

# 소아 흉부 CT 검사에서 관전압 80 kVp 조건으로 스캔 모드별 방사선량 감소와 화질 평가

## The Evaluation of Dose Reduction and Quality of Images According to 80 kVp of Scan Mode Change in Pediatric Chest CT

김구\*, 김경립\*\*, 이은숙\*\*\*, 조희정\*\*\*\*, 성순기\*\*, 문슬지아\*\*\*\*\*, 곽종혁\*

양산부산대학교병원 영상의학과\*, 양산부산대학교병원 감마나이프센터\*\*, 부산대학교병원보건의료정보팀\*\*\*, 부산과학기술대학교의무행정과\*\*\*\*, 전남대학교병원 영상의학과\*\*\*\*\*

Gu-Kim(kkiswind@gmail.com)\*, Gyeong-Rip Kim(sjkim76@pusan.ac.kr)\*\*,

Eun-Sook Lee(es2008064@naver.com)\*\*\*, Hee-Jung Cho(innk@naver.com)\*\*\*\*,

Soon-Ki Sung(nscastle@naver.com)\*\*, Seul-ji-a Moon(vividlady67@hanmail.net)\*\*\*\*\*,

Jong-Hyeok Kwak(kwark9476@naver.com)\*

### 요약

소아 흉부 CT 검사 시 방사선 피폭을 최소화 하면서 진단적으로 가치가 높은 영상을 얻기 위해서 Helical mode, High-pitch mode, Volume Axial mode를 적용하여서 선량, 검사시간, 화질을 비교하여 유용성을 평가하고자 한다. Revolution(GE Healthcare, Wisconsin USA)을 이용하여 PBU-70팬텀을 Helical mode, High-pitch mode, Volume Axial mode로 각각의 그룹으로 나누어서 관전압 80kVp, 조건으로 30 회 검사를 실시하였다. 영상을 획득 한 후에 각각의 영상에 심장(Heart), 뼈(Bone), 폐(Lung), Back-ground air에 ROI를 설정하고 CT number(HU)와 noise(SD)값을 측정하여 평균값을 구하고 SNR과 CNR을 측정 하였고, 장비에서 직접 제공하는 DLP값 비교하였다. 통계적인 유의성을 확인해보기 통계 분석은 SPSS 21.0을 사용하여 ONE-WAY-ANAOVA를 시행하였다. 본 실험을 통해 검사 시 volume axial mode 사용 시 가장 적은 선량으로 영상의 화질 저하 없이 빠른 시간에 검사가 가능하였다. 16cm의 detector coverage 가 모든 소아 흉부 CT검사에 적용하기에 제한점이 있으나 가능한 소아환자에 있어 적극적인 활용을 추천하며 volume axial mode의 다른 검사부위 적용에 대한 지속적인 연구가 필요하리라 사료된다.

■ 중심어 : | Volume Axial | 신호 대 잡음비 | 대조도 대 잡음비 |

### Abstract

To evaluate the usefulness of pediatric chest CT scans by comparing the dose, examination time, and image quality by applying Helical mode, High-pitch mode, and Volume Axial mode to minimize the radiation exposure and obtain high diagnostic value. Revolution (GE Healthcare, Wisconsin USA) was used to divide PBU-70 phantom into Helical mode, High-pitch mode, and Volume Axial mode. After acquiring images, ROI is set for each image, heart, bone, lung, and back-ground air, and the average value is obtained by measuring CT number (HU) and noise (SD). SNR and CNR were measured and compared with DLP values provided directly by the equipment. Determining statistical significance Statistical analysis was performed using ONE-WAY-ANAOVA using SPSS 21.0. In this experiment, it was possible to inspect at a short time without deterioration of image quality with the lowest dose when using volume axial mode. Although the detector coverage of 16 cm is limited to all pediatric chest CT scans, it is recommended to be actively used in pediatric patients, and further study is needed to apply other test sites in volume axial mode.

