

방사선치료를 위한 CT 검사 시 3DCT와 4DCT에 대한 피폭선량 고찰

— Consideration on Measured Patients Dose of Three-Dimensional and Four-Dimensional Computer Tomography when CT-Simulation to Radiation Therapy —

연세의료원 암센터 방사선종양학과 · 원광보건대학교 방사선과¹⁾

박령황 · 김민정 · 이상규 · 박광우 · 전병철 · 조정희 · 유병규¹⁾ · 이종석¹⁾

— 국문초록 —

방사선치료를 위한 CT 검사 시 동일 환자에 대하여 3차원영상과, 호흡주기영상을 획득하기 위한 컴퓨터단층촬영에서 환자의 피폭선량을 측정하고자 SOMATON SENSATION OPEN(SIEMENS, GERMANY)을 이용하여 내원환자 중 폐암환자 10명, 간암환자 10명의 CT 검사 시 피폭선량을 측정했다.

환자가 받는 피폭선량은 The volume CT dose index(CTDIvol), Dose Length Product(DLP)를 이용하여 분석하였으며 각각의 장기들이 받는 피폭선량의 실측은 환자의 장기를 대상으로 할 수 없어 Rando 팬텀을 이용 흉부검사 시 폐와 심장, 척수를, 복부검사 시 간과 신장의 위치를 선택하여 in-vitro와 in-vivo 계측이 가능한 광유도발광선량계(Optically Stimulated Luminescent Dosimeter, Landauer, Inc., USA)를 이용하여 측정하였다.

폐암환자의 CT 검사 시 10명의 CTDIvol값은 5.7배, DLP값은 약 2.4배, 간암환자의 CTDIvol값은 3.8배, DLP값은 약 1.6배의 값을 나타내었고, OSLD를 이용한 실측정치 역시 폐암환자의 경우 6배, 간암환자의 경우 5.5배의 차이를 보이는 등 4DCT 검사에서 전체적인 피폭선량의 증가를 볼 수 있었다.

방사선치료 시 호흡에 의한 치료부위의 위치변화를 4DCT 검사를 이용하여 움직임을 보정하여 치료계획 시 치료용적의 정확성을 높일 수 있으나 4DCT 검사로 인한 환자의 피폭선량 증가를 고려하여 검사시간과 검사범위를 줄여 피폭선량을 감소시키기 위한 노력이 필요하다.

중심 단어: 4DCT, OSLD, CTDIvol, DLP, 피폭선량

I. 서 론

암을 치료하기 위한 방사선치료는 방사선이 종양부위에 최대선량이 조사되도록 하고 인접한 정상조직은 최소선량

으로 치료효율을 극대화하는데 그 목적이 있다. 방사선치료에 있어 인체의 장기는 정지해 있지 않고 호흡이나 장기 자체의 움직임에 따라 위치가 변화되는 어려움이 있다.

이러한 움직임은 진단을 목적으로 시행하는 CT 영상에서는 해부학적 오류를 가져오며 치료목적으로 시행하는 영상에서는 종양이나 주위 정상조직 또는 결정장기의 왜곡을 초래하게 된다¹⁾. 방사선치료계획 시 환자의 호흡으로 인한 종양의 움직임은 표적용적에 큰 영향을 줄 수 있

*접수일(2011년 10월 31일), 심사일(2011년 11월 10일), 확정일(2011년 12월 9일)
- 이 논문은 2011년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해 수행됨.

교신저자: 이종석, (570-750) 전북 익산시 신용동 344-2
원광보건대학교 방사선과
TEL: 063-840-1234, C.P.: 011-673-8137
FAX: 063-840-1239, E-mail: jslee@wkhc.ac.kr

다. 특히 호흡에 따라 큰 움직임을 보이는 폐암과 간암의 방사선치료 시 호흡이 치료용적에 미치는 영향이 크다.

