

kV Cone Beam Computed Tomography (CBCT)를 이용한 전립선암 영상유도방사선치료 시 흡수선량 및 유효선량에 관한 고찰

서울아산병원 방사선종양학과

나종역 · 이도근 · 김진수 · 백금문 · 권경태

목 적: 전립선암 환자를 대상으로 kV 콘빔CT를 이용한 영상유도방사선치료 시 촬영조건에 따른 인체의 각 장기들에 미치는 흡수선량(absorbed dose)과 유효선량(effective dose)을 비교 평가해 보고자 한다.

대상 및 방법: 환자를 대상으로 직접 실험할 수 없으므로 인체의 구성과 조직이 흡사한 인체 모형 팬텀(Anderson rando Phantom, Alderson Research Laboratories Inc., USA)과 전산화 단층 모의치료기(Lightspeed RT CT, GE, USA)를 이용하여 국제 방사선 방호 위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)에서 권고된 신체 내 중요 장기들을 묘사하였다. 팬텀 내부의 묘사된 주요 장기에 선량 측정을 위하여 열형광선량계(TLD 100 Lif rods, Harshaw Chemical Co., USA)를 1~8개 삽입한 후 팬텀의 중심을 전립선에 위치시키고, On board imager (OBI) System이 부착된 의료용 선형 가속기(Clinac iX, Varian, USA)를 이용하여 두 가지 촬영모드인 표준모드(Standard-mode, A-mode)와 저선량모드(Low-dose mode, B-mode)에서 kV 콘빔 CT 촬영을 각 3회씩 반복해서 측정하였다.

결 과: 인체 모형 팬텀을 이용하여 전립선암 환자를 대상으로 한 kV 콘빔 CT 촬영을 시행한 결과 전립선, 방광, 직장에 대한 흡수선량은 A-mode인 경우 각각 5.5 cGy/1회, 6.5 cGy/1회, 5.7 cGy/1회, B-mode인 경우 1.1 cGy/1회, 1.3 cGy/1회, 1.2 cGy/1회 결과를 보였다. 각 장기에 대한 조직가중치를 고려한 유효선량은 A-mode와 B-mode에서 19.1 mSv, 4.4 mSv의 결과로 나타났다. kV 콘빔CT 촬영 시 인체에 미치는 유효선량을 측정할 결과, 전립선암 영상유도방사선치료 시 A-mode 콘빔CT는 B-mode 콘빔CT보다 환자가 받는 선량이 약 4배 이상 증가하는 것을 알 수 있었다.

결 론: 그러므로 전립선암 영상유도방사선치료 시 환자가 받는 치료 이외의 선량을 고려했을 때 가능한 B-mode 또는 낮은 촬영 조건을 설정하여 환자가 받는 치료이외선량을 가능한 한 줄일 필요가 있다고 사료된다.

핵심용어: 콘빔CT, 영상유도방사선치료, 유효선량, TLD

서 론

전산화단층 모의치료기(CT Simulator)의 도입으로 3차원 공간개념을 적용한 3차원 입체조형치료(3-Dimensional Conformal Therapy, 3DRT)가 시작되었고 그 이후 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)가 도입되면서 더욱 정밀한 방사선 치료계획 및 치료가 가능하게 되었다. 현재 방사선 치료는 통상적인 2차원적 방사선 치료에서 3차원 입체조형방사선 치료, 정밀하고 정확한 방사선치료인 세기조절 방사선치료와 영상유도방사선치료로 발전하고 있다.¹⁾

모의 치료와 실제 치료 사이에 존재하는 치료간 set up er-

ror를 줄이고 치료중에 발생하는 종양의 움직임을 실시간으로 치료에 반영하여 방사선 치료의 정확성을 더욱 높이고자 하는 것이 영상유도방사선치료(Image-Guided Radiation Therapy, IGRT)이다. 최근에는 보다 영상이 우수한 kV X선 영상장치인 방사선 치료기와 결합되고 있는 추세이다. 현재 국내에는 MV CT를 장착한 Hi-ART 토모세라피(Tomotherapy), 온보드 영상장치(On-Board Imager, OBI, Varian Medical Systems, USA)를 장착한 Clinac iX 등과 같은 kV 콘빔CT (Cone Beam Computed Tomography)를 이용한 영상유도방사선치료(on-line IGRT)가 가능한 최신의 장비가 도입되고 있다.²⁾