■ keyword : | Volume Axial | SNR | CNR |

\* 이 논문은2019년도정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행 된 연구임(2019R1F1A1059009)

접수일자 : 2019년 06월 03일

심사완료일 : 2019년 08월 20일

수정일자 : 2019년 08월 12일

교신저자 : 곽종혁, e-mail : kwark9476@naver.com

## I. 서론

의료기술과 과학의 발전은 우리 인체의 질병들을 보다 빠르고 정확하게 진단할 수 있게 하였다. 많은 의료 장비 중에서도 Computed Tomography(이하 CT)는 질병의 진단과 평가를 위해서 많이 사용되고 의존도가 점차 높아지고 있다. 처음 CT가 임상에서 사용 되었던 이후 1990년대에 들어 보다 발전된 spiral CT가 보편화 되기 시작하였고 detector가 두 개의 열로 나뉘어 있던 최초의 다절편 CT(Multi-detector CT)를 시작으로 8, 16, 32, 40, 64, 128, 256, 320의 검출기 열을 갖춘 MDCT의 개발에 이르기까지 CT 장비는 눈부신 발전을 거듭해 왔다[1].

또한 640-MSCT(Multi Slice Computed Tomography, 이하 MSCT)는 한번에 0.28 초의 갱트리(gantry) 회전으로 4 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm, 16 cm의 촬영범위가 가능하여 테이블 이동 없이 한번에 소아의 두부나 흉부 복부의 영상을 얻을 수 있어 기존 CT에 비해 빠른 스캔시간과 고해상도의 영상을 제공하며, 촬영의 범위가 겹치지 않아 환자의 피폭을 줄일 수 있다 [2]. 이러한 방법을 Volume Axial Scan이라고 한다. 최근의 CT 장비들은 detector coverage가 넓어서 scan time이 빨라지고 있으며 적은 선량으로도 검사가 가능하다.

최근 CT 검사는 임상적으로 광범위하게 쓰이며 의료 피폭을 낮추기 위해 많은 노력을 하고 있다. 소아의 경우도 CT 검사의 건수가 증가하고 있으며, 검사 건수의 증가와 함께 검사과정에서 받는 방사선 피폭도 증가하고 있다[3]. CT 검사의 건수가 증가한 것을 고려하면 CT 검사에 의한 의료피폭이 증가 되었을 것으로 예상되므로, CT 방사선량 관리가 이전보다 더욱 중요하다고 할 수 있다[4]. 아무리 작은 피폭이라도 문턱 선량이 없어 암 발생의 위험을 증가시킬 수 있다는 전제하에 의료 피폭을 최소화하려는 노력이 필요하다[5]. CT 검사가 필요한 경우 진단적으로 높은 정확도를 유지할 수 있는 최소의 방사선량으로 검사를 시행하는 것이 중요하다[6].

소아는 세포들이 활발하게 분열하고 있기 때문에 성인에 비해 방사선에 민감하고 기대수명이 길며, 어른으로 성장하면서 여러 차례 검사를 할 가능성이 높아 방사선

에 의한 암 발생률이 더 높다[7]. 환자가 어릴수록 방사선에 의한 위험이 크며 여자아이들이 남자아이들 보다 2 배 정도 방사선에 민감하다. 더욱 문제가 되는 것은 성인 보다 어린이는 체격이 작아 같은 조건으로 검사를 시행할 경우 피폭선량이 3-5 배나 높기 때문에 소아 CT 검사 시에 그에 맞는 적절한 조건의 검사가 필요하다[8].

따라서 본 논문에서는 감수성이 낮은 소아의 흉부 CT 검사로 인해 발생하는 방사선 피폭을 최소화 하면서 진단적으로 가치가 높은 영상을 얻기 위해서 Helical mode, High-pitch mode(Helical mode보다 pitch 40%올림), Volume Axial mode, 즉, 체적 횡단검사 모드(한번에 16cm까지 scan)를 적용하여서 각각의 mode 별로 선량, 검사시간, 화질을 비교하여 유용성을 평가하고자 한다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 검사 방법

#### 1.1 사용 장비 및 팬텀

본 연구에 사용한 CT 장비는 GE사의 Revolution(GE Healthcare, Wisconsin USA)모델을 이용하였으며, Phantom은 Kyoto Kagaku사의 Pediatric Whole Body Phantom PBU-70(Japan)을 사용하였다[Fig. 1].



