

A Comparative Evaluation of Organ Doses in Infants and toddlers between Axial and Spiral CT Scanning

Sangtae Kim, Sungjong Eun, Sunggil Kim

Department of Radiological Science, Hanlyo University

축방향 CT 스캔과 나선형 CT 스캔에서 영·유아의 장기흡수선량 비교 평가

김상태, 은성중, 김성길

한려대학교 방사선학과

Abstract

This study presents comparison results between axial and spiral scanning in the head and chest region with 64 MDCT to evaluate organ doses in infants and toddlers, who are more radiosensitive to radiation than adults and rise in the number of CT examinations, during CT scanning. Organ doses were significantly lower in spiral scanning than axial scanning regardless of scanned regions. The average organ dose for the chest scan using pitch of 1.355 was found to be significantly higher(average -12.03%) than for the other two pitch settings(0.525 and 0.988) in the spiral scanning mode compared with the axial one. Organ doses in the spiral scanning mode were lower by average 20.54% than the axial scanning mode. The results of the study that evaluated organ doses with an anthropomorphic phantom will help to demonstrate the result values of Monte Carlo simulations and make a contribution to more accurate evaluations of organ doses in toddlers undergoing a CT examination.

Key Words : Infants and Toddlers, Axial Scan, Spiral Scan, Organ dose, demonstrate

요약

성인에 비해 방사선에 민감하고 검사건수가 증가하고 있는 영·유아의 CT 스캔 시의 장기흡수선량을 평가하기 위해 스캔부위를 머리부위와 가슴부위로 구분하고 64 MDCT를 이용하여 축방향 스캔과 나선형 스캔으로 비교했다. 스캔 부위에 상관없이 나선형 스캔 시의 선량이 축방향 스캔 시 보다 유의하게 낮은 것으로 나타났다. 축방향 스캔과 비교해서 나선형 스캔 중 피치 1.355를 사용했을 때가 나머지 두 피치(0.525, 0.988)를 사용했을 때보다 가슴부위 스캔의 평균 장기흡수선량이 유의하게 높게(평균 -12.03%) 나왔다. 나선형 스캔 시 장기흡수선량이 축방향 스캔보다 평균 20.54% 낮게 나왔다. 결과적으로 인체모형을 통한 장기흡수선량을 평가한 본 연구는 몬테카를로 시뮬레이션 결과값을 실증하고, CT 검사를 받는 영·유아의 장기흡수선량의 보다 정확한 평가에 기여할 것이다.

중심단어: 영·유아, 축방향 스캔, 나선형 스캔, 장기흡수선량, 실증

I. 서론

전리방사선을 이용하는 영상의학검사(simple X-ray, computed tomography[CT], 형광투시검사, 혈관조영술 등), 핵의학검사를 여러 차례 받게 되면 환자가 노출되는 방사선량이 증가하는데, 이는 의학계가 우려하고 있는 사안이다. 이러한 전리방사선을 이용한 검사들의 검사건수가 꾸준히 증가하고 있으며 이에 따라 환자가 진료과정에서 받게되는 의료피폭 또한 크게 증가하였다. 특히 CT는 본질적으로 다른 전리방사선을 이용하는 검사들에 비해 피폭선량이 매우 높은 검사로서 전체 방사선 검사건수에서 차지하는 비중은 약 15% 정도로 크지 않지만 상대적으로 의료피폭에서 차지하는 비중이 약 70% 정도로 매우 높아 관리가 매우 중요한 의료피폭원이라 할 수 있다^[1-3].