환자호흡에 의한 내부적 움직임은 투시, 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography; CT), 초음파 이용한 검사를 통해 획득한 영상으로 측정할 수 있다. 내부장기 움직임을 구체화하기 위해서 현재 CT 영상을 기본으로 많은 연구가 진행되고 있다. 대부분의 진단목적의 CT 검사는 환자의 호흡을 멈춘 상태에서 시행한다. 반면 방사선 치료목적의 CT 검사는 환자의 호흡 상태를 유지하며 검사를 시행함으로써 방사선치료 시 환자호흡에 의한 종양의 움직임은 치료선량 분포에 오차를 발생시킬 수 있다. 환자의 호흡에 따른 종양의 움직임에 대한 보완적 방법으로 현재 호흡주기영상검사(4 Dimensional Computed Tomography; 4DCT)를 도입하여 환자의 호흡주기 동안 내부종양 및 주변장기의 움직임 등 환자 개개인 특정정보의 영상을 얻을 수 있다는 장점으로 인해 4DCT 검사가 증가하고 있다¹⁻²⁾. CT 검사로 인해 환자가 받는 선량은 확정적인 문턱 값에 미치지 않지만 CT 검사는 인구집단수준에서 많은 양의 방사선(1~100mGy)을 사용하는 진단검사의 하나이다. 해를 거듭할수록 CT 검사 수는 증가되고 있고, 유럽 원자력공동체 지침(New Euratom Directive 97/43)에서는 CT를 방사선치료와 함께 환자에게 고 선량을 제공하는 대표적인 장치로 규정하고 있다³⁾. 이에 따라 세계보건기구(World Health Organization; WHO)와 국제방사선방어위원회(International Commission on Radiological Protection; ICRP)에서는 방사선피폭량을 줄이기 위한 지침을 마련할 것을 권고하고 있다. 또한 CT 검사는 손해보다는 이득이 많다는 정당성이 확보되어 환자가 받는 방사선의 선량한도를 정하고 있지 않으나 환자선량 평가와 아울러 선량감소를 위한 대책이 필요하다. 특히 4DCT 검사는 총 방사선검사 횟수 중 차지하는 비중은 적으나 환자가 받는 방사선량은 진단 및 방사선치료 분야에서 시행하는 검사에 비해 많을 것으로 생각된다. 또한, 방사선치료분야에서 종양의 움직임을 최소화하여 치료용적을 줄이는데 관심이 집중되는 반면 그로 인한 환자의 피폭선량의 문제에 관한 특별한 지침없이 시행되고 있다.

이에 본 연구에서는 방사선치료를 위한 CT 검사 시 주로 4DCT 검사를 시행하는 폐암과 간암환자의 3DCT와 4DCT 검사 시 피폭선량을 비교분석하여 주요 장기의 피폭선량 차이를 측정하는데 그 목적이 있다.

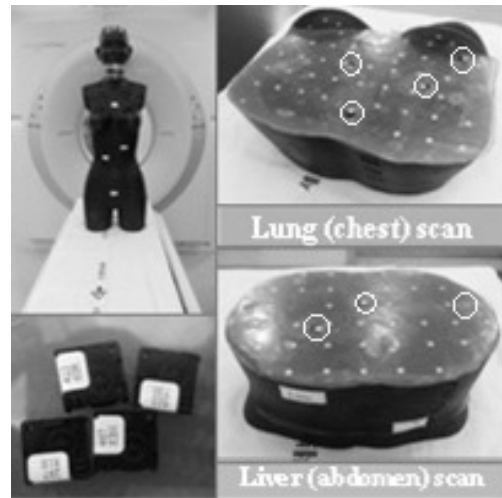


Figure 1. For dosimetry in the chested region and abdominal region of phantom insert OSLD

II. 방법 및 재료

1. 연구 대상

연구를 위하여 폐암치료를 받는 환자 10명, 간암치료를 받는 환자 10명을 대상으로 하였으며, 진단명은 소세포폐암(small cell lung cancer)과 비소세포폐암(non-small cell lung cancer) 등 폐 부위에 방사선치료 받는 환자와 간세포암(hepatocellular carcinoma) 환자로 복부 방사선치료를 받는 환자들이다. 실제 방사선치료 전 시뮬레이션 과정에서 4DCT 검사 전에 자신의 호흡을 일정하도록 하기위해 사전에 호흡연습을 시행한 환자를 대상으로 CTDIvol(The volume CT dose index)과 DLP(Dose Length Product)값을 획득하였으며 환자를 대상으로 측정할 수 없는 주요 장기 선량측정은 물리적 실측 팬텀인 Rando 팬텀을 이용해 흉부CT 검사 시 심장, 폐, 척수, 피부표면에서 복부CT 검사 시 간, 신장, 척수, 피부표면에서 각각 측정했다. 선량측정은 광유도발광선량계(Optically Stimulated Luminescent Dosimeter; OSLD)를 이용했다(Figure 1).

