

경부 CT검사 시 Kernel 값과 검사자세 변화를 통한 화질개선에 관한 연구

김현주*, 정우준*, 조재환**

순천향대학교 부천병원 영상의학과*, 경산1대학 방사선과**

A Study of Image Quality Improvement Through Changes in Posture and Kernel Value in Neck CT Scanning

Hyeonju Kim*, Woojun Chung*, Jaehwan Cho**

Department of Radiology, Soonchunhyang University Hospital, Department of Radiological Science, Gyeongsan University College***

요 약

경부 CT검사 시 선속경화인공물(Beam Hardening Artifact)에 의해 제 6번 7번 경추 및 추간관 등의 질환 및 그밖에 해부학적 구조를 정확히 구분하기에 어려움이 있다. 경부 CT검사를 시행할 경우 자세의 변화방법을 적용한 견관절의 방향과 위치에 따른 영상평가 및 커널값의 변화에 따른 영상평가를 통하여 선속경화 인공물의 원인을 알아보고 가장 적절한 검사자세 및 Kernel값을 실험을 통하여 알아보고자 하였다. 경부 CT검사를 위해 내원한 환자 30명(2010년 7월1일 ~ 2010년 12월31일까지 내원한 환자)을 대상으로 Somatom Sensation 16(Siemens, Enlarge, Germany)장비를 이용하였고, workstation은 AW 4.4 version(GE, USA)을 이용하였다. 환자 자세는 견관절의 방향과 위치에 따라 세가지 자세로 변화를 주었으며 양쪽 팔을 편안하게 위치시킨 바로 누운 자세(group N), 왼쪽 팔을 거상 시킨 자세(group S) 그리고 양손을 외 선위(eversion)시켜 최대한 아래로 내리는 자세(group P)로 견관절의 방향을 변화를 주어 스캔을 시행하였고, 두 번째로 영상 재구성 방법을 이용하여 스캔 데이터에 커널값을 B10(very smooth), B20(smooth), B30(medium smooth), B40(medium), B50(medium sharp), B60(sharp), B70(very sharp)로 변화를 주어 재구성 하였다. 검사자세의 변화와 Kernel값의 변화를 주어 얻어진 영상 데이터를 이용하여 각 각의 노이즈 값 측정과 영상평가를 통하여 분석해보았다. 경부 CT검사 시 검사자세는 양손을 외선위(eversion)시켜 최대한 아래로 내리는 자세(group P)로 하며, 커널 값은 B40(medium)또는 B50(medium sharp)으로 재구성할 경우 가장 적절한 자세와 커널값으로 분석되어 임상에 적용 시 매우 유용할 것으로 사료된다.

중심어 : 선속경화인공물, 커널, CT 값

ABSTRACT

There is a difficulty because of classifying the anatomical structure in the neck CT scan by the beam hardening artifact no more than disease and it including the 6, 7 number cervical spine and intervertebral disk. In case of enforcing the neck CT scan cause of the inner diameter of beam artifact tried to be inquired by the

Corresponding Author: 조재환

주소: 경북 경산시 하양읍 부호1리 경산1대학 방사선과, E-mail: whwohks2404@naver.com, Tel: +82-11-9093-2404

투고 일자: 2011년 02월 16일, 심사일자: 2011년 3월 26일, 수정 일자: 2011년 4월 2일, 게재 확정일자: 2011년 04월 12일

image evaluation according to the change of the image evaluation according to the direction of the shoulder joint applying the variation method of a posture and location and Kernel value and it was most appropriate, the lion tax and Kernel value try to be searched for through an experiment. Somatom Sensation 16 (Siemens, Enlarge, Germany) equipment was used in a patient 30 people coming to the hospital for the neck CT scan. A workstation used the AW 4.4 version (GE, USA). According to a direction and location of the shoulder joint, the patient posture gave a change to the direction of the shoulder joint as the group S it gave a change as three postures and placed the both arms comfortably and helps a group N and augmented unipolar left in the wealthy merchant and group P it memorized the both hands and ordered the eversion and drops below to the utmost and enforced a scan. By using a reconstructing method as the second opinion, it gave and reconstructed the Kernel value a change based on scan data with B 10 (very smooth), B 20 (smooth), B 30 (medium smooth), B 40 (medium), B 50 (medium sharp), B 60 (sharp), and B 70 (very sharp). By using image data which gave the change of the examination posture and change of the Kernel value and are obtained, we analyzed through the noise value measurement and image evaluation of. The outside wire eversion orders the both hands and the examination posture is cost in the neck CT scan with the group P it drops below to the utmost. And in case of when reconstructing with B 40 (medium) or B 50 (medium sharp) being most analyzed into the inappropriate posture and Kernel value and applying the Kernel value to a clinical, it is considered to be very useful.

