy, SCD=100 cm에서 0.046 mGy/mAs 이었다. 측정된 출력과 더불어, 해당기관에서 임상 촬영 조건으로 사용하는 kVp, mA 및 ms 조건을 OrgDose에 입력한 후, OrgDose에 설정되어 있는 부위 별, 방향 별 일반촬영에 대해 입사피부선량(ESD) 및 성인에 대한 유효선량(ICRP-60 기준)을 계산하여 아래 Table 6에 정리하였다. IAEA BSS No.115의 권고 기준(Table 7)에서 크게 벗어나지는 않았지만, 평가 기관의 경우 명시된 프로토콜 임상촬영 조건 없이 촬영자가 경험을 바탕으로 정하는데 그 원인이 있는 것으로 평가되었다.

Table 6. 치료계획용 kV 투시장치의 임상 촬영 조건별 일반촬영 선량.

	Radiograph mode				ESD ^{a)}	Eff dose ^{c)}	
	kVp	mA	ms	mAs	mGy ^{b)}	mSv	
Head & neck	AP	80	100	400	40	2.90 (5)	0.015
	LAT					(3)	0.019
Chest	AP	80	100	400	40	2.90 (0.4)	0.589
	LAT					(1.5)	0.121
Pelvis	AP	90	200	400	80	7.33 (10)	0.398
	LAT					-	0.0354

^{a)}ESD: Entrance Skin Dose, ^{b)}IAEA BSS No.115 reference ESD. ^{c)}calculated using OrgDose software (Focus-Skin Distance=85 cm).

(2) 투시촬영: 마찬가지로 출력선량율(mGy/mAs-min)을 측정하여, OrgDose 평가 프로그램을 이용하여 부위 별, 조사 방향 별 분당 입사피부선량율(mGy/min) 및 분당 유효선량율(mSv/min)을 평가하였다 (Table 8). 참고로, 최근 자료에 의하면 투시촬영에 있어 펄스형 모드 사용을 권고하고 있으나, 측정을 수행한 기관에서 치료계획용으로 투시영상을 촬영할 때, 연속조사 모드를 사용하고 있어 연속모드로 측정을 시행하였다.

Table 7. 진단 방사선 검사에서의 성인 환자의 권고 선량(IAEA BSS No.115).

부위	조사방향	ESD/radiograph (mGy)
Head & neck	PA	5
	LAT	3
Chest	PA	0.4
	LAT	1.5
Abdomen/Pelvis 투시촬영	AP	10
	Normal	25 mGy/min
	High level	100 mGy/min (IVR)

치료계획용 또는 치료확인용 투시촬영과 비슷한 목적으로 진단영상분야에서 이용되고 있는 C-arm 투시촬영으로 인한 환자 피폭선량에 대한 많은 조사들이 이루어졌는데,

Table 9. 치료확인용 kV 투시장치(Varian OBI)의 임상 촬영 조건별 일반촬영 선량.

Site	kV	mA	ms	mAs	ESD per image (mGy)	Eff dose (mSv)	
Head & neck	AP	100	200	40	8	1.16	0.0166
	LAT	70	200	25	5	0.37	0.0043
Chest	AP	75	200	25	5	0.50	0.226
	LAT	95	200	200	40	6.56	0.613
Pelvis	AP	75	200	50	10	0.96	0.231
	LAT	105	200	400	80	17.32	0.48

Table 8. 치료계획용 kV 투시장치의 임상 촬영 조건별 투시촬영 선량율.

Fluoroscopy mode (continuous)	ESD/min			Eff dose rate ^{a)}	
	kVp	mA	mA ^{a)} /min	mGy/min (AP/LAT)	
Head & neck	70	3	180	8.0	0.337 (0.148/0.189)
Chest	70	5	300	13.5	5.12 (3.87/1.25)
Pelvis	90	15	900	69.0	5.10 (4.68/0.417)

^{a)}X-ray tube Output (free-in-air) 2.7 mGy/mA-min (70 kVp, 3 mA, 8.1 mGy/min, SCD=85 cm).

Table 10. 치료확인용 kV 투시장치(Elekt a XVI)의 임상 촬영 조건별 일반촬영 선량.

Site	kV	mA	ms	mAs	ESD per image (mGy)	Eff dose	
Head & neck	AP	100	10	10	0.1	0.09	0.00134
	LAT	100	10	10	0.1	0.08	0.00138
Chest	AP	120	25	40	1	0.89	0.331
	LAT	120	25	40	1	0.85	0.0348
Pelvis	AP	120	25	40	1	0.90	0.34
	LAT	120	32	40	1.28	1.04	0.0378

2002년에 미국에서 진행한 NEXT (Nationwide Evaluation of X-ray Trends) 조사²⁹⁾에 따르면 이동형 C-arm에 의한 평균 입사표면선량율(ESD/min)이 22±14 mGy/min로 조사되었다. 이는 복부 검사에 대한 평균치로, 흉부 검사는 이보다 약간 높을 것으로 추정된다. 따라서 치료 전 종양 움직임 확인을 위해 실시하는 투시 검사에 대한 평균입사표면선량율은 대략 20 mGy일 것으로 평가할 수 있다(약 2배 내외의 정확도 내에서). C-arm 투시검사에서 환자가 엑스선원 쪽으로 가까워질수록 피부선량은 급격히 증가한다는 점을 명심하여, 검사 시 환자의 위치에 대해 항상 주의를 기울여야 한다. 평가 기관의 경우, 앞에서 언급한 바와 같이 임상촬영 조건에 대한 명시된 프로토콜 없이 촬영자가 경험을 바탕으로 촬영 조건을 정하는 것으로 되어 있는데, 이로 인해 골반부 측면 방향 촬영의 경우 IAEA BSS-115 권고치인 25 mGy/min을 훨씬 초과하고 있어 과 피폭될 위험성이 있었다.

2) 치료확인용 kV 투시장치

(1) 일반촬영(갠트리 부착형: Varian OBI, Elekta XVI): Varian OBI 및 Elekta XVI의 부위 별 일반촬영에 대해 ESD를 측정하였다. ESD 측정을 위해서 CTDI 팬텀을 이용하였으며 빔이 조사되는 방향으로 유리선량계를 부착한 후 평

Table 11. 치료확인용 kV 투시장치(Cyberknife)의 임상 촬영 조건별 일반촬영 선량.

Site	kV	mA	ms	mAs	ESD per image (mGy)	ED (mSv) per image pair
Head	110	100	100	10	0.50	0.009
Chest	110	150	100	15	0.53	0.054
Prostate	120	150	100	15	0.64	0.07

Table 12. Cyberknife 조건별 선량 참고문헌³⁰⁾ 비교치.

Anatomy	kVp	mAs	ESD/image (mGy)	A (cm ²)	F (mSv/mGy -cm ² ×10 ⁻⁵)	ED (mSv) per image pair
Head	115	10	0.22	225	4.5	0.0045
Chest	120	11.5	0.28	225	20.5	0.0258
Pelvis	124	34.5	0.91	225	19.9	0.0815

Table 13. 치료확인용 kV 투시장치(Exactrac)의 임상 촬영 조건별 일반촬영 선량.

Site	kV	mA	ms	mAs	ESD per image (mGy)	ED (mSv) per image pair
Head & neck	100	80	80	6.4	0.39	0.011
Chest	120	160	160	25.6	0.90	0.214
Abdomen	120	160	130	20.8	0.77	0.058

가기관에서 사용하는 임상 촬영 조건에 맞추어 두부, 흉부, 골반부에 대해 조사하였다. 측정기관의 부위 별 임상 촬영 조건, ESD 측정값과 OrgDose로 평가한 유효선량값(ED)을 Table 9 및 Table 10에 각각 정리하였다. 갠트리 부착형 치료확인 영상장치에 의한 ESD는 대략 0.1~1.0 mGy이었으나, Varian OBI를 사용하는 평가 기관에서 과도한 mAs 촬영 조건(Chest LAT:40 mAs, Pelvis LAT: 80 mAs)을 사용하는 것으로 조사되었으며, 이로 인해 ESD가 Chest lateral검사에서는 6.56, Pelvis lateral 촬영에서는 17, 32로 평가되었다. 이는 앞서 치료계획용 일반촬영에서 언급한바 있는 IAEA BSS-115의 권고선량(Table 7)을 초과하고 있어, 기관별 촬영 프로토콜을 셋업하는 것이 무엇보다 시급한 일임을 알 수 있다.