하지만 위와 같은 영상유도방사선치료를 위해 도입된 장비는 치료 이외의 선량을 증가시키는 요인이 되기도 한다. 따라서 환자가 받는 치료 이외의 선량을 간과해서는 안되며 특히 환자가 받는 선량적인 부분은 국제방사선방호위원회에서 제시한 ALARA (As Low As Reasonably Achievable)에

이 논문은 2009년 4월 1일 접수하여 2009년 6월 15일 채택되었음.
책임저자 : 나종역, 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-4419, Fax: 02)3010-6950
E-mail: blue2459@hanmail.net

의해 엄격히 적용되어야 한다.³⁾ 치료 이외의 방사선에 대한 노출은 적은 선량이라 하더라도 암 발생, 유전에 의한 돌연변이 발현 등에 대한 확률적 효과(stochastic effect)가 나타날 수 있으므로 환자에 대한 방사선 방어가 반드시 이루어져야 한다.

최근 방사선 치료기술과 장비의 발전에 따라 이를 이용한 영상정보에 대한 요구와 필요성이 증대되고 있으며, 이에 따라 불필요한 방사선 노출에 따른 신체적 장애의 발생 위험도 역시 증가되고 있다. AAPM (American Association of Physicists in Medicine) lecture 2006 보고에 의하면 전립선암 영상 유도방사선치료를 위하여 치료 전 매 42회 콘빔CT 사용시 인체에 약 1.3~1.8 Gy, 피부에 대해 약 1.5~2.5 Gy의 치료 이외 선량이 전달된다고 보고하고 있다.⁴⁾

이처럼 영상유도방사선치료를 받는 환자들에 대한 영상 선량은 그동안 무시할 만큼 적은 양으로 여겨져 왔지만, 최근의 AAPM 보고서에서는 영상유도방사선치료를의 도입으로 인한 영상 선량을 분석하여 효과적이고 효율적인 영상 사용을 관리할 것을 권고하고 있다.⁵⁾

이에 본 연구에서는 최근 국내에 도입된 OBI가 부착된 선형가속기를 이용한 전립선암의 영상유도방사선치료시 본 장비에 setting된 두 가지 콘빔CT 촬영 조건에 따라 주요 장기들의 흡수선량과 인체에 미치는 유효선량을 비교 평가하고 치료 이외의 선량을 줄일 수 유용한 방법을 제시하고자 한다.

대상 및 방법

연구에 사용된 장비는 본원에 설치된 영상유도방사선치료에 이용되는 OBI (On-Board Imager) System이 부착된 선형가속기(CLINAC iX, Varian, USA)를 사용하였다(Fig. 1). 본 장비는 좌우 대칭으로 kV에너지를 발생시키는 kV source와 아모퍼스실리콘(a-Si)으로 구성된 kv detector가 선형가속기와 직교하여 장착되어 있다. kV source는 0.4 mm와 0.8 mm의 두개의 초점을 가지고 40에서 125 kVp까지 관전압을 발생시키며 kv detector는 2,048×1,536 픽셀 해상력을 가지고 있다. 본 장비를 이용 콘빔CT를 촬영하였고 피부선량을 최소화하고 영상의 질(Image Quality)을 향상시키기 위해 Bowtie filter를 사용하였다.

방사선 선량측정을 위해 인체 골조직, 연조직의 방사선 감쇄계수와 유사한 물질로 세계 방사선측정기구(International Commission on Radiological Units and Measurement, ICRU)의 표준에 맞추어 제작된 2.5 mm 두께, 35개 절단면으로 구성된 인간 모형 팬텀(Anderson rando phantom, USA) (Fig. 2)과 직경 1 mm, 길이 6 mm의 막대형태의 열형광선량계(TLD 100 Lif rods, Harshaw Chemical Co., USA)와 Harshaw TLD 4000 reader (Harshaw Chemical Co., USA)를 이용하였다(Fig. 3).