Key Words : Beam Hardening Artifact, Kernel, CT noise

I. 서론

최근 방사선에 대한 인식변화와 함께 방사선 위험성에 대한 우려도 점차 증가하고 있으며 임상에서도 진단적으로 용인할 수 있는 범위 내에서 최소한의 방사선만을 이용한 스캔 파라미터를 선택하는 방법에 관심이 커지고 있다. 또한 최근에는 다중절편 CT(MDCT)의 기술발달로 영상의 노이즈 개선과 선량 감소를 서로 동시에 만족할 수 있는 균형점에 대한 많은 연구가 진행되고 있다.

영상의 질은 궁극적으로 인체의 미세한 구조를 얼마나 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 좌우된다. CT영상의 질에 영향을 미치는 요소들은 CT값의 정확도, 노이즈, 공간분해능과 대조도 분해능, 인공물(Artifact), 선량 그리고 장치의 정확성이라고 할 수 있다^[1].

이와 같은 요소들 중 인공물(Artifact)은 검사 목적과는 관계없이 발생하는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT영상의 구성을 교란하거나 방해하여 영상의 질을 저하시키고 미세부분의 관찰능력을 감소시키는 장애

음영이라고 정의 되어있으며^[2], 영상 내에 보여 지는 진단의 정확도를 저하시키는 요소로 전산화단층촬영 검사 시 항상 고려되어야 하며 그 발생 원인의 규명을 통해 이의 예방이 필요하다.

CT를 포함한 X선을 사용하는 모든 장치에서 선속의 각 광자 에너지가 동일한 단색 X선(monochromatic X ray)으로 가정하여 계산을 행한다. 그러나 실제 X선의 광자 에너지는 multichromatic한 특성을 가지므로 물체를 투과하면 에너지가 낮은 광자는 쉽게 흡수되고 높은 에너지의 광자가 많아져 유효 에너지가 높아진다. 즉, 피사체를 통과할 때 피사체가 낮은 광자 에너지를 흡수하여 여과(filtering)역할을 하여 결과적으로 투과된 선속의 평균에너지는 증가되는데 이러한 현상을 선속경화 현상(Beam Hardening effect)이라 한다.

CT 영상을 나타내기 위해서 각 화소는 밀도를 나타내는 CT 감약계수(attenuation coefficient)를 갖는데 이는 물질의 복셀 내에서 감쇠된 X선속의 정도에 비례하며 CT 감약계수로 나타낸다. CT 감약계수는 단순히 피사체의 밀도에 의해 결정되는 수치가 아니라 선속경화 현상(Beam Hardening effect), 산란 방사선, 영상 획득 과 재구성 방법, 부분 체적 효과, 양자반점, 피사체

의 위치 등에 영향을 받아 균일한 밀도를 갖는 물체도 다르다^{[3][4][5][6][7]}.

대부분의 경부 CT는 병변의 조직학적 진단뿐만 아니라 주위로의 병변의 침윤여부, 수술 또는 치료 계획에 영향을 줄 수 있는 구조물의 침범 유무, 림프절 전이 여부의 확인 등 정확한 병기결정이 검사의 중요한 목적이 된다. 그러므로 대부분의 경부 CT검사에서 목 부위에 있는 림프절의 크기나 전이 여부 등을 관찰하기 위해 직접적인 검사 부위와는 다소 연관이 멀지만 검사 부위를 흉골 절흔(st있는 al notch) 까지 포함시키고 있다.

경부 CT영상 인공물의 물리적 요인은 X-선속의 선속경화현상이나 부분 체적효과에 의한 인공물, 장치의 하드웨어적인 기능 이상, 영상처리 과정에서 발생하는 인공물이 주된 원인이 되며, 그 외에 환자나 검사과정에서 기인되어 발생할 수 있다. 이러한 인공물들은 영상화 과정의 데이터와 최종적인 산출된 영상에 불균등을 초래하여 진단의 정확도와 능률을 저하시키는 요인으로 작용한다^[8].