(2) 일반촬영(치료실 고정형: Cyberknife, Exactrac):

갠트리 부착형과 마찬가지로 CTDI 팬텀 및 유리선량계를 이용하여 치료실 고정형 투시장치인 Cyberknife, Exactrac에 대해 ESD를 측정하였다. Cyberknife의 부위별 일반촬영 선량에 대한 ESD 측정값과 OrgDose로 평가한 유효선량(ED)을 Table 11에, 참고문헌에 제시된 ESD 측정값과 DAP (dose- area product)를 유효선량으로 환산하는 환자인자를 적용한 결과를 Tabel 12에 각각 정리하였다. 관전압, 관전류 촬영조건 및 조사 범위의 차이 등을 감안할 때, 두 결과가 비교적 잘 일치함을 확인할 수 있었으며(2배 내외로), 갠트리부착형 치료확인 kV영상장치에서와 비슷하게 치료실 고정형 치료확인 영상장치에 의한 ESD도 대략 0.2~1.0 mGy이며, 이로 인한 유효선량은 0.01~0.08 mSv인 것으로 평가되었다. 이는 앞서 치료계획용 일반촬영에서 언급한바

Table 14. 치료확인용 kV 투시장치 (Varian OBI, Elekta XVI)의 투시촬영 선량율.

	kV	mA	ms	mAs	Frame	mGy/mAs-frame	mGy/min
Varian OBI	AP 74	50	50	2.5	90	0.02	4.5
Elekta XVI	AP 120	25	40	1	150	0.12	18

Table 15. 치료계획용 kV CT (GE Lightspeed)의 임상 촬영 조건별 CTDI 측정치.

	kVp	mA	Rot time (sec)	CTDIw	CTDIvol	%difference
Head	2.5×4i	120	200	1	30	36.58
Body	2.5×8i	120	200	1	13.2	14.8

있는 IAEA BSS-115의 권고선량(Table 7) 범위 내에 있음을 확인할 수 있었다. Exactrac의 경우에 있어서도 Table 16에 보인바와 같이 유사한 측정 결과를 얻을 수 있었다.

(3) 투시촬영: 갠트리부착형 치료확인용 kV 투시장치는 호흡에 의한 장기의 움직임을 평가할 수 있도록 투시촬영 기능을 제공한다. 선량 측정은 앞서 언급한 치료확인용 kV 일반촬영에서와 같이 CTDI 팬텀 및 유리선량계를 이용하여 치료확인용 kV 투시장치(Varian OBI, Elekta XVI)의 투시촬영에 대해 선량을 ESD/min를 측정하였다. Table 14은 기본적인 촬영 조건에서 이들 장비의 투시선량을 측정함으로써, IAEA BSS-115의 투시검사에 대한 ESD 권고량(Table 7)인 25 mGy/min 내에 있음을 확인할 수 있었다.

3) 치료계획용 kV CT: CTDI측정을 위해 10-cm ionization chamber and Electrometer (Model: 9015, Radcal, US)를 한국원자력연구원에서 교정을 실시하였음. 교정상수는 60, 80, 100 kVp 기준 선질에 대해서 각각 1.0, 0.97, 0.99로 3% 이내에서 일치하였다. Table 15은 치료계획용 CT에 대한 CTDI의 측정값(CTDI_w)과 장비 보고치(CTDI_{vol})를 비교한 결과를 나타내고 있으며, 대략 10~20% 정도의 오차 범위 내에서 일치하는 것으로 평가되었다.

CT촬영에 의한 유효선량 평가는 ImPACT, CT-Expo 프로그램에 해당 스캔장비 및 스캔 범위를 설정하면 얻을 수 있다. 하지만 장비별 세부 차이를 개별적으로 평가하기 보다는 DLP 값에 유효선량으로 환산하는 인자를 적용함으로써

대략적인 유효선량을 계산할 수 있다. 문헌³¹⁾에 따라 약간의 차이를 보이긴 하지만 본 연구에서는 아래 Table 16에 제시된 환산인자를 적용하여 정리하였다.

국내 현황조사를 바탕으로 일반 CT 및 4DCT 촬영에 대한 유효선량 평가치는 다음 Fig. 7과 같다. 대략적으로 진단영역에서 제시된 값과 비슷하나, 여전히 기관별 편차가 심하며, 조사 기관 중 한군데에서는(Fig. 7에서 붉은 십자선으로 표시됨) 4DCT 촬영 프로토콜이 적절히 설정되어 있지 않아 과다한 선량이 조사됨을 확인하고 이를 교정하였다. 4DCT의 경우, 일반촬영에 비해 5~10배의 선량이 조사될 것으로 우려하였으나 실제적으로는 일반 CT에 비해 3배 수준인 것으로 조사되어, 이 부분에 있어 특별한 선량 저감화 노력은 필요치 않을 것으로 판단하였다.

4) 치료확인용 kV CBCT: Table 17은 Varian OBI 및 Elekta XVI의 치료확인용 kV CBCT에 대한 부위별 촬영 조건과 CTDI 측정값을 정리하였다. CTDI측정은 치료계획용 kV CT에 대한 CTDI측정에 사용한 10 cm 연필형 전리함과 전리계(Model: 9015, Radcal, US)를 이용하여 CTDI 팬텀에서 측정하였다. CTDI 측정값은 Hyer 등³⁵⁾이 제시하는 수치와 매우 잘 일치함을 알 수 있으며, 대략 1~20 mGy 선량이 피폭되는 것을 확인할 수 있었다. Varian OBI의 경우 1.3배전까지는 두부 스캔 선량이 83 mGy²⁷⁾에 이르렀으나, 1.4배전에서는 360도 회전을 200도 회전으로 줄임과 동시에, 방사선에 민감한 눈 등의 피폭을 줄이기 위해 조사영역을 후방으로 제한하고, 영상 재구성 알고리즘을 향상시키는 등의 노력을 통해 5 mGy 수준으로 현저히 줄었다. CTDI로부터 유효선량의 평가에는 다양한 방법들이 제시되고 있는데, 진단용 CT와 같이 ImPACT 혹은 CT-Expo를 사

Table 16. ED/DLP conversion factor.³²⁾

	Head & neck	Chest	Pelvis
mSv/mGy-cm	0.0054	0.017	0.019

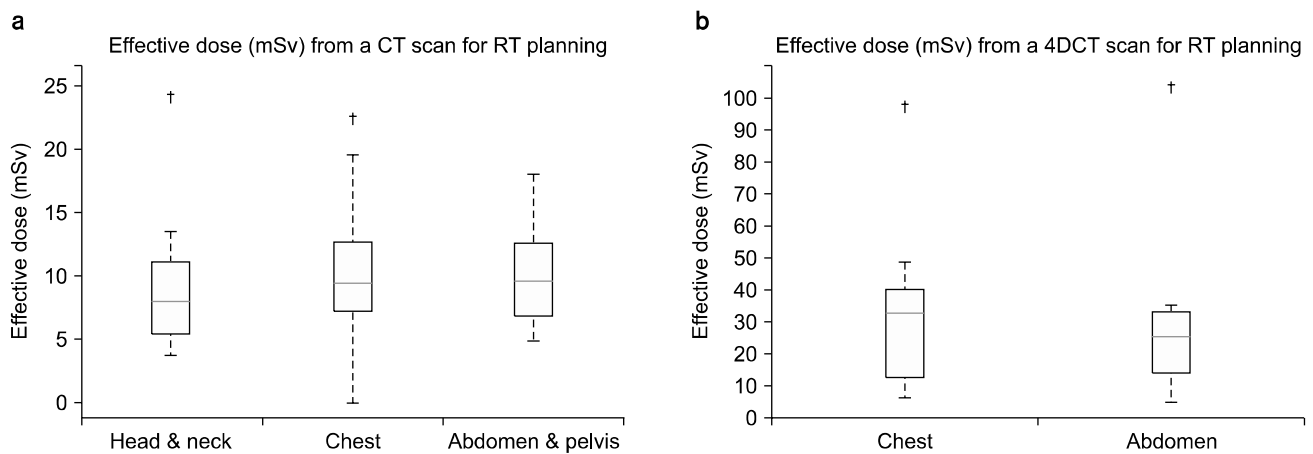


Fig. 7. 치료계획용 CT촬영에 따른 유효선량. 일반 CT (a) 및 4DCT (b).