팬텀 내부의 각 장기의 입체적인 윤곽을 묘사하기 위해서 Light speed RT CT (GE, USA) 모의치료기를 이용하여 영상을 획득하고 각 장기 및 TLD 위치 결정시 참고하였다.



Fig. 1. Clinac iX with CBCT and OBI system.

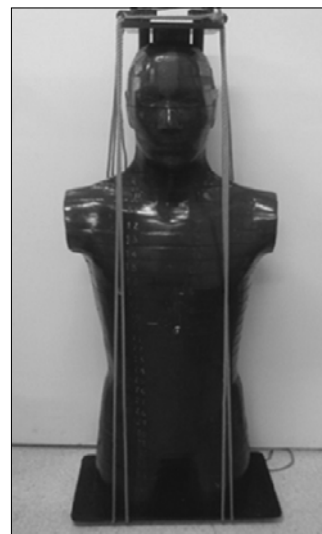


Fig. 2. Anderson rando phantom.

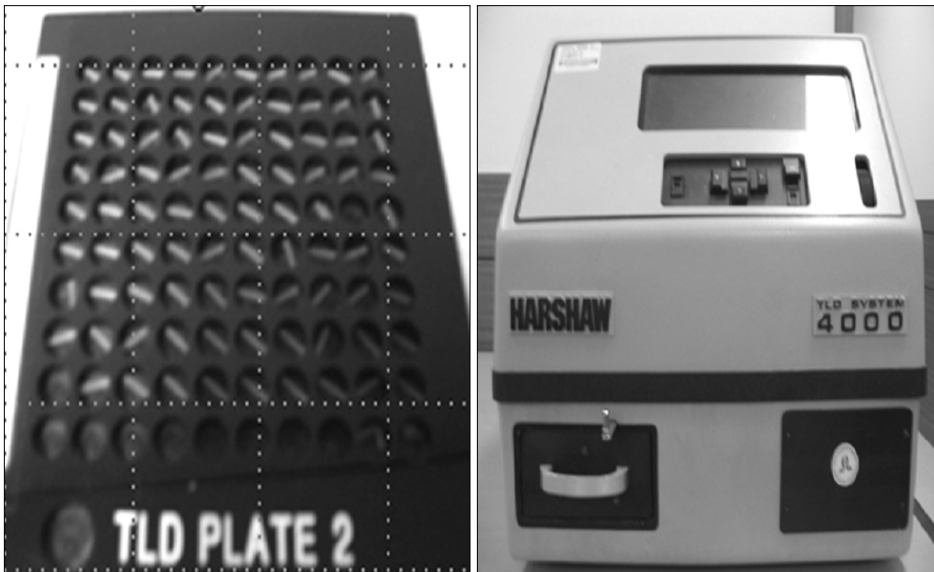


Fig. 3. TLD rods and TLD 3500 reader.

Table 1. Tissue weighting factors for calculation of effective dose - 2006 Draft ICRP Report

Tissue	W_T	W_R
Bone marrow, Colon, Lung, Stomach, Breast, Remainder tissues*	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, Oesophagus, Liver, Thyroid	0.04	0.16
Bone surface, Brain, Salivary gland, Skin	0.01	0.04
Total		1.00

*Remainder tissues: Adrenals, Extrathoracic (ET) region, Gall bladder, Heart, Kidneys, Lymphatic nodes, Muscle, Oral mucosa, Pancreas, Prostate (♂), Small intestine, Spleen, Thymus, Uterus/cervix (♀).

방사선에 노출시키기 전 TLD에 남아 있는 에너지를 모두 방출시키기 위해 TLD Container에 넣어 섭씨 400도에서 2시간 소성(Annealing)한 후 실온에서 식힌 후 다시 섭씨 100도에서 2시간 소성하였다. 본 실험에 사용하고자 하는 TLD를 교정하기 위해 동일 선량의 방사선에 조사한 후 TLD 판독기(Reader)로 각 TLD의 전하량(nC)을 측정하여 전하량으로부터 mR으로의 변환을 위한 교정인자(Calibration Factor)를 결정하였다.