2. 연구 방법

실험은 본원의 CT simulation 장비인 SOMATON SENSATION OPEN(SIEMENS, GERMANY)을 이용했다.

흉부3DCT 검사 시 피부표면, 폐의 심부와 표면, 심장, 척수를 Rando 팬텀 내 OSLD를 이용하여 측정한다. 피부표면을 제외한 다른 장기 측정은 슬라이스 내 3mm

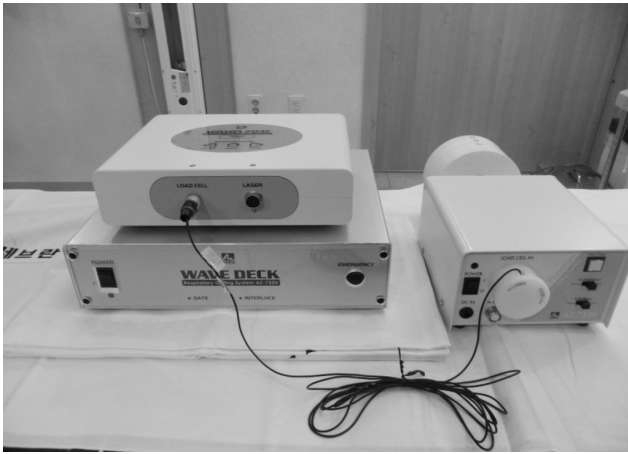


Figure 2. 4D system made a virtual respiration for 4DCT (ANZAI Respiratory Monitoring system, ARMS)

Bolus 위에 OSLD를 올려놓고 관전압 120 kVp, 자동노출 조절(Automatic Exposure Control; AEC)기법을 사용하여 4번 목뼈에서 2번 허리뼈까지 절편두께 5 mm, FOV 500 mm, pitch 1.2, 검사길이 500 mm, 검사시간은 15 sec로 설정하여 측정하였다.

흉부4DCT 검사 시 호흡위상별 CT 데이터를 얻을 수 있는 4D System(ANZAI Respiratory Monitoring system; ARMS)과 연결시킨 후 관전압 120 kVp, 고정 관전류법을 사용하여 Rando 팬텀 내 폐 영역인 7번 목뼈에서 12번 등뼈까지 절편두께 3 mm, FOV 500 mm, pitch 0.1, 검사길이 280 mm, 검사시간은 95 sec로 설정하여 측정했다(Figure 2).

복부3DCT 검사 시 피부표면, 간, 신장, 척수를 Rando 팬텀 내 OSLD를 이용하여 측정한다.

피부표면을 제외하고는 다른 장기 측정은 슬라이스 내

Table 1. The conditions of Chest and Abdomen CT scan parameters

	Lung 3D	Lung 4D	Liver 3D	Liver 4D
kVp	120	120	120	120
mAs	AEC	400	AEC	400
Thickness(mm)	5	3	5	3
FOV(mm)	500	500	500	500
Pitch	1.2	0.1	1.2	0.1
Scanlength(mm)	500	280	530	250
Scantime(sec)	15	95	16	85
ScanRange	C4-L2	C7-T11	T6-Pelvic	T8-L4



Figure 3. Landauer InLight™ microstar reader and OSL detector

0.3 cm Bolus 위에 OSLD를 올려놓고 관전압 120 kVp, AEC 기법을 사용하여 5번 등뼈에서 골반 끝까지 절편두께 5 mm, FOV 500 mm, pitch 1.2, 검사길이 530 mm, 검사시간 16 sec로 설정하여 측정했다.

복부4DCT 검사 또한 ARMS와 연결시킨 후 관전압 120 kVp, 고정 관전류법을 사용하여 Rando 팬텀 내 폐 영역인 9번 등뼈에서 3번 허리뼈까지 절편두께 3 mm, FOV 500 mm, pitch 0.1, 검사길이 250 mm, 검사시간 85 sec로 설정하여 측정했다(Table 1).

또한 부위별 장기에 들어가는 피폭선량의 실측을 위하여 Rando Phantom의 각각 장기 위치에 OSLD를 삽입하여 측정하였다. OSL system은 Landauer사의 InLight™ microstar reader를 사용했고, detector는 InLight/OSL NanoDot dosimeter를 사용했다(Figure 3).