CT장비에서는 소프트웨어적인 option을 적용하거나 X-선관 초점 부근에서의 pre-filtering을 하여 줄이고 있으나 인공물을 감소시키기에는 만족할 만한 수준은 아니다. 그러므로 CT장비 사용자의 입장에서 이를 줄이기 위해서는 높은 조직밀도가 많은 부위의 검사시 관전압(kVp)를 올리고 관전류(mAs)를 낮추거나, 단면 두께를 얇게 설정한다. 그 외 겐트리 각도나 환자 positioning을 조절하여 뼈와 같은 조직밀도가 높은 부위를 피해 스캔함으로써 인공물의 발생을 피하도록 한다^[9].

이에 본 연구에서는 경부 CT검사 시 기존에 많은 연구주제였던 하드웨어적인 방법이 아닌 환자의 자세 변화와 영상재구성 프로그램인 소프트웨어 적인 방법에 변화를 주었으며, CT스캔을 통해 얻은 각각의 영상 데이터를 비교 분석 평가하여 선속경화인공물의 감소 방안을 연구하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 연구대상

경부 CT검사를 위해 내원한 환자 30명(2010년7월1일 ~ 2010년 12월31일까지 내원한 환자)을 대상으로 하였으며, 환자 및 주치의에게 동의를 얻어 영상 데이터를 활용하였다. 남성 환자를 대상으로 하였으며 환자의 가슴둘레 와 목 부위 사이즈의 오차를 줄이기 위하여 줄자를 이용하여 검사 전 사이즈를 측정하였고, 오차범위한계 내에서 대상 환자를 선택하여 검사하였다.

2. 검사 방법

본 연구를 위해 사용한 장비는 Somatom Sensation 16(Siemens, Enlarge, Germany)을 이용하였고, 영상데이터 획득 시 이용된 파라미터는 0.75mm 콜리메이터, 5mm의 절편두께, 0.75의 pitch로 설정하였다. 120kVp와 유효선량인 effective mAs는 150으로 설정하였고 dose modulation 소프트웨어인 CARE Dose 4D를 채택하였다. 조영제(350mg iodine/ml)는 초당 2.7ml, 총 90ml를 주입하였고 40sec 지연영상을 획득하였다. 스캔 범위는 경부 CT검사 시 일반적으로 포함되는 부위로부터 대동맥궁의 상부까지로 동일한 영상범위(FOV)를 적용하여 스캔 하였다. 영상 데이터 자료의 노이즈 값을 측정하기 위해 이용한 workstation은 AW 4.4 version(GE, USA)을 이용하였다. 모든 통계학적 분석은 software(SPSS판 11.0)로 사용하였다.

2.1 자세변화에 따른 Noise 분석

환자 자세 즉, 견관절의 방향과 위치에 따른 영상평가이며 그 자세로는 양쪽 팔을 편안하게 위치시킨 바로 누운 자세(group N, (a)), 왼쪽 팔을 거상 시킨 자세(group S (b)) 그리고 양손을 외 선위(eversion)시켜 최대한 아래로 내리는 자세(group P (c))로 견관절의 방향을 변화를 주어 스캔을 시행하였으며(그림 1), 경부 영상의 CT noise를 비교하기 위해 group N으로 시행한 영상과 본 연구에서 적용한 group S 그리고 group P의 영상을 이용하였다.

획득된 데이터는 AW 4.4 version(GE, USA)을 이용하여 노이즈 값을 측정하였으며 측정부위는 목적부위 중 선속경화인공물이 가장 많이 발생하는 어깨의 쇄골 상 피하지방조직(supraclavicular fatty tissue)으로 정하

였고 그 부위에서 직경 1cm²의 관심영역을 설정하여 정확성을 위해 10회씩 측정한 후 평균치를 기록하였다 (그림 2).



그림 1. 검사자의 자세

- (a)양쪽 팔을 편안하게 위치시킨 바로 누운 자세,
- (b)왼쪽 팔을 거상 시킨 자세,
- (c)양손을 외 선위(eversion)시켜 최대한 아래로 내리는 자세



그림 2. CT영상의 노이즈 값 측정

2.2 자세변화에 따른 영상평가

임상경력 10년차 이상 된 경부 판독 전문의 2명에게 가장 최근에 시행된 group N의 영상과 group S와 group P를 적용한 영상을 비교하여 Unacceptable(1점), Suboptimal(2점), Adequate(3점), Good(4점), Excellent

diagnostic quality(5점)의 5단계로 CT영상의 질을 평가하였다. window width와 window level은 450/40으로 고정하였으며 평가항목은 CT영상의 일반적 항목으로 인공물의 유무, 해상도 및 대조도, 조영증강의 적정성으로 하였다.

