

진폐요양환자의 흉부 CT촬영에 사용된 선량 - 국내외 진단 참고 준위와 비교 -

이원정*

*대전보건대학교 방사선과

2014년 7월 9일 접수 / 2014년 8월 28일 1차 수정 / 2014년 10월 4일 2차 수정 / 2014년 12월 5일 채택

진폐요양기관에 대한 실태조사를 실시하여 진폐요양환자에게 사용되는 흉부 CT촬영 선량이 국내외 진단 참고 준위 내에서 사용되는지 알아보았다. 진폐요양기관은 27개 중에서 운용자 콘솔 컴퓨터에서 환자 피폭선량(dose length product, mGy*cm, 이하 DLP) 확인이 가능한 2-Detector 이상 설치된 17개 기관을 대상으로 하였다. 연구대상기관을 직접 연구자가 방문하여 위치잡이촬영, 조영제 사용전,후촬영 및 총 DLP 값을 각각 확인하였다. 또한, 장치의 기본 항목, 위치잡이촬영 조건, 본촬영(scanning) 조건 및 영상 획득 조건을 확인하였다. 흉부 CT촬영에서 확인된 총 DLP 값, 조영제주입전촬영 DLP 값의 상향서열 3/4 순위에 해당하는 DLP 값을 구하였다. SPSS ver. 19.0을 사용하여 전체 영상과 폐야영상 간에 조영제주입전촬영 DLP 값의 비교는 비모수 검정(Wilcoxon signed rank test)을 실시하였다. 전체영상보다 폐야영상을 얻을 때 20.2%의 유의한 DLP 값 감소를 보였다(707.2 vs. 555.9, p<0.001). 흉부 CT촬영에서 확인된 총 DLP 값의 상향서열 3/4 순위(third quartile)의 DLP 값은 1036.1 mGy·cm였다. 흉부 CT촬영의 조영제 주입전촬영에서 확인된 DLP 값의 상향서열 3/4 순위의 DLP 값은 504.1 mGy·cm였다. 진폐요양환자의 흉부 CT촬영에 사용하는 선량은 국내외 진단 참고 준위와 큰 차이를 보이지 않았다.

중심어: 흉부 CT촬영, 진단 참고 준위, 선량, 진폐요양환자

1. 서론

분진 노출력이 있는 진폐 소견자가 단순 흉부영상(simple chest radiograph)과 폐기능결과로부터 진폐 요양환자로 승인되면 정부에서 허가 받은 진폐요양기관에서 요양 치료를 받을 수 있다. 요양 기간 중에 진폐 합병증(pneumoconiosis complication)의 치료 경과를 관찰하기 위해서는 주로 단순 흉부촬영이 실시되지만[1,2], 분진 노출에 의한 폐실질의 변화를 보다 정확하게 진단하기 위해서는 고해상도 컴퓨터 단층촬영(high-resolution computed tomography)이 사용된다[3-5].

고해상도 CT촬영은 단순 흉부촬영에 비해 진단적 가치가 우수한 영상을 얻을 수 있는 반면 높은 선량이 수반되어 진폐요양환자의 방사선 노출에 대한 위험은 증가될 수 있고[2,6,7], 최근에 급격히 보급되고 있는 나선형 CT(spiral CT)촬영도 폐질환을 진단하는데 유용성이 입증되었지만 높은 선량 사용으로 방사선에 대한 위험을 오히려 증가시키고 있다[6,8,9].

영상의학분야 검사에서 CT촬영에 의한 방사선 피폭이 가장 높은 것으로 알려져 있어 환자선량 감소를 위하여 국내외에서는 흉부 CT촬영의 진단 참고 준위(diagnostic

reference level)를 설정하였다[6,9-11]. 하지만, 실제 임상에서 의사나 촬영자는 화질에 더 많은 관심이 있기 때문에 피검자의 방사선 피폭은 간과될 수 있고, 장기 요양으로 방사선에 반복 노출되는 진폐요양환자에게는 더욱 주의를 요한다. 또한, 진폐요양기관의 단순 흉부 방사선분야에 대한 정도관리의 실태는 이미 보고된 바 있지만[1,2], 흉부 CT촬영에 대해서는 아직까지 보고된 바 없다.

이에, 본 연구에서는 진폐요양기관에 대한 실태 조사를 실시하여 진폐요양환자에게 사용되는 흉부 CT촬영 선량이 국내외 진단 참고 준위 내에서 사용되는지 알아보았다.

