

<원저>

복부-골반 CT검사 시 피폭선량 최적화에 관한 프로토콜 연구

- Research of Protocols for Optimization of Exposure Dose in Abdominopelvic CT -

극동대학교 방사선학과

홍동희

— 국문초록 —

복부-골반 CT검사 시 피폭선량을 측정해 보고, 영상 관독에 영향을 미치지 않는 범위에서 복부와 골반의 피폭선량 최적화를 위한 프로토콜을 제시하고자 하였다.

기존 임상의 스캔 방식인 120 kVp, AEC(auto exposure control) 기법을 이용한 복부-골반을 1 phase로 스캔을 하였고, 새로 제시한 2 phase 스캔 방식은 1 phase 복부검사와 2 phase 골반검사로 각각 나누어 복부검사는 관전압 120 kVp, AEC, 골반검사는 120 kVp, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 mA로 고정 관전류 기법을 이용하여 실시하였다. 스캔 시 측정된 CTDI_{vol}, DLP 값을 이용해 선량값을 비교하였고, 각 스캔 영상에서 CT 감약계수와 노이즈, SNR의 평균값을 구해 영상을 평가하였다.

연구결과는 2 phase 스캔 시 1 phase 스캔 시보다 CTDI_{vol} 값은 복부에서 26%, 골반 100~250 mA에서 1.8~59.5% 감소, 300~400 mA에서 12.7~30% 증가로 유의한 차이를 보였다. 또한, DLP값은 2 phase 스캔 시 1 phase 스캔 시보다 복부에서 약 53%, 골반에서 약 41~81% 감소를 보였으나 통계적으로 유의하지 않았다. SNR은 심장주변에서 2 phase 스캔 시, 골반주변에서는 1 phase 스캔 시, 상복부와 하복부에서 1 phase 스캔 시보다 2 phase 200~250 mA 스캔 시 높게 나타났다. 또한, CT Number와 노이즈는 전반적으로 비슷한 양상을 보였지만, 골반 주변에서 노이즈가 높게 나타났다. 그러나 2 phase의 골반주변 250 mA 스캔 시 1 phase와 비슷한 노이즈값을 나타냈고 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았기에 통상적인 1 phase 400 mA보다 골반을 분리시켜 250 mA 스캔 시 화질에 차이 없이 피폭선량 감소효과를 볼 수 있을 것으로 본다. 그러므로 낮은 복부-골반 CT를 시행하는 환자 혹은 가임기여성, 소아의 골반은 피폭을 줄이면서 화질차이 없이 검사를 위한 2 phase 검사를 제안한다.

중심 단어: 복부-골반 CT검사, 피폭선량, 최적화, 프로토콜, 영상평가

I. 서 론

1. 연구배경 및 필요성

의학 영상분야에 전산화단층촬영(Computed Tomography; CT)은 많은 임상적 적응을 보이면서 발전하여 현재는 필수

적인 진단 수단 중 하나가 되었다[1]. 건강보험심사평가원의 통계에 따르면 CT검사는 매년 증가추세를 보이고 있고[2], 방사선 피폭에도 불구하고 진단 및 치료 계획에서 정확도가 높아 CT검사의 많은 증가를 가져왔다[3]. 그러나 CT검사는 방사선 피폭이 많아 환자들이 피폭에 대한 두려움을 갖고 있는 실정이다.

This work was supported by the 2016 Far East University Research Grant(FEU2016R07)

Corresponding author: Dong-Hee Hong, Dept. of Radiological Science, Far East University, 76-32 Daehakgil, Gamgok-myeon, Eumseong-gun, Chungcheongbuk-do, 27601 Korea / Tel: +82-43-880-3235 / E-mail: hansound2@hanmail.net

Received 25 May 2017; Revised 6 June 2017; Accepted 8 June 2017

특히 주기적인 CT검사를 시행하는 환자에게는 방사선량을 고려해야하며, 관련학회에서도 CT검사에 의한 피폭은 환자에게 암 발병 원인이 될 수 있음을 경고하고 있다[4-7].

특히, 복부-골반 CT검사로 인해 받는 선량은 4년간 받는 자연방사선량에 해당되며, 흉부 일반 X선 검사에 비해 100 배 이상의 선량을 받는다. 임상에서 화질의 저하 없이 선량의 감소가 이루어지도록 노력하고 있지만 검사 방법 등에 따라 환자가 받는 선량은 증가되고 있다.

