

MDCT 장치의 z-축 기하학적 선량효율에 관한 연구

— Research of z-axis geometric dose efficiency in multi-detector computed tomography —

고려대학교 보건과학대학 방사선과 · 삼성서울병원 영상의학과¹⁾

김유현 · 김문찬¹⁾

— 국문초록 —

최근의 나선형 CT와 MDCT는 기존의 고식적 CT보다 X-선 조사시의 겹침 현상과 영상 재구성에 있어서의 보간삽입치리로 인해 보다 높은 선량을 환자에게 주게 되었다. MDCT와 나선형 CT장치가 보다 많은 의학적 정보를 제공하는 것에도 불구하고 환자가 받는 방사선 노출은 기존의 고식적 CT검사에 비해 2~4배 정도로 증가되고 있는 실정으므로, 그 잠재적 위험성을 아무리 강조해도 지나침이 없다.

CT장치에서의 보다 많은 X-선에 관련된 자료들, 특히 선량효율적 디자인이나 X-선 조절 소프트웨어에 대한 자료들이 필요하다. 왜냐하면 CT장치의 디자인 요소는 임상적 진단에 있어서 환자선량을 성공적으로 줄일 수 있는 중요한 요소이기 때문이다.

이에 본 연구에서는 최근 급격히 확산되어 사용되고 있는 여러 단계의 MDCT의 z-축 선량효율을 측정하여 SDCT와 비교하였다. 그리고 MDCT에서 스캔 시 채택하는 focal spot size와 beam collimation, 검출기 조합 등을 비롯한 파라미터들의 변화에 따른 z-축 선량효율을 파악하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. SDCT가 z-축 기하학적 선량효율이 가장 높았고, 4 슬라이스 MDCT가 가장 낮았다. MDCT 중에서는 small beam collimation 적용 시 64 MDCT가 기하학적 선량효율이 가장 높았고 16, 8, 4 슬라이스 MDCT 순이었으며, large beam collimation 적용 시에는 small focal spot에서는 8 MDCT가, large focal spot에서는 16 MDCT가 가장 높았다.
2. MDCT의 경우 large focal spot에 비해 small focal spot의 z-축 기하학적 선량효율이 최저 0.67%에서 최대 13.62%의 범위에서 높았다.
3. MDCT의 경우 small beam collimation에 비해 large beam collimation의 z-축 기하학적 선량효율이 3.13~51.52%의 범위에서 높았다.
4. 동일한 focal spot size와 beam collimation을 채택한 상태에서 detector combination 차이에 따른 z-축 기하학적 선량효율은 4 슬라이스 MDCT의 모든 경우와 8 슬라이스 MDCT의 large beam collimation에서 일정하였다. 하지만 8 슬라이스 MDCT의 small beam collimation과 16 슬라이스 MDCT에서는 z-축 기하학적 선량효율이 차이를 보였으며 변화의 일률성은 없었다.
5. 동일한 스캔 파라미터를 적용시 나선형 스캔과 고식적 스캔 모드의 z-축 기하학적 선량효율은 동일하였으며, pitch를 변화시키거나 영상재구성 시 슬라이스 두께와 간격을 변화시켜도 z-축 기하학적 선량효율은 변화가 없었다.

결론적으로, CT검사 시 환자가 받는 X-선 피폭선량을 줄이기 위해 연구자는 CT장치의 선량효율에 대해 각별히 주의하여야 하며, z-축 선량효율성을 높이는 동시에 최적의 임상적 정보를 보존할 수 있는 스캔 파라미터를 선택하여야 한다.

중심 단어: 방사선 피폭, z-축 기하학적 선량효율, multi-detector CT, 초점 크기, beam collimation, 검출기 조합

* 이 논문은 2006년 7월 12일 접수되어 2006년 8월 24일 채택 됨.

책임저자: 김문찬, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50번지
삼성서울병원 영상의학과
Tel: 02-3410-0376
E-mail: chanmoonkim@hanmail.net

I. 서 론

나선형 computed tomography(이하 CT) 및 multi-detector computed tomography(이하 MDCT)의 개발은 고식적 CT에 비해 검사시간의 단축과 호흡이나 움직임에 의한 인공음영을 감소시켜 영상의 질을 향상시키고, 연속적인 데이터를 획득하여 임의의 위치에서 단면두께와 간격을 자유롭게 변화시켜 영상을 재구성함으로써 고식적 CT에서는 간과될 수 있는 촬영단면의 경계부위에 존재하는 작은 병소의 진단능력을 더욱 향상시켰다¹⁾. 그러나 영상의 해상능을 향상시키고 인체의 단면영상을 다방면 또는 3차원의 입체영상으로 재구성하기 위해서 더욱 얇은 단면두께를 사용하여 촬영단면 수를 증가시키고 있으며²⁾, 혈관조영제의 주입 후 동맥 및 정맥상 그리고 지연상을 획득하기 위해 동일 부위를 2~4회 노출시키는 다중시지 스캔을 시행하는 경우가 많아졌다. 이로 인해 많은 CT검사의 경우 환자가 받는 방사선 노출은 기존의 고식적 CT 검사에 비해 2~4배 정도로 증가되고 있는 실정이다.