본 실험에는 효과적인 선량을 측정하기 위해서 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiation Protection Publication, 2006 Draft ICRP Report)⁶⁾에서 권고된 장기(Table 1)를 기초로 하고 전립선과 인접하고 민감한 장기인 직장을 포함시켰다. 각 촬영 전에 TLD를 소성한 후 Phantom

의 28부위 각 장기에 TLD를 위치시켰다(Table 2). 전산화단층 모의치료를 이용하여 팬텀의 정보를 획득하기 위해 전신을 촬영한 후 Atlas of sectional anatomy⁷⁾를 참고하여 선택된 각 장기들의 윤곽을 묘사하였다(Fig. 4). CT image와 동일하게 각각 묘사된 장기들은 phantom의 절단된 단면에 동일하게 묘사하여 선택된 장기에 TLD를 위치시켰다(Fig. 5).

방사선 조사방법은 전립선을 기준으로 하여 두 가지 촬영 조건(Table 3)과 프로토콜(Table 4)에 따라 동일조건, 동일위치에서 흡수선량을 각각 3회 반복 측정하여 평균값을 얻었다. 또한 본 연구에 사용된 TLD와 판독장비는 공기커마에서 ¹³⁷Cs 방사선장 조건으로 교정되었기 때문에 흡수체와 방사선 선원에 대한 보정이 필요하였다. 이에 보정계수는 X선 에너지와 물질 종류에 따른 물질에너지흡수계수표를 이용하여 선원은 X선, 물질은 공기(Air), 물(Water), 조직(Tissue), 뼈(Bone)에 대하여 보정계수를 산출한 후 흡수선량을 측정하여 오차를 최소화하려고 노력하였다.⁸⁾

TLD의 판독은 획득한 Glow curve의 열발광 강도를 적분하여 이루어졌다. 이렇게 얻어진 판독 값에 각 TLD의 교정인자(Calibration Factor)와 선원에 따른 물질에너지흡수계수로 보정하여, TLD에서 각 부위의 흡수선량을 측정하였다. 얻어진 각 부위의 흡수선량을 cGy로 환산한 후, 각 조직 및 기관의 평균 흡수선량을 구하였다.

각 조직 및 기관의 평균 흡수선량에 전체 조직에 대한 방사선에 조사된 조직의 비율을 곱하여 방사선 가중선량을 구한다음 각 조직과 기관의 방사선 가중선량에 해당 조직가중계수를 곱하고 그 합으로 유효선량을 구하였다(식 1).⁹⁾

Table 2. TLD distribution

Tissue/organ	EA	TLD no.	Tissue/organ	EA	TLD no.
Gonads	2	1~2	ET region	2	49~50
Bone marrow	6	79~84	Small intestine	6	19~24
Colon	6	13~18	Kidney	4	25~28
Lung	6	85~90	Adrenal	2	91~92
Stomach	3	51~53	Muscle	2	67~68
Bladder	4	9~12	Pancreas	2	31~32
Rectum	2	3~4	Spleen	2	29~30
Liver	4	33~36	Thymus	2	47~48
Esophagus	2	54~55	Prostate	4	5~8
Thyroid	2	56~57	Gall bladder	2	45~46
Skin	6	75~78, 65, 66	Heart	4	41~44
Bone surface	6	69~74	Lymphatic nodes	2	63~64
Brain	2	58~59	Oral mucosa	1	62
Salivary glands	2	60~61	Spinal cord	4	37~40