복부-골반 CT검사는 조영 전 검사, 조영 후 검사로 이루어지며, 일반적으로 관전압 120 kVp, 100~400 mA까지 자동노출조정장치(Auto Exposure Control; AEC)를 사용하여 검사가 이루어진다. 이는 스캔범위를 횡격막을 포함하여 치골결합 아래까지 검사하므로 CT Number 값이 비슷하고 구조가 복잡한 복부검사에는 적합하나, 골반부는 복부에 비해 구조가 복잡하지 않고, 뼈 조직에 맞추어 두께를 크게 인식하여 검사하기 때문에 고선량으로 검사하게 된다. 기존의 복부-골반 1 phase 검사에서 복부와 골반을 분리한 2 phase 검사로 실시하게 되면 복부의 영상은 유지하면서 골반부의 선량은 줄어 피폭선량은 낮아지게 된다.

이에 본 연구에서는 전체 CT검사의 70%인 복부와 골반을 동시에 시행하는 CT검사에 관한 피폭선량을 측정하고, 영상 판독 시 영향을 미치지 않는 범위에서 복부와 골반을 나누어 2 phase로 스캔함으로써 피폭선량을 줄이기 위한 프로토콜을 제시하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 장비 및 방법

64 Slice Light Speed VCT XT(GE health care, wisconsin, USA) 장비를 사용하고, 조직등가 인체모형팬텀 (Anthropomorphic Phantom; Flukebrome medical, USA) 을 사용하였다(Fig. 1). CT 스캔은 흉부를 포함한 복부팬텀과 골반팬텀을 이용하여 복부와 골반을 기존의 프로토콜 방법대로 1 phase 스캔 후 복부와 골반을 나누어 2 phase로 스캔하여 영상을 획득하였다. 선량 및 영상평가를 위해 스캔은 같은 조건에서 5회씩 실시하여 평균값을 구하였다.

스캔 범위는 1 phase 스캔 시 횡격막 상방 2 cm부터 치골결합 하방 2 cm까지 실시하였고, 2 phase 스캔 시 횡격막 상방 2 cm부터 배꼽 부위까지와 배꼽 부위부터 치골결합 하방 2 cm까지 나누어 실시하였다(Fig. 2).

기존의 스캔방식인 120 kVp, Auto mA기법을 이용하여

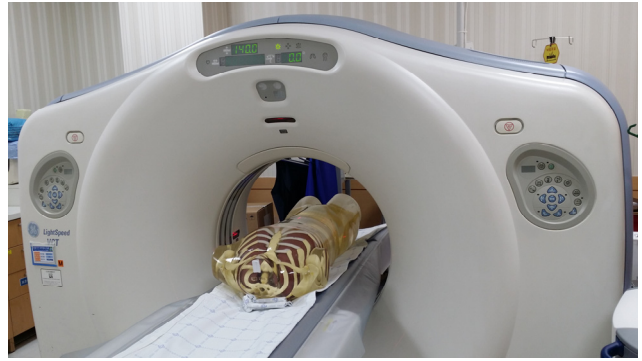


Fig. 1 Scan of abdominal phantom and pelvic phantom

Table 1 Abdomen-Pelvis CT scanning parameter

	1 Phase		2 Phase
	ABD+Pelvic	Abdomen	Pelvis
Tube voltage(kVp)	120	120	120
Tube current(mA)	Auto mA 100~400	Auto mA 100~400	100, 150, 200, 250, 300, 350, 400
Rotation time(sec)	0.5	0.5	0.5
Detector coverage(mm)	40	40	40
Thickness(mm)	3.75	3.75	3.75
Increment(mm)	3.75	3.75	3.75
Pitch	0.984	0.984	0.984
FOV(mm)	360	360	360
Algorithm	standard	standard	standard

복부와 골반을 1 phase 스캔하였고, 2 phase 스캔 시 복부와 골반을 각각 나누어 관전압 120 kVp, 관전류 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 mA로 고정 관전류 기법을 이용하여 실시하였다. 이하 다른 조건은 slice thickness 3.75 mm, pitch 0.984, FOV 360 mm, Algorithm은 Standard를 사용하였다(Table 1).