Table 17. 치료확인용 kV CBCT의 임상 촬영 조건별 CTDI 측정치.³⁵⁾

Site	Elekta synergy ^{a)}			Varian OBI ^{a)}		
	Head standard	Chest	Pelvis	Head standard	Chest	Pelvis
kV Collimation	S20	M20	M10			
kV filter	F0	F1	F1	Full bowtie	Half bowtie	Half bowtie
kVp	100	120	120	100	110	125
mA	10	40	64	20	20	80
ms/projection	10	40	40	20	20	13
No of projections	361	643	643	360	655	655
Total mAs	36.1	1,028.8	1,646.1	145	262	680
Measured HVL (mm Al)	5.9	8.9	8.9	5.4	5.7	6.4
Acquisition angle	350~190 cw	273~269 cw	273~269 cw	88~292 cw/ccw	88~92 cw/ccw	88~92 cw/ccw
Acquisition time (s)	70	120	120	30	60	60
Axial field of view (cm)	27	41	41	25	45	45
Long field of view (cm)	26	26	12.5	18	16	16
CBDIW ³⁶⁾ (mGy)	0.98	16.62	24.13	4.6	5.8	20.28
CBDIW (mGy) ^{b)}	0.94	21.45	22.87	4.8	5.91	20.12
Effective dose (mSv) ^{b)} by ED/DLP conv ²⁹⁾	0.13	9.48	5.43	0.47	1.61	6.11
Effective dose (mSv) ²⁰⁾	0.04	7.15	3.73	0.12	1.82	4.34

^{a)}Software version 4.0 for XVI and software version 1.4 for OBI, ^{b)}this study (XVI촬영조건이 다름, Chest/Pelvis F0 (bowtie removed)모드에서 25 mA/40 ms로 측정).

Table 18. 치료확인용 MV 투시의 임상 촬영 조건별 선량 평가치.

	Head & neck	Chest	Pelvis
Avg dose (mGy)	28	25	30
Eff dose (mSv) ^{a)}	2.8	5.1	5.9
Conv factor (mSv/MU) ³⁷⁾	0.12	2.15	0.33
Eff dose (mSv) per 2MU ^{b)}	0.5	8.6	1.35

^{a)}치료빔 선량계산 프로그램인 Eclipse를 사용하여 장기별로 계산된 선량에 ICRP-60 조직가중치를 적용하여 산출한 값임. ^{b)}참고문헌³⁴⁾에서 제시하고 있는 Monitor Unit 당 유효선량 변환인자를 적용하여 산출한 값임. 본 연구의 유효선량 평가치와 5배 이상의 큰 차이를 보이고 있어 적용에 주의가 요구됨.

용할 수 있겠다. 하지만 이들 프로그램은 CBCT의 빔 선질에 대한 자료가 없으므로 이를 위해서 ImPACT에서는 유효 선질인자를 계산할 수 있는 방법을 제시하고 있다. 하지만 이 방법도 측정치와 잘 일치하지 않는 것으로 보고되고 있어, 본 연구에서는 대략적인 유효선량 평가를 위해 치료계획용 CT의 유효선량 평가에서와 같이 ED/DLP 환산 인자를 적용하였다. Varian OBI 및 Elekta XVI에 대해 제조사가 제공하는 두부, 흉부, 골반부 프로토콜을 적용하여 유리선량계로 측정된 값과 인체모형팬텀³³⁾에 광섬유커플 선량계³⁴⁾를 이용하여 장기 및 유효선량 측정된 보고치를 비교하였다. 참고문헌³²⁾의 보고에 따르면, 스캔당 장기별 선량은 대

Table 19. 치료확인용 kV CBCT 부위별 선량 평가치.

Scan Mode	Head scan		Chest scan		Pelvis scan	
	Organ	Oral mucosa	Parotid	Lung	Heart	Bladder
Varian Dose (mGy)	3.27	7.23	10.38	9.61	27.01	24.91
CBCT ImPACT ^{a)}	3.36	2.94	5.8	4.87	20.28	20.28
%difference	3%	-59%	-44%	-49%	-25%	-19%
Elekta Dose (mGy)	0.43	1.05	25.8	24.82	16.52	15.56
CBCT ImPACT ^{a)}	0.77	0.8	19.3	14.65	19.56	19.56
%difference	79%	-24%	-25%	-41%	18%	26%

^{a)}ImPACT 선량은 CTDI 팬텀기준으로 계산된 결과이며, 본 측정에서 사용한 인체모형팬텀과 다름.

부분 30 mGy을 넘지 않는 것으로 확인되었고, 30회 분할치료에 대해 매회 스캔을 가정할 경우에는 생식기에 1 Gy, 갑상선에는 0.6 Gy의 피폭선량이 있을 것으로 추정하였다.

5) MV 빔을 이용하는 치료확인용 MV 투시장치(EPID), MV CT 및 MV CTCT: MV 빔의 영상선량은 진단영상의학 분야에서 사용하지 않은 빔 선질이므로 이에 대한 연구가 미흡하여, 정확한 유효선량 평가가 어려운 실정이다. 따라서 문헌상에 보고된 변환계수를 참조하여 간접적으로 추정하거나 이들 빔을 이용한 선량계산이 가능한 치료계획장치(RTP)를 이용하여 유효선량 평가를 시도하였다.

(1) EPID: Varian Eclipse 전산화치료계획시스템을 이용하여 EPID 영상촬영(6 MV 20×20 cm, AP, LAT 각 2 MU 씩)을 전산모사하여 장기별 선량을 계산한 후 ICPR-60의 조직가중치를 적용하여 유효선량을 평가하였다.

3. 유효선량 평가방법의 타당성 검증

각 장기별 평가 선량의 타당성을 검증하기 위해 두경부, 흉부, 복부 등에 대해 2차원 및 CT 영상 촬영 시 각 장기별 선량을 유리선량계 등의 선량측정기를 이용하여 측정하였다. 저선량 측정용 유리선량계 소자를 이용 인체모형 팬텀의 두부, 흉부, 골반부의 주요장기에 삽입하여 각각 흡수 선량을 측정하였으며, 이를 문헌 조사에 따른 평가치와 비교하였다.

1) kV CBCT: Table 19은 측정치를 ImPACT 프로그램으

Table 20. 치료확인용 MVCT 부위별 선량 평가치.

Site	Head & neck		Chest		Pelvis	
	Oral mucosa	Parotid	Lung	Heart	Bladder	Rectum
Measured organs	4.8	4.95	4.57	4.6	4.2	4.1
Average dose ³⁸⁾ (mGy) ^{a)}	4.88		4.59		4.15	
DLP (25 cm scan-length)	121.88		114.63		103.75	
ED/DLP (conv. factor1) (mSv/mGy*cm)	0.0054		0.017		0.019	
Effective dose (mSv)	0.66		1.95		1.97	

^{a)}참고문헌³⁹⁾에서는 CTDI 측정용 팬텀을 이용하여 Coarse, Normal, Fine 모드별로 9.5, 14.7, 29.9 mGy로 평가함.

Table 21. 치료확인용 MV CBCT 부위별 선량 평가치.

Measured organs	Head & neck		Chest		Pelvis	
	Oral mucosa	Parotid	Lung	Heart	Bladder	Rectum
	131.1	127.3	125	118.3	109.9	112.2
Average dose (mGy)	129.20		121.65		111.05	
DLP (25 cm scan-length)	3,230.00		3,041.25		2,776.25	
ED/DLP conv. factor ²⁹⁾ (mSv/mGy*cm)	0.0054		0.017		0.019	
Effective dose (mSv)	17.44		51.70		52.75	
Conv factor (mSv/MU) ³⁴⁾	0.12		2.15		0.33	
Eff dose (mSv) per 15MU	1.8		32.25		4.95	
Measured dose (mGy) ⁴⁰⁾	47.9		-		67.4	

로 계산한 값과 비교한 결과이며 대략 ±50%의 정확도를 보였다. 이는 CBCT 빔의 선질이 ImPACT에 명시되어 있지 않고, 스캔 범위도 진단용 CT와는 다르다는 점 등을 고려할 때 대략적인 장비별 선량이나 유효선량 평가를 위해서는 유용한 도구로 활용될 수 있겠다.