2. 재료 및 방법

2.1 대상

2012년 3월 현재, 진폐요양기관은 27개 중에서 23기관(85.2%)은 CT촬영 장치가 설치 운영 중이었고, 4개 기관(14.8%)은 CT장치가 설치되어 있지 않았다. 설치된 23개 기관의 CT장치는 모두 나선형 장치(spiral CT)였고, 디텍터(detector, 이하 D) 수에 따라 등급 별로 분류해 보면 다음과 같았다: single D=6, 2D=2, 4D=3,

교신저자 : 이원정, wjlee@hit.ac.kr
대전광역시 동구 충정로 21

6D=1, 8D=1, 16D=3, 64D=4, 128D=3. 운용자 콘솔 (operating console) 컴퓨터에서 환자 피폭선량(dose-length product, mGy·cm 이하 DLP) 확인이 가능한 2D이상의 17개 기관에 설치된 장치만을 대상으로 하였다. 여러 대의 CT촬영 장치가 설치된 기관은 진폐 요양 환자에게 사용되는 장치만을 대상으로 하였다.

2.2 방법

1) 흉부 CT선량

연구대상기관을 2012년 5월부터 8월 사이에 직접 연구자가 방문하여 위치잡이촬영 (surview), 조영제 사용 전,후촬영(pre-, post scan) 및 총 DLP 값을 각각 확인하였다. 각 기관 당 3명의 진폐요양환자 만을 대상으로 하였고, 개인정보(이름, 나이, 판독소견 등)는 전혀 모르는 상태에서 확인하였다.

2) 촬영 및 재구성 영상 획득 조건

장치 등급/채널, 위치잡이촬영 조건(관전압, 관전류,

조사시간, 길이, 횟수), 본촬영(scanning) 조건(관전압, 관전류, 조사시간/자동노출사용여부, 촬영두께(thickness) 및 침상먹임(increment), 피치, 촬영모드(axial or spiral)), 영상 획득 조건(재구성 영상의 간격(interval) 및 두께, 전체 영상 수, 전체영상 범위 길이, 폐야영상 범위

Table 1. Diagnostic Reference Levels for Adult Chest CT.

국가	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy·cm)
European, 2000 CEC, 1999	30	650
UK, 2003	14	580
Germany, 2006	10	345
IAEA, 2006	9.5	447
Korea, 2009	15	550
Greece, 2011	-	9.72 [†]

CEC=commission of the european communities. CTDI_w=weighted computed tomography dose index, mGy. DLP=dose-length product. This table was referenced by Goo, 2012[9]. [†]effective dose, mSv.

Table 2. Protocol of Surview and Scanning and Reconstructed Images.

Institution (channel)	Surview				Scanning				Reconstructed images		
	kVp	mA	Length (mm)	View*	kVp	mAs	Thickness/Increment (mm)	Pitch	Thickness/Interval (mm)	Reconstruction [§]	No [†]
An(16)	120	30	400	1	120	AEC	2/1	0.688	5/5	A,C,S	68.7 (3.1)
Ns(16)	120	10	500	2	120	AEC	3.75/3	1.375	3.75/3	A,C	140.7 (5.7)
Tb(128)	120	30	450	1	120	AEC	1/1	0.985	5/5	A	70.7 (1.5)
Ss(128)	120	30	512	1	120	AEC	3/3	1.200	3/3	A,C,S	112.7 (8.6)
Dh(4)	120	10	430	1	120	AEC	7.5/7.5	1.500	7.5/7.5	A	47.3 (6.1)
Sc(128)	120	30	500	1	120	AEC	5/5	1.173	5/5	A,C,S	66.0 (3.6)
Ys(4)	120	50	512	1	120	90	3/3	5.000	3/3	A,C	94.0 (8.7)
Nb(4)	120	50	500	1	120	AEC	5/5	3.500	5/5	A	74.0 (2.0)
Yw(6)	90	30	400	1	120	AEC	5/5	1.000	5/5	A	69.7 (10.4)
Js(64)	120	10	450	2	120	AEC	1.25/1.25	0.984	5/5	A,C	63.7 (5.0)
Cj(64)	120	10	350	2	120	AEC	5/5	0.984	5/5	A,C,V	65.3 (2.9)
Mk(64)	120	30	450	1	120	AEC	5/5	0.515	5/5	A,C	62.3 (1.5)
Yn(16)	100	10/20 [†]	450	2	120	50	5/5	0.938	5/5	A	72.3 (3.1)
Br(64)	120	35	512	1	100	AEC	3/3	0.600	3/3	A,C	107.0 (6.6)
Hj(2)	130	30	512	1	130	AEC	8/8	1.800	8/8	A	44.3 (5.1)
Hk(2)	130	30	512	1	130	AEC	8/8	1.800	5/4.7	A	65.0 (11.4)
Hs(8)	100	10	550	2	120	AEC	1.25/1.25	1.350	5/5	A	69.3 (2.1)

AEC=automatic exposure control, No=number of images. *Top or lateral view. †top/lateral. ‡ number of images, data are expressed as mean (standard deviation). §A=axial, C=coronal, S=sagittal plane, V=volume rendering.