Fig. 1. Whole body phantom PBU-70

1.2 검사 방법

검사 방법은 양산시 소재의 Y대학병원의 소아 Protocol을 이용하여 Helical mode, High-pitch mode, Volume Axial mode로 각각 검사하여 비교하였으며 관전압 80 kVp, 관전류 및 조사시간인 mAs는 smartmA-ODM(Organ Dose Modulation)으로 조건을 설정했다. High-pitch mode는 Helical mode 대비 40% 정도 pitch를 증가시켰다. 검사 range는 최근 식품의약품 안전청(이하 식약청)에서 조사한 소아 흉부 검사에서 2-5세의 검사 포함범위의 평균 결과[Table 1]를 적용하여 각 16 cm의 range를 설정하여서 scan 하였다. Scan Parameter는 다음과 같다[Table 2].

Table 1. The scan range of child chest CT

Region	Pediatric division	M±SD	Min	Max
Chest	New born	8.75±1.34	7.00	10.25
	1 Age	13.58±3.31	8.40	20.20
	2~5 Age	17.64±2.55	10.80	21.90
	6~10 Age	24.35±5.09	16.10	32.10
	11 Age	29.31±50.4	19.20	35.70

\*Guidelines for dose recommendations for child CT(2012.10)

Table 2. The protocol used to scan

Parameter	Helical mode	High-pitch mode	Volume Axial mode
kVp	80	80	80
smartmA-ODM	40-500	40-500	40-500
noise index	24	24	24
rotation time (sec)	0.28	0.28	0.28
pitch	0.984:1	1.375:1	
Slice Thickness (mm)	2.5	2.5	2.5
Detector Coverage(mm)	40	40	40
DFOV(cm)	25.0	25.0	25.0

1.3 선량 평가

각 mode 별로 검사 후 장비에서 직접 제공하는 Dose Report에 표시되는 DLP(Dose-Length Product)값을 이용하여 비교 분석하였다[Fig. 2].

1.4 영상 평가(정량적 평가)

검사한 영상의 동일한 Slice에서 심장(Heart), 뼈(Bone), 폐(Lung), Back-ground air에 149.mm<sup>2</sup> 크기의

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Phantom cm
HELICAL					
6	Helical	I62.054-I222.054	0.54	10.30	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.54	10.32	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.66	12.60	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.66	12.58	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.68	12.85	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.69	13.18	Body 32
6	Helical	I62.054-I222.054	0.69	13.13	Body 32

(a) Helical mode

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Phantom cm
HYPER C3					
4	Helical	I62.054-I222.054	0.54	11.09	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.55	11.14	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.54	11.12	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.65	13.19	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.65	13.23	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.65	13.24	Body 32
4	Helical	I62.054-I222.054	0.67	13.68	Body 32

(b) High-pitch mode

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	Phantom cm
AXIAL C10					
11	Axial	I61.222-I218.722	0.52	8.25	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.62	9.92	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.62	9.92	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.62	9.92	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.65	10.41	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.65	10.41	Body 32
11	Axial	I61.222-I218.722	0.65	10.41	Body 32

(c) Volume Axial mode

Fig. 2. Dose report on the console

관심영역(Region of Interest ,ROI)을 설정한 후에 CT number(Hounsfield Unit,HU)와 표준편차(Standard Deviation,SD)값을 각각 30회씩 측정하여 평균값을 구하고 신호대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio,SNR)와 대조도 잡음비(Contrast-to-Noise ratio,CNR)를 비교하였다[Fig. 3].