2. 선량평가

선량 평가는 장비에서 제공하는 Dose Report를 이용하여 CT의 모니터에 표시되는 CT dose index volume(CTDI_{vol})과 Dose Length Product(DLP)를 기록하였다. 국소 선량지표인 CTDI_{vol}과 전체 스캔 선량지표인 DLP를 이용하여 측정 비교하였다.

3. 영상 평가

영상평가는 복부 팬텀 및 골반 팬텀을 스캔한 후 Region of Interest(ROI)를 설정한 동일한 부위를 측정하여 CT 감

Table 2 Measurement portion of image ROI

Image	Measurement portion
A	H : Heart up 2 cm
	S : Sternum up 8 cm
B	AR : Abdomen Rt. 7 cm
	AL : Abdomen Lt. 7 cm
C	KR : Kidney Rt. 7 cm
	KL : Kidney Lt. 7 cm
D	PC : Pubic center
	M : Rt 7 cm, Down 7 cm

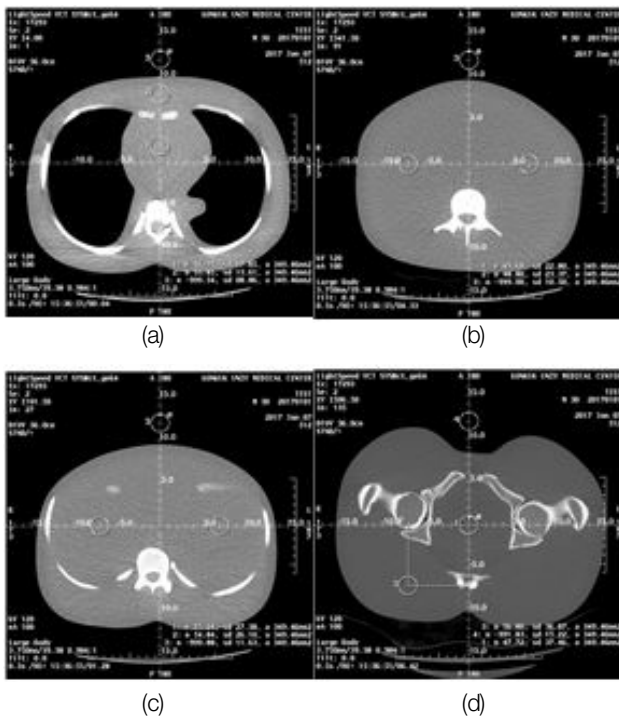


Fig. 2 Measurement image of HU and Noise(a: heart&sternum, b: upper abdomen, c: lower abdomen, d: pelvis)

약계수(HU)와 노이즈를 총 5회 측정하여 평균값을 구하였고, 각 영상에 대한 Signal to Noise(SNR)을 구하였다. 측정 지점은 Auto mA 기법 사용 시 선량 차이를 보이는 4부위의 같은 지점에서 측정하였다(Table 2), (Fig. 2).

4. 통계적 분석 방법

기존의 프로토콜과 새로운 프로토콜을 이용하여 측정된 CTDI_{VOL}, DLP 값과 화질 비교를 위한 CT 감약계수와 노이즈 값, SNR에 대해 독립표본 T-검정을 이용하여 유의성을 분석하였다. 통계처리는 SPSS Statistics 23(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)소프트웨어를 이용하였다.

III. 결 과

1. 선량 측정

복부와 골반을 1 phase 스캔 시 CTDI_{VOL} 값은 9.47 mGy, 복부와 골반을 분리하여 2 phase 스캔 시 복부는 모든 관전류값에서 6.97 mGy가 측정되었고, 골반 부위는 100 mA에서는 3.84 mGy, 150 mA에서 5.77 mGy, 200 mA에서 7.65 mGy, 250 mA에서 9.30 mGy, 300 mA에서 10.67 mGy, 350 mA에서 11.71 mGy, 400 mA에서 12.31 mGy가 측정되었다. 이는 복부와 골반을 분리 스캔 시 동시 스캔 시보다 복부에서 26% 감소하였고, 골반 100~250 mA는 1.8~59.5% 감소, 300~400 mA는 12.7~30% 증가로 유의한 차이를 보였다($t=-5.322, p<0.001$), (Table 3).