길이, 재구성 단면 획득 방법(axial, coronal, sagittal plane, and volume rendering)을 확인하였다. 전체영상(total images)범위는 “첫 영상부터 마지막 영상까지 스캔 길이”였고, 폐야영상(parenchymal images)범위는 “폐첨이 시작되는 한 개 위 영상부터 마지막 폐야가 보이는 한 개 아래 영상까지 길이”였다.

3) 통계분석

흉부 CT촬영에서 확인된 총 DLP 값, 조영제주입전촬영 DLP 값의 상향서열(ascending order) 3/4 순위(third quartile)에 해당하는 DLP 값을 구하여 국내외 진단 참고준위(Table 1)와 비교하였다. 전체영상과 폐야영상 간에 영상길이와 조영제주입전촬영 DLP 값의 비교는 비모수 검정(Wilcoxon signed rank test)을 실시하였다. 모든 통계분석은 SPSS ver. 19.0(Chicago, IL, USA)을 사용하였다.

4) 연구 윤리

본 연구를 위한 실태조사 계획 및 결과는 기관 연구윤리심의위원회(Institutional Reviews Board)의 승인을 받았다.

3. 결과

3.1 흉부 CT촬영 및 영상 획득 조건

전체 17개 기관 중에서 위치잡이촬영에서 관전압은 120 kVp 사용기관이 12개 기관(70.6%)으로 가장 많았고, 130 kVp와 100 kVp는 각각 2개 기관, 90 kVp는 1개 기관이었다(Table 2). 관전류는 최저 10 mA에서 최고 50 mA에서 사용하고 있었고, 위치잡이촬영을 전면(top view)과 측면(lateral view) 2회 촬영하는 5개 기관에서 1개 기관은 10 mA와 20 mA 각각 다른 관전류를 사용하고 있었다. 위치잡이촬영 길이는 최저 350 mm에서 최고 550 mm 범위에서 사용하고 있었다.

Table 3. Dose-length Product according to Scanning Mode.

Institution (channel)	Dose-length product (mGy · cm)						
	Surview	Axial	Pre-monitoring	Monitoring	Pre-scan	Post-scan	Total
An(16)	-	-	-	-	501.6 (17.0)	509.8 (21.6)	1011.4 (38.5)
Ns(16)	-	-	-	-	333 (72.5)	355.4 (93.5)	688.4 (165.9)
Tb(128)	4.0 (0.00)	-	-	-	525.5 (19.9)	580.9 (37.0)	1110.4 (55.7)
Ss(128)	-	-	-	-	270.0 (14.5)	272.7 (13.9)	542.7 (28.1)
Dh(4)	-	100.8 (13.4)	-	-	225.4 (36.8)	225.3 (36.9)	551.4 (87.2)
Sc(128)	4.5 (0.00)	-	-	-	612.1 (149.4)	612.1 (149.4)	1228.7 (298.8)
Ys(4)	-	-	-	-	224.0 (38.6)	252.0 (51.5)	476.0 (90.0)
Nb(4)	-	-	-	-	429.8 (117.3)	429.8 (117.3)	859.6 (234.7)
Yw(6)	-	-	-	-	551.3 (66.0)	551.8 (64.3)	1103.1 (130.3)
Js(64)	5.3 (0.75)	220.5 (47.8)	-	-	178.9 (29.2)	220.5 (47.8)	625.2 (125.1)
Cj(64)	-	-	-	-	237.8 (37.4)	276.8 (43.7)	514.6 (81.2)
Mk(64)	-	-	-	-	563.9 (167.0)	562.5 (164.7)	1126.5 (331.8)
Yn(16)	-	-	-	-	154.7 (6.1)	154.7 (6.1)	309.3 (12.2)
Br(64)	6.3 (0.58)	-	1.0 (0.00)	5.33 (4.04)	303 (29.6)	272.7 (37.4)	588.3 (64.5)
Hj(2)	-	-	-	-	167.0 (32.1)	171.7 (33.5)	338.7 (64.9)
Hk(2)	-	-	-	-	133.3 (24.0)	138.7 (31.5)	272.0 (55.5)
Hs(8)	-	-	-	-	505.4 (31.9)	519.1 (27.9)	1024.6 (13.3)
Total	5.0 (1.0)	160.6 (72.7)	1.0 (0.0)	5.3 (4.0)	348.0 (172.4)	359.1 (173.4)	727.7 (333.9)

Data are expressed as mean (standard deviation).