인체 장해를 일으킬 수 있는 저선량 방사선의 한계는 1회 노출시 약 100 mSv이라고 하며 CT검사에 의한 저선량의 의료상 파폭은 현 단계에서 환자에게 큰 영향을 미치지 않는다³⁾고 한다. 하지만 CT는 진단영역의 검사 중 많은 양의 방사선에 노출되는 대표적인 검사이다. 1989년 시행된 Panger 등의 연구결과에 의하면 고식적 스캔으로 시행된 복부 일반 CT검사 시행시 주선속 부위에 속하는 조직이 받는 선량은 20~27 mGy였으나 최근의 16 슬라이스 MDCT에서 시행된 복부 일반 CT검사의 경우 42~47 mGy로 급격히 증가되었다⁴⁾.

그리고 3 phase liver CT에서 복부가 받는 선량은 0.75 pitch를 사용한 4 슬라이스 MDCT의 경우 149 mGy였으며, 0.938 pitch를 사용한 16 슬라이스 MDCT의 경우 124 mGy였다. 최근 많은 관심 속에 시행되고 있는 관상동맥 CT angiography에서 심장이 받는 선량은 145 mGy에 이르고 있음⁴⁾은 심각히 고려되어야 할 부분이다.

이러한 점을 고려하여 최근의 선량 효율적인 MDCT 장치에서는 검사의 신속성과 함께 환자에게 부과되는 선량 조절 소프트웨어를 겸비하여 영상의 질적 향상과 함께 환자선량을 감소시키고 있다. 즉, 환자선량의 감소를 위해 제공되고 있는 다양한 방법들은 선량효율 향상을 위한 장치 디자인, dose modulation technique과 저선량의 pediatric protocols 등의 개발, 그리고 장치 사용자들에게 환자선량을 정확하고 쉽게 측정하고 평가하는 방법의 도입으로 대표된다. 특히, 장치 디자인에서의 선량효율의

향상은 저선량의 임상검사 측면에서 가장 중요한 요소의 하나로 인식되고 있다.

기존의 single detector CT(이하 SDCT)에서는 검출기 측 콜리메이터가 사용되는 narrow slice의 영상획득을 제외하고는 대부분의 경우에서 선속의 거의 모든 부분이 영상화에 사용되므로 낭비되는 선량이 적다. 하지만 나선형 스캔은 테이블이 등속도로 이동하는 상태에서 스캔이 이루어지므로 이로 인해 영상의 blurring이 발생하게 된다. 이를 제거하기 위해 영상을 재구성하는 과정에서 필요로 하는 interpolation은 스캔 범위를 초과 설정하게 하며 장치회사 및 모델에 따라 다소 차이는 있지만 선량을 낭비시키며 선량효율을 저하시키는 대표적인 요인으로 등장하고 있다. 또한 cone beam geometry를 기초로 한 MDCT에서는 penumbral region을 야기시키는 overbeaming 현상으로 인해 더욱 많은 선량이 낭비되고 선량효율이 저하된다⁵⁾. 하지만 장치 제조사에서는 이에 대한 정량적이고 체계적인 정보제공에 소극적이며 장치 사용자들 역시 이에 대한 연구들은 접근이 쉽지않아 다소 미흡한 실정이다.

이에 본 연구에서는 최근 급격히 확산되어 사용되고 있는 여러 단계의 MDCT의 z-축 선량효율을 측정하여 SDCT와 비교하였다. 그리고 MDCT에서 스캔 시 채택하는 focal spot size와 beam collimation을 비롯한 파라미터들의 변화에 따른 z-축 선량효율을 파악하여 영상의 질에 관여하는 인자들과 선량효율의 관계를 파악함으로써 궁극적으로는 CT검사로 인한 환자의 방사선피폭을 감소시킬 수 있는 방법을 모색하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. SDCT와 각 레벨 MDCT의 z-축 기하학적 선량효율 비교

SDCT와 각 레벨의 MDCT의 z-축 기하학적 선량효율의 비교를 위해서는 GE사의 SDCT인 HiSpeed advantage (본원에 설치된 후 약 8년간 사용 중이며 양질의 관리로 인해 양호한 quality를 유지하고 있음)에서 10 mm의 슬라이스 두께로 스캔한 뒤 슬라이스 두께를 측정하였다. 그리고 4 MDCT인 LightSpeed QXi, 8 MDCT인 LightSpeed Ultra, 16 MDCT인 LightSpeed Ultra 16, 그리고 64 MDCT인 LightSpeed VCT 모델에서 환자 스캔시 focal spot과 beam collimation 크기를 small과 large로 변경시키면서 장치의 콘솔에 표시되는 z-축 선량효율을 측정하였다.

2. 스캔 파라미터 변화에 따른 MDCT의 z-축 기하학적 선량효율 비교

1) Focal spot의 크기

MDCT에서 채택하는 tube의 focal spot 크기에 따른 z-축 선량효율을 비교하기 위해 GE사의 LightSpeed Qxi (4 MDCT), LightSpeed Ultra(8 MDCT), LightSpeed Ultra 16(10 MDCT), 그리고 LightSpeed VCT(64 MDCT)를 이용하였다. Small focal spot의 적용을 위해서는 24 KW 미만의 노출 조건인 120 kVp와 180 mA를 설정하여 측정하였고, large focal spot의 적용을 위해서는 LightSpeed Qxi, LightSpeed Ultra, LightSpeed Ultra 16에서는 120 kVp와 250 mA를, LightSpeed VCT에서는 120 kVp와 350 mAs를 설정하였다.