CT는 검사시간이 짧고 임상적 유용성이 높아 촬영건수가 매년 증가하고 있으며 특히 우리 나라는 사용빈도 증가 추세가 다른 선진국보다 높다. 성인과 마찬가지로 영·유아에서도 CT의 이용이 증가하고 있는데 이는 CT기술의 발달로 영상의 질이 좋아졌고 몇 초만에 검사가 가능하여 영·유아의 진정(sedation)의 필요성이 감소하여 협조가 잘 되지 않는 영·유아 환자들의 촬영이 용이해졌기 때문이다. 미국의 경우 약 8-10%의 CT가 영·유아에서 시행되는 것으로 추정되며 전리방사선을 사용하는 전체 영·유아검사 중 X-ray가 85%로 가장 차지하는 비중이 가장 컸고, 그 다음이 CT로 대략 12%를 차지했다^[4,5]. 특히 영·유아의 응급실에서의 CT 사용이 급격히 증가하였다^[6]. Brenner 등^[7]은 2001년에 약 60만 건의 CT가 연간 영·유아에서 시행되는데 이중 500명 정도가 CT피폭과 관련된 암으로 사망할 것으로 추정된다는 충격적인 보고를 하였고 같은해 USA Today지에 이 주제와 관련된 특집기사가 실린 이후 영·유아의 CT와 관련된 암발생에 대한 우려와 관심이 높아진 바 있다. 우리나라에서도 최근 후쿠시마 원전 사고 이후 일반인들의 방사선에 대한 관심이 높아졌다. 의료피폭에 대한 질문과 민원을 종종 의료기관에서 접할 수 있다. 환자의 피폭을 줄이기 위해서는 무엇보다 의료진의 의료피폭의 잠재적 위험성에 대한 이해와 경각심을 높이는 것이 중요하다.

영·유아 환자는 성인보다 방사선에 민감하다. 동일한 방사선량 절대치에서 영·유아 환자들은 성인보다 조직 파괴 정도가 더 크고, X선 조사 후 예상 수명이 더 길다. 그에 따라 단위 선량 당 방사선으로 유도되는 암 발생 위험이 더 커지게 된다^[6,7]. 영·유아 환자에 적용할 방사선량을 결정할 때 고려해야 하는 또 다른 인자는 환자의 크기다. 영·유아의 경우 방사선범이 통과하는 조직의 양이 성인보다 적다. 따라서 아동에게 성인의 스캔 매개변수를 적용할 경우, 빔 강도가 적고, 더 높은 빔 강도에 노출되는 조직이 많아진다. 그렇기 때문에 CT 스캔 매개변수는 아동의 크기, 스캔을 실시하는 이유 및 스캔을 하는 신체 부위에 대한 정보를 반영시켜야 한다. 이를 위해서는 mAs를 줄이고, 나선형 스캔 시 피치를 높이고, kVp를 낮추어야 한다^[7]. 영·유아 환자에게 적용되는 방사선량을 줄이기 위해서 관전류변조를 이용하거나 스캔이 의학적 문제 진단에 도움이 된다는 확신이 없을 경우, CT 스캔을 피해야 한다. 아직까지 64 MDCT 뿐만 아니라 그 이상의 검출기열을 지닌 128, 256 MDCT 등을 이용한 영·유아 장기 선량에 관한 정보가 별로 없는 상태다. 최근 성인 및 영·유아의 장기 선량은 주로 몬테카를로법과 복셀화 팬텀, CT DICOM의 해부학적 정보와 CT number의 물리적밀도와 전자밀도 등을 이용하여 연구하고있다^[8-10]. 그러나 몬테카를로법은 시뮬레이션 결과만을 제공하기 때문에 물리적 선량 측정을 통해 확인을 해야 한다. 또한 영·유아 환자에서 축방향 스캔과 나선형 스캔 모드로 측정된 장기 선량에 대한 정보도 별로 없는 상태다. 본 연구의 목적은 유효 mAs (튜브 전류×회전 시간/피치)가 프로토콜에 상관없이 거의 동일한 64 MDCT에서 축방향 스캔과 나선형 스캔 모드를 사용할 경우, 영·유아 인체모형 팬텀의 장기별 선량을 측정하는 것이다. 연구 결과는 점 선량이나 장기 선량을 예측하는 몬테카를로 시뮬레이션 결과값을 실증하거나, CT 검사를 받는 유아에서 장기흡수선량 범위에 대한 일반적인 이해도를 높이는 데 유용할 것으로 사료된다.

II. 재료 및 방법

1. CT 스캐너

목적 부위를 스캔하기위한 CT 스캐너로는 Philips Brilliance 64 MDCT 를 사용하였다. 연속 축방향 스캔도 가능하며 소형 보타이 필터를 적용했다.