2.3 Kernel 값 변화에 따른 Noise 분석

Raw data를 이용하여 영상 재구성 방법을 적용하여 스캔 데이터에 Kernel 값을 변화를 주어 재구성하였다. Kernel 값은 B10(very smooth), B20(smooth), B30(medium

smooth), B40(medium), B50(medium sharp), B60(sharp), B70(very sharp)로 재구성 하였으며 재구성 영상 데이터를 이용하여 위와 동일한 부위에 관심영역을 설정하여 10회씩 노이즈 값을 측정한 후 평균치를 기록하였다(그림 3).

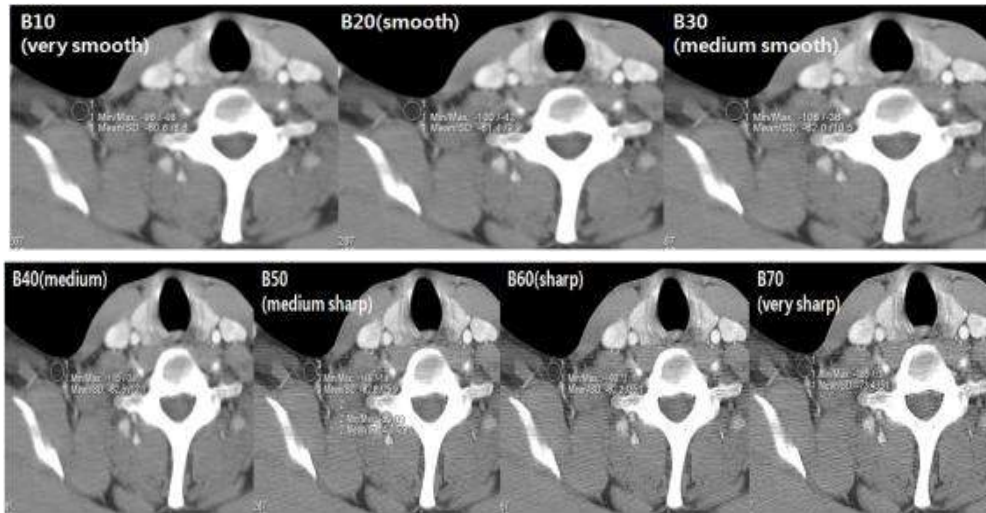


그림 3. Kernel 값 변화에 따른 CT영상의 노이즈 값 측정

2.4 Kernel 값 변화에 따른 영상평가

Kernel 값을 변화시킨 영상 데이터를 이용하여 임상 경력10년차 이상의 경력의 경부 판독 전문의 2명에게 의뢰하여 가장 판독하기에 적절한 Kernel 값을 갖는

영상을 찾기 위하여 경부CT 영상의 관심영역부위가 가장 정밀하게 관찰되는 영상 데이터를 다음과 같이 5점 척도로 평가하여 점수화 하였다(그림4). Unacceptable(1점), Suboptimal(2점), Adequate(3점), Good(4점), Excellent diagnostic quality(5점).