2) Beam collimation의 크기

Focal spot 크기에 따른 Z-축 선량효율 측정과 동일한 4종류의 GE사 MDCT를 사용했으며, 스캔 시 채택하는 beam collimation의 크기에 따른 z-축 선량효율을 비교하였다.

4 MDCT에서는 20 mm, 10 mm, 5 mm beam collimation에서 비교하였으며, 8 및 16 MDCT에서는 20 mm와 10 mm beam collimation에서, 그리고 64 MDCT에서는 40 mm와 20 mm beam collimation에서 선량효율을 측정하였다.

3) Detector combination의 변화

GE사의 4, 8, 16 슬라이스 MDCT를 사용하여 각 장비에서 동일한 focal spot size와 beam collimation을 채택한 상태에서 detector combination을 변화시켜 z-축 선량효율을 측정하였다.

4) 스캔 모드

GE사 16 슬라이스 MDCT를 사용하여 small focal spot 적용 시 16개의 영상을 얻어내는 16 채널 모드와 8 채널 모드에서 각각 나선형 스캔 방식과 고식적 스캔 방식의 z-축 선량효율을 비교하였다. 또한 large focal spot에서도 동일한 방법으로 비교하였으며, 모든 나선형 스캔의 경우 고식적 스캔과 가장 가까운 0.938 pitch를 적용하였다.

5) Pitch의 변화

GE사 8과 16 슬라이스 MDCT를 사용하였다. 8 슬라이스

MDCT에서 나선형 스캔에서는 small focal spot과 10 mm의 beam collimation을 갖는 8×1.25 mm의 detector combination을 채택한 상태에서 나선형 스캔의 pitch를 0.625, 0.875, 1.35 그리고 1.675로 변화시키고 z-축 선량효율을 측정하였다.

그리고 16 슬라이스 MDCT에서는 small focal spot과 20 mm의 beam collimation을 갖는 16×1.25 mm의 detector combination을 채택한 상태에서 pitch를 0.562, 0.938, 1.375 그리고 1.675로 변화시키고 z-축 선량효율을 측정하였다.

6) 슬라이스 두께와 간격의 변화

GE사 16 슬라이스 MDCT에서 scanning factor 중 동일한 focal spot size와 beam collimation을 사용한 상태에서 스캔을 시행한 후 영상재구성 factor인 슬라이스 두께와 간격을 변화시키며 z-축 선량효율을 비교하였다.

III. 결 과

1. 각 레벨 CT의 z-축 기하학적 선량효율의 비교

SDCT인 GE사 HiSpeed advantage에서 small과 large focal spot을 적용하고 10 mm로 스캔한 슬라이스 두께는 각각 10 mm(100%의 z-축 선량효율)를 보였다.

그리고 MDCT인 LightSpeed Qxi, LightSpeed Ultra, LightSpeed Ultra 16, LightSpeed VCT 모델에서 측정된 z-축 선량효율은 small beam collimation을 사용한 경우 64 MDCT가 가장 높았으며(small focal spot; 92.70%, large focal spot; 89.31%), 16 MDCT와 8 MDCT는 근소한 차이를 보였으며 4 MDCT가 가장 낮았다.

Large beam collimation에서는 small focal spot과 large focal spot에서의 선량효율은 차이를 보였다. 즉, large beam collimation과 small focal spot의 조합에서는 z-축 선량효율이 8 MDCT가 가장 높았으며(98.96%), 16 MDCT(98.66%), 64 MDCT(95.61%), 4 MDCT(86.34%) 순이었다. 반면에 large beam collimation과 large focal spot의 조합에서는 16 MDCT가 가장 높았으며(97.40%) 64 MDCT(94.94%), 8 MDCT(94.84%), 4 MDCT(82.75%) 순이었다.

2. 스캔 파라미터 변화에 따른 MDCT의 Z-축 기하학적 선량효율 비교

1) Focal spot의 크기

Beam collimation과 detector combination이 동일한 상태에서 focal spot 크기에 따른 z-축 선량효율은 small focal spot이 large focal spot에 비해 최저 0.67%에서 최대 13.62%의 범위에서 높았으며 각 장비별 차이는 다음과 같았다.

4 슬라이스 MDCT의 경우 20 mm와 10 mm beam

collimation에서는 small focal spot에서의 z-축 선량효율이 large focal spot에 비해 각각 3.59%와 3.16% 높았으며, 5 mm beam collimation에서는 6.31% 높았다. 8 슬라이스 MDCT의 경우 임상에서 주로 사용되는 영상 획득 모드인 tube 일 회전에 8개 영상을 동시에 획득하는 detector combination에서 비교한 결과 20 mm beam collimation과 10 mm beam collimation에서 small focal spot이 large focal spot에 비해 각각 4.12%와 3.42% 높았다. 16 슬라이스 MDCT의 경우 임상에서 주로 사용되는 영상 획득 모드인 tube 일 회전에 16개 영상을 획득하

Table 1. Comparison of Z-axis dose efficiency in SDCT and each level MDCT made by GE.