Table 4. Difference of DLP between Total and Parenchymal Lungs.

Institution (channel)	Length (mm)		DLP (mGy · cm)		
	Total	Parenchymal	Total	Parenchymal	Reduction, %
An(16)	338.3 (15.3)	255.0 (18.0)	1011.4 (38.5)	761.2 (10.2)	24.7 (1.9)
Ns(16)	419 (17.1)	267.0 (28.6)	688.4 (165.9)	438.5 (115.3)	36.4 (4.3)
Tb(128)	356.7 (7.6)	288.3 (11.5)	1106.4 (55.7)	896.9 (97.0)	19.1 (4.9)
Ss(128)	331.0 (29.1)	246.0 (44.8)	542.7 (28.1)	402.3 (61.2)	25.9 (9.2)
Dh(4)	347.5 (45.8)	302.5 (45.2)	450.7 (73.7)	391.7 (65.3)	13.1 (4.1)
Sc(128)	325.0 (18.0)	278.3 (37.5)	1224.2 (298.8)	1068.2 (379.4)	13.8 (15.8)
Ys(4)	288.0 (26.2)	247.0 (14.2)	476.0 (90.0)	406.9 (73.1)	14.3 (3.7)
Nb(4)	365.0 (10.0)	271.7 (38.2)	859.6 (234.7)	632.2 (150.5)	25.6 (9.4)
Yw(6)	343.2 (52.0)	238.3 (30.1)	1103.1 (130.3)	768.7 (96.5)	29.3 (14.5)
Js(64)	313.3 (25.2)	260.0 (22.9)	399.4 (76.6)	327.7 (17.4)	16.5 (11.3)
Cj(64)	321.7 (14.4)	286.7 (5.8)	514.6 (81.2)	462.2 (101.0)	10.7 (5.3)
Mk(64)	306.7 (7.6)	248.3 (11.5)	1126.4 (331.8)	902.3 (208.2)	18.9 (5.6)
Yn(16)	356.7 (15.3)	273.3 (12.6)	309.3 (12.2)	237.0 (10.1)	23.4 (0.3)
Br(64)	318.0 (19.7)	262.0 (40.3)	575.7 (66.9)	474.1 (88.5)	17.9 (8.9)
Hj(2)	342.7 (34.5)	289.7 (30.6)	338.7 (64.9)	286.1 (54.9)	15.4 (3.2)
Hk(2)	300.8 (53.4)	267.9 (53.0)	272.0 (55.5)	242.5 (55.2)	11.1 (3.6)
Hs(8)	341.7 (10.4)	250.0 (27.8)	1024.5 (13.3)	751.1 (99.1)	26.6 (10.5)
Total	336.2 (37.2)	266.6 (31.2)	707.2 (344.9)	555.9 (273.9)	20.2 (9.7)

DLP=dose-length product, DLP of prechymal lungs was only included pre and post scan. Data are expressed as mean (standard deviation). P-value was less than 0.001 by calculating Wilcoxon signed rank test.

본 촬영의 관전압은 대부분 120 kVp를 사용하고 있었고(14개 기관, 82.4%), 130 kVp 2개 기관, 100 kVp 1개 기관에서 사용하고 있었다(Table 2). 노출선량(mA × sec)은 2개 기관을 제외하고 나머지 15개 기관은 자동노출선량(automatic exposure control)을 사용하고 있었다. 촬영두께는 최저 1 mm에서 최고 8 mm 범위로 가장 많이 사용하는 두께는 5 mm로 6개 기관에서 사용하였다. 침상먹임은 1개 기관을 제외하고 촬영두께와 동일한 조건을 사용하고 있었다. 피치는 최저 0.515 에서 최고 5.000 범위에서 사용하고 있었다. 촬영방식은 모든기관이 나선형방식을 사용하고 있었고, 1개 기관은 단면방식(axial)을 추가로 촬영(Dh 기관)하고 있었다(데이터 나타내지 않음).

획득한 영상두께와 간격은 본촬영 보다 두껍게 재구성(reformation)하여 얻었다(Table 2). 영상두께와 간격은 2개 기관을 제외하고 같은 두께로 얻었다. 모든 기관이 기본적으로 측면영상을 얻었고, 2-dimension 재구성 관상면영상은 9개 기관, 시상면영상은 3개 기관, 3-di-

mension 볼륨영상(volume rendering image)은 1개 기관에서 추가적으로 얻고 있었다. 영상두께와 간격에 따라 얻어진 영상 수는 전체 평균은 76.1개(범위 44.3-140.7)였다.