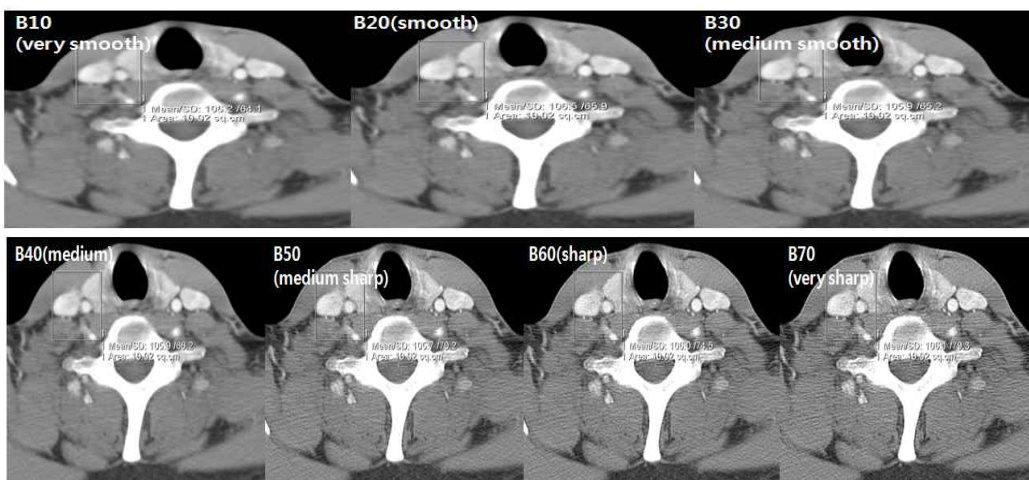


그림 4. Kernel 값 변화에 따른 영상평가된 CT영상의 노이즈 값 측정

III .결과

1. 자세변화에 따른 Noise 분석

경부 영상의 CT noise를 측정하기 위해 group N, group S, group P로 자세로 변화시켜 시행한 경부 CT 영상을 group N을 기준으로 쇄골 상 피하지방조직 (supraclavicular fatty tissue)의 CT noise 평균값을 비교 측정한 결과 group N, S, P에서 각각 20.8HU, 15.7HU, 16.7HU로 측정되었으며 $p=0.005(p<0.05)$ 로 통계적으로 유의한 차이가 있었다. [표 1]

[표 1] 검사자세 변화에 따른 쇄골상 피하지방조직(관심영역)의 CT 노이즈 측정 (unit: HU)

	N	S	P	p-value
Supraclavicular fatty tissue	20.8	15.7	16.7	0.005

2. 자세변화에 따른 영상평가

group N, group S, group P로 자세로 변화시켜 경부 CT를 시행하여 획득한 영상을 group N의 영상과 group S와 group P를 적용한 영상을 비교하여 인공물, 해상도 및 대조도, 조영증강의 적정성을 기준으로 5점 척도로 영상평가를 시행하여 결과를 Kruskal-Wallis test를 이용하여 검정한 결과 관찰자 A의 경우 group N은 $p=0.023$ 으로 Good이 평균 순위 5.00로 가장 많았고, group S는 $p=0.023$ 이며 Adequate가 평균 순위 5.00, group P는 $p=0.023$ 으로 Excellent가 평균 순위 5.00으로 가장 많았다. 또한, group N, S, P모두 $P=0.023(p<0.05)$ 로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다. 또한, 관찰자 B의 경우는 group N은 $p=0.042$ 로 Adequate가 평균 순위 5.00로 가장 많았고, group S는 $p=0.042$ 이며 Suboptimal이 평균 순위 5.00, group P는 $p=0.042$ 로 Excellent가 평균 순위 5.00으로 가장 많았다. group N, S, P모두 $P=0.042(p<0.05)$ 로 통계적으로 유의한 차이가 있었다.[표 2]

[표 2] 검사자세 변화에 따른 영상평가

		Unaccepta ble	Subopti mal	Adequate	Good	Excellen t
A	Group N	0	0	7	16	7
	Group S	0	13	14	3	0
	Group P	0	0	0	12	18
B	Group N	0	0	17	12	1
	Group S	0	15	12	3	0
	Group P	0	2	3	10	15

3. Kernel 값 변화에 따른 노이즈 분석

Raw data를 이용하여 Kernel 값을 B10(very smooth), B20(smooth), B30(medium smooth), B40(medium), B50(medium sharp), B60(sharp), B70(very sharp)로 재구성 하영 데이터의 노이즈 값을 측정하여 분석한 결과 $p=0.002(p<0.05)$ 로 통계적으로 유의한 차이가 있었다. [표 3]

[표 3] Kernel 값 변화에 따른 쇄골 상 피하지방조직(관심영역)의 CT 노이즈 측정 (unit: HU)

	B10	B20	B30	B40	B50	B60	B70	p-value
Noise	8.8	9.9	10.5	12.1	25.9	35.1	51.1	0.002

4. Kernel 값 변화에 따른 영상평가

Kernel값을 변화시킨 영상 데이터를 이용하여 가장 관독하기에 적절한Kernel값을 갖는 영상을 찾기 위하여 5점 척도로 평가하여 결과를 Kruskal-Wallis test를 이용하여 검정한 결과 관찰자 A의 경우 B10은 $p=0.035$ 로 Suboptimal이 평균 순위 5.00로 가장 많았고, B20도 $p=0.035$ 이며 Suboptimal이 평균 순위 5.00, B30은 $p=0.035$ 이고 Adequate, Good이 평균 순위 4.50로 동일 하였고, B40의 경우 $p=0.035$ 이며 Excellent가 평균 순위 5.00, B50도 $p=0.035$ 로 Excellent가 평균 순위 5.00로 가장 많았다. B60은 $p=0.035$ 이며 Unacceptable이 평균 순위 5.00, B70역시 $p=0.035$ 이며 Unacceptable이 평균 순위