Model	Focal spot size	Beam collimation(mm)	Detector combination	Z-axis eff.(%)
HiSpeed advantage (SDCT)	Small	10	1×10 mm	100
	Large	10	1×10 mm	100
LightSpeed QXi (4 MDCT)	Small	20	4×5 mm, 2×10 mm	86.34
		10	4×2.5 mm, 2×5mm	76.08
		5	2×2.5 mm	60.92
	Large	20	4×5 mm, 2×10 mm	82.75
		10	4×2.5 mm, 2×5 mm	72.92
		5	2×2.5 mm	54.61
LightSpeed Ultra (8 MDCT)	Small	20	8×2.5 mm, 4×5 mm	98.96
		10	8×1.25 mm 4×2.5 mm	82.26 97.19
	Large	20	8×2.5 mm, 4×5 mm	94.84
		10	8×1.25 mm 4×2.5 mm	78.84 83.57
			16×1.25 mm 8×2.5 mm	98.66 99.82
		16 MDCT	Small	20
10	16×0.625 mm 8×1.25 mm			85.70 85.19
Large	20		16×1.25 mm 8×2.5 mm	97.40 96.99
	10		16×0.625 mm 8×1.25 mm	78.80 78.41
LightSpeed VCT (64 MDCT)	Small	40	64×0.625 mm	95.61
		20	32×0.625 mm	92.70
	Large	40	64×0.625 mm	94.94
		20	32×0.625 mm	89.31

는 detector combination에서 비교한 결과 20 mm beam collimation과 10 mm beam collimation에서 small focal spot이 large focal spot에 비해 각각 1.26%와 6.90% 높았다. 그리고 64 슬라이스 MDCT의 경우 40 mm beam collimation과 20 mm beam collimation에서 small focal spot에서의 z-축 선량효율이 large focal spot에 비해 각각 0.67%와 3.39% 높았다.

2) Beam collimation의 크기

Beam collimation 크기에 따른 z-축 선량효율을 비교한 결과 모든 장치에서 large beam collimation이 small beam collimation에 비해 최저 3.13%에서 최대 51.52%의 범위에서 높았으며 각 장비별 차이는 다음과 같았다.

4 슬라이스 MDCT의 경우 small focal spot에서는 5 mm beam collimation에 비해 10 mm beam collimation과 20 mm beam collimation의 z-축 선량효율이 각각 15.16%와 25.42% 높았으며, 10 mm beam collimation에 비해 20 mm beam collimation은 10.26% 높았다. 그리고 large focal spot에서는 5 mm beam collimation에 비해 10 mm beam collimation과 20 mm beam collimation은 각각 18.31%와 28.14% 높았으며, 10 mm beam collimation에 비해 20 mm beam collimation은 9.83% 높았다. 8 슬라이스 MDCT의 경우 tube 일 회전에 8개 영상을 획득하는 10 mm beam collimation에 비해 20 mm beam collimation의 z-축 선량효율이 small focal spot에서는 16.70%, large focal spot에서는 16.00% 높았다. 16 슬라이스 MDCT의 경우 tube 일 회전에 16개 영상을 획득하는 10 mm beam collimation에 비해 20 mm beam collimation의 z-축 선량효율이 small focal spot에서는 12.96%, large focal spot에서는 18.60% 높았다. 그리고 64 슬라이스 MDCT의 경우 20 mm beam collimation에 비해 40 mm beam collimation의 z-축 선량효율이 small focal spot에서는 2.91%, large focal spot에서는 5.63% 높았다.

3) Detector combination의 변화

동일한 focal spot size와 beam collimation을 채택한 상태에서 detector combination의 차이에 따른 z-축 선량효율을 측정된 결과는 다음과 같았다.

4 슬라이스 MDCT에서는 detector combination의 변화에 상관없이 z-축 선량효율은 하상 일정하였고, 8 슬라이스 MDCT의 경우 large beam collimation(20 mm)

에서는 detector combination의 변화에 상관없이 z-축 선량효율이 일정하였으나, small beam collimation(10 mm)에서는 4.73~14.93% 범위로 상대적으로 크게 변화하였다.

그리고 16 슬라이스 MDCT에서는 tube 일 회전에 8개 또는 16개 영상을 획득할 수 있는 detector combination로 변화시키면 0.39~1.16%의 범위에서 z-축 선량효율이 차이를 보였으며 변화의 일률성은 없었다.

4) 스캔 모드

GE사 16 슬라이스 MDCT인 LightSpeed Ultra 16에서 나선형 스캔 모드와 고식적 스캔 모드의 z-축 선량효율을 다음의 각 경우에서 비교한 결과는 다음과 같았다.

Small focal spot에서 0.938 pitch와 20 mm beam collimation을 적용한 16×1.25 mm의 나선형 스캔과 16 채널 4i×5 mm의 고식적 스캔에서의 z-축 선량효율은 각각 98.66%로 동일하였으며, 10 mm beam collimation인 16×0.625 mm의 나선형 스캔과 16 채널의 2i×5 mm의 고식적 스캔에서의 z-축 선량효율은 각각 85.70%로 동일하였다.

그리고 8×2.5 mm의 나선형 스캔과 8 채널의 4i×5 mm 고식적 스캔에서의 z-축 선량효율은 각각 99.82%로 동일하였고, 8×1.25 mm의 나선형 스캔과 8 채널의 2i×5 mm의 고식적 스캔에서의 선량효율 역시 85.19%로 동일하였다.

또한 동일한 조건을 적용한 large focal spot의 경우에도 나선형 스캔 모드와 고식적 스캔 모드의 z-축 선량효율을 역시 동일한 값을 나타냈다.