3. CT 선량 데이터 획득

일반적으로 CT의 선량을 측정하는 기준이 되는 지표는 CTDI(The CT dose index), CTDIw(The weighted CT dose index), CTDIvol(The volume CT dose index), DLP(Dose Length Product) 등이 있다.

CTDI는 고정된 침상 위치에서 한 회전에 대해 회전축(z)에 평행한 선을 따라 선량 분포 D(z)를 적분한 값을 엑스선의 명목두께로 나눈 몫으로 정의 된다^{4,13)}.

CTDI는 식 (1)로 나타낼 수 있다.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \dots \dots \dots (1)$$

CTDIw는 single 슬라이스 스캔의 평균선량을 측정하기 위한 지표로서 스캔축에서의 선량지표로 피사체 중앙부에서 CTDI의 1/3값과 주변부의 CTDI 2/3값의 합으로 나타낸다.

CTDI_w는 식 (2)로 나타낼 수 있다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{center} + \frac{2}{3} CTDI_{surface} \dots \dots (2)$$

CTDI_{vol}은 여러 개의 슬라이스 스캔에서의 선량을 나타내기 위해서는 각 스캔마다의 차이와 중복을 고려해주어야 하며 이를 CTDI_{vol}으로 나타낸다. 이는 CTDI_w를 pitch로 나누어 준 값이다. CTDI_{vol}은 식(3)으로 나타낼 수 있다.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \dots \dots \dots (3)$$

DLP란 CTDI_{vol}에 슬라이스 두께를 곱한 값으로 즉 피사체에 조사된 총 선량의 값을 의미한다. DLP는 식 (4)로 나타낼 수 있다.

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length \dots \dots \dots (4)$$

본 연구에서 선량측정은 임상에서 선량의 중요한 척도로 국소선량을 표시하는 CTDI_{vol}과 전체 스캔선량을 표시하는 DLP를 이용하여^{4,14)} 폐암환자와 간암환자 각각 10명의 데이터를 측정하여 그 결과를 분석하였다.

4. 자동노출조절기법 (Automatic Exposure Control; AEC)

CT 검사 시 조건의 설정에 따라 영상의 질에 큰 영향

을 미친다. 촬영조건의 설정은 촬영부위의 두께에 따라 적절한 조건을 설정해 주어야 하는데 동일한 촬영부위에 같은 두께라 하더라도 엑스선의 흡수정도 차이에 따라 항상 같은 농도의 영상을 형성하지는 못한다. AEC는 진단에 유용한 영상을 형성할 수 있는 최적의 관전류를 피사체의 두께에 따라 자동으로 조절하여 방사선의 피폭을 최대한 낮추어 영상을 형성하는 방법이다.

환자의 두께에 따라 적절하게 관전류를 조절하여 시행하는 선량변동(modulation)기법인 AEC방법은 서로 다른 영상들 사이에서 질적인 변화를 감소시켜 영상의 질을 일정하게 유지하며 적절한 노출시간을 통해 피폭선량을 감소시킨다(Figure 4)^{5,14)}.

5. 광유도발광선량계 (Optically Stimulated Luminescent Dosimeter; OSLD)

광유도발광선량 시스템은 판독기(Microstar reader, LANDAUER, USA)와 A₁₂₀₃:C 소자가 내장된 9×9×1.5 mm³ 규격의 플라스틱 패키지(Nano DOT, LANDAUER Inc., USA)으로 구성된다(Figure 3). 판독기는 300 cGy를 초과하는 고 선량영역의 비선형성 교정(non-linearity calibration)이 용이하도록 설정되어 있었으며 소자별 판독부터 선량계산까지 과정을 도식화할 수 있어 사용자 편의성을 최대한 고려한다. 또한 재 판독, 누적선량평가 및 다양한 단위변환이 가능하며 구성이 간편하고 220 V 가동전압을 사용하기 때문에 휴대성과 이동성의 장점이 있다.