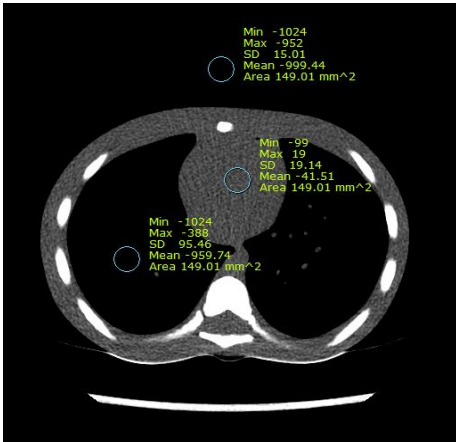


Fig. 3. 80kVp ROI

1.4.1 SNR

Helical mode, High-Pitch Mode, Volume Axial Mode, 검사로 얻은 영상에 설정된 ROI로부터 구해진 CT number와 noise를 다음 식에 대입하여 SNR을 계산하였다. 이후 각각 Scan mode 별로 구해진 SNR값의 평균을 산출하여 비교하였다.

$$SNR = \frac{CT \text{ number}}{\text{Back-ground SD}} \quad (\text{식-1})[11]$$

1.4.2 CNR

Helical mode, High-Pitch Mode, Volume Axial Mode 검사로 얻은 영상에 설정된 ROI로부터 구해진 CT number와 noise를 다음 식에 대입하여 CNR을 계산하였다. 이후 각각 Scan mode 별로 구해진 CNR값의 평균을 산출하여 비교하였다.

$$CNR = \frac{\text{심장(Heart)CT number} - \text{폐(Lung)CT number}}{\text{Back-ground SD}} \quad (\text{식-2})[11]$$

1.5 통계 분석

자료의 통계 분석은 PASW(PASW statistics, ver. 21.0, SPSS, Chicago, USA)을 사용하여 각 모드별 HU 값과 Noise값은 기술통계를 시행하였으며. 각 모드별 SNR과 CNR은 일원배치분산분석(ONE-WAY ANAOVA)를 시행하였고 신뢰구간(Confidence interval, CI)은 95% 이며 유의수준은 p값 0.05 미만으

로 하였다.(p<0.05)

III. 연구 결과

1. 영상평가

1.1 The Results of 80 kVp HU Analysis

각 Scan mode별 80kVp에 따른 HU값은 Helical에서 Back ground는 -1000.54, Heart는 -42.3, Lung은 -971.44의 값이었고 Hi-pitch에서 Back ground는 -1000.38, Heart는 -41.91, Lung은 -972.13의 값이었으며 Volume Axial에서 Back ground는 -1000.13, Heart는 -39.19, Lung은 -973.73의 값이었다[Table 3].

Table 3. The Results of 80 kVp HU Analysis

Region	Helical	High-pitch	Volume Axial
Back-ground	-1000.54	-1000.38	-1000.13
Heart	-42.13	-41.91	-39.19
Lung	-971.44	-972.13	-973.73

1.2 The Results of 80 kVp Noise Analysis

각 Scan mode별 80 kVp에 따른 Noise값은 Helical에서 Back ground는 12.28, Heart는 17.50, Lung은 86.08의 값이었고 Hi-pitch에서 Back ground는 12.70, Heart는 19.66, Lung은 88.14의 값이었으며 Volume Axial에서 Back ground는 12.02, Heart는 18.47, Lung은 85.40의 값이었다[Table 4].

Table 4. The Results of 80 kVp Noise Analysis

Region	Helical	High-pitch	Volume Axial
Back-ground	12.28	12.70	12.02
Heart	17.50	19.66	18.47
Lung	86.08	88.14	85.40

1.3 SNR

각 mode의 80 kVp heart의 SNR 평균 차이 분석에 서는 Helical에서  $-76.70 \pm 3.702$ 이었고 Hi-pitch는

-81.19±3.592이었으며 Volume Axial은 -79.40±4.689이었고 Hi-pitch가 Helical 보다 약 -5 정도 SNR이 높았으며 통계적으로 유의하였다.(p<0.05) Scheffe test에서는 Helical이 Hi-pitch와 Volume Axial과 차이가 있었고 Hi-pitch와 Volume Axial은 차이가 없었다.

각 mode의 80 kVp Lung의 SNR 평균 차이 분석에서는 Helical에서 -3.31±0.163이었고 Hi-pitch는 -3.27±0.178이었으며 Volume Axial은 -3.33±0.160이었고 Volume Axial이 Hi-pitch 보다 약 -0.06 정도 SNR이 높았으며 통계적으로 유의하였다.(p<0.05) Scheffe test에서는 Volume Axial이 Helical과 차이가 있었고 Helical과 Volume Axial은 차이가 없었다.