5) Pitch의 변화

GE사의 8 슬라이스 MDCT에서 small focal spot과 10 mm의 beam collimation을 갖는 8×1.25 mm의 detector combination에서 나선형 스캔의 pitch를 0.625, 0.875, 1.35 그리고 1.675로 변화시키고 z-축 선량효율을 측정된 결과 모든 pitch에서 82.26%로 동일하였다. 그리고 16 슬라이스 MDCT에서 small focal spot과 20 mm의 beam collimation을 갖는 16×1.25 mm의 detector combination에서 pitch를 0.562, 0.938, 1.375 그리고 1.675로 변화시킨 경우에도 z-축 선량효율은 pitch 변화에 상관없이 98.66%로 동일하였다.

6) 슬라이스 두께와 간격의 변화

GE사 16 슬라이스 MDCT에서 small focal spot과 20 mm의 beam collimation을 사용한 상태에서 영상 재구성시

슬라이스 두께와 간격을 0.625 mm×0.625 mm로 설정한 경우와 1.25 mm×1.25 mm, 그리고 2.5 mm×2.5 mm로 변화시킨 후 이에 따른 z-축 선량효율을 비교한 결과 모든 경우에서 98.66%로 동일하였다.

IV. 고 찰

CT검사로 인해 환자가 받는 방사선량은 비확률적인 효과를 야기시키는 문턱값에는 미치지 않지만 CT는 많은 양의 방사선(10~100 mGy)을 사용하는 대표적인 검사이다⁵⁾. New Euratom Directive 97/43에서는 CT검사를 중재적 방사선 시술과 방사선 치료와 함께 환자에게 고선량을 제공하는 대표적인 장치로 규정하고 있으며, 영국 왕립대학 방사선교실의 연구에 의하면 복부 CT검사로 인해 환자가 받는 선량은 4년간 받는 자연방사선량에 해당되며 흉부일반 X-선 촬영에 비해 400배 이상의 선량을 받는다고 한다. 또한 Jones DG 등에 의해 시행된 NRPB survey에 의하면, 영국의 경우 CT검사의 수가 1999년에는 전체 방사선 검사의 4%를 차지하는데 비해 CT검사로 인한 방사선 피폭이 총 인구선량의 40% 정도를 차지하고 있으며, 2009년에는 CT검사가 더욱 증가되어 전체 방사선 검사의 약 8%를 차지하리라고 예상하고 있다⁶⁾.

이러한 CT검사로 인한 방사선 피폭의 특징은 일반방사선촬영이나 혈관조영촬영과는 다소 차이가 있다. 즉, 높은 투과력을 가진 모든 X-선 광자가 영상재구성에 기여하도록 높은 에너지 선속과 필터링이 사용되며, 약간의 산란선이 포함되지만 촬영하는 단층 축 안에서 방사선 노출이 주로 이루어진다. 그리고 단층면 내에서의 선량분포는 projection radiography에 비해 균일한 특성을 갖는다. 또한 일반적으로 중앙부의 선량이 주변부에 비해 감소되는 특성을 보이나, 작은 크기의 피사체에서는 중앙부의 선량이 주변부에 비해 비슷하거나 높을 수 있다. 요약하면, CT선량 특성은 장치 디자인 및 geometry, 사용하는 필터링의 정도, 선량 프로파일의 형태에 의해 주로 좌우된다⁷⁾.

CT장치의 선량특성을 대변하는 선량효율은 환자에게 부여되는 선량의 측면에서 CT장치의 전반적인 성능을 평가하는 요소의 하나이다. CT장치의 전반적인 선량효율의 평가는 두 가지 방법으로 접근되고 있는데, 하나는 두부와 전신 스캔에서 각각 50 mGy와 15 mGy를 얻는데 필요한 mAs와 Q값으로 평가한다. 이는 ImPACT에서 거의 매년 시행하는 CT장비의 특성 및 스펙 평가에 주로 이용하

고 있다. 여기서 Q값은 CT영상의 질적 인자를 포함한 선량효율을 대변하는 값으로 선량, 노이즈, 공간분해능, 슬라이스 폭의 조합으로 나타내어진다. Q값이 높으면 선량 효율성이 우수한 장치이다. 다시 말하면 standard resolution과 슬라이스 두께를 얻고자 할 경우 노이즈가 적으며 선량을 적게 필요로 하는 장치를 의미한다. 하지만 이 인자들 중 하나라도 포함되지 않으면 Q값은 무의미하며, Q값은 실험과 경험에 의해 이루어진 것으로 정확한 값은 아니다. 왜냐하면 Q값의 도출은 사용되는 convolution filter에 많은 영향을 받기 때문이다. 그러므로 Q값의 측정은 유사한 필터를 사용한 상태에서 이루어져야 신빙성이 높아진다. Q값의 불확실성은 ±10% 정도이다⁸⁾.

또 다른 선량효율 평가방법은 focal spot size와 detector array 사이의 기하학적 효율, 각 detector element의 검출효율, 그리고 X-선속의 z-축 기하학적 효율을 곱하여 얻는 계산적인 방법이다⁹⁾.

Detector array의 기하학적 검출효율은 beam geometry와 detection system에 기초한 X-선 포획효율을 나타내는데 이는 x-축과 z-축에서 유효검출소자(active detector element)와 검출소자 사이의 간격(detector element spacing)에 의해 좌우된다. 예를 들어 GE사 LightSpeed Ultra 모델에서의 검출소자 사이의 간격은 1 mm로 이루어져 있다.