복부와 골반 1 phase 스캔 시 DLP 값은 583.66 mGy·cm, 복부와 골반을 분리하여 2 phase 스캔 시 복부는 모든 관전류 값에서 약 269 mGy·cm가 측정되었고, 골반부위는 100 mA에서는 106.24 mGy·cm, 150 mA에서 159.45 mGy·cm, 200 mA에서 211.45 mGy·cm, 250 mA에서 256.84 mGy·cm, 300 mA에서 294.46 mGy·cm, 350 mA에서 323.15 mGy·cm, 400 mA에서 339.94 mGy·cm가 측정되었다.

이는 복부와 골반을 분리 스캔 시 동시 스캔 시보다 복부에서 26% 감소하였고, 골반 100~250 mA는 1.8~59.5% 감소, 300~400 mA는 12.7~30% 증가로 유의한 차이를 보였다($t=-5.322, p<0.001$), (Table 3).

2. 영상평가

복부-골반 1 phase 스캔 시와 2 phase 스캔 시의 화질을 평가하기 위해 1 phase 스캔 시 Auto mA 기법의 큰 선량 차이를 보이는 영상 4곳을 선정하여 CT 감약계수와 노이즈, SNR을 평가하였다(Table 4).

SNR은 심장주변에서 1 phase 스캔 시, 2 phase 스캔 시보다 낮게 나타났으며, 골반주변에서는 1 phase 스캔 시 2 phase 스캔 시보다 높게 나타났다. 상복부와 하복부에서 1 phase 스캔 시보다 2 phase 200~250 mA 스캔 시 높게 나타났다.

심장주변에서 1 phase 스캔 시 평균 54.86 HU, 53.50 HU이고, 평균 노이즈 13.96 HU, 10.47 HU이었으며, 2 phase 스캔 시 평균 54.55 HU, 53.12 HU이고, 평균 노이즈 13.20 HU, 10.47 HU 값을 보여 비슷한 CT 감약계수와 노이즈를 보였다.

상복부에서 1 phase 스캔 시 평균 52.96 HU, 55.12 HU

Table 3 DICOM dose information of abdominopelvic CT scan

Para. (mA)	DOSE					
	CTDI _{vol} (mGy)			DLP(mGy·cm)		
	ABD	Pelvis		ABD	Pelvis	ABD+Pelvis
1phase - auto	9.47			583.66		583.66
2phase - 100	6.97	3.84		269.39	106.24	375.63
2phase - 150	6.97	5.77		269.16	159.45	428.61
2phase - 200	6.97	7.65		269.22	211.45	480.67
2phase - 250	6.97	9.30		269.21	256.84	526.05
2phase - 300	6.97	10.67		269.15	294.46	563.61
2phase - 350	6.97	11.71		269.21	323.15	592.36
2phase - 400	6.97	12.31		269.26	339.94	609.2
<i>t</i> -test	-5.322			-5.322		
<i>p</i>	<0.001			<0.001		

Table 4 CT number and noise of abdominopelvic CT images

Parameter (mA)	Image A			Image B			Image C			Image D						
	H (Mean±SD)	SNR	S (Mean±SD)	SNR	AR (Mean±SD)	SNR	AL (Mean±SD)	SNR	KR (Mean±SD)	SNR	KL (Mean±SD)	SNR	PC (Mean±SD)	SNR	M (Mean±SD)	SNR
1 phase - auto	54.86±13.96	7.16	53.50±10.47	6.98	52.96±17.55	6.31	55.12±17.94	6.57	48.50±14.67	5.67	48.88±14.30	5.71	48.77±24.60	7.33	57.45±17.47	8.63
2 phase - 100	54.43±13.13	8.20	53.27±10.29	8.02	53.56±18.58	6.89	54.01±17.05	6.95	48.51±19.00	5.51	47.79±16.96	5.43	48.24±42.02	3.26	56.18±40.65	3.80
2 phase - 150	54.69±13.28	7.55	53.23±10.32	7.34	53.30±18.01	6.12	53.95±17.22	6.19	48.69±16.04	5.58	48.72±15.82	5.58	49.88±36.80	4.51	55.71±29.67	5.04
2 phase - 200	54.29±13.34	7.70	53.54±10.23	7.59	52.90±16.94	6.24	54.66±16.98	6.45	48.42±15.70	5.24	48.34±13.97	5.23	48.82±34.13	5.32	55.59±26.53	6.06
2 phase - 250	54.90±13.37	7.61	53.57±10.18	7.43	52.94±17.59	6.54	54.04±17.85	6.68	48.11±14.36	5.61	48.53±15.52	5.66	48.75±28.83	5.72	56.07±20.77	6.58
2 phase - 300	55.49±13.30	8.17	53.11±10.89	7.82	53.43±18.70	6.77	54.91±17.35	6.95	48.13±16.34	6.15	49.41±15.03	6.32	48.83±26.50	6.52	56.55±20.85	7.55
2 phase - 350	53.96±12.97	7.73	52.67±10.90	7.55	53.13±18.35	6.36	54.46±17.26	6.52	48.36±15.90	6.33	49.01±15.37	6.41	46.69±25.03	6.55	55.67±18.28	7.81
2 phase - 400	54.11±13.04	8.00	52.46±10.47	7.76	53.71±18.37	7.46	52.76±17.83	7.33	47.39±16.01	6.06	48.41±15.51	6.19	48.81±22.43	6.54	54.91±16.32	7.36