3.2 흉부 CT촬영 모드에 따른 선량

위치잡이촬영 DLP 값은 4개 기관에서 확인 가능하였고, 측면촬영 2개 기관, 조영제모니터링촬영은 1개 기관에서 확인할 수 있었다(Table 3). 위치잡이촬영의 평균 DLP 값은 5.0 mGy · cm (범위 4.0-6.3) 이었다. 측면촬영은 2개 기관에서 평균 DLP 값은 160.7 mGy · cm이었다. 조영제주입후촬영에서 CT number (hounsfield unit)의 최고치 영상을 얻기 위한 모니터링(monitring)촬영은 1개 기관에서만 실시하고 있었고, 전모니터링(pre-monitoring) 1.0 mGy · cm, 모니터링 5.3 mGy · cm 이었다. 조영제주입전촬영의 평균 DLP 값은 348.0 mGy · cm (범위 118.0-784.6), 조영제주입후촬영은 359.1 mGy · cm (범위 119.0-784.6)로 두 촬영 간에 큰

차이를 보이지 않았다. 전체 평균 DLP 값은 727.7 mGy·cm (범위 272.0-1228.7)이었다.

3.3 전체영상과 폐야영상 간에 DLP 값 비교

전체영상 평균길이는 336.2 mm (범위 258.0-438.0)였고, 폐야영상 평균길이는 266.6 mm (범위 195.0-345.0)이었다(Table 4). 전체영상 길이에 대한 평균 DLP 값은 707.2 mGy·cm (범위 237.0-1569.2)였고, 폐야영상 길이에 대한 평균 DLP 값은 555.9 mGy cm(범위 205.9-1475.3)로 20%의 DLP 값이 유의하게 감소하였다(p<0.001).

3.4 흉부 CT촬영 3/4 순위 DLP 값

흉부 CT촬영에서 확인된 총 DLP 값의 상향서열 3/4 순위의 DLP 값은 1036.1 mGy·cm였다(Fig. 1). 전체 평균 DLP 값은 727.7 ± 333.9 mGy·cm였고(범위 237.0-1573.7), 백분위 수 25% 495.8 mGy·cm, 50%

615.4 mGy·cm, 75% 1036.1 mGy·cm이었다. 흉부 CT촬영의 조영제주입전촬영에서 확인된 DLP 값의 상향서열 3/4 순위의 DLP 값은 504.1 mGy·cm였다(Fig. 2). 전체 평균 DLP 값은 348.0 ± 172.4 mGy·cm였고(범위 118.0-784.6), 백분위 수 25% 203.3 mGy·cm, 50% 284.0 mGy·cm, 75% 504.1 mGy·cm이었다.

4. 고찰 및 결론

영상의학분야에서 CT촬영의 빈도는 5%로 다른 검사에 비해 높은 편은 아니지만, 방사선 선량은 전체의 34%로 가장 높게 사용되고 있다[6]. 흉부 CT촬영에서는 촬영범위와 화질에 영향을 줄 수 있는 피검자의 이물질 등을 확인하기 위해서 가장 먼저 위치잡이촬영을 실시하게 된다. 위치잡이촬영으로는 진단이 이루어지지 않기 때문에 화질은 크게 중요하지 않다. 따라서, 대부분의 기관이 낮은 관전류를 사용(10~50 mA)하고 있지만, 관전압은 본촬영에서 사용하는 높은 관전압을 사용(90~130 kVp)하고 있다. 또한, 위치잡이촬영을 대부분 기관에서 전면영상만 얻고 있는데 5개 기관에서는 측면영상을 추가로 얻고 있어 피폭선량을 증가 시키고 있었다. 저관전압 사용은 화질에는 영향을 미치지 않으면서 피검자 피폭선량을 낮출 수 있기 때문에[12-16] 화질과 크게 관련이 없는 위치잡이촬영에서는 충분히 낮은 선량 사용으로 피검자 피폭선량을 낮출 필요가 있다. 위치잡이촬영은 촬영자가 피검자 자세 잡이에서 테이블의 상하(피검자 관상면) 위치만 정확히 맞추면 전면영상을 얻기 위한 1회 촬영만 실시해도 된다. CT촬영에서 위치잡이촬영의 길이는 검사부위에 따라 다르다[12,16,17]. 본 실태조사에서는 위치잡이촬영 길이가 350 ~ 550 mm 범위에서 각 기관마다 다르게 사용되고 있었는데 이는 이전에 보고[17]된 350 mm 촬영범위를 훨씬 초과하고 있었다.