Detector array의 기하학적 검출효율은 2차원적인 detector array의 유효 검출면적 대비 총 detector array 면적의 비율을 계산함으로써 얻을 수 있다. 이의 예를 Philips사 CT장치에서 살펴보면, MX8000 Dual 모델에서는 80%, MX8000 Quad 모델에서는 78%, 그리고 MX8000 IDT 모델에서는 75%를 보이고 있다⁹⁾. 또한 GE사의 single detector 나선형 CT인 HiSpeed advantage 모델의 경우 80%인 반면 4 MDCT(LightSpeed QXi)와 8 MDCT(LightSpeed Ultra)와 16 MDCT(LightSpeed Ultra 16)의 경우 70%를 보이고 있다¹⁰⁾. 즉, X-선관 일 회전에 많은 수의 영상획득이 가능한 higher slice CT장치일수록 detector array의 기하학적 검출효율이 다소 감소됨을 알 수 있다.

이는 higher slice detector arrays에서 z-축의 additional detector separators(dead space)에 의한 효율저하에 기인되는 것이다. 날로 발전해나가는 higher slice detector arrays에서 detector array의 기하학적 효율을 양호하게 유지하기 위한 방법으로 몇 제조사에서는 detector array를 중앙부위에는 얇고 주변부에는 두꺼운 형태의 비대칭적인 detector 형태를 채택하기도 한다.

각 detector element의 검출효율은 섬광체의 흡수율

(absorption efficiency)과 detector의 변환율(conversion efficiency)에 의해 좌우되며 120 kVp의 X-선 스펙트럼에서 대부분의 detector element의 검출효율은 98% 이상을 보이며 칩의 변환효율은 99% 이상을 보이고 있다. 각 제조사에서는 detector 변환율을 향상시키기 위해 많은 노력과 연구를 시행하고 있는데, Philips를 예로 들면, 최근의 장치에서는 Tach 칩이라고 부르는 향상된 ASIC 칩을 개발하여 사용되고 있다. 신호전류를 디지털 신호로 변환시키는 front end electronic circuitry인 TACH 칩은 낮은 신호와 저선량에서 노이즈를 매우 감소시켜 디지털 데이터의 신호대잡음비를 향상시키는데 특히, 최근에 많은 관심을 불러일으키고 있는 저선량 스캔기법(low-dose scan)과 직접적인 연관을 갖는 낮은 신호 레벨에서 우수한 특성을 보인다¹¹⁾.

X-선속의 z-축 기하학적 효율은 CT장치의 z-축 방향의 선량이용률을 의미하며 MDCT의 개발과 함께 많은 관심을 받는 요소로 이를 좌우하는 중요한 요소는 overbeaming 현상이다.

국제전기전자위원회의 CT 안전기준(IEC 60601-2-44 Ed.1 1999 CT safety standard)에 서의 Z-축 효율은 단면감성윤곽(section sensitivity profile)의 FWHM을 선량 프로파일의 FWHM로 나누어 백분율로 표시한 값이며, 이는 선량 프로파일에 대한 영상화된 슬라이스 폭의 비율을 측정하여 얻는다. 그러나 2003년 개정본(IEC 60601-2-44 Ed.2 Amendment 1 2003)에서는 데이터 획득에 사용된 검출소자의 범위에서 얻어진 z-축 방향 선량 프로파일의 합을 백분율로 나타낸 값으로 정의하고 있다. 이는 공칭 슬라이스 폭 범위에서의 선량프로파일의 합을 전체 선량프로파일의 합으로 나눈 값을 의미한다¹²⁾.

선량이용률이 적절한 경우 z-축 선량효율이 1이 되지만 대부분 장치에서는 보통 이보다 적은 값을 나타낸다. 본 연구에서는 SDCT의 경우 1에 가까운 값을 나타내었으며 산란선 또는 측정방법의 한계에 의해 1을 초과하는 CT장치도 있다고 한다¹³⁾. 또한 영상화되는 슬라이스 두께가 공칭 슬라이스 두께에 근접되게 하기 위해 사용되는 post-patient collimation을 적용하는 narrow beam collimation에서 z-축 선량효율의 저하가 심했다. 그리고 MDCT의 경우 많은 슬라이스 수를 얻는 스캔 모드에서 z-축 선량효율이 저하되는 경향이 많았다. 또한 z-축 선량효율이 우수한 CT에서는 장치의 선량이용률이 증가되어 환자피폭이 상대적으로 저하되지만 z-축 선량효율이 저하되는 얇은 단면두께의 영상획득 시 환자피폭의 증가는 피할 수 없다.

본 연구에서 z-축 기하학적 선량효율은 SDCT가 가장 높았고, 4 슬라이스 MDCT가 가장 낮았다. MDCT 중에서는 small beam collimation 적용 시 64 MDCT가 z-축 기하학적 선량효율이 가장 높았으며, large beam collimation 적용 시에는 small focal spot에서는 8 MDCT가, large focal spot에서는 16 MDCT가 가장 높았다. 또한 z-축 기하학적 선량효율에 영향을 미치는 주된 스캔 파라미터으로는 focal spot과 beam collimation의 크기임을 알았다. 즉, large focal spot 사용 시 보다 small focal spot 사용 시 z-축 선량효율이 증가하였고, narrow beam collimation에 비해 wide beam collimation을 사용할수록 증가하였다.