2) TomoTherapy MVCT: 영상 획득용 3.5 MV 빔 선질을 이용하여 저선량 촬영 모드(slice width=6 mm; coarse acquisition mode)에서 측정하였다. 참고문헌³⁶⁾에 제시된 수치에 비해 절반 정도로 낮게 평가되었는데. 이는 사용 팬텀의 차이에서 기인한 것으로 사료된다. 앞서 지적한 바와 같이 MV 선질에 대한 장기 선량 및 유효선량의 정확한 평가는 어려운 실정이며, 본 연구에서는 치료계획용 kVCT에서 적용하였던 ED/DLP 환산인자를 적용하여 유효선량을 평가하였다. 이는 CT 선량 분포가 비교적 팬텀 내에서 균일하다는 점에 착안하여 MV CT의 선량 분포와 비슷할 것이라는 가정 하에 적용하였음. 다만 kV 선질 방사선에서는 피부 선량이 최대가 되고 뼈 조직에 대한 선량 흡수가 MV 선질에 비해 3~4배 정도 높다는 점을 주의해야 한다. 이 방법은 보다 정확한 평가 방법이 개발되기 전까지, 임상에서 간단하게 유효선량을 평가하는데 있어 유용할 것으로 사료된다.

3) Siemens MV CBCT: 임상 촬영조건인 6 MV 치료 빔을 이용하여 27.4×27.4 cm² 조사면 크기로 15 MU를 조사하여 CBCT영상을 획득하면서 인체모형 팬텀 내에 유리선량계를 삽입하여 장기별 선량을 측정하였다. 참고문헌³⁷⁾에서 제시된 선량 값에 비해 2~3배 정도 높은데 이는 조사 MU

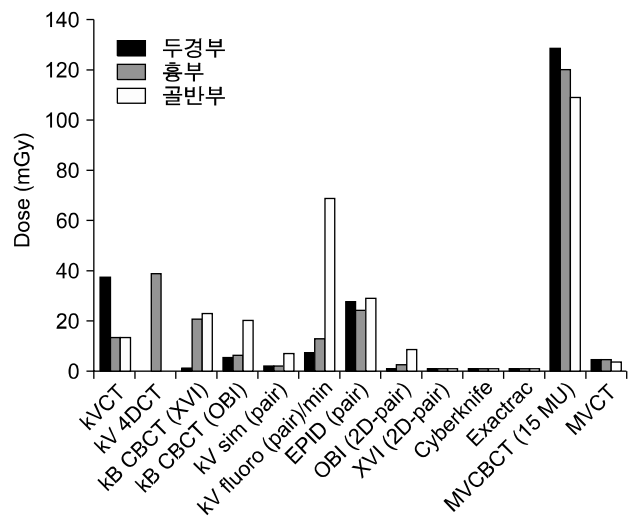


Fig. 8. 영상유도 방사선치료의 장비별, 부위별 영상 선량.

값이 큰데 기인한 것이다. 영상 화질이 나빠 임상에서 MU를 과도하게 높게 사용하고 있는 것으로 조사되었다. EPID 유효선량 평가와 마찬가지로 참고문헌에 제시된 MU당 mSv 환산인자를 적용한 결과와 ED/DLP 환산인자를 적용한 결과 사이에는 10배까지 차이를 보이고 있어, 향후 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

4. 유효선량 평가 현황

1) 영상유도 방사선치료에 있어 영상기법별, 부위별 영상선량: 본 연구를 통해 조사한 자료를 바탕으로 영상유도 방사선치료에 있어 영상기법별, 부위별 평균 영상 선량을 Fig. 9에 정리하였다. 치료계획을 위한 kV CT촬영의 경우 기관별 관전류 촬영조건에 있어 편차가 심하였으나, 평균치 기준으로 두경부의 경우 40 mGy, 체부의 경우 15 mGy로 진단CT의 피폭선량과 비슷한 수준이며, 3분위 기준으로 두경부 60 mGy, 체부 20 mGy로 식약청 권고량과 일치함을 확인할 수 있었다. 4DCT의 경우 일반CT에 비해 5~10배의 피폭이 우려되었으나, 실제 조사 결과에서는 체부 일반CT의 3배 수준인 40 mGy 정도인 것으로 평가되어, 비교적 선량 저감화가 잘 이루어지고 있는 것으로 평가되었다. 하지만 역시 관전류 조건에 있어 기관별 편차가 매우 큰 것으로 조사되었다. 치료계획 및 치료 확인용 kV 촬영에 있어서는 일반촬영의 경우 이미지 당 영상 선량(ESD)은 부위별로 1~10 mGy 수준이었으며, 촬영 횟수가 많지 않기 때문에 전체 영상선량에의 기여량은 그리 크지 않을 것으로 평가되었다. 투시촬영의 경우에 있어서도 대부분 IAEA 권고

량인 25 mGy/min 기준을 만족하고 있지만, 역시 영상선량에 대한 이해 및 관심 부족으로 이를 무시하는 게 일반화된 분위기이다.

따라서, 기법별 혹은 부위별 촬영 조건에 대해 최적화된 프로토콜을 정하지 않은 채로 사용자의 경험에 의존하여 영상 화질만을 염두에 두고 촬영 조건을 설정하고 있어 과다 피폭이 우려된다 하겠다(다만, 투시촬영 시간이 30~100초 정도로 중재기술에 비해 짧은 편이다).

2) 영상유도 방사선치료의 장비별, 부위별 유효선량: 장비별, 부위별 영상선량을 바탕으로 유효선량을 평가하여 Fig. 9에 정리하였다.

일반 CT촬영에 의한 유효선량은 부위에 상관없이 10 mSv 수준이었으며, 4DCT는 30 mSv이었다. 치료확인용 kV CBCT의 경우 일반 CT 촬영의 절반 수준인 5 mSv 내외로 평가되었다.

치료계획용 및 확인용 kV 투시장치의 일반촬영 선량은 1 mSv 보다 작았으며, 투시촬영에 의한 유효선량은 5 mSv 수준이었다. MV CT의 경우도 2~3 mSv 수준이었으나, 다만 EPID에 의한 유효선량은 부위에 따라 1~10 mSv, MV CBCT가 20~50 mSv로 치료 빔을 직접 영상선원으로 이용하는 경우가 비교적 유효선량이 높았다. EPID나 MV CBCT의 경우 환자 위치 확인을 위해 매일 촬영하는 경우에 있어서는 누적 선량에 대해 처방의사 및 치료진이 충분히 인지할 필요가 있겠다.

3) 영상촬영 시나리오별 유효선량

(1) 치료계획: CT영상은 인체내 방사선 치료선량을 계산할 때 Hounsfield단위를 이용하는 점 때문에 방사선치료계획에 있어 다른 영상으로 대체될 수 없는 기본 영상이다. 호흡으로 인한 영상 인공물을 줄이기 위해서는 호흡연동 CT가 도움이 된다. 이 검사과정에서 호흡위상별로 CT영상 세트를 얻기 위해 같은 위치에서 반복 촬영이 이루어진다. 기존의 치료계획용 투시장치를 활용하여 얻는 CBCT도 개발 되어 있다(Varian Acuity). 하지만 cupping 인공산물이 생기거나 1차선에 비해 산란선 비중이 훨씬 많아서 Hounsfield 단위가 부정확하다는 단점을 갖고 있다.⁴¹⁾ 고체형 패널 검출기의 전하 트랩핑이나 검출 신호를 뽑아낸 후에도 약간의 신호가 잔존하는 현상 등은 일반 CT에서는 볼 수 없는 단점이다. 이러한 이유로 CBCT는 주로 치료실에서 환자 위치 확인을 위해 이용된다. MVCT는 kVCT에 비해 대조도가 떨어지지만 원자번호가 높은 물질에서 발생하는 streaking 인공산물이 덜 발생한다. 더욱이 영상재전에 의한 MVCT Hounsfield 수는 치료빔에 의해 감쇄하는 매질의 전

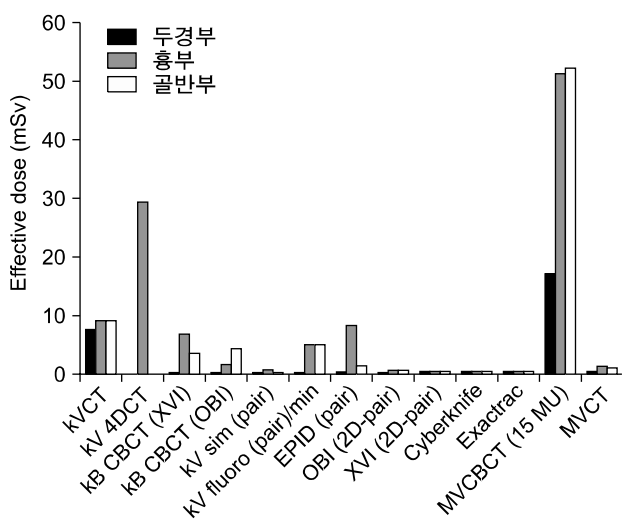


Fig. 9. 영상유도 방사선치료의 장비별, 부위별 유효선량.