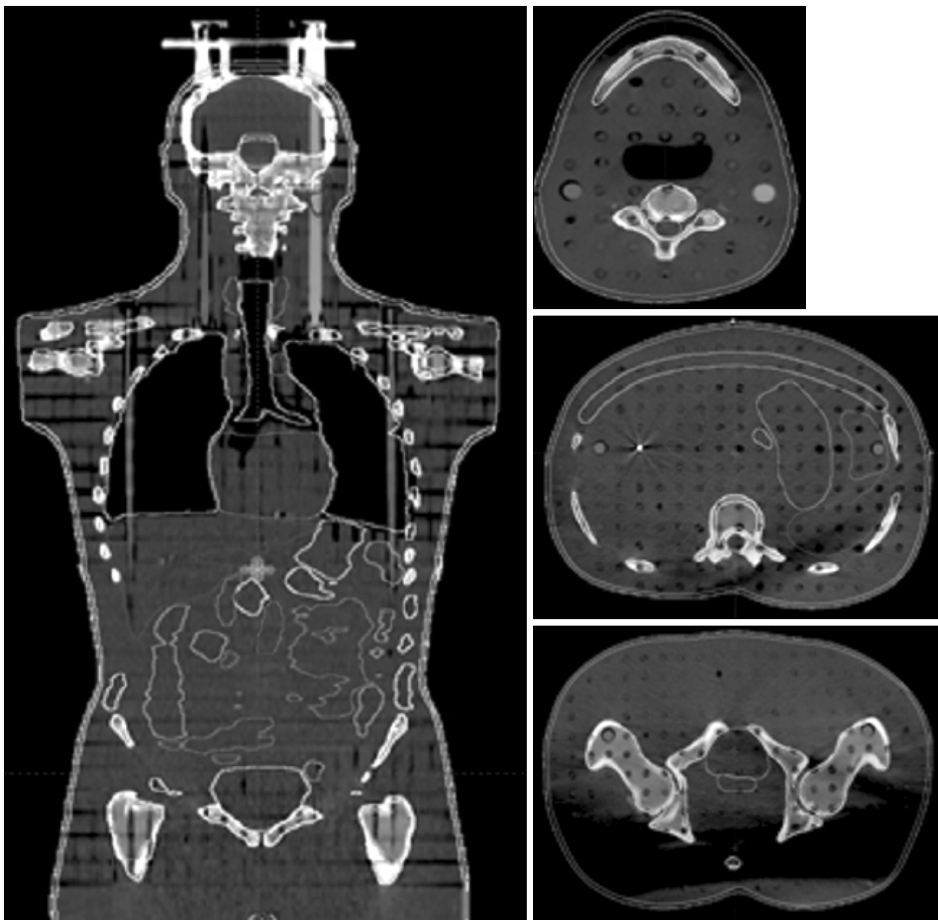


Fig. 4. CT contouring images.

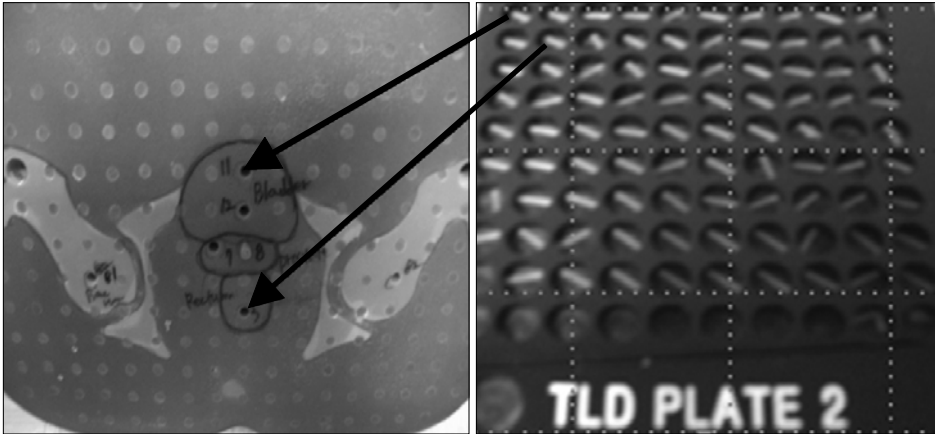


Fig. 5. Phantom contouring image and TLD placement.