1.4 CNR

각 mode의 80 kVp CNR 평균 차이 분석에서는 Helical에서 73.40±3.556이었고 Hi-pitch는

77.92±3.420이었으며 Volume Axial은 75.96±4.252이었고 Hi-pitch가 Helical 보다 약 4 정도 CNR이 높았으며 통계적으로 유의하였다.(p<0.05) Scheffe test에서는 Helical이 Hi-pitch와 Volume Axial과 차이가 있었고 Hi-pitch와 Volume Axial은 차이가 없었다.

2. 선량평가

각 mode의 80 kVp DLP 평균 차이 분석에서는 Helical에서 13.13±0.138이었고 Hi-pitch는 12.52±0.177이었으며 Volume Axial은 9.81±0.178이었고 Helical이 Volume Axial 보다 약 4 정도 DLP가 높았으며 통계적으로 유의하였다.(p<0.05) Scheffe test에서는 Helical이 Hi-pitch와 Volume Axial과 차이가 있었고 Hi-pitch와 Volume Axial도 차이가 있었다.

Table 5. The Results of 80 kVp SNR Analysis

Variable	Region	Scan mode	±SD	F-Value	p-value	Post-hoc
SNR	Heart	Helical(a)	-76.70±3.702	9.446	0.000	b,c)a
		High-pitch(b)	-81.19±3.592			
		Volume Axial(c)	-79.40±4.689			
	Lung	Helical(a)	-3.31±0.163	8.667	0.000	c)a,b
		High-pitch(b)	-3.27±0.178			
		Volume Axial(c)	-3.33±0.160			

Table 6. The Results of 80 kVp CNR Analysis

Variable	Scan mode	M±SD	F-Value	p-value	Post-hoc
CNR	Helical(a)	73.40±3.556	10.314	0.000	b,c)a
	High-pitch(b)	77.92±3.420			
	Volume Axial(c)	75.96±4.252			

Table 7. The Results of 80 kVp DLP Analysis

Variable	Scan mode	M±SD	F-Value	p-value	Post-hoc
DLP (mGy-cm)	Helical(a)	13.13±0.138	3444.419	0.000	a)b)c
	High-pitch(b)	12.52±0.177			
	Volume Axial(c)	9.81±0.178			

### 3. 검사시간

검사시간은 각 mode별로 Volume Axial mode는 0.3초, High-pitch mode는 1초, Helical mode는 1.3초가 소요 되었다.

## IV. 고 찰

2000년과 2007년에 보고된 자료에서 미국에서 시행된 6,900만 건의 CT 스캔 중 약 11%가 소아에서 시행되었다[12]. 국제 방사선 방호위원회(ICRP)에 따르면, 단일 방사선 선량에 대해서 평생 위험의 정도는 연령에 따라 크게 다르며 30세 미만의 환자, 특히 10세 미만의 소아 환자에서 증가한다[13]. 소아의 세포조직은 성인의 세포조직보다 방사선에 민감하고 소아는 기대수명이 길기 때문에 방사선 노출로 인한 암에 걸릴 확률도 높다. 백혈병을 제외하고 소녀의 대부분의 암, 특히 유방암과 갑상선암의 경우 소년보다 방사선 감수성이 높다고 한다. 잠재적으로 유발된 암은 잠복기가 끝날 때까지 나타나지 않으며 암의 유형과 환자의 나이에 따라 달라진다. 소아의 예상 수명이 길어지면 잠복기가 발생할 수 있는 충분한 시간이 주어지게 되어 누적 선량이 반복되고 이로 인해 암 발생이 증가할 확률이 높아진다. 따라서 이 시기에 방사선 피폭선량 관리가 무엇보다 중요하며, 소아 CT 검사에서 최소한의 선량으로 정확하고 진단적 가치가 높은 고화질의 영상을 획득하고 피폭선량을 줄이기 위해서 많은 노력을 하고 있다[12-15].