본촬영에서는 1개 기관을 제외(100 kVp)하고 120 kVp 이상의 고관전압을 사용하고 있었다. 이전의 연구들[12-16]을 참고할 때 120 kVp 이상의 고관전압촬영을 실시하는 기관들은 100 kVp로 낮추어 촬영해도 화질은 유지하면서 선량은 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다.

CT촬영에서 피검자 선량에 영향을 주는 인자는 관전압, 관전류, 여과(filtration), 스캔 시간/튜브 회전 시간, 검사 두께, 침상먹임/테이블 속도, 검사 길이, 피치 등 여러 가지 방법이 소개되고 있다[6,7].

본 실태조사에서 피검자의 체형(비만지수)에 따른 선량자동노출이 대부분의 기관에서 사용되고 있었지만, 수동노출을 사용하는 2개 기관 중에서 1개 기관은 저선량을 사용하고 있었다. 1개 기관은 저선량의 고정 관전류를 사용하고 있었다. 저선량은 피검자 피폭을 낮추기 위해 사용할 수 있지만, 잡음 증가로 선별검사 목적으로는 사용 가능하나 정밀진단 목적으로는 적당하지 않다. 따라서, 진폐요양환자 촬영에는 적당하지 않다. 높은 피치(튜브 1회전 당 테이블 이동 거리)를 사용하면 빠른 검사시간으로 피검자의 피폭선량을 낮출 수 있지만[8,18,19]

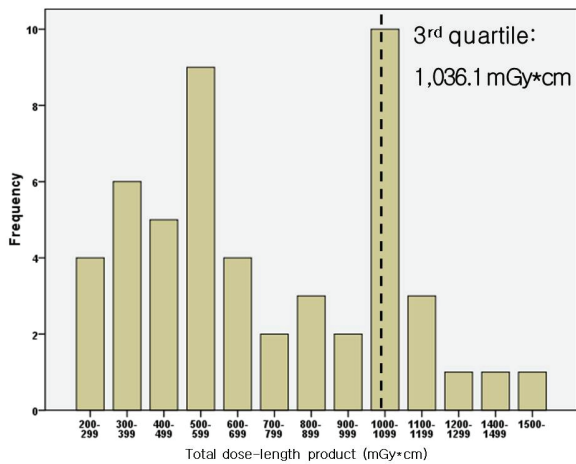


Fig. 1. Diagnostic reference level from total dose-length product (mGy*cm) in chest adult CT.

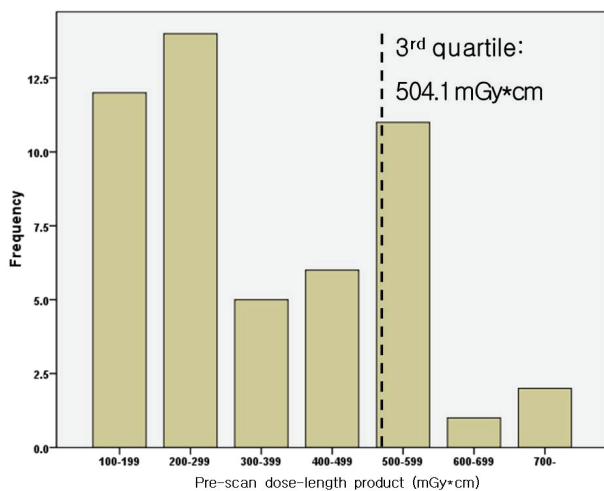


Fig. 2. Diagnostic reference level from pre-scan dose-length product (mGy*cm) in chest adult CT.

피치가 높을수록 테이블 이동 속도가 증가로 생긴 나선형 아티팩트를 발생하여 화질은 떨어질 수 있다[20]. 폐 질환을 갖고 있는 고령의 진폐 요양환자에게는 숨을 참는 시간이 짧기 때문에 비교적 높은 피치 사용이 유용할 수도 있다. 2개 기관(An, Ns)은 촬영두께 보다 침상먹임이 적어 촬영시간과 피검자 피폭선량의 증가 요인이 될 수 있다. Kalender 등[18]의 연구에서 관전압(140 kVp), 촬영길이(310 mm)와 촬영두께(5 mm)는 고정하고, 관전류는 감소(165 mA에서 110 mA로) 시키면서 침상먹임을 5 mm에서 10 mm로 2배 증가시켜 피치를 2배로 증가시켰을 때 유효선량이 7.1 mSv에서 2.4 mSv로 감소(66%)하였다.