자밀도에 더 가깝기 때문에 치료빔의 선량계산측면에서는 더 정확할 수 있다.

(2) 움직임 평가를 위한 치료전 투시 검사: 치료도중 호흡으로 인한 장기 움직임에 대처하는 방법들은 단순히 이를 포함할 수 있도록 넓은 치료계획 마진을 설정하는데 그치지 않고 보다 적극적으로 이를 관리하고자 하는 게 최근 기술들의 목적이다. 즉, (1) 호흡 멈춤, 능동형 호흡 조절기⁴¹⁾ 등을 통해 움직임을 줄이거나, 호흡 위상을 실시간으로 추적하여 특정 호흡 위상 범위를 게이트 구간으로 설정하여 빔을 조사하거나,⁴³⁾ (3) 타겟의 위치를 추적하여 빔을 실시간으로 이에 조준해주는 방식⁴⁴⁾이다. 이 방법들은 호흡 관리에 필요한 파라미터들을 결정해야하기 때문에, 치료 전 움직임을 평가해야 한다. 4DCT를 통해 움직임을 분석해 볼 수 있겠으나, 이는 몇 안 되는 호흡 주기의 짧은 시간동안에 이루어져 복잡한 호흡 운동의 특성을 파악하기에는 부족한 경우가 종종 있다. 이를 위해서 30초에서 수분에 걸쳐 투시영상을 촬영하기도 한다. 투시영상 검사를 5분정도 시행하면 선량이 100 mGy를 넘어갈 수도 있으므로 전체적으로 영상선량예산에 포함시켜야 한다.

(3) 모의치료: 모의치료는 치료실에서 환자 위치를 정렬할 때 얻은 영상이 얼마나 치료계획과 동일한지를 결정하기 위해 환자 셋업 기준 영상을 획득하는 과정이다. 전통적으로 이 영상들은 치료계획 CT검사를 시행한 후, 모의치료기로 일컬어지는 치료기와 동일한 기하학적 구조를 갖는 킬로볼트 투시장치를 통해 얻었다. 이렇게 얻는 한 장 혹은 두 장의 진단영상 화질의 킬로볼트 촬영에 의한 피폭선량도 또한 총 영상선량 예산에 포함되어야 한다. 필름-스크린 모의치료기 장치의 경우, 흉부 촬영에 의한 전형적인 피폭선량은 AP방향에 대해서는 0.025 mSv, 측면 방향에 대해서는 0.075 mSv인 것으로 보고하고 있다.²⁰⁾

하지만 최근에는 치료계획 CT로부터 Beam's Eye View 디지털재구성촬영영상(DRR)을 쉽게 얻을 수 있기 때문에 굳이 환자 셋업 과정에 불필요하게 모의치료 과정을 추가하여 오히려 세업 정확도를 떨어트릴 이유가 없기 때문에 사용이 급격히 줄고 있다. 이 예는 보기 드물게 치료 정확도를 높이면서도 동시에 영상선량은 줄여준 케이스이다.

(4) 치료 간 셋업: CT영상을 이용하여 치료계획을 마친 후 가장 일반적으로 치료 중 사용하는 영상은 치료에 앞서 환자 위치 확인을 위한 것이다. 예전에는 메가볼트 포탈영상이 주로 이용되었으나, 최근에는 kV 촬영, 치료실내 CT가 많이 이용된다. 3차원 위치 확인을 위해서는 서로 수직인 방향에서 쌍으로 얻은 영상이 필요하다.

먼저, 포탈영상에 대한 스케줄로는 몇 가지 방법들이 있다. 가장 횡수가 적은 방법으로는 매 주 영상을 얻는 방법으로, 비교적 간단한 치료에 이용된다. 보다 정밀한 조준이 필요한 경우에는 처음 일 주 동안에는 매일 촬영하여 종양의 움직임과 계통적 오류를 평가하여 보정하고, 그 이후에는 주 단위로 촬영하는 방법이다. 이 보다 더 정밀한 조준이 요구되는 경우에는 매일 포탈영상을 촬영해야 한다. 고체형 포탈영상 검출기가 개발되어, 필름을 사용하는 시절보다 훨씬 효율적이 되었고, 선량 또한 작아졌기 때문에 보다 자주 포탈 영상 확인이 권장되고 있다.

둘째로 치료확인용 kV 촬영으로 치료실에 설치된 kV 영상시스템은 기존의 환자 셋업을 위해 이용되었던 EPID를 대체하였다. 대부분 수직인 두 방향에서 영상을 획득하는데, OBI, XVI와 같은 갠트리 부착형의 경우 전통적인 AP/LAT 영상을 이용하거나, Cyberknife나 Exactrac시스템과 같이 치료실 설치형에서는 비스듬한 방향에서 영상을 얻어 3차원 위치 확인을 한다. 환자 셋업과정에서 여러 쌍의 이미지를 얻기도 하는데, 예를 들어 정위방사선수술과 같은 치료의 경우 대략적인 위치 확인을 위해 먼저 영상을 얻고, 다시 셋업의 정확도를 확인하거나 필요시 보다 정밀한 위치 조정을 위해 추가적으로 영상을 얻을 수 있겠다.

또 다른 방법으로 치료확인용 CT가 있다. 치료실에서 얻는 2차원 촬영은 골격 구조나 체내 삽입된 마커를 기준점으로 환자 위치 조정이 가능하지만 연조직의 위치나 모양을 확인하는 데는 한계가 있다. 이런 제한점을 극복하기 위해 치료실 CT가 개발되어, 치료 직전에 연조직 병변의 위치를 확인하는데 도움을 주고 있다.⁴⁵⁾ 기존의 진단용CT를 치료용 테이블을 공동으로 사용할 수 있도록 개조하여 치료실 내에 설치한 CT on-rails 장비가 있는 반면, 빔에 수직인 방향으로 kV 엑스선원과 검출기를 갠트리에 부착하여 갠트리 회전을 이용하여 kV CBCT를 얻는 장비들도 있다. 또한 치료빔을 직접 영상 선원으로 활용하여 EPID 검출기를 통해 MV CBCT를 얻는 장비도 있다. 마지막으로 TomoTherapy는 CT형태의 갠트리 구조에 MV 선원을 이용하여 CT영상을 얻도록 개발된 치료기이다.

치료실에서 어떤 형태로 CT영상이 얻어지든 간에, 현재 이 영상의 가장 주된 용도는 환자의 위치 확인 및 조정이다. 각 장비별로 영상 화질이 좋은 대신 높은 선량이 피폭되거나 잡음이 많지만 선량을 줄여줄 수 있는 다양한 촬영 모드들이 개발되었지만 일반적으로 피폭선량 CTDI_w를 10~50 mGy수준으로 유지하고 있다.

(5) 치료중 감시: 치료중 타겟의 위치가 크게 변할 수 있

거나 정위프레임 고정없이 방사선수술을 시행하는 경우와 같이 정밀한 위치 정확성에 요구될 때 치료중 타겟의 지속적인 관찰이 필요하다. 획득된 영상은 단순히 확인 차원에서 이용될 수도, 보다 적극적으로 빔 게이트 혹은 중앙 추적치료에 이용될 수 있다.