소아 CT 검사 시 문제점은 의사소통이 되지 않을 경우 호흡에 의한 blurring이나 motion artifact 등으로 영상의 질을 저하시킬 확률이 높다는 것이다. 최근 CT 장비의 발전으로 빠른 scan이 가능하게 되었고 진정 없이도 검사가 가능하게 되었다. 0.28초의 짧은 rotation time으로 빠른 scan이 가능해져서 소아의 진정을 최소화 시킬 수 있으며 소아들의 작은 움직임에도 보다 좋은 영상을 얻을 수 있다.

본 연구에서는 소아 CT 검사 시 적은 피폭선량으로 빠르고 좋은 영상을 획득하기 위해서 각각의 scan mode 별로 유용성을 평가하고자 하였다. helical scan과 Volume Axial scan, 그리고 high-pitch scan

mode를 이용해 관전압 80kVp의 조건으로 연구를 하였다.

첫 번째 image quality 평가의 결과로 각 영상의 noise는 전반적으로 비슷했지만 일부 영상에서는 약간 높은 noise 값이 나타났으며, SNR과 CNR도 전반적으로 비슷한 값이 나타났다. 임상적으로 정확한 진단을 내리기 위해서는 보다 나은 화질의 영상 즉, 질 좋은 영상을 획득해야 하는데 진단적 가치가 높고 질 좋은 영상은 noise가 낮고 SNR 값이 높아야 한다. 각 mode 별로 비슷한 수치가 나왔고 큰 차이가 없는 것으로 보아 정량적 수치의 결과로는 차이가 없었다

두 번째 선량평가에서 DLP값은 80kVp에서는 Volume Axial 이 helical에 비해 22% 낮게, high-pitch에 비해 26% 낮게 측정 되었다.

소아 CT 검사의 다른 연구[16][18-20]에서도 Volume Axial scan이 다른 scan mode보다 선량 감소 효과가 있다는 결론이 나왔고, helical scan mode, high-pitch scan mode와 비교해보면 Z-축의 오버런과 오버빔 효과의 감소로 인해서 DLP 값이 낮게 측정된 것으로 보인다. 그리고 적은 선량으로도 좋은 영상을 나타낼 수 있다는 결론을 얻을 수 있었다[17].

연구 결과 선량은 전체적으로 비슷한 감소율이 나타났으며 이는 선량은 관전압에 비례하고 관전류의 제곱에 따라 변화하기 때문에 관전압을 줄일 때 선량 감소에 큰 효과가 있다. Sodickson. A등은 고정 관전압을 120 kVp에서 100 kVp로 낮추었을 경우 약 33%, 80 kVp로 줄였을 경우 약 65 % 에 이르는 선량의 감소가 있다고 보고한 바와 같이 같은 검사라도 적은 선량으로 검사했을 시에 더 낮은 의료피폭을 받는다는 것을 알 수 있다 [20].

세 번째 검사시간은 각 mode 별로 Volume Axial mode는 0.3초, high-pitch mode는 1초, helical mode는 1.3초가 소요되었다. 기존의 helical scan은 3-5초의 시간이 걸렸지만 본 실험에서는 0.28초의 짧은 rotation time으로 인해서 scan time을 줄일 수 있었다[16].

본 연구의 결과에서 알 수 있듯이 Volume Axial mode가 다른 Scan mode와 비교 했을 때 영상의 질을 유지하면서도 방사선량을 줄여서 소아의 흉부 CT 검사

를 할 수 있다는 것을 알 수 있었다. 또한 Volume Axial mode 검사 시 0.3초의 짧은 scan time으로 검사할 수 있어서 움직이거나 진정이 필요한 소아 환자에게 유용할 것으로 사료된다.