OSL 선량계에 사용된 A₁₂₀₃:C 소자의 유효원자번호는 10.2로 조직의 유효원자번호 7.2와 유사하며⁶⁾ 판독기의 고유한 LED 광원으로부터 540 nm의 광자극을 가할 때 방출되는 빛의 파장은 420 nm이다. 이 영역에서 측정할 수 있는 에너지범위는 5 KeV에서 20 MeV까지로 넓은 에너지영역의 측정이 가능하다. 또한 ±2% 미만의 감도변화를 가지고 있었으며 에너지에 따른 변화도 1.6% 이내인 특성을 가지고 있다. 흡수선량은 10 cGy에서 최대 1500 cGy까지 측정이 가능하고 1회 선량이 300 cGy 이하일 때 흡수선량에 대한 선형성(linearity)을 가지고 있었으며 그 이상에서는 선량에 대한 비선형성(non-linearity)을 교정할 수 있도록 되어 있다⁷⁻¹⁰⁾.

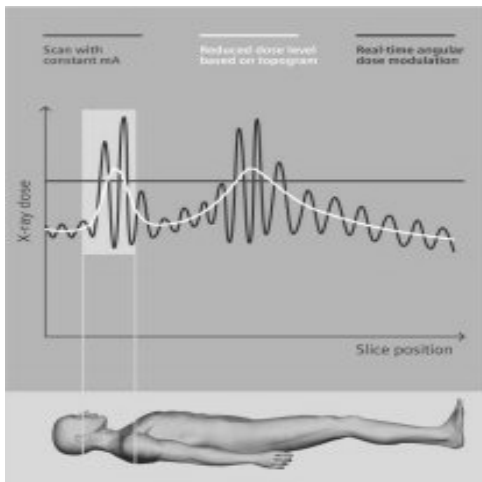


Figure 4. Siemens's equipment is used care dose 4D as the automatic exposure control

Table 2. Compared with the radiation dose on chest 3D vs 4DCT scan

	3D Lung		4D Lung	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
Pt.1	5.3	269	35.63	786
Pt.2	6.57	518	35.63	923
Pt.3	3.88	206	35.63	877
Pt.4	5.3	304	35.63	887
Pt.5	6.27	341	35.63	869
Pt.6	7.62	366	35.63	869
Pt.7	7.69	417	35.63	918
Pt.8	6.57	518	35.63	923
Pt.9	6.42	450	35.63	964
Pt.10	6.5	346	35.63	978
AVERAGE	6.212 mGy	373.5 mGy *cm	35.63 mGy	899.4 mGy *cm

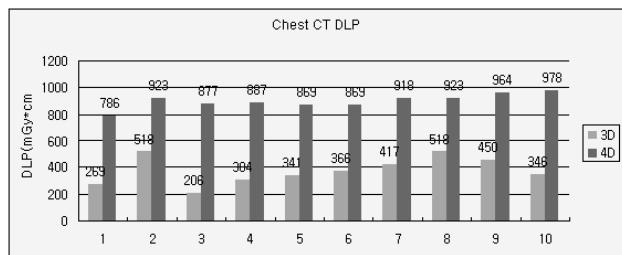


Figure 5. The DLP compared to chest 3D, 4DCT scan

III. 결 과

1. CTDIvol과 DLP 값

흉부3DCT 검사 시 폐암환자 각각의 CTDIvol 평균값은 6.21 ± 1.14 mGy로 측정되었고 DLP값은 평균 373.5 ± 102.8 mGy · cm로 측정되었다.

흉부4DCT 검사 시 고정 관전류법에서 35.6 mGy의 고정된 선량값이 측정되었으며 각각의 DLP값은 평균 899.4 ± 54.95 mGy · cm 값을 가졌다(Table 2, Figure 5).

복부3DCT 검사 시 CTDIvol 평균값은 9.28 ± 1.28 mGy의 값을 가졌으며 DLP값은 평균 515.2 ± 77.93 mGy · cm 값을 가졌다.

복부4DCT 검사 시 고정 관전류법으로 35.8 mGy가 측정되었고 DLP값은 평균 821.6 ± 60.32 mGy · cm로 측정

Table 3. Compared with the radiation dose on chest 3D vs 4DCT scan

	3D Abdomen		4D Abdomen	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
Pt.1	8.51	451	35.63	855
Pt.2	9.33	577	35.63	805
Pt.3	10.38	655	35.63	800
Pt.4	8.21	454	35.63	875
Pt.5	9.26	562	35.63	825
Pt.6	7.84	403	35.63	748
Pt.7	8.66	450	35.63	723
Pt.8	9.03	486	35.63	836
Pt.9	9.26	562	35.63	815
Pt.10	12.32	552	35.63	934
AVERAGE	9.28 mGy	515.2 mGy *cm	35.63 mGy	821.6 mGy *cm