Cyberknife시스템은 kV 촬영을 이용하여 치료전 환자 셋업에 이용할뿐더러 치료 도중에도 규칙적인 kV 촬영을 통해 타겟의 위치를 확인하여, 만약 타겟의 위치 변화가 있을 경우 빔의 위치를 이에 맞게 조정하여 준다. 정위방사선치료는 대개 1회로 치료를 마치는 방사선수술과 2~5회 분할치료를 하는 체부정위방사선치료가 있다. 분당 대략 1~2회 이미지 쌍을 획득하여 1회 치료 당 30~50 이미지 쌍을 얻지만, 필요에 따라 수초에 한 번 혹은 치료 전과 후에만

영상을 찍을 수도 있다. 전형적인 뇌정위방사선수술의 경우 분할조사 없이 1회 치료로 끝나며 30~60초 간격으로 영상을 촬영하여 대략 30 이미지 쌍을 획득한다고 보고⁴⁶⁾하고 있다. 이로 인해 ESD 7.5 mGy의 환자 피폭 선량이 있는 것으로 평가된다. Spine치료의 경우 3회에 걸쳐 분할치료가 시행되며 치료 당 20~40 이미지쌍이 얻어지며 부위에 따라 C-spine은 22.5 mGy, sacrum은 200 mGy로 조사되었다.

(6) 영상촬영 시나리오별 유효선량: 영상유도 방사선치료 시나리오에 따라 전형적인 영상촬영 기법 및 횟수를 적용하였을 경우에 대한 유효선량 평가치를 Fig. 10에 정리하였다. 먼저 두경부 치료에 있어 2회의 치료계획용CT를 촬영을 실시하고, 7주 동안 매주 1회 EPID를 이용하여 치료 확인 영상을 촬영할 경우 총 영상에 의한 유효선량은 20 mSv이었다. 폐암 일반치료 시행을 위해 총 2회 치료계획용CT를 촬영하고, 7주 동안 매주 1회 kV 일반촬영을 실시하여 환자 치료 위치 확인을 실시하였다면, 이 경우도 20 mSv 수준의 유효선량을 받을 것으로 평가되었다. 폐암 게이트 방사선치료 시행을 위해 4DCT를 2회 촬영(60 mSv)하고, 16회 분할치료 시행에 있어 호흡에 의한 타겟 위치 확인을 위해 매번 kV CBCT(29 mSv) 및 20초간 kV 투시촬영(27 mSv)을 병행하였을 경우, 총 영상촬영에 따른 유효선량은 120 mSv에 이를 것으로 평가되었다. 전립선암 IMRT치료를 위해 2회 치료계획용CT 촬영과 매일 치료위치 확인을 위해 kV CBCT를 총 35회 시행하였다면, 20 mSv의 치료계획용CT 유효선량과 130 mSv의 kV CBCT선

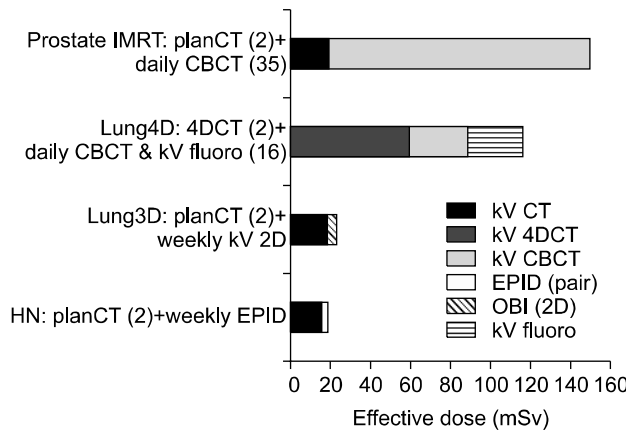


Fig. 10. 영상유도 방사선치료 시나리오 별 누적 유효선량.

Table 22. 영상유도 방사선치료에 있어 영상기법별, 부위별 기준선량 권고안.

		촬영 조건	기준(mGy)	비고
일반촬영(ESD/radiograph: mGy)	Head & neck	PA	5	
		LAT	3	
	Chest	PA	0.4	
		LAT	1.5	
	Abdomen/Pelvis	AP	10	
투시촬영(ESD/min: mGy/min)	Normal	25 mGy/min		
	High level	100 mGy/min (IVR)		
치료계획용CT (CTDIvol: mGy)	Head	60	식약청 방사선안전시리즈19	
	Abdomen	20		
4DCT (CTDIvol: mGy)	Abdomen	Abdomen	60	본 연구
		Head	5	
		Chest	15	
		Pelvis	25	
kVCBCT	Head	5	제조사 스캔모드 및 본연구	
	Chest	15		
EPID (ESD: mGy)			50	10 mGy/MU
MVCT (CTDI: mGy)			30	제조사 스캔모드
MVCBCT (CTDI: mGy)			90	10 mGy/MU

량을 합해 총 150 mSv의 유효선량을 받게 된다.

영상유도방사선치료에 있어서는 치료하고자 하는 종양에 빔을 조준하기 위해 필요한 정보를 얻기 위해 영상이 이용되기 때문에 영상의 질보다는 영상을 얻는 횟수가 중요하다. 개별 치료 시나리오에 따라, 영상 횟수를 늘릴수록 치료 선량의 오차 및 이에 따른 심각성은 줄어들 것으로 단일 촬영에 있어 선량 저감화 방안 및 기준치를 두는 것은 중요하지만, 촬영 횟수에 제한을 정하는 것은 의미가 없으며, 다만 치료진이 영상촬영으로 인해 환자에게 피폭되는 선량에 대해 잘 인지하고 있어야 하겠다.

영상유도방사선치료에 있어서 영상 선량 권고

1. 기준 선량

본 과제에서 시행한 영상촬영 프로토콜 조사 및 측정, 그리고 문헌 조사를 토대로 영상유도 방사선치료에 있어 영상선량 권고 기준치를 Table 22과 같이 권고하고자 한다.

2. 선량 저감화 및 최적화 방안

진단영상 분야에서 선량 관리를 위해 일반적으로 이용되고 원칙은 ALARA (as low as reasonably achievable)이다. 방사선치료에 수반되는 방사선 영상의 선량 저감화 및 최적화를 위해서는 유효선량을 줄이기 위한 방법들, 가령 필요한 정보 손실 없이 영상촬영범위(Field Of View)를 줄여 주는 방법 또는 보다 효율적인 영상 모드나 기법들을 이용하는 것이다.

진단목적의 영상에서는 피폭 정도가 영상 질에 직접적인 영향을 미친다. 예를 들어 대비도를 높이고 잡음을 줄여야 한다면 피폭 준위를 높여야 한다. 반면에 영상유도방사선 치료에 있어서는 치료하고자 하는 종양에 빔을 조준하기 위해 필요한 정보를 얻기 위해 영상이 이용되기 때문에 영상의 질보다는 영상을 얻는 횟수가 중요하다. 개별 치료 시나리오에 따라, 영상 횟수를 늘릴수록 치료 선량의 오차 및 이에 따른 심각성은 줄어들 것이다. 하지만 일정 수준에 도달하면 영상 횟수를 증가시켜도 치료선량 오차 감소 정도에 비해 오히려 주변 정상 조직에 대한 선량만 증가시키는 결과를 초래하는 단계에 도달할 수도 있을 것이다.

만일 이 단계를 알아낼 수 있다면 이 피폭 준위가 바로 영상선량에 따른 비용과 치료 빔의 조준에 따른 치료선량 오차의 이득이 최적화되는 지점이라고 할 수 있겠다.

1) **영상 조사면 최소화:** 미국 연방법 규정에 따르면 의료 엑스선 영상의 피폭 제한에 대해서는 방사선 조사 면적이

검출기의 면적 이상이 되게 하지 말라는 것뿐이다. 영상을 얻을 수 있는 면적보다 넓게 방사선을 조사하는 것이 불필요하다는 것은 당연하다. 이 점은 불필요한 환자 피폭을 줄이는데 있어 필요조건이기는 하지만 충분조건은 아니다. 사실 영상유도방사선치료에 있어서 영상을 위해 조사되는 범위 중에서 빔을 환자에 조준하는 목적으로 사용되는 영역 이외의 피폭은 전혀 불필요한 선량이라 하겠다. 예를 들어 종양 부근 작은 영역에 모여 있는 마커들을 이용하여 치료 빔을 조준하는 경우에는 직경 5 cm 정도, 즉 조사 면적이 20 cm²이면 충분할 수도 있다. 반면에 20×20 cm²의 영상 검출기의 면적 크기는 400 cm²이다.