Table 5 Statistic analysis of 250 mA

	<i>t</i> -test	<i>p</i>
CTDI _{vol}	-66.718	<0.001
DLP	30.771	<0.001
SNR	1.042	0.303

이고, 평균 노이즈 17.55 HU, 17.94 HU이었으며, 2 phase 스캔 시 평균 53.28 HU, 54.11 HU이고, 평균 노이즈 18.08 HU, 17.36 HU 값을 보여 비슷한 CT 감약계수와 노이즈를 보였다.

하복부에서 1 phase 스캔 시 평균 48.50 HU, 48.88 HU 이고, 평균 노이즈 14.67 HU, 14.30 HU이었으며 2 phase 스캔 시 평균 48.23 HU, 48.60 HU이고, 평균 노이즈 16.19 HU, 15.45 HU 값을 보여 비슷한 CT 감약계수와 노이즈를 보였다.

골반주변에서 1 phase 스캔 시 평균 48.77 HU, 57.45 HU 이고, 평균 노이즈 24.60 HU, 17.47 HU이었으며, 2 phase 스캔 시 평균 48.58 HU, 55.81 HU이고, 평균 노이즈 30.82

HU, 24.72 HU 값을 보여 CT 감약계수는 비슷하였지만 노이즈는 높은 값을 보였다.

이는 심장 및 상하복부 주변은 연부조직으로 구성되어 있어 낮은 선량을 스캔하여도 화질 차이가 적지만, 골반주변은 밀도가 높은 뼈조직으로 구성되어 있어 적은 선량으로 스캔 시 노이즈 영향으로 전반적으로 SNR이 떨어짐을 보였다. 그러나, 2 phase의 골반주변 250 mA 스캔 시 1phase와 비슷한 노이즈값으로 유의하지 않게 나타났기에 통상적인 1 phase 400 mA보다 골반을 분리시켜 250 mA 스캔 시 화질에 차이 없이 피폭선량 감소효과를 볼 수 있다($t=1.042$, $p=0.303$), (Table 5).

IV. 고 찰

방사선은 유전자 손상을 일으킬 뿐만 아니라 세포 기능의 변화와 암 유전자의 생성 등을 일으킬 수 있다. 그러므로 의료계에서 방사선 피폭에 대한 우려를 간과 할 수 없는 실정이다[8-10].

의료방사선에 의한 피폭선량은 점점 증가하고 있으며, 이에 따라 저선량 방사선의 잠재적 상해에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다.

Griffey와 Sodickson은 약 7년간 91 mSv를 받은 환자에서 110분의 1 이상이 암 발생 위험도가 높아졌다고 보고하였고[11], 잦은 CT검사로 유효선량 100 mSv 이상을 받은 환자군에서 암 발생 기대율이 약 0.7%이고, 백혈병을 제외할 암에 의한 사망률이 9.7% 증가된다는 보고들도 있다[12,13].

CT검사는 환자상황과 촬영부위에 따라 다양한 검사 방법이 있으며, 이에 따른 피폭선량도 다양할 수밖에 없다. 선행 연구에서 CT검사 시 평균 유효선량은 부위에 따라 두부(head)의 경우 약 2 mSv, 복부(abdomen)의 경우 약 31 mSv이며, 같은 복부 CT검사라도 검사 방법에 따라 다양한 유효선량을 보인 것처럼[14,15], 본 연구 결과 역시 복부와 골반을 동시에 검사한 것보다 분리하여 검사 시 평균 유효선량이 복부와 골반에서 다양하게 보였다.