이 연구의 제한 점은 첫 번째 팬텀을 이용해서 실험을 해서 실제 소아의 체적을 고려하지 못했다는 것이다. 일반적으로 CT 검사는 환자의 크기(체형)에 따라 CNR, noise가 달라지고, 관전압 또한 환자의 체형에 강하게 의존하기 때문이다. 두 번째 16cm의 detector coverage의 한계로 인해서 2-5세 이상의 소아 환자에게는 전부 적용하기 힘들다. 다른 부위의 검사에 Volume Axial mode가 유용하게 사용하기 위해서 추가적으로 다른 연구도 더 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결론

본 연구는 소아 흉부 CT 검사 시 각 mode별로 유용성을 평가 하였다. 본 실험을 통해 검사 시 volume axial mode에서 가장 적은 선량으로 영상의 질 저하 없이 검사할 수 있고 가장 빠른 시간에 scan이 가능하다. 0.3sec의 빠른 시간으로 scan이 가능하다는 것은 움직임이 많은 소아 검사에서 매우 유용하게 사용될 것이라고 사료된다. 16cm의 detector coverage가 모든 소아 흉부 CT검사에 적용하기에 제한점이 있으나 가능한 소아환자에 있어 적극적인 활용을 추천하며 volume axial mode의 다른 검사부위 적용에 대한 지속적인 연구가 필요하리라 사료된다.

## 참고 문헌

- [1] Ling Liu, Raymond Poon, Li Chen, Anna-Maria Frescura, Paolo Montuschi, Giovanni Ciabattoni, Amanda Wheeler, and Robert Dales, *Acute effects of air pollution on pulmonary function, airway inflammation, and oxidative stress in asthmatic children*, Environ Health Perspect No.117, pp.668-674, 2009.
- [2] B. A. Alhanti, H. H. Chang, A. Winquist, J. A. Mulholland, L. A. Darrow, and S. E. Sarnat, "Ambient air pollution and emergency department visits for asthma: a multi-city assessment of effect modification by age," J Expo Sci Environ Epidemiol, No.26, pp.180-188, 2016.
- [3] Y. Yoo, J. T. Choung, J. Yu, D. K. Kim, and Y. Y. Koh, "Acute effects of Asian dust events on respiratory symptoms and peak expiratory flow in children with mild asthma," J Korean Med Sci, No.23, pp.66-71, 2008.
- [4] S. Zhang, G. Li, L. Tian, Q. Guo, and X. Pan, "Short-term exposure to air pollution and morbidity of COPD and asthma in East Asian area: a systematic review and meta-analysis," Environ Res, No.148, pp.15-23, 2016.
- [5] D. Brenner, C. Elliston, E. Hall, and W. Bredon, "Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT," AJR Am J Roentgenol, No.176, pp.289-296, 2001.
- [6] E. L. Nickoloff and P. O. Alderson, "Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception, and policy," AJR Am J Roentgenol, No.177, pp.285-287, 2001.
- [7] A. S. Brody, D. P. Frush, W. Huda, and R. L. Brent, "American Academy of Pediatrics Section on Radiology. Radiation risk to children from computed tomography," Pediatrics, No.120, pp.677-682, 2007.
- [8] S. E. Jeong and D. U. Seong, *Development of guidelines for justification process and optimization of clinical protocol in radiation exposure from CT scan: NDSL*, National Digital Science Library, 2011.
- [9] 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 2*, Washington DC: National Academies Press, 2006.
- [10] Health Insurance Review & Assessment Service, *2005 National health insurance statistical yearbook*, Seoul: Health Insurance

Review & Assessment Service, 2006.

[11] C. M. Heyer, P. S. Mohr, S. P. Lemburg, S. A. Peters, and V. Nicolas, "Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: Prospective radiomized study," *Radiology*, Vol.245, No.2, pp.577-583, 2007.

[12] S. Yoshinaga, K. Mabuchi, A. J. Sigurdson, M. M. Doody, and E. Ron, "Cancer risks among radiologists and radiologic technologists review of epidemiologic studies," *Radiology*, Vol.233, No.2, pp.313-321, 2004.

[13] ICRP, *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 60, 1991. Annex C Bases for judging the significance of the effects of radiation

[14] F. A. Mettler Jr, "CT scanning: patterns of use and dose," *J Radiol Prot*, Vol.20, No.4, pp.353-359, 2000.

[15] J. Broder, L. A. Fordham, and D. M. Warshauer, "Increasing utilization of computed tomography in the pediatric emergency department, 2000-2006," *Emergency Radiol*, Vol.14, No.4, pp.277-232, 2007.