유효선량은 본질적으로 선량의 공간적분을 의미하는 양으로, 일반 촬영 및 투시의 경우 조사면적이, 그리고 CT에 있어서는 스캔 길이의 곱으로 포함된다. 따라서 유효선량을 줄이기 위해서는 조사면의 크기를 필요에 따라 조절하여 종양 부위만 검사, 확인할 수 있도록 조사면의 크기 조절이 가능한 콜리메이터가 필요하다. Varian OBI, Elekta XVI, Cyberknife나 Novalis Exactrac장비는 이미 이러한 기능이 구현되어 있으므로 이를 적절히 사용하려는 노력이 필요하다. 조사면의 크기를 줄여주면 산란선이 줄어들어 영상 화질도 개선되는 이득을 얻을 수 있다. 동일하게 치료실내 CT 혹은 CBCT 장치의 경우에도 요구되는 영상 작업의 목적에 맞게 영상 측정 범위를 제한하는 노력이 필요하다. 이는 CT 스캔 길이를 제한하거나, 더 나아가서 axial 스캔의 FOV도 제한함으로써 가능하다. 예를 들어 Varian OBI 최근 버전에서는 axial FOV를 제한할 수 있는 Pelvis SpotLight 모드가 제공된다.

2) **펄스형 투시영상:** 투시영상은 일반적으로 초당 15 내지 30 프레임의 영상을 획득한다. 이때 조사량은 각 프레임당 인체 구조물 확인에 적절한 영상을 얻을 수 있도록 설정된다. 영상유도방사선치료에서 투시영상은 심장 박동이나 호흡에 의한 종양의 움직임을 관찰하기 위해 치료계획을 목적으로 치료계획용 투시장치들이 종종 이용되거나 치료실에서는 치료확인용 투시장치들이 종종 이용된다. 이때 종양의 위치를 명확히 확인하기 위해 금속 마커를 삽입하여 이를 이용해 종양의 위치를 확인하는 경우가 많다.

투시영상을 위한 피폭선량은 다음 세 가지 방법을 활용하여 줄여 줄 수 있다. (1) 통상적인 초당 30 프레임 투시영상을 유지하는 대신 전체 조사 시간을 줄이는 방법이다. (2) 통상적인 프레임 당 조사시간인 32 ms을 유지하는 대신 초당 프레임 수를 줄이는 방법이다. (3) 프레임당 조사 시간 및 초당 프레임 수 양쪽을 모두 줄이는 방법이다. 보

통 호흡 주기는 초당 0.3~1 사이클 정도이며 심장 박동 수는 초당 2 사이클 미만이다. 일반적으로는 초당 몇 사이클 이상의 종양 움직임은 관찰되지 않는다. 따라서 심장 박동이나 호흡에 의한 종양의 운동 궤적을 얻기 위해서는 초당 3~4회 프레임, 프레임 당 32 ms 조사시간 정도로, 펄스형 투시 영상을 획득하면 충분하다. 이렇게 하면 연속조사모드로 투시영상을 촬영할 경우에 비해서 10배 정도의 선량 감소를 얻을 수 있어 선량 저감화를 위한 매우 중요한 기법이라 하겠다. 하지만 투시영상의 초당 프레임 수를 낮출 때 종양의 움직임이 때론 규칙적이지 않아 위치예측이 어렵거나, 호흡동기 또는 종양추적 방사선치료를 위해서는 종양 위치정보를 얻은 영상획득 시간과 치료 빔 전달 시간 사이의 지연을 최소화하여야 하여야 종양의 위치에 빔이 정확히 조준된 치료가 가능해 지기 때문에 이를 감안하여 초당 프레임 수를 설정해야 한다. 이는 낮출 수 있는 초당 프레임 수에 한계를 준다.

3) 관전압, 관전류 자동조절(Automatic Bright Control, Automatic Exposure Control) 기능 사용: 투시장치에는 환자에 의한 방사선의 감쇄도를 검출기에서 자동으로 감지하여 신호대잡음비를 일정하게 유지할 수 있도록 자동으로 촬영조건 kV, mA를 조절해 주는 기능이 있다. 하지만 본 과제의 조사에 따르면 종양학과 내에서는 이에 대한 이해가 부족하고, 사용상의 불편함으로 인해 사용자가 이 기능을 무시하는 기관이 많은 것으로 파악되었다. 사용자가 자신의 경험을 기초로 임의로 촬영조건을 선택하는 경향이 있어 이 경우 자칫 환자의 과다 피폭을 초래할 위험을 내포하고 있다. 일단 사용자는 자동 출력조절기능을 사용하여 기준 조건을 얻은 다음 이를 기초로 경우에 따라 촬영조건을 약간씩 조정해 주는 노력이 필요하다 하겠다.

마찬가지로 CT의 경우에 있어서도 인체 두께 및 밀도에 따른 투과율 차이를 보정하기 위해 자동 관전류 조절 기능을 제공하고 있다. 따라서 장비 엔지니어의 도움을 받아 영상 질을 유지하면서 불필요한 피폭을 줄일 수 있도록 관전류 자동 조절 기능을 프로토콜화 하여 임상에 사용할 필요가 있다.

4) 명시된 부위별 촬영조건 프로토콜을 만들 것: 조사한 바에 의하면 특히 치료계획용 및 치료확인용 일반촬영 및 투시촬영에 있어 대부분 제조사별로 부위별 프로토콜이 설정되어 있지 않기 때문에 사용 기관에서 구체적인 프로토콜 없이 단지 사용자의 경험에만 의존하여 촬영 조건을 설정하는 게 현실이다. 이는 그동안 방사선치료에 있어 영상 선량에 대한 무관심에 따른 결과인데, 이로 인해 불필요한

과다 피폭이 발생할 여지가 충분히 있다 하겠다. 최근에는 투시장비에서도 CT에서와 마찬가지로 조사선량을 보고하고 기록하도록 규제하고 있기 때문에 쉽게 피폭 선량 정보를 얻을 수 있다. 이들을 참고하고 제조사의 사용자 매뉴얼, 그리고 문헌을 통하거나 전문가의 도움을 받아 구체적인 촬영 프로토콜을 설정해야 할 것이다.

결 론

서론에서 언급한 바와 같이 영상유도방사선치료에 이용되는 다양한 형태의 영상장치들에 의한 유효선량을 정확하게 평가하기란 쉽지 않다. 본 연구에서도 여전히 평가의 정확도 측면에서 부족한 측면이 있었다. 특히나 메가볼트 영상-즉 EPID 및 MV CT 및 MV CBCT-은 아직도 평가 방법에 따라 그 차이가 10배가량 차이를 보이고 있어, 이 분야에 대한 적극적인 연구가 필요하다고 하겠다. 하지만 국내에서는 최초로 전국 단위의 조사 및 현황 파악을 실시하여 자료를 수집하였다는 점과, 이를 바탕으로 관련 종사자들의 주의를 환기시켜 향후 추가 연구 및 환자치료의 안전에 활용할 수 있었다는 점에서 가장 큰 의의를 삼고자 한다. 또한 개별 장비 간 관전압, 관전류 등의 정확도에 따른 편차도 있을 수 있겠지만 이 보다는 오히려 각 기관에서 사용하는 영상촬영 프로토콜의 편차가 훨씬 크다는 것을 본 연구에서 파악할 수 있었다. 따라서 각 기관별 촬영 프로토콜을 상호 비교해 볼 수 있는 자료를 제시함으로써 각 기관별로 선량저감화 내지는 최적화하는 방향으로 유도해 나가는 것이 가능할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Brenner DJ, Hall EJ: Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 357(22):2277-2284 (2007)
2. Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP, et al: Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. Arch Intern Med 169(22): 2071-2077 (2009)
3. Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, Wagner LK: Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 1, characteristics of radiation injury. AJR Am J Roentgenol 177:3-20 (2001)
4. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/ucm185898.htm>, Safety Investigation of CT Brain Perfusion Scans: Update 11/9/2010
5. <http://www.imagegently.org>