복부-골반 CT의 대표적인 검사인 간을 보기위한 검사는 간암 재발로 인해 추적 관찰(Follow-up)을 통한 환자들의 방사선 피폭이 증가하게 된다. 김동현 등의 연구에서 간질 환 환자의 추적검사 시 CT검사 관전압을 화질 저하없이 낮추어 검사함으로써 피폭선량을 줄이는 결과를 얻었고[16], 이종용 등의 연구에서 복부-골반 CT검사 시 팔을 들어 올려 검사한 결과 감소된 선량 변화를 확인하였다[17].

이처럼 최근 다양한 검사 방법이 마련됨에 따라 환자선량을 줄이는데 노력하고 있지만, 반복되는 복부-골반 CT검사에 의한 피폭은 여전히 문제가 된다. 본 연구결과 복부-골반 CT검사 시 골반의 뼈조직에 의한 선량증가로 전체적인 선량이 증가되는 것을 확인하였고, 복부와 골반을 분리하여 CT검사한 결과는 복부에서 화질저하 없이 약 53%, 골반에서 화질은 다시 떨어지지만 약 41~81%의 선량감소가 나타났다.

본 연구의 제한점으로 인체가 아닌 조직등가물질의 팬텀을 이용하였기에 조직에 대한 선량분석이 뼈조직 외에는 정확하게 이루어지지 않았다. 선량은 밀도가 높은 조직 외에 내부 장기에 의한 선량평가와 영상평가는 달라질 수 있기에 추후 연구를 통한 정확한 평가와 제안이 이루어져야 할 것으로 여겨진다.

V. 결 론

연구 결과는 다음과 같다.

1. CTDI_{VOL}과 DLP는 복부와 골반을 분리 스캔 시 동시 스캔 시보다 복부는 감소, 골반 100~250 mA는 감소, 300~400 mA는 증가로 유의한 차이를 보였다.
2. SNR은 심장주변에서 2 phase 스캔 시 골반주변에서는 1 phase 스캔 시 높게 나타났으며 상복부와 하복부에서 2 phase 200~250 mA 스캔 시 높게 나타났다.
3. 심장, 상복부, 하복부에서 CT 감약계수와 노이즈는 비슷한 양상을 보였지만, 골반에서는 CT 감약계수는 비슷하지만 노이즈는 2 phase에서 높게 나타났다.
4. 2 phase의 골반주변 250 mA 스캔 시 1 phase와 비슷한 노이즈 값으로 골반을 분리시켜 250 mA 스캔 시 화질에 차이 없이 피폭선량 감소효과를 볼 수 있다.

복부-골반 CT검사는 주로 복부 장기를 관찰하고자하기에 골반에서의 화질이 다시 저하되어도 무방할 것으로 여겨지며, 잦은 복부 CT검사를 실시하는 환자와 가입기 여성, 특히 소아의 골반 내 생식기의 피폭선량을 줄이는데 기여할 것으로 사료된다. 앞으로 다양한 검사 방법에 대한 추가 연구를 통해 환자의 피폭선량 감소를 위한 노력이 이루어져야 한다고 본다.

REFERENCES

1. Yeongok Kim: Automatic exposure control in MDCT: A phantom study on dose reduction and image quality between different manufactures, Korea University 1-2, 2009
2. Health Insurance Review & Assessment Service: National Health Insurance Statistical Yearbook, 2005, 2008
3. Beonggyu Yoo, Daecheol Kweon, Jongseok Lee, Keunjo Jang, Sanghwan Jeon, Yongsoo Kim: Comparison radiation dose of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current multi-detector row CT scanning of lower extremity venography, Journal of radiation protection, 32(3), 123-133, 2007
4. David J. Brenner, Carl D. Elliston, Eric J. Hall, Walter E. Berdon: Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT, AJR Am J