2. 인체모형팬텀

5세 아동을 대변하는 ATOM 계열 인체모형 팬텀 (CIRS, Norfolk, Virginia)을 이용하여 장기 선량값을 결정했다. 이 영·유아 인체모형 팬텀은 1~26번까지 번호를 매긴 횡단면으로 이루어져 있다. 각 횡단면의 두께는 2.54 cm이며, 각 횡단면에는 열형광선량계 (thermoluminescent dosimeter, TLD)를 삽입할 수 있는 3×3 cm² 그리드 패턴을 미리 뚫어놓았다. 이 인체모형 팬텀에는 조직과 동일한 재료 네 가지가 사용되었다. 연조직, 뼈, 뇌 및 폐에 해당하는 인체모형 팬텀의 횡단면들은 벨크로가 부착되는 플라스틱줄을 이용하여 연결시켜놓았다. TLD를 인체모형 팬텀의 적당한 횡단면에 놓고, TLD 캡슐과 에어 포켓이 움직이는 것을 방지하기 위해 팬텀 플러그를 삽입했다[Table 1].

[Table 1] The insertion position for TLD dosimetry

장기(organ)	측정 깊이 (cm)	팬텀절편번호 (section number)
뇌(brain)	8	3
안구(orbit)	0.5	4
갑상선(thyroid)	3.5	8
폐(lung)	5.5	12
심장(heart)	4	13
유방(breast)	0.5	13
간(liver)	5	15
비장(spleen)	6	15

3. 스캔 범위

선량 평가를 위해 선택한 장기는 뇌, 왼쪽 눈, 오른쪽 눈, 갑상선, 왼쪽 폐 및 오른쪽 폐, 심장, 왼쪽 유방, 오른쪽 유방, 간, 비장이다. 이들 장기를 선택한 이유는 이들 장기가 일반적인 스캔 부위에 해당하고, 본 연구에서 방사선학 및 생물학적 관심을 두는 대상이 영·유아 환자에서 이들 장기의 선량이기 때문이다. 아동의 머리 부위에서 수정체, 발달 과정에 있는 뇌 및 갑상선은 모두 방사선에 민감한 장기들이다. 여아의

가슴 부위에서는 폐와 유방 조직이 장래에 발달할 부위이므로 잠재적으로 방사선에 민감한 조직이 된다. 본 연구에서는 가슴부위의 스캔 시 포함되는 장기들의 흡수선량을 계측하기 위해 ATOM 팬텀에는 포함되지 않은 간, 비장의 선량을 계측하기 위해 임의의 지점을 간과 비장으로 가정하였다. 갑상선은 머리 스캔과 가슴 스캔 모두에 포함되기 때문에, 머리 스캔에서 나온 갑상선 선량값과 가슴 스캔에서 나온 갑상선 선량값을 구분하여 사용했다. [Table 2]에 이들 스캔에 사용된 프로토콜 매개변수를 기술했다

스캔은 축방향과 나선형 스캔 프로토콜로 구분하여 각각 시행하였다. 영·유아 머리 프로토콜에 사용된 유효 mAs 설정은 임상 스캔에 사용되는 것과 유사하고, 본 연구에서 영·유아 가슴 프로토콜에 사용된 유효 mAs 설정은 선량계의 반응이 좀 더 정확하게 나타나 보다 정확한 선량이 측정될 수 있도록 임상 영·유아 스캔에 사용되는 것보다 좀더 높게 설정했다. 선량은 유효 mAs에 따라 선형적으로 달라지기 때문에, 이들 프로토콜에서 나온 결과를 쉽게 확장 혹은 축소하여 표준 임상 영·유아 스캔 설정에 적용할 수 있다. 머리와 가슴 스캔에 사용된 kVp 설정은 전형적인 영·유아 스캔 프로토콜이다.