[16] J. H. Johnston, D. J. Podberesky, T. T. Yoshizumi, E. Angel, G. Toncheva, D. B. Larson, J. C. Egelhoff, C. Anderson-Evans, G. B. Nguyen, A. Barelli, C. Alsip, S. R. Salisbury, and D. P. Frush, "Comparison of radiation dose estimates, image noise, and scan duration in pediatric body imaging for volumetric and helical modes on 320-detector CT and helical mode on 64-detector CT," *Pediatric radiology*, Vol.43, No.9, pp.1117-1127, 2013.

[17] Y. J. Ryu, W. S. Kim, Y. H. Choi, J. E. Cheon, S. M. Lee, H. H. Cho, and I. O. Kim, "Pediatric chest CT: wide-volume and helical scan modes in 320-MDCT," *American Journal of Roentgenology*, Vol.205, No.6, pp.1315-1321, 2015.

[18] D. J. Podberesky, E. Angel, and T. T. Yoshizumi, "Comparison of radiation dose

estimates and scan performance in pediatric high-resolution thoracic CT for volumetric 320-detector row, helical 64-detector row, and noncontiguous axial scan acquisitions," *Acad Radiol*, No.20, pp.1152-1161, 2013.

[19] D. D. Cody and M. Mahesh, "Technologic advances in multi detector CT with a focus on cardiac imaging," *Radio Graphics*, No.27, pp.1829-1837, 2007.

[20] A. Sodickson and M. Weiss, "Effects of patient size on radiation dose reduction and image quality in low-kVp CT pulmonary angiography performed with reduced IV contrast dose," *Emergency radiology*, Vol.19, No.5, pp.437-445, 2012.

저자 소개

김 구(Gu-Kim)

정회원



- 2011년 2월 : 서해대학교 방사선학과 보건의학사
- 현재 : 동서대학교 대학원 융합방사선과 석사과정
- 현재 : 양산부산대학교병원 영상의학과 방사선사

〈관심분야〉 : 방사선학, 의료 영상학

김 경 립(Gyeong-Rip Kim)

정회원



- 2006년 2월 : 부산대학교 일반대학원 이학석사
- 2013년 8월 : 부산대학교 일반대학원 이학박사
- 현재 : 양산부산대학병원 감마나이프 센터 의학 물리사

〈관심분야〉 : 방사선 생물학, 감마나이프



이 은 숙(Eun-Sook Lee)

정회원



- 2017년 3월 : 인제대학교 보건행정학과(보건학사)
- 2013년 3월 : 부산대학교 일반대학원 의료산업석사
- 현재 : 부산대학병원 보건의료정보팀 근무

<관심분야> : 보건통계, 의료정보 관리

곽 중 혁(Jong-Hyeok Kwak)

정회원



- 2013년 2월 : 부산대학교 일반대학원(의료산업석사)
- 2018년 3월 : 인제대학교 일반대학원(보건학박사)
- 2016년 3월 : 동서대학교 방사선학과 겸임교수

<관심분야> : 보건통계학, 의료 영상학

조 희 정(Hee-Jung Cho)

정회원



- 2008년 3월 : 인제대학교 보건대학원 보건학석사
- 2011년 11월 : 인제대학교 일반대학원 보건학박사
- 현재 : 부산과학기술대학교 의무행정과 부교수

<관심분야> : 보건학, 보건행정학

성 순 기(Soon-Ki Sung)

정회원



- 2005년 2월 : 부산대학교 의학과 의학석사
- 2015년 8월 : 부산대학교 의학과 의학박사
- 현재 : 양산부산대학병원 신경외과 기금조교수

<관심분야> : 신경외과학, 뇌종양, 감마나이프

문 슬 지 아(Seul Ji A-Moon)

정회원



- 2007년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 보건학사
- 2019년 2월 : 전남대학교 대학원 보건학 협동과정 보건학석사
- 현재 : 빛고을 전남대학교병원 영상 의학과 방사선사

<관심분야> : 보건학, 방사선학