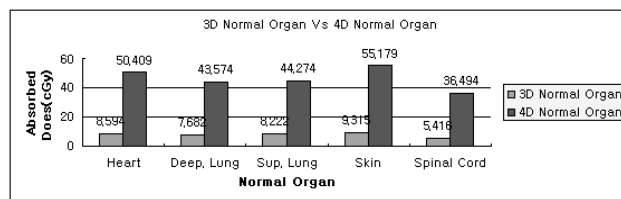


Figure 6. The difference of normal tissue dose on 3D, 4DCT scan

됐다(Table 3, Figure 6).

2. OSLD를 이용한 실측값

OSLD를 이용한 측정된 선량 값은 흉부3D CT 검사 시 심장 8.59 mGy, 심부 폐 7.68 mGy, 표면 폐 8.22 mGy, 척수 5.42 mGy, 피부표면 9.32 mGy가 측정되었고, 흉부4DCT 검사 시 심장 50.41 mGy, 심부 폐 43.57 mGy, 표면 폐 44.27 mGy, 척수 36.49 mGy, 피부표면 55.18 mGy가 측정되어 4DCT 검사 시의 피폭선량이 3DCT 검사 시 피폭선량에 비해 평균 5.9 ± 0.51 배의 값을 가졌다(Table 4, Figure 7).

복부3DCT 검사 시에는 간 9.19 mGy, 신장 9.58 mGy, 척수 6.43 mGy, 피부표면 12.52 mGy가 측정되었고, 복부4DCT 검사 시, 간 57.58 mGy, 신장 64.07 mGy, 척수 38.11 mGy, 피부표면 41.36 mGy가 측정되어 4DCT 검사

Table 4. The difference of normal tissue dose between chest 3D and 4DCT scan (mGy)

	Heart	Deep. Lung	Sup. Lung	Skin	Spinal Cord
3D Chest	8,594	7,682	8,222	9,315	5,416
4D Chest	50,409	43,574	44,274	55,179	36,494
Difference(%)	586%	567%	538%	592%	674%

Table 5. The difference of normal tissue dose on abdomen 3D vs 4DCT scan (mGy)

	Skin	Spinal Cord	Liver	Kidney
3D abdomen	12,52	6,43	9,19	9,58
4D abdomen	41,36	38,11	57,57	64,07
Difference(%)	330%	593%	626%	669%

시의 피폭선량이 3DCT 검사 시 피폭선량에 비해 평균 5.5±1.52배 높았다(Table 5, Figure 8).

IV. 고 찰

방사선치료계획 시 종양의 움직임 범위까지 치료용적으로 포함되어야 하기에 환자의 호흡으로 인한 종양의 움직임에 따라 치료용적이 확대된다. 이로 인해 인접한 정상조직에 방사선이 조사되는 경우가 발생함으로 호흡으로 인한 종양 및 내부장기의 움직임은 방사선치료에 있어 아주 중요하게 고려해야 할 사항이다.

특히 호흡에 의한 움직임이 큰 장기인 폐의 방사선치

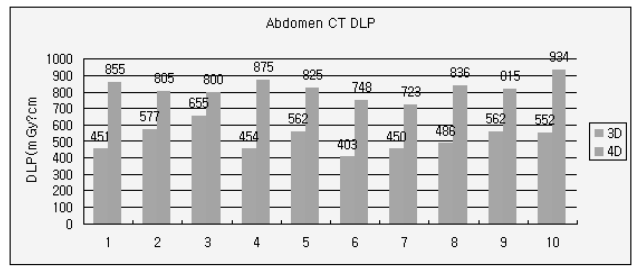


Figure 7. The DLP compared to abdomen 3D, 4DCT scan

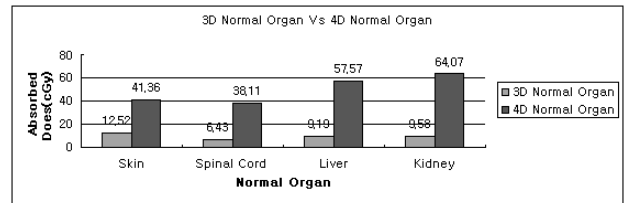


Figure 8. The difference of normal tissue dose on abdomen 3D, 4DCT scan

료 시 폐렴과 폐섬유증의 부작용이 발생할 수 있으며, 간의 경우 간과 인접장기의 손상으로 인한 궤양이 자주 발생하는 등 방사선독성으로 인한 부작용이 일어날 가능성이 크다^{8,19)}.