나선형 CT촬영은 측면 CT촬영 보다 24% 증가된 선량을 수반하게 되는데[8], 본 실태조사에서는 모든 기관이 나선형 CT촬영을 실시하고 있었다. 1개 기관은 불필요한 측면 CT촬영을 추가로 실시하고 있었다. 2D 또는 3D의 재구성 영상을 얻기 위해서는 나선형 CT촬영이 필요하지만 측면 단면영상만을 얻는 8개 기관은 굳이 나선형 CT촬영으로 피검자 피폭선량을 증가 시킬 필요가 없다. 모든 피검자에게 2D와 3D 재구성 영상이 필요하여 기본영상으로 얻을 필요가 있는가? 에 대해 진폐요양기관은 재고할 필요가 있다.

실제 임상에서는 폐야를 충분히 포함시킨 영상을 얻게 되어 다른 장기에 불필요한 피폭이 이루어져 위험을 증가 시키게 된다[20,21]. 본 연구에서는 전체영상에 대한 폐야영상만을 얻었을 때 20.2%의 선량감소(DLP 707.2 vs. 555.9; 유효선량 12.0 vs. 9.5)를 가져왔다. 따라서, 처음 촬영이 아닌 질병의 치료 상태를 위한 추적 재검사에서는 폐야영상만을 얻거나 필요한 부분의 영상만을 얻음으로써 피검자 선량감소에 기여할 수 있을 것으로 판단된다.

영상획득 방법에서 얻는 영상 수는 영상두께와 간격에 의해 결정된다. 몇몇 기관에서는 본촬영의 촬영두께와 침상먹임이 획득 영상보다 얇게 촬영하고 있어 검사시간과 피폭선량을 증가시키는 요인이 될 수 있다. 즉, 획득영상의 두께와 간격과 일치하는 본촬영 촬영두께와 침상먹임이 필요할 것으로 판단된다.

전체 17개 기관 중에서 6개 기관은 DLP 값 확인과 함께 서버에 영상과 함께 저장 및 관리하고 있었다. DLP 값 확인 관리하는 기관이 확인하지 않는 기관보다 전체 DLP 값이 낮았지만 통계적인 유의성은 없었다(630.3±167.4 vs. 780.8±388.8, p=0.305, Mann-Whitney 검정). 따라서, 실제 DLP 값을 확인 관리 하더라도 선량 감소를 위한 관심은 적은 것으로 판단된다. 또한 실태조사 과정에서 대부분 CT촬영 담당자들은 DLP 값에 대한 개념을 전혀 알지 못하고 있어 향후 CT촬영 선량관리에 있어 담당자의 실무 교육이 필요할 것으로 판단된다.

영상의학분야에서 CT촬영에 의한 방사선 피폭은 다른 검사방법에 비해 높고[6], 각 나라마다 실태조사를 통해 상향서열 3/4 순위에서 진단 참고 준위를 DLP 값으로 설정하게 된다[9]. 국내에서는 다른 나라 보다 비교적 늦은 2009년에 보고[10]한 바 있지만, 공식적인 발표는 이

루어지지 않았다. 지금까지의 진단 참고 준위는 대부분 임상에서 사용하는 노출조건에서 팬텀을 사용해서 선량 측정이 이루어져 왔는데 비해 우리 실태조사는 실제 환자촬영에서 확인된 선량의 상향서열 3/4 순위에서 알아보았다.

본 연구는 실태조사로부터 얻은 자료를 분석한 결과로 일부 제한점을 갖고 있다. 첫째, 각 기관 당 3명의 진폐요양환자만을 대상으로 한 것은 충분한 실태 반영에는 부족할 것으로 생각된다. 둘째, 흉부 CT촬영 시 사용하는 선량자동노출은 제조사 마다 다른 프로그램을 사용기도 하는데 본 실태조사에서는 확인하지 못했고, 선량자동노출을 사용하지 않는 기관들의 분석을 위해서는 선량에 영향을 미칠 수 있는 인자들을 고려한 추가 연구가 필요하다. 본 연구는 사용자와 환자측면에서 이루어진 만큼 선량자동노출 기법에 따른 연구는 컴퓨터 공학적인 접근이 필요하다고 생각한다. 본 연구는 이상과 같은 일부 제한점이 있더라도 향후 이 분야 연구에 기초자료로 사용될 수 있다고 여겨진다.