- Roentgenol, 176, 289–296, 2001.
5. David J. Brenner, Carl D. Elliston: Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening, *Radiology*, 232, 735–738, 2004.
 6. David J. Brenner: Radiation risks potentially associated with low-dose CT screening of adult smokers for lung cancer, *Radiology*, 231, 440–445, 2004.
 7. Shinji Yoshinaga, Kiyohiko Mabuchi, Alice J. Sigurdson, Michele Morin Doody, Elaine Ron: Cancer risks among radiologists and radiologic technologists: review of epidemiologic studies, *Radiology*, 233, 313–321, 2004.
 8. National Research Council (US); Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase Washington DC: National Academies Press, 2006
 9. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishinaka N, Soda M, et al.: Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiation research*, 168, 1–64, 2007
 10. International Agency for Research on Cancer: IARC Monographs on the Evaluation of Carcinogenic Risks to Humans: Ionizing radiation: part 1. X- and gamma-radiation and neutrons. Lyon: International Agency for Research on Cancer, 2000
 11. Richard T. Griffey, Aaron Sodickson: Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT. *American Journal of Roentgenology*, 192, 887–892, 2009
 12. Aaron Sodickson, Pieter F. Baeyens, Katherine P. Andriole, Luciano M. Prevedello, Richard D. Nawfel, Richard Hanson et al.: Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology*, 251, 175–184, 2009
 13. Cardis E, Vrijheid M, Blettner M, Gilbert E, Hakama M, Hill C, et al.: Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. *BMJ*, 331, 77, 2005
 14. Rebecca Smith-Bindman, Jafi Lipson, Ralph Marcus, Kwang-Pyo Kim, Mahadevappa Mahesh, Robert Gould, et al.: Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*, 169, 2078–2086, 2009
 15. Korea Food & Drug Administration: Evaluation study of patient radiation dose in CT. Seoul: Korea Food & Drug Administration, 2008
 16. Donghyun Kim, Sungjin Ko, Sesik Kang, Junghoon Kim, Seokyeon Choi, Changsoo Kim: Evaluation of image quality and dose with the change of kVp and BMI in the liver CT, *Journal of the Korean contents association*, 13(6), 331–338, 2013
 17. Jongwoong Lee, Doyeon Won, Jaeun Jung, Hyeongyun Kim: Study on image quality and radiation dose due to the arm position in the abdomen/pelvis CT, *Journal of the Korean soc. radiol*, 9(6), 337–342, 2015

•Abstract

Research of Protocols for Optimization of Exposure Dose in Abdominopelvic CT

Dong-Hee Hong

Department of Radiological Science, Far East University

This study measured the exposure dose during abdominal-pelvic CT exam which occupies 70% of CT exam and tried to propose a protocol for optimized exposure dose in abdomen and pelvis without affecting the imagery interpretation.

The study scanned abdomen-pelvis using the current clinical scan method, the 120 kVp, auto exposure control(AEC), as 1 phase. As for the newly proposed 2 phase scan method, the study divided into 1 phase abdomen exam and 2 phase pelvis exam and each conducted tube voltage 120 kVp, AEC for abdomen exam, and fixed tube current method in 120 kVp, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 mA for pelvis exam. The exposure dose value was compared using $CTDI_{vol}$, DLP value measured during scan, and average value of CT attenuation coefficient, noise, SNR from each scan image were obtained to evaluate the image.

As for the result, scanning of 2 phase showed significant difference compared to 1 phase. In $CTDI_{vol}$ value, the 2 phase showed 26% decrease in abdomen, 1.8~59.5% decrease in pelvis for 100~250 mA, 12.7%~30% increase in pelvis for 300~400 mA. Also, DLP value showed 53% decrease in abdomen and 41~81% decrease in pelvis when scanned by 2 phase compared to 1 phase, but it was not statistically significant. As for the SNR, when scanning 2 phase close to heart, scanning 1 phase close to pelvis, scanning and scanning 1 phase at upper and lower abdomen, it was higher when scanning 2 phase for 200~250 mA. Also, the CT number and noise was overall similar, but the noise was high close to pelvis. However, when scanning 2 phase for 250 mA close to pelvis, the noise value came out similar to 1 phase, and did not show statistically significant difference. It seems when separating pelvis to scan in 250 mA rather than 400 mA in 1 phase as before, it is expected to have reduced effect of exposure dose without difference in the quality of image. Thus, for patients who often get abdominal-pelvic CT exam, fertile women or children, this study proposes 2 phase exam for smaller exposure dose with same image quality.

Key Words : Abdomino-pelvic CT exam, Exposure dose, Optimization, Protocol, Image evaluation