환자의 호흡은 개인의 감정적, 육체적 상황에 따라 상호 연관되어 변화하고 매우 다른 패턴을 보이고 있다^{12,15,16)}.

하지만 검사 전 체계적인 호흡교육으로 일정한 호흡주기 영상을 획득하여 종양조직 및 인접장기의 움직임을 일정하게 하여 원발종양용적(Gross Tumor Volume; GTV), 계획표적용적(Planing Target Volume; PTV)의 설정에서 불규칙적인 호흡주기 상태와 비교하여 여유 마진을 줄여 치료용적을 줄일 수 있다¹¹⁾.

반면 호흡동조 방사선치료계획을 위한 4DCT 검사는

Table 6. Dose Length Product of Computed Tomography(ICRP Supporting Guidance 2). (mGy)

	BSS ¹⁾ IAEA 1996	EC 1999 b	DLP	NRPB(U,K) 1999	AAPM(USA) 1999	
	CTDIw	CTDIw		CTDIw	CTDI	
Head	50	60	1050	60	60	
L-spine	35	-	-	-	-	
CT	Abdomen	25	35	780	35	800
	Routine chest	-	30	650	30	650
	Routine pelvis	-	35	570	35	600

* 1) BSS: Basic Safety Standards, IAEA Safety series No 115

낮은 Pitch값으로 인한 노출의 중복으로 인하여 피폭선량이 증가되는 결과를 초래하고 있다.

4DCT 검사의 피폭선량을 비교하기 위하여 본 연구에서 측정한 4DCT 검사의 평균 DLP값과 2003년 발표된 ICRP Supporting Guidance 2(Table 6)의 권고 DLP값을 비교하였다.

흉부검사 시 영국 방사선방호위원회(National Radiological Protection Board; NRPB, U.K)와 유럽공동체(European Commission; EC) 기준의 DLP값은 650 mGy로 본 연구의 DLP값 899.4±54.95 mGy와 비교하여 38% 선량이 더 크게 나타났다.

복부검사 시 본 연구의 평균 DLP값 821.6±60.3 mGy와 NRPB의 권고 DLP값 800 mGy를 비교할 때 2%의 선량이 더 크게 나타났다. EC 권고치 780 mGy와 비교 시 5%의 선량 증가를 나타내며 일반적인 진단용CT 검사와 비교하여 상대적으로 높은 피폭선량을 나타냈다.

V. 결 론

ICRP는 진단방사선분야의 환자가 받는 선량에 대하여 진단에 따른 이득이 많고 특수성을 인정하여 선량한도를 정하고 있지 않다. 그러나 환자의 방사선방어최적화를 위하여 환자선량 권고량을 확립하여 의료기관에 권고를 하고 있다^{17,18)}.

이에 본원에서는 4DCT 검사 전 체계적인 호흡교육을 통한 일정한 호흡주기영상 획득과 불필요한 검사시간을 줄이고 투시영상을 통하여 호흡 시 움직임을 파악하여 제한적인 범위 내에서 4DCT 검사를 시행하고 있다.