[Table 2] CT scan protocol parameters

스캔 부위	kVp	mAs	피치 (pitch)	빔 슬라이스 두께 (mm)	초점 (focal spot)
머리(head)	120	200	N/A	30	small
머리(head)	120	100	0.525	30	small
머리(head)	120	200	0.988	30	small
가슴(chest)	100	300	N/A	30	small
가슴(chest)	100	150	0.525	30	small
가슴(chest)	100	200	0.988	30	small
가슴(chest)	100	400	1.355	30	small

* N/A : notapplicable (axial scan)

머리 스캔은 머리끝부터 쇄골까지 실시하고, 가슴 스캔은 턱아래부터 폐 아랫부분까지 실시했다. 가슴 스캔에서는 턱을 종종 상부 경계점으로 사용하는데 이때 스캔이 목구멍 기저에서 시작할 경우, 오버스캔으로 유아의 목과 갑상선 부위가 자주 노출되게 된다.

이런 이유로 목만 노출될 수 있도록 나선형 가슴 스캔을 정확하게 설정했다. 측정 재현성을 평가하기 위해 각 프로토콜마다 5회 반복 스캔했다. 인체모형 팬텀에 TLD를 넣지 않은 상태에서 첫 스카우트 스캔(scout scan)을 실시한 후 인체모형 팬텀을 조심스럽게 분해하고, TLD를 삽입한 다음, 인체모형 팬텀이 전후 방향으로 미끄러지지 않도록 주의하면서 재조립했다. TLD 교체 사이에 인체모형 팬텀 위치를 다시 잡기 용이하게 하기 위해 임시 위치 보조 수단으로 환자 테이블에 붙이는 테이프 마커를 사용했다.

4. TLD 교정 및 관독

치료용 선형가속기(CLINAC 2100 C/D, VARIAN, USA)로부터 나오는 6 MV의 X-선을 사용하였다. 열형광선량계 관독장비는 Harshaw5500(Harshaw, Solon, USA)이며 선량계는 LiF TLD chip(TLD-100, Solon/Harshaw, USA) 열형광소자로서, LiF:Mg,Ti로 제작된 열형광물질이며, 3.2×3.2×0.9 mm³의 형태로 제작되었다. 측정 가능한 선량범위는 10 μGy~1 Gy이며, 5 keV 이상의 에너지를 갖는 광자를 측정할 수 있는 장비이다. TLD를 교정하고자 조사범위 10 × 10 cm² SSD 100 cm거리에서 TLD 위에 30 × 30 × 1.5 cm³ 부피를 가진 고체 팬텀을 놓고 MU(Monitor Unit)당 1 cGy가 전달 되도록 교정하였고, TLD의 선택된 소자 그룹의 평균 감도 값으로 각각의 소자에 감도를 보상해주는 역할을 하는 소자 보정계수(Element Correction Coefficient: ECC)값과 소자가 열을 받고 빛을 방출하는 것을 광전자 증배관(Photo Multiplier Tube : PM-Tube)에서 검출하여 빛을 전류로 전환시키고 이 전류는 집적 전하를 만들어 내기 위하여 획득시간 동안에 집적된 것을 nC(nanoCoulombs)로 나타내고 이 집적된 전하를 흡수선량 단위로 전환시켜주는 관독교정인자(Reader Calibration Factor : RCF)값을 구하였다. 그룹의 평균반응과 관계있는 각 소자에 발생하는 ECC값과 각각의 흡수선량단위로 전환 시켜준 RCF값을 각각의 소자에 적용시키는 ECCs(Element Correction Coefficient)값을 구하여 TLD를 읽는데 보정하였다^[11].

5. 데이터 분석

PASW Statistics 18을 이용하여 일원분산분석으로

TLD로 측정한 장기흡수선량을 분석했고, 장기흡수선량 백분율 오차를 그래프로 나타내기 위해 OriginPro 8을 이용했다. 통계적 유의성을 결정하기 위해 교정된 p<0.05를 적용했다. 장기 선량 측정값들은 머리부위와 가슴부위로 나눈 다음 축방향 스캔과 나선형 스캔으로 비교했다.