6. <http://www.imagewisely.org>
7. **Aird EGA**: Second cancer risk, concomitant exposures, and IRMER2000. *Br J Radiol* 77:983-985 (2004)
8. **Shope TB**: Radiation-induced skin injuries from fluoroscopy. *Radiographics* 16:1195-1199 (1996)
9. **Followill D, Geis P, Boyer A**: Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity-modulated conformal therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38:667-672 (1997)
10. **Hall EJ, Wuu CS**: Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 56:83-88 (2003)
11. **Brenner D**: Induced cancers after prostate-cancer radiotherapy: No cause for concern? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 65: 637-639 (2006)
12. **BEIR**: Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations BEIR V, National, Research Council, Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR V National Academy Press. Washington, DC (1990)
13. **Brenner DJ**: Estimating cancer risks from pediatric CT: Going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol* 32: 228-231 (2002)
14. **NCRP**: Medical x-ray, electron beam and gamma-ray protection for energies up to 50 MeV Equipment design, performance and use. NCRP Report 102 (1989)
15. **Tremains MR, Georgiadis GM, Dennis MJ**: Radiation exposure with use of the inverted C-arm technique in upper-extremity surgery. *J Bone Jt Surg* 83A:674-768 (2001)
16. **Chu RYL, Fisher J, Archer BR, et al**: Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures. AAPM Report 31 (1990)
17. **McCullough CH, Schueler BA**: Calculation of effective dose. *Med Phys* 27:828-837 (2000)
18. **Jacobi W**: The concept of effective dose: A proposal for the combination of organ doses. *J Radiat Environ Biophys* 12:101-109 (1975)
19. **Perkins CL, Fox T, Elder E, Kooby DA, Staley III CA, Landry J**: Image-guided radiation therapy IGRT in gastrointestinal tumors. *JOP: Journal of the Pancreas Online* 7:372-381 (2006)
20. Radiation Exposure in Computed Tomography, edited by H. D. Nagel CTB Publications, Hamburg, Germany (2002)
21. **McCullough C, Leng S, Yu L, Cody D, Boone J, Gray M**: CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 259(2):311-316 (2011)
22. 보건복지부, 방사선안전관리시리즈 No.19: CT 엑스선검사에서 환자선량 권고량 가이드라인 (2009)
23. **Low DA, et al**: A method for the reconstruction of four-dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med Phys* 30:1254-1263 (2003)
24. **Islam MK, Purdie TG, Norrlinger BD, et al**: Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Med Phys* 33:1573-1582 (2006)
25. **Amer A, et al**: Doses from cone beam CT integrated to a radiotherapy treatment machine. United Kingdom Radiation Oncology Conference, April (2005)
26. **Song W, Kamath S, Ozawa S, et al**: A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med Phys* 35(2):480-486 (2008)
27. **Ding G, Munro P, et al**: Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiother Oncol* 97:585-592 (2010)
28. **Chen J, Morin O, Aubin M, Bucci MK, Chuang CF, Poulit J**: Dose-guided radiation therapy with megavoltage cone-beam CT. *Br J Radiol* 79:S87-S98 (2006)
29. **Winston JP, Gilley DB**: Patient Exposure and Dose Guide 2003, Conference of Radiation Control Program Directors. CRCPD publication E-03-2 (2003)
30. http://www.cyberknife.com.tr/images/yayin/Imaging_Whitepaper.pdf, Estimation of the imaging dose for the Cyberknife robotic radiosurgery system
31. **Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M**: National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 79:968-980 (2006)
32. **Huda W, Ogden MK, Khorasani M**: Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 248:995-1003 (2008)
33. **Winslow JF, Hyer DE, Fisher RF, Tien CJ, Hintenlang DE**: Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *J Appl Clin Med Phys* 10:195-204 (2009)
34. **Hyer DE, Fisher RF, Hintenlang DE**: Characterization of a water-equivalent fiber-optic coupled dosimeter for use in diagnostic radiology. *Med Phys* 36:1711-1716 (2009)
35. **Hyer DE, Serago CF, Kim S, Li JG, Hintenlang DE**: An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. *J Appl Clin Med Phys* 11:181-197 (2010)
36. **Hyer DE, Hintenlang DE**: Estimation of organ doses from kilovoltage cone-beam CT imaging used during radiotherapy patient position verification. *Med Phys* 37:4620-4626 (2010)
37. **Waddington SP, McKensie AL**: Assessment of effective dose from concomitant exposures required in verification of the target volume in radiotherapy. *Br J Radiol* 77:557-561 (2004)
38. **CEP10071**: X-ray tomographic image guided radiotherapy systems. Purchasing and Supply Agency (2010)
39. **Shah AP, Langen KM, Ruchala KJ, Cox A, Kupelian PA, Meeks SK**: Patient dose from megavoltage computed tomography imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 70:1579-1587 (2008)
40. **Morin O, et al**: Patient dose considerations for routine megavoltage cone-beam CT imaging. *Med Phys* 34:1819-1827, (2007)
41. **Siewerdsen JH, Jaffray DA**: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 28:220-231 (2001)
42. **Wong JW, et al**: The use of active breathing control ABC to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44:911-919 (1999)
43. **Kubo HD, Hill BC**: Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study. *Phys Med Biol* 41:83-91 (1996)
44. **Schweikard A, Glosser G, Bodduluri M, Murphy M, Adler JR**: Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. *Comput Aided Surg* 5:263-277 (2000)

45. Siewerdsen JH, et al: Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. Med Phys 32:241-254 (2005)

46. Murphy MJ, Chang SD, Gibbs IC: Patterns of patient movement during frameless image-guided radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 55:1400-1408 (2003)

영상유도방사선치료에 있어 영상선량 가이드라인

*울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과, †인하대학교병원 방사선종양학과, ‡성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과, §가천의대길병원 방사선종양학과, ||한양대학교병원 방사선종양학과, ¶순천향대학교 순천향대학교병원 방사선종양학과, **을지대학교병원 방사선학과, ††경희대학교 의과대학 경희의료원 방사선종양학과, †††관동대제일병원 방사선종양학과, §§인제대학교병원 방사선종양학과, |||원자력의학원 방사선암연구부

조병철* · 허현도[†] · 김진성[‡] · 최진호[§] · 김성훈^{||} · 조광환[¶] · 조삼주^{**} · 민철기[¶] · 신동오^{††}
 이상훈^{††} · 박동욱^{§§} · 김금배^{|||} · 최상현[†] · 김혜영[‡] · 안우상* · 김태형^{|||} · 한수철^{|||}

방사선 치료 시 보다 정확한 환자자세 및 종양위치 확인을 위해 다양한 형태의 방사선영상장치들이 사용되면서 이에 따른 환자 피폭 관리의 필요성이 증대되고 있다. 진단영상의학 분야에서는 의료방사선 이용의 급격한 증가로 인해 이에 의한 2차 암발생률 증가에 대한 보고들이 사회적인 반향을 일으켰고, 투시촬영 및 CT 등에 의한 과다 피폭 사례가 밝혀지면서 이를 막기 위해 image gently, image wisely 캠페인이 수년전부터 미국을 중심으로 확산되고 있다. 반면에 방사선 종양학 분야에서는 방사선치료로 받는 선량에 비해 영상선량은 무시할 수준이어서 아직까지 이에 대한 관심이 상대적으로 작은 게 사실이다. 하지만 암의 조기 발견, 방사선치료 성적의 향상 등으로 환자의 기대수명이 증대되고 있고, 특히 소아의 경우 상대적으로 높은 방사선 민감도 및 기대 수명을 고려할 때 방사선장해방어를 위해 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 입각하여 영상유도 방사선치료에 수반되는 영상선량의 적절한 관리가 필요하다고 사료된다. 하지만 영상유도기법으로 인해 방사선치료의 정확도를 높이고 고 선량이 피폭되는 치료범위를 더 작게 할 수도 있기 때문에 단순한 최소화가 아닌 최적화가 이루어져야 하겠다. 이러한 맥락에서 본 가이드라인에서는 (1) 영상유도기술 및 수반되는 영상선량에 대해 정리하고, (2) 영상유도 장비 및 이용실태에 대한 국내 현황을 파악, (3) 적절한 영상유도를 위한 최적화 방안들을 모색하여 권고안을 제시하고자 한다.

중심단어: 방사선치료, 영상유도방사선치료, 영상선량, 유효선량