결론적으로 환자의 피폭선량을 경감시킬 수 있도록 방사선치료계획용 4DCT 검사의 기준을 제시하여야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Dong KR, Park BS, Kim SS et al.: Target motion analysis of the respiratory gated guided radiotherapy in liver cancer patients using 4D-CT, *Journal of Radiation Protection*, 35(2), 63-68, 2010
2. Wangman R, Yorke E, Ford E, Gilaud P, Mageras G, Minsky B, Rosenzweig K, : Respiratory gating for liver tumor use in dose escalaton, *int. J Radiat Oncol Biol Phys.*, 55(3), 659-668, 2003
3. Report EUR: European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16261, 1999
4. Lee CL, Kim HJ, Jeon SS, et al.: Dose measurements using phantoms for tube voltage, current, slice thickness in MDCT, *Med Phy*, 18(3), 139-143, 2007
5. V. Tsapaki, J. E. Aldrich, R. Sharma, M.A. Staniszewska, A. Krisanachinda, M. Rehani, A. Hufton, C. Triantopoulou, P. N. Maniatis, J. Papailiou, and M. Prokop: Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence, diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project, *Radiology*, 240(3), 828-834, 2006
6. Aznar MC, Medin J, Hemdal B, Thilander KA, Botter-Jensen L, Mattsson S.: A Monte Carlo study of the energy dependence of Al2O3: C crystals for real-time in vivo dosimetry in mammography, *Radiat. Prot. Dosimetry*, 114(1-3), 444-449, 2005
7. Jursinic PA: Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements, *Med. Phys.*, 34(12), 4594-4604, 2007
8. Viamonte A, da Rosa LA, Buckley LA, Cherpak A, Cygler JE: Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system, *Med. Phys.*, 35(4), 1261-1266, 2008
9. Reft CS: The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams, *Med. Phys.*, 36(5), 1690-1699, 2009
10. Im IC, Yu YS, Lee JS: Measurement of Skin Dose for Rectal Cancer Patients in Radiotherapy using Optically Stimulated Luminescence Detectors, *Journal of Radiation Protection*, 36(2), 86-92, 2011
11. Under RWM, Larerward FJ, Slotman BJ, Senan S.: Benefit of respiration gated stereotactic radiotherapy for stage lung cancer an analysis

- of 4D CT Datasets. *Int J Radiat Oncol Bio Phys.* 62(2), 554–560, 2005
12. ICRP Publication 103: International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. In, Oxford, UK: Elsevier Science, 37 (2/3), 2007
13. Kim MC, Lee JH, Nam YC; Clinical Computed Tomography, Chung gu Publishing co., 540–558, 2007
14. Lee JS, Kweon DC, YOO BG ; Radiation dose reducing effect during the AEC system in the chest and abdomen of the MDCT scanning, *J of the Korea Contents Association*, 9(3), 225–231, 2009
15. Ramsy CR, Caniel Scaperoth D, Arwood D, Olicer AL: Clinical efficacy of respiratory gated conformal therapy, *Med Dosim*, 55(3), 659–668, 2006
16. Lujan AE, Larsen EW, Balter JM, Ten Haken RK: A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations. *Med Phys*, 26(5), 715–720, 1999
17. IAEA Safety Series No.115: International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, 1996
18. The Guidelines of patients dose on CT examinations: The series of Radiation Safety and Management, 19, 2009
19. A. Sam Beddar, Kristofer Kainz, Tina Marie Briere, et al: Correlation between internal fiducial tumor motion and external marker motion for liver tumors imaged with 4D-CT, *Radiation Oncology Bio. Phy.*, 67(2), 630–638, 2007

• Abstract

Consideration on Measured Patients Dose of Three-Dimensional and Four-Dimensional Computer Tomography when CT-Simulation to Radiation Therapy

Ryeong-Hwang Park · Min-Jung Kim · Sang-Kyu Lee · Kwang-Woo Park · Byeong-Cheol Jeon · Jeong-Hee Cho · Beong-Gyu Yoo¹⁾ · Jong-Seok Lee¹⁾

Department of Radiation Oncology, Yonsei Cancer Center, Yonsei University Health System ·

¹⁾Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University

This study was to measure the patient dose difference between 3D treatment planning CT and 4D respiratory gating CT. Study was performed with each 10 patients who have lung and liver cancer for measured patient exposure dose by using SOMATON SENSATION OPEN(SIMENS ,GERMANY). CTDIvol and DLP value was used to analyze patient dose, and actual dose was measured in the location of liver and kidney for abdominal examination and lung, heart and spinal cord for chest examination. Rando phantom were used for the experiment. OSLD was used for in-vitro and in-vivo dosimetry. Increasing overall actual dose in 4D respiratory gated CT-simulation using OSLD increase the dose by 5.5 times for liver cancer patients and 6 times for lung cancer patients. In CT simulation of 10 lung cancer patients, CTDIvol value was increased by 5.7 times and DLP 2.4 times. For liver cancer patients, CTDIvol was risen by 3.8 times and DLP 1.6 times. The accuracy of treatment volume could be increased in 4D CT planning for position change due to the breaths of patient in the radiation therapy. However, patients dose was increased in 4D CT than 3D CT. In conclusion, constant efforts is required to reduce patients dose by reducing scan time and scan range.

Key Words : 4DCT, OSLD, CTDIvol, DLP, Radiation dose