16 슬라이스 MDCT에서 focal spot과 beam collimation의 각 조합별 z-축 선량효율을 예를 들어 살펴보면, small focal spot과 large beam collimation을 적용한 조합이 평균 99.24%로 가장 높았고 large focal spot과 large beam collimation을 적용한 조합이 평균 97.20%였다. 그리고 small focal spot과 small beam collimation을 적용한 조합이 평균 85.45%, large focal spot과 small beam collimation을 적용한 조합이 평균 78.61%를 보였다.

또한 focal spot의 크기에 비해 beam collimation 크기가 z-축 선량효율에 미치는 영향이 상대적으로 큰 것을 알 수 있었다. 이는 사용자가 작은 크기의 focal spot을 채택하여 환자선량을 감소시키는 방법에 비해 허용 가능한 최대의 beam collimation을 사용함으로써 장치의 선량효율을 향상시키고 검사로 인한 환자피폭을 감소시키는 효과가 클 수 있음을 시사한다.

ImPACT에서는 z-축 기하학적 선량효율이 70% 미만이면 스캔 콘솔에 선량효율의 표시를 권고하고 있다¹²⁾. GE사의 경우 MDCT의 모든 모델에서는 스캔 파라미터를 입력 시 z-축 기하학적 선량효율과 CTDIVOL, 그리고 dose length product를 표시하고 있다. 그리고 high version CT인 Philips사의 40 또는 64 MDCT, Toshiba사의 32 또는 64 MDCT에서는 70% 미만의 경우에 한해 z-축 선량효율을 콘솔에 표시하고 있으나, 나머지 제조사에서는 이러한 권고가 채택되고 있지 않다.

CT검사로 인한 환자선량을 감소시키기 위해서는 장치 제조사 입장에서는 양질의 진단에 적합한 선량 효율적인 미세초점 X-선의 사용범위를 확대하고 이상적인 콜리메이션을 통해 반음영을 감소시킴으로써 영상의 질적 향상과 더불어 산란선에 의한 피폭을 줄일 수 있도록 장치가 디자인되어야 한다. 또한 적절한 썬기 모양의 지능적인

필터로서 X-선속을 경화시켜 환자의 표면선량을 감소시켜야 한다. 또한 X-선관 1회전의 소요시간을 단축시켜 총 노출시간을 감소시켜 환자선량의 감소가 이루어지도록 하며, 검출 시스템에서의 direct-to-digital 신호변환과 신호대잡음비의 향상을 통해 환자선량을 감소시켜야 한다. 또한 진단영상의 질적 저하없이 저선량의 스캔을 제공하는 dose modulation 소프트웨어의 적극적인 개발과 업그레이드가 필요하다. 그리고 장비의 콘솔에서 스캔하고자 하는 프로토콜에 따른 선량표시를 통해 장치 사용자에게 쉽게 환자선량이 인지할 수 있도록 하며, 소아전용 프로토콜의 설정을 통해 소아검사 시 선량의 감소를 유도하도록 해야 한다.

또한 장치의 사용자 입장에서 선량효율을 높이려면 스캔 시 가능하면 장치의 특성을 적극 이용하여 small focal spot을 적용하고, 흉부나 복부 CT검사 시 cone beam artifacts로 인한 영상의 질 저하가 발생되지 않는 범위 내에서 large beam collimation의 사용을 적극화해야 한다. 다행히 최근 high version CT장치에서는 small focal spot의 적용범위가 넓어지고 있는 경향이다. 이에 따라 상대적으로 높은 mA를 적용해도 small focal spot의 사용이 가능하므로 z-축 기하학적 선량효율을 증가시키는 효과를 얻고 있다. 하지만 각 제조사별 focal spot의 선정기준이 다소 달라지므로 사용하는 장치의 정확한 특성을 이해하는 것이 필요하다.

CT에서의 방사선량은 여러 이유에서 중요하지만 특히 중요한 점은 검사 시 받는 방사선에 의한 잠재적인 위험 때문이다. 그러므로 사용자 역시 장치의 세부적인 특성을 자세히 알고 환자선량의 감소를 위해 최대한 노력해야 함은 물론이며, 의학적으로 얻어지는 영상정보와 비교하여 피폭이 정당화 될 수 있도록 기술적 인자들의 사용에 심사숙고하며, 질병을 찾아내는 진단적 가치를 저해하지 않는 범위에서 피폭선량을 줄일 수 있는 연구와 노력을 계속해야 할 것이다.

V. 결 론

GE사 CT장치를 대상으로 하여 SDCT에 대비한 여러 단계의 MDCT의 z-축 기하학적 선량효율을 측정하고, MDCT에서 스캔 시 채택하는 focal spot size와 beam collimation을 비롯한 파라미터의 변화에 따른 장치의 z-축 기하학적 선량효율을 측정할 연구의 결론은 다음과 같다.