Table 3. Exposure condition

CBCT mode	kVp	mA	Pulse width
Standard mode (A-mode)	125 kV	80 mA	25 ms
Low-dose mode (B-mode)	125 kV	40 mA	10 ms

$$D_{eff} = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \text{ -----(식 1)}$$

W_T =조직에 대한 가중치,

W_R =방사선에 대한 가중치,

$D_{T,R}$ =방사선에 대한 조직의 평균흡수선량

결 과

전립선암 영상유도방사선치료시 각 장기에 흡수되는 흡수선량은 A-mode와 B-mode 촬영조건에 따라 다양한 흡수선량이 분포하였고 비교적 치료부위 영역에 위치한 장기들에 선량이 높게 측정되는 것을 알 수 있었다. 특히 콘빔CT 1회 촬영 시 A-mode의 경우 전립선에는 5.6 cGy, 직장에는 6.0 cGy, 방광에는 6.4 cGy의 흡수선량이 측정되었고 B-mode 경우 전립선에는 1.1 cGy, 직장에는 1.1 cGy, 방광에는 1.3 cGy의 흡수선량이 측정되었다. 이밖에 여러 장기에 다양한 흡수선량의 결과를 얻었다(Table 5).

전립선암 영상유도방사선치료 시 등가선량에 조직 가중계수를 곱한 양의 총 합인 유효선량은 A-mode와 B-mode는 각각 19.1 mSv와 4.4 mSv의 값이 측정되었다. 콘빔CT를 매 치료 전 35회 실시할 경우 인체가 받는 총 유효선량은 각각 약 670 mSv와 150 mSv의 치료 이외의 선량이 환자에게 피폭되는 결과를 알 수 있었다(Table 6).

고안 및 결론

본 연구 측정결과에서와 같이 두 촬영조건인 A-mode와 B-mode는 콘빔CT 1회 촬영 시 각각 19.1 mSv, 4.4 mSv로 B-mode가 A-mode보다 환자에게 전달되는 치료 외 방사선량을 4배 이상 줄여줄 수 있는 것으로 나타났다. 예컨대, 200 cGy씩 35회에 걸쳐 전립선암 방사선치료를 시행할 경우, A-mode와 B-mode 콘빔CT는 환자가 받는 치료이외의 유효선량이 각각 약 670 mSv와 약 150 mSv의 결과로 나타나, A-mode가 B-mode보다도 치료 이외의 선량이 증가할 뿐만 아니라 백혈병이나 2차 암(secondary cancer) 등을 유발할 수 있는 확률적영향이 증가함을 알 수가 있다.

따라서 전립선암 영상유도방사선치료시 환자에게 전달되는 치료 이외의 선량을 고려하였을 때 콘빔CT 촬영 시 가능한 낮은 mAs의 설정 또는 B-mode를 사용하여 치료 이외의 선량을 최소한으로 줄여야 할 것이다.

또한 전립선암 영상유도방사선치료는 전립선에 직접 골드마커(fiducial marker)를 삽입하여 방사선 치료를 시행하는 가장 실용적이고 유용한 방법이며¹⁰⁻¹²⁾ 전립선암 영상유도방사선치료에 적용하기 비교적 쉬워 여러 병원에서 이 방법을 채택하고 있다.

현재 서울아산병원 방사선종양학과에서도 전립선암 영상유도방사선치료시 치료 이외의 선량을 줄여주기 위한 방법으로 주1회는 콘빔CT, 주4회는 2D/2D matching¹³⁾를 통해 영상유도방사선치료를 시행하여 정확한 치료와 함께 치료 이외의 선량을 최소한으로 줄여주고 있고 주 1회 정도는 콘빔CT에 의한 전립선암 영상유도방사선치료를 시행함으로써 치료하고자 하는 전립선이나 주위 인접 주요장기들의 volume의 변화를 3차원으로 관찰하며 향후 변화가 있을 시 다시 치

Table 4. Cone beam computed tomography scanning protocol

CBCT mode	Scan mode	Diameter	Recon-matrix	Slice thickness	Longitudinal extend
Standard mode (A-mode)	Half fan	50×50	512×512	2.5 mm	13.7 cm
Low-dose mode (B-mode)	Half fan	50×50	512×512	2.5 mm	13.7 cm