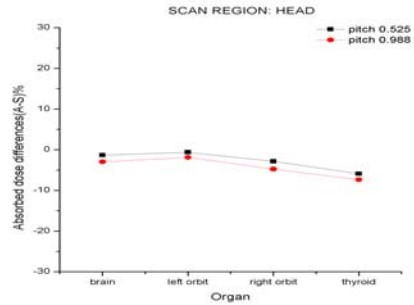
III. 결과

장기의 선량 범위는 다음과 같다. 머리부위의 스캔에서 뇌 33.56±0.44~34.55±0.24 mGy, 안구 34.26±0.44~35.88±0.25 mGy, 그리고 갑상선 44.55±0.75~47.83±1.58 mGy. 가슴부위의 스캔 시 장기의 선량 범위는 갑상선 42.57±0.82~52.74±0.49 mGy, 폐 32.89±0.73~42.33±0.61 mGy, 심장 41.08±0.76~52.11±0.84 mGy, 유방 42.02±0.88~53.75±0.59 mGy, 간 40.58±0.55~52.19±0.88, 그리고 비장 39.74±0.67~50.16±0.57 이었다[Table 3].

[Table 3] Axial and spiral scan mode in the protocol of the absorbed dose (Mean±SD, p<0.05)

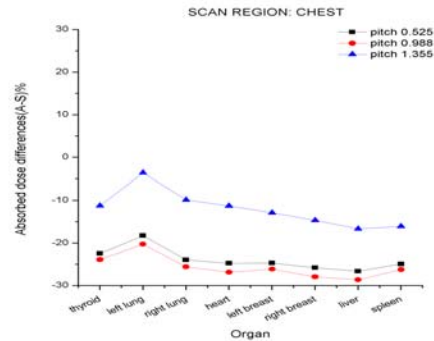
(a) 축방향스캔		
스캔 부위	포함 장기(organ)	흡수선량 (mGy)
머리	뇌(brain)	34.55±0.24
	왼쪽 안구(left orbit)	35.31±0.51
	오른쪽 안구(right orbit)	35.88±0.25
가슴	갑상선(thyroid)	47.83±1.58
	갑상선(thyroid)	52.74±0.49
	왼쪽 폐(left lung)	39.55±0.46
	오른쪽 폐(right lung)	42.33±0.61
	심장(heart)	52.11±0.84
	왼쪽 유방(left breast)	53.11±0.46
	오른쪽 유방(right breast)	53.75±0.59
간	간(liver)	52.19±0.88
	비장(spleen)	50.16±0.57

(b) 나선형 스캔 (pitch 0.525)		
스캔 부위	포함 장기(organ)	흡수선량 (mGy)
	뇌(brain)	34.11±0.51
	왼쪽 안구(left orbit)	35.10±0.46
	오른쪽 안구(right orbit)	34.89±0.39
	갑상선(thyroid)	45.17±0.99
가슴	갑상선(thyroid)	43.07±0.42
	왼쪽 폐(left lung)	33.45±0.56
	오른쪽 폐(right lung)	34.15±1.01
	심장(heart)	41.77±0.38
	왼쪽 유방(left breast)	42.59±0.44
	오른쪽 유방(right breast)	42.73±0.29
	간(liver)	41.22±0.38
	비장(spleen)	40.15±0.47
(c) 나선형 스캔 (pitch 0.988)		
스캔 부위	포함 장기(organ)	흡수선량 (mGy)
	뇌(brain)	33.56±0.44
	왼쪽 안구(left orbit)	34.67±0.52
	오른쪽 안구(right orbit)	34.26±0.44
	갑상선(thyroid)	44.55±0.55
가슴	갑상선(thyroid)	42.57±0.62
	왼쪽 폐(left lung)	32.89±0.53
	오른쪽 폐(right lung)	33.71±0.39
	심장(heart)	41.08±0.26
	왼쪽 유방(left breast)	42.11±0.53
	오른쪽 유방(right breast)	42.02±0.38
	간(liver)	40.58±0.45
	비장(spleen)	39.74±0.57
(d) 나선형 스캔 (pitch 1.355)		
스캔 부위	포함 장기(organ)	흡수선량 (mGy)
	뇌(brain)	-
	왼쪽 안구(left orbit)	-
	오른쪽 안구(right orbit)	-
	갑상선(thyroid)	-
가슴	갑상선(thyroid)	47.41±0.91
	왼쪽 폐(left lung)	38.17±0.84
	오른쪽 폐(right lung)	38.53±0.96
	심장(heart)	46.83±0.51
	왼쪽 유방(left breast)	47.05±0.87
	오른쪽 유방(right breast)	46.88±0.98
	간(liver)	44.74±0.55
	비장(spleen)	43.22±0.42