본 실태조사를 통해 상향서열 3/4 순위의 DLP 값은 504.1 mGy·cm 로 유럽, 영국 및 국내 진단 참고 준위 보다는 낮았고 독일과 IAEA 보다는 높은 결과를 보였지만, 진폐요양환자의 흉부 CT촬영에 사용하는 선량은 국내의 진단 참고 준위와 큰 차이를 보이지 않았다.

참고문헌

1. 이원정, 박재성, 김성진, 등. 전국 진폐요양기관 흉부 방사선분야 실태조사 결과 최초 보고. 대한영상의학회지. 2010;63(5):431-438.
2. 이원정, 김성진, 박재성, 등. 진폐요양기관에서 흉부 방사선촬영을 위해 사용되는 선량과 화질의 관계: 국내 진단참고준위와 비교. 대한영상의학회지. 2012;66(3):255-262.
3. Savranlar A, Altin R, Mahmutyazicioğlu K, et al. Comparison of chest radiography and high-resolution computed tomography findings in early and low-grade coal worker's pneumoconiosis. Eur. J. Radiol. 2004;51(2):175-180.
4. Blum T, Kollmeier J, Ott S, et al. Computed tomography for diagnosis and grading of dust-induced occupational lung disease. Curr. Opin. Pulm. Med. 2008;14(2):135-140.
5. Ochsmann E, Carl T, Brand P, et al. Inter-reader variability in chest radiography and HRCT for the early detection of asbestos-related lung and pleural abnormalities in a cohort of 636 asbestos-exposed subjects. Int. Arch. Occup. Environ. Health. 2010;83(1):39-46.
6. ICRP. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Publication 87. 2000
7. Sarma A, Heilbrun ME, Conner KE, et al. Radiation and chest CT scan examinations: what do we know? Chest. 2012;142(3):750-760.

8. Tzedakis A, Perisinakis K, Raissaki M, et al. The effect of z overscanning on radiation burden of pediatric patients undergoing head CT with multi-detector scanners: a Monte Carlo study. *Med. Phys.* 2006;33(7):2472-2478.
9. Goo HW. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean. J. Radiol.* 2012;13(1):1-11.
10. National Institute of Food and Drug Safety Evaluation, National survey of radiation dose of computed tomography in Korea. The Annual Report of KFDA 2009.
11. Simantirakis G, Hourdakakis CJ, Economides S, et al. Image quality and patient dose in computed tomography examinations in Greece. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2011;147(1-2):129-132.
12. Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, et al. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. *Radiology.* 2007; 245(2):577-583.
13. Waaijjer A, Prokop M, Velthuis BK, et al. Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality--reducing tube voltage and increasing tube current settings. *Radiology.* 2007;242(3): 832-839.
14. Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, et al. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100- and 80-kVp protocols. *Invest. Radiol.* 2008;43(12): 871-876.
15. Park EA, Lee W, Kang JH, et al. The image quality and radiation dose of 100-kVp versus 120-kVp ECG-Gated 16-slice CT coronary angiography. *Korean. J. Radiol.* 2009; 10(3):235-243.
16. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm-initial clinical experience. *Radiology.* 2010;254(1):145- 153.
17. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology.* 2008;248(3):995-1003.
18. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, et al. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* 1999;9(3):555-562.
19. Tzedakis A, Damilakis J, Perisinakis K, et al. The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. *Med. Phys.* 2005;32(6):1621-1629.
20. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology.* 2004; 230(3):619-628.
21. Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, et al. Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. *Br. J. Radiol.* 1999; 72(858):556-561.

Radiation Dose using Chest CT for Patients with Pneumoconiosis Complication - Comparison with International Guidelines -

Won-Jeong Lee

Department of Radiological Technology, Daejeon Health Science College

Abstract - We report here on the results of evaluating the radiation doses using chest computed tomography (CT) for patients with pneumoconiosis complication. For the first time, we visited the 17 MIPs to evaluate the dose-length product (DLP, mGy · cm), CT unit, and protocols of scanning and image reconstruction those is routinely used for treating patients with pneumoconiosis who have complication. All statistical analysis was performed using the Statistical Program for Social Sciences (SPSS ver. 19.0, Chicago, IL, USA). Mean of total DLP was 727.7 mGy · cm, ranging from 272.0 to 1228.7 mGy · cm. DLP from obtaining parenchymal lung images was significantly reduced than that from obtaining total lung images (555.9 vs. 707.2, $p < 0.001$). Third quartile of total and pre-scanning DLP was 1036.1 and 504.1 mGy · cm, respectively. Chest CT radiation doses for patients with pneumoconiosis complication are similar with korean diagnostic reference level as well as international guidelines.

Keywords : Chest CT, Diagnostic reference level, Radiation doses, Patients with pneumoconiosis complication