Table 5. Organ absorbed doses from CBCT

Tissue/organ	Mean absorbed dose per scan (cGy)	
	Standard mode (A-mode)	Low-dose mode (B-mode)
Bone marrow (red)	3.83	0.87
Colon	1.80	0.45
Lung	0.30	0.13
Stomach	0.39	0.15
Gonads	5.82	1.17
Bladder	6.44	1.29
Esophagus	0.18	0.09
Liver	0.45	0.12
Thyroid	0.11	0.09
Bone surface	5.54	1.05
Brain	0.07	0.07
Salivary gland	0.08	0.06
Skin	7.14	1.20
Prostate	5.57	1.13
Rectum	5.99	1.14
Spinal cord	0.20	0.10
Remainder tissue	0.28	0.06

로 계획을 할 수 있는 장점이 있기 때문에 가장 유용한 방법이라고 본다.

이처럼 환자 선량을 줄여주고 방사선 방호의 목표를 이루기 위해 국제방사선방호위원회에서는 행위의 정당화, 방호의 최적화, 선량한도에 대한 방사선방호체계를 준수하도록 권고하고 있다. 방호의 최적화란 정당화된 행위에 관련된 어느 특정 선원으로부터 경제적 및 사회적 요인을 고려하여 개인의 피폭 선량, 피폭되는 인원수, 피폭가능성을 합리적으로 달성될 정도로 낮게 유지하는 것이다.¹⁴⁾ 환자와 술자의 이익을 위해서는 방사선촬영장비의 정도관리, 촬영조건의 최적화, 촬영장비의 개선 등을 통해 영상의 질 향상과 함께 방사선 선량감소가 이루어져야겠다.

환자가 받는 선량의 문제를 고려할 때 정확한 치료를 위한 영상의 질을 함께 고려해야 한다. 본 연구에서는 영상의 질에 대한 평가는 하지 않았으며 골드마크를 삽입한 전립선암 영상유도방사선치료는 마커를 기준으로 한 합성이므로 선량에 대한 평가만 실시하였다. 하지만 일반적으로 시판되고 있는 콘빔CT의 경우 여러 부위의 영상유도방사선치료시 치료

Table 6. Effective dose (mSv)

	Standard mode (A-mode)	Low-dose mode (B-mode)
1st	19.3	4.5
2nd	18.9	4.3
3rd	19.2	4.3
Mean	19.1 (670.0/35fx)	4.4 (150.0/35fx)

이외 방사선량은 보다 적게 하고, 화질은 더 향상시켜 술자와 환자의 이익을 위해 콘빔CT의 개발자와 생산업체는 장치의 Hardware와 Software를 지속적으로 개선해야 할 필요가 있다.

콘빔CT는 일반적으로 저선량, 고해상도와 높은 공간분해능 등의 장점을 가지며 방사선치료에서는 혁신적인 기술로써 영상유도방사선치료에 그 사용빈도는 앞으로 증가할 것으로 예측된다. 그러므로 방사선 치료를 하는 치료방사선사는 영상유도방사선치료시 각 치료부위마다 적절한 촬영 조건을 찾고 연구하여 환자가 받는 치료 이외의 선량을 줄이는데 노력해야 한다.

또한 콘빔CT 영상을 이용한 영상유도방사선치료는 2차원의 영상과는 달리 하나의 체적으로 재구성된 3차원적인 영상으로써 보다 정확하고 방사선치료목적을 해결해 줄 수 있는 최선의 해결책이다. 앞으로 콘빔CT는 방사선치료 분야에서 높은 비중을 차지하는 영상모듈로 그 수요와 여러 부위에 적용하는 방법도 다양해질 것으로 보인다. 하지만 본 연구에서 제시하였듯이 무분별한 콘빔CT 촬영으로 환자 선량관리에 소홀히 한다면 또 다른 큰 문제를 야기시키는 일은 명약관화하다. 따라서 콘빔CT를 이용하여 영상유도방사선치료를 할 경우 적용부위에 따른 적절한 촬영조건의 선량과 촬영횟수, 누적 선량 등을 고려하여 영상유도방사선치료를 실시한다면 방사선치료 목적을 구현하는 최고의 방사선치료기술로 발전될 것이다.