** absorbed dose differences(%) = ((Spiral scan dose - Axial scan dose) / Spiral scan dose) * 100

(a) 머리부위 스캔



** absorbed dose differences(%) = ((Spiral scan dose - Axial scan dose) / Spiral scan dose) * 100

(b) 가슴부위 스캔

[Fig. 1] Percentage error of the absorbed dose by the scan region

각 장기의 흡수선량을 각 스캔별 장기흡수선량 평균값을 축방향 스캔과 비교했다. 그 결과 나선형 스캔 시의 선량이 축방향 스캔 시 보다 유의하게 낮은 것으로 나타났다($p < 0.05$). 이 둘 사이의 흡수선량 백분율 오차는 머리부위 스캔의 경우 뇌 -1.29~ -2.95%, 갑상선 -5.89~ -7.36%, 안구 -2.84~ -4.73% 였다[Fig. 1]. 머리의 장기 중 각 스캔 유형에서 44.55±0.75~47.83±1.58 mGy가 나온 갑상선의 흡수선량이 가장 높았다[Table 3].

가슴부위 스캔도 머리부위 스캔과 유사하게 각 장기의 흡수선량을 각 스캔 유형별로 평균값을 축방향 스캔과 비교했다. 그 결과 나선형 스캔의 선량이 축방향 스캔보다 유의하게 낮은 것으로 나타났다($p < 0.05$). 이 둘 사이의 흡수선량 백분율 오차는 왼쪽 폐의 경우 -3.62~20.25% 였고, 오른쪽 폐의 경우 -9.86~ -25.57%,

심장 -11.27~-26.85%, 왼쪽 유방 -12.88~-26.12%, 오른쪽 유방 -14.63~-27.92%, 간 -16.65~-28.61%, 그리고 비장 -16.06~-26.22% 였다. 축방향 스캔과 비교해서 나선형 스캔 중 피치 1.355를 사용했을 때가 나머지 두 피치(0.525, 0.988)를 사용했을 때보다 가슴부위 스캔의 평균 장기흡수선량이 유의하게 높게(평균 -12.03%) 나왔다($p < 0.05$). 가슴부위의 장기 중 왼쪽 폐, 오른쪽 폐, 비장, 간, 심장, 오른쪽 유방, 왼쪽 유방, 갑상선의 순이었다[Table 3]. 여기서 주목할 만 점은 흡수선량계측을 한 모든 프로토콜에서 갑상선이 각 스캔 부위 별 가장 높은 선량을 기록했다는 점이다.

IV. 고찰

발표된 기존 연구들 중 몇 건도 유사한 방법을 사용하여 유사한 축방향-나선형 선량 차이가 나왔다고 보고한 바 있다. 한 기존 연구에서는 본 연구에서 사용된 인체모형 팬텀과 비슷하지만 성인 크기인 인체모형 팬텀에 TLD를 적용하여 축방향 스캔과 나선형 스캔 CT 선량을 비교했다^[12]. 스캔 기법을 정규화한 후 나선형 CT에서의 흡수선량은 축방향 선량보다 낮았다. 이와 같은 차이를 야기한 잠재적인 원인은 본 연구에서는 다루지 않았다. 또 다른 기존 연구에서는 성인 인체모형 팬텀 외에 남성과 여성 성인 시체 골반 부위에 TLD를 놓고 축방향과 나선형 CT 선량을 비교했다. 이 연구는 회전 모드 당 1 초를 쓸 경우, 축방향 조사에 비해 나선형 조사의 선량이 감소했다고 보고했다. 이처럼 나선형 스캔의 선량이 감소한 이유는 나선형 스캔과 축방향 스캔모드 사이에 X선 튜브 동작 특성이 다르기 때문인 것으로 보인다. 또한 축방향 스캔모드와 비교하여 나선형 스캔모드에서 흡수선량이 3~14% 감소했다고 보고했지만^[13], 그 차이점에 대해서는 다루지 않았다. 결론적으로 축방향 스캔과 나선형 스캔 간에 관찰된 선량 차이는 실재하지만, 다중검출기열 CT 스캐너만의 특수한 결과는 아닌 것으로 보인다. 사실 그 차이는 나선형 CT 스캐너를 도입한 이후 계속 존재했던 것으로 보이지만, 단지 지금까지 제대로 평가된 적이 없었던 것으로 생각된다.