1. SDCT가 z-축 기하학적 선량효율이 가장 높았고, 4 슬라이스 MDCT가 가장 낮았다. MDCT 중에서는 small beam collimation 적용 시 64 MDCT가 기하학적 선량효율이 가장 높았고 16, 8, 4 슬라이스 MDCT 순이었으며, large beam collimation 적용 시에는 small focal spot에서는 8 MDCT가, large focal spot에서는 16 MDCT가 가장 높았다.
2. MDCT의 경우 large focal spot에 비해 small focal spot의 z-축 기하학적 선량효율이 최저 0.67%에서 최대 13.62%의 범위에서 높았다.
3. MDCT의 경우 small beam collimation에 비해 large beam collimation의 z-축 기하학적 선량효율이 3.13~51.52%의 범위에서 높았다.
4. 동일한 focal spot size와 beam collimation을 채택한 상태에서 detector combination 차이에 따른 z-축 기하학적 선량효율은 4 슬라이스 MDCT의 모든 경우와 8 슬라이스 MDCT의 large beam collimation에서 일정하였다. 하지만 8 슬라이스 MDCT의 small beam collimation과 16 슬라이스 MDCT에서는 z-축 기하학적 선량효율이 차이를 보였으며 변화의 일률성은 없었다.
5. 동일한 스캔 파라미터를 적용시 나선형 스캔과 고식적 스캔 모드의 z-축 기하학적 선량효율은 동일하였으며, pitch를 변화시키거나 영상재구성 시 슬라이스 두께와 간격을 변화시켜도 z-축 기하학적 선량효율은 변화가 없었다.

참 고 문 헌

1. Fishman EK, Jeffrey RB: Spiral CT principle, technique and clinical application, New york, Raven press, 1-15, 1995
2. Wegener O II: Whole body computed tomography, second edition, Blackwell scientific publications, 565-580, 1993
3. Modan B: Low dose radiation carcinogenesis-issues and interpretation, Health physics, 65(5), 475-478, 1993
4. 남윤철, 김완연, 안동준 등: 복부 CT검사시 SDCT와 MDCT의 선량비교 및 16채널 MDCT에서 scan parameter의 변화에 의한 선량비교, 대한전산화단층기술학회지 제 5 권 제 1 호, 55-63, 2003
5. 고인호, 김경근, 김동윤 등: Textbook of computed tomography, 청구문화사, 186-188, 599-604, 2005
6. Maria Lewis: CT dosimetry; ImPACT spreadsheet for calculating organ & effective dose from CT exams, ImPACT, 2004
7. Nagel HD: Factors influencing patient dose in CT. Radiation exposure in computed tomography

- ; 4th revised and updated edition, CJB publications, 25-37, 2002
8. David Platten, Nicholas Keat, Maria Lewis etc : ImPACT evaluation report 05013 : Sixteen slice CT scanner comparison report version 12, MHRA, Feb., 2005
 9. Hugh TM : Dose reduction for CT pediatric imaging, MX8000 data sheet, Philips medical system
 10. Scott Schubert : LightSpeed VCT : Beginning of the volume CT generation, General Electric medical systems, 2005
 11. Philips : Confidence that puts you ahead of the curve : Brilliance 16 CT system, Philips medical system, 2004
 12. Sue Edyvean, Nicholas Keat : Comparison of definitions of geometric efficiency in computed tomography scanners, An MHRA evaluation center for the UK department of health, August, 2003
 13. ImPACT : Medical Devices Agency Evaluation report NO. 02020, Single slice CT scanner report version 6.01, March, 2002

• Abstract

Research of z-axis geometric dose efficiency in multi-detector computed tomography

You-Hyun Kim · ¹⁾Moon-Chan Kim

Dept. of Radiology of Health Science College in Korea University

¹⁾*Dept. of Diagnostic Radiology Samsung Medical Center*

With the recent prevalence of helical CT and multi-slice CT, which deliver higher radiation dose than conventional CT due to overbeaming effect in X-ray exposure and interpolation technique in image reconstruction. Although multi-detector and helical CT scanner provide a variety of opportunities for patient dose reduction, the potential risk for high radiation levels in CT examination can't be overemphasized in spite of acquiring more diagnostic information. So much more concerns is necessary about dose characteristics of CT scanner, especially dose efficient design as well as dose modulation software, because dose efficiency built into the scanner's design is probably the most important aspect of successful low dose clinical performance.

This study was conducted to evaluate z-axis geometric dose efficiency in single detector CT and each level multi-detector CT, as well as to compare z-axis dose efficiency with change of technical scan parameters such as focal spot size of tube, beam collimation, detector combination, scan mode, pitch size, slice width and interval.

The results obtained were as follows ;

1. SDCT was most highest and 4 MDCT was most lowest in z-axis geometric dose efficiency among SDCT, 4, 8, 16, 64 slice MDCT made by GE manufacture.
2. Small focal spot was 0.67-13.62% higher than large focal spot in z-axis geometric dose efficiency at MDCT.
3. Large beam collimation was 3.13-51.52% higher than small beam collimation in z-axis geometric dose efficiency at MDCT.
4. Z-axis geometric dose efficiency was same at 4 slice MDCT in all condition and 8 slice MDCT of large beam collimation with change of detector combination, but was changed irregularly at 8 slice MDCT of small beam collimation and 16 slice MDCT in all condition with change of detector combination.
5. There was no significant difference for z-axis geometric dose efficiency between conventional scan and helical scan, and with change of pitch factor, as well as change of slice width or interval for image reconstruction.

As a conclusion, for reduction of patient radiation dose delivered from CT examination we are particularly concerned with dose efficiency of equipment and have to select proper scanning parameters which increase z-axis geometric dose efficiency within the range of preserving optimum clinical information in MDCT examination.

Key Words : radiation dose, z-axis dose efficiency, single detector CT, multi-detector CT, focal spot, beam collimation, detector combination