참고문헌

1. Bak J, Jeong K, Keum KC, Park SW: On-line image guided radiation therapy using Cone-Beam CT (CBCT). J Korean Soc

- Ther Radiol Oncol 2006;24:294-299
2. Bruno S, Aris T: Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer/Radiotherapy* 2006;10:252-257
 3. ICRP Publication 60: Radiation protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press 1990;68
 4. Hammaoud R: On-board imaging system; Implementation and quality assurance procedures. *AAPM Lecture* 2006
 5. Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al.: The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Phys Med Biol* 2007;34:4041-4063
 6. Lee CS, Han EY, Wesley E Bolch: Consideration of the ICRP 2006 revised tissue weighting factors on age-dependent values of the effective dose for external photons. *Phys Med Biol* 2007;52:41-58
 7. Butler P, Mitchell WM, Ellis H: *Applied radiological anatomy*. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1999
 8. Ma CM, Seuntjens JP: Mass-energy absorption coefficient and backscatter factor ratios for kilovoltage x-ray beams. *Phys Med Biol* 1999;44:131-143
 9. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mearay, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiol* 2006;35:219-226
 10. Crool JM, Raymond Y, Salhani D, Yang H, Esche B: Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiother Oncol* 1995;37:35-42
 11. Gall KP, Verhey LJ, Wagner M: Computer-assisted positioning of radiotherapy patients using implanted radiopaque fiducials. *Med Phys* 1993;20:1153-1159
 12. Vigneault E, Pouliot J, Laverdiere J, Roy J, Dorion M: Electronic portal imaging device detection of radiopaque markers for the evaluation of prostate position during megavoltage irradiation: a clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:205-212
 13. Cheong KH, Suh TS, Cho BC, Kang SK, Kim KJ, Bae HS: Analysis of uncertainties due to digitally reconstructed radiographic (DRR) image quality in 2D-2D matching between DRRs and kV X-ray images from the On-Board Imager (OBI). *Korean J Med Phys* 2006;17:67-76
 14. International Commission on Radiological Protection: 1990 Recommendations of the International Commission of Radiological Protection, ICRP Publication 60. *Ann ICRP* 1990;21: 1-201

Abstract

Study of Absorbed Dose and Effective Dose for Prostate Cancer Image Guided Radiation Therapy using kV Cone Beam Computed Tomography

Jong Eok Na, Do Geun Lee, Jin Soo Kim, Geum Mun Baek, Kyung Tae Kwon

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: To evaluate the results of absorbed and effective doses using two different modes, standard mode (A-mode) and low-dose mode (B-mode) settings for prostate cancer IGRT from CBCT.

Materials and Methods: This experimental study was obtained using Clinac iX integrated with On Board Imager (OBI) System and CBCT. CT images were obtained using a GE Light Speed scanner. Absorbed dose to organs from ICRP recommendations and effective doses to body was performed using A-mode and B-mode CBCT. Measurements were performed using a Anderson rando phantom with TLD-100 (Thermoluminescent dosimeters). TLD-100 were widely used to estimate absorbed dose and effective dose from CBCT with TLD System 4000 HAWSHAW. TLD-100 were calibrated to know sensitivity values using photon beam. The measurements were repeated three times for prostate center. Then, Evaluations of effective dose and absorbed dose were performed among the A-mode and B-mode CBCT.

Results: The prostate absorbed dose from A-mode and B mode CBCT were 5.5 cGy 1.1 cGy per scan. Respectively Effective doses to body from A mode and B-mode CBCT were 19.1 mSv, 4.4 mSv per scan. Effective dose from A-mode CBCT were approximately 4 times lower than B-mode CBCT.

Conclusion: We have shown that it is possible to reduce the effective dose considerably by low dose mode(B-mode) or lower mAs CBCT settings for prostate cancer IGRT. Therefore, we should try to select B-mode or low condition setting to decrease extra patient dose during the IGRT for prostate cancer as possible.

Key words: cone beam computed tomography, image guided radiation therapy, effective dose, thermoluminescent dosimeters (TLD)