TLD와 같은 선량계와 팬텀에서의 불균일한 선량 분포의 조합은 본 연구에서 나온 흡수선량 결과에 분

명한 영향을 미쳤다. 비슷한 팬텀을 연속 축방향 스캔한 결과, 빔 분산 때문에 표면 선량 분포에서 상당한 불규칙성이 발견되었다^[14]. 나선형 스캔 모드를 사용할 경우 표면 선량 불균일성이 미치는 영향은 그보다 훨씬 크다. 현재 사용되는 방법으로는 스캔을 완료한 후 주어진 선량계가 X선에 영향을 받는 최고점 영역에 위치할지, 최저점 영역에 위치할지 아니면 그 중간 어느 영역에 위치할지 단정할 수 없다. 이론적으로는 축방향 스캔에 비해 나선형 스캔에서 대부분의 TLD가 최저점 영역에 위치하게 될 가능성이 있기는 하지만, 그 확률은 매우 낮다. 각 프로토콜 당 스캔을 5회 실시했는데, 그때마다 X선 튜브각도를 조절하지는 않았다. 또한 매 조사 후 TLD를 교체해야 했는데, 이 때문에 각 스캔 시의 X선 빔 경로에 대응하는 인체모형 팬텀의 위치가 바뀔에 따라 TLD의 위치 또한 조금씩 바뀐 것으로 보인다. 이와 같은 조건들을 종합적으로 고려할 때, 본 연구에서 나선형 스캔 모드와 관련하여 흡수선량 결과가 예상치 않게 유의하게 낮게 나온 원인이 비단 선량계와 나선형 스캔의 조합으로 인한 편향된 표본 때문만은 아니라는 생각이 든다.

나선형 조사에서 장기 선량이 감소하는 이유는 다음을 포함하여 두 스캔모드 간에 기계학적 차이점들이 하나 또는 둘 이상 작용한 때문인 것으로 보인다. 첫째, 연속 축방향 스캔에서 X선 빔이 각 회전 당 증가 및 감소하여, X선 빔이 각 회전 당 360°가 약간 넘는 X선을 방출한다는 점. 둘째, X선 튜브가 시작과 정지 위치에 있는 짧은 시간 동안 X선 빔 팬 각도 부분의 x-y 면이 중첩된다는 점. 셋째, 축방향 스캔과 나선형 스캔 사이에 물리적 빔 콜리메이션이 차이가 나는 점. 넷째, 나선형 모드에서 테이블 속도가 부정확하거나 불명확하다는 점이다.

특히 흥미로운 점은 축방향 스캔과 나선형 스캔에서 나타난 흡수선량의 차이가 머리 부위보다 가슴 부위에서 훨씬 컸다는 것이다. 축방향 스캔과 나선형 스캔 간에 장기흡수선량 차이가 발생하는 이유를 확인하기 위해 후속 연구에서 중점적으로 다룰 예정이다.

피치 1.355에서 나선형 스캔에 사용된 mA 설정이 높아지면서 CT 스캐너가 작은 초점에서 큰 초점으로 전환하였고, 그 결과 작은 초점을 사용하는 나머지 프로토콜과 동일한 유효 mA를 내도록 mA 설정을 조정

한 경우에도 X선 튜브 출력이 높아졌다. 이 스캐너 모델을 검정 시험하는 동안 X선 튜브 출력이 증가했다. 이 때문에 가슴부위의 나선형 스캔에서 높은 피치값을 사용할 경우 낮은 피치값을 사용할 때보다 장기 선량값이 높아진 것으로 보인다. 또한 흡수선량의 반복 계측을 위한 작업 시 팬텀과 TLD 위치의 작은 차이가 발생했기 때문에 피치값 1.355를 사용할 때 가슴부위의 스캔에서 표면에 가까운 장기들의 표준편차가 증가한 것으로 보인다.

V. 결론

다양한 스캔매개변수 조절 후 축방향 스캔과 나선형 스캔 시 TLD와 영·유아 인체모형 팬텀을 이용한 본 연구에서 나선형 스캔 시 장기흡수선량이 축방향 스캔보다 평균 20.54% 낮게 나왔다. 후속 연구에서 이와 같은 선량 차이가 발생하는 근본적인 원인을 연구할 필요가 있다. 더불어 본 연구에서는 영·유아 인체모형 팬텀을 대상으로 장기 선량을 측정했는데, 이와 같은 점 선량 절대값은 최근 환자의 신체내부선량 등을 평가하는데 활발히 이용되고 있는 몬테카를로 시뮬레이션을 실증하는데 유용할 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] D. J. Brenner, Hall EJ, "Computed tomography: an increasing source of radiation exposure", *N Engl J Med*, Vol. 357, pp.2277-2284, 2007.
- [2] 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*, Vol. 120, pp.677-682, 2007
- [3] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Ionizing radiation exposure of the population of the United States*, Bethesda (MD), National Council on Radiation Protection & Measurements, 2009.
- [4] F. A. Mettler Jr, P. W. Wiest, J. A. Locken, and C. A. Kelsey, "CT scanning: patterns of use and dose", *J Radiol Prot*, Vol. 20, pp.353-359, 2000.
- [5] A. L. Dorfman, R. Fazel, A. J. Einstein, K. E. Applegate, H. M. Krumholz, Y. Wang, E. Christodoulou, J. Chen, R. Sanchez, and B. K. Nallamothu, "Use of medical imaging procedures with ionizing radiation in children: a population-based study", *Arch Pediatr Adolesc Med*, Vol. 165, pp.458-464, 2011.
- [6] D. B. Larson, L. W. Johnson, B. M. Schnell, M. J. Goske, S. R. Salisbury, and H. P. Forman, "Rising use of CT in child visits to the emergency department in the United States, 1995-2008", *Radiol*, Vol. 259, pp.793-801, 2011.
- [7] D. Brenner, C. Elliston, E. Hall, and W. Berdon, "Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT", *Am J Roentgenol*, Vol. 176, pp.289-296, 2001.
- [8] C. Lee., J. L. Williams, and W. E. Bolch, "Whole-body voxel phantoms of paediatric patients? UF series B", *Phys Med Biol*, Vol. 51, pp.4649-4661, 2006.
- [9] C. Lee, J. L. Williams, and W. E. Bolch, "The UF series of tomographic computational phantoms of pediatric patients", *Med Phys*, Vol. 32, pp.3537-3548, 2005.
- [10] S. T. Kim, "Geant4-DICOM Interface-based Monte Carlo Simulation to Assess Dose Distributions inside the Human Body during X-Ray Irradiation", *Int J Cont*, Vol. 8, No.2, pp.52-59, 2012.
- [11] 김상태, 최지원, 조정근, "열형광선량계를 이용한 16-MDCT와 64-MDCT의 관상동맥 CT 혈관조영술 시 선량평가", *한국콘텐츠학회논문지*, 제10권, 제6호, pp.336-343, 2010.
- [12] L. L. Chang., F. D. Chen, P. S. Chang, C. C. Liu , and H. L. Lien, "Assessment of dose and risk to the body following conventional and spiral computed tomography", *Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei)*, Vol. 55, pp.283-289, 1995.
- [13] A. G. Pitman, R. S. Budd, and A. F McKenzie, "Radiation dose in computed tomography of the pelvis: Comparison of helical and axial scanning", *Australas Radiol*, Vol. 41, pp.329-335, 1997.
- [14] J. J. DeMarco, C. H. Cagnon, D. D. Cody, D. M. Stevens, C. H. McCollough, J. O'Daniel, and M. F. McNitt-Gray, "A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): Cylindrical and anthropomorphic phantoms", *Phys Med Biol*, Vol .50, pp.3989-4004, 2005.