위 5.00으로 분석되었으며 $p=0.035(p<0.05)$ 로 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다. 또한 관찰자B의 경우 B10은 $p=0.026$ 로 Suboptimal이 평균 순위 5.00로 가장 많았고, B20도 $p=0.026$ 이며 Adequate가 평균 순위 5.00, B30은 $p=0.026$ 이고 Good이 평균 순위 5.00, B40의 경우 $p=0.026$ 이며 Excellent가 평균 순위 5.00, B50도 $p=0.026$ 로 Excellent가 평균 순위 5.00로 가장 많았다. B60은 $p=0.026$ 이며 Unacceptable이 평균 순위 5.00, B70 역시 $p=0.026$ 이며 Unacceptable이 평균 순위 5.00으로 분석되었으며 $p=0.026(p<0.05)$ 로 통계적으로 유의한 차이가 있었다.[표 4]

[표 4] Kernel 값 변화에 따른 영상평가

		Unacceptable	Suboptimal	Adequate	Good	Excellent
B10	A	15	17	5	3	0
	B	13	14	7	5	1
B20	A	5	15	10	6	4
	B	10	8	12	7	3
B30	A	3	7	8	8	4
	B	7	8	8	10	7
B40	A	0	0	1	4	25
	B	0	0	0	6	24
B50	A	0	1	4	5	20
	B	0	0	2	6	22
B60	A	14	11	10	5	0
	B	16	4	6	4	0
B70	A	20	8	2	0	0
	B	25	3	1	1	0

IV. 고찰 및 결론

CT에서 영상의 질이란 인체의 미세구조를 얼마나 명료하고 정확한 구조의 영상으로 시각화 할 수 있느냐에 따라 좌우된다. 이를 결정하는 중요한 요소로는 공간분해능(spatial resolution)과 대조도분해능(contrast resolution)이 있으며 영향을 미치는 인자들은 X-선속의 특성, 선량, 피사체에 대한 투과율, 슬라이스 두께, 산란선, scan geometry(normal, half, over scan) 또는 아날로그/디지털 변환효율, 픽셀크기, 재구성 알고리즘과 display resolution 등이 있다. 실제 CT검사 시 물체의 고유한 투과율은 거의 일정하므로 스캔 파라메타나 슬

라이스 두께 등을 고정시켰을 경우 영상의 질을 개선하기 위한 일반적인 방법으로는 선량을 증가시키거나 픽셀의 크기를 작게 해야 하는 것이다^[10].

높은 선량을 요구하는 다른 요인은 더 높은 공간해상능인데, 이는 더 얇은 층을 사용하도록 유도하고, 이것은 다시 잡음을 낮게 유지하기 위해 더욱 높은 X-선빔 강도를 요구하게 된다. 그러기 위한 고화질의 영상을 재현하기 위해 영상의 질적인 요소로 작용하는 관전압은 X-선속의 에너지 레벨을 반영한다. 대부분의 CT장비에서는 120kVp 이상의 고관전압이 사용되는데 이는 피사체에 대한 투과력을 증가시켜 검출기의 반응을 최대화시켜 잡음을 최소화시키고 연부조직에 대한 뼈의 대조도를 감소시키고 피사체 내의 심한 감약 차이로 인해 발생하는 선속경화현상에 대한 artifact의 발생을 억제하고, 연부조직내의 근소한 감약계수 차이를 감지하기 위함이다^[11]. 선속경화에 의한 artifact란 CT감약 값의 측정과정에서 오류에 의해 발생하는 물리적인 요인의 artifact라 하였다. 즉, 다색 방사선이 흡수체를 통과 시 흡수체에 의해 저에너지 X-선이 흡수되어 평균에너지가 증가하며 이로 인해 선감약계수가 변화되어, 조영제나 뼈 부위의 고밀도 부분에서 broad streaks로 나타나거나 영상의 중앙부가 어둡고 주변부가 밝게 나타나는 cupping 현상과 저농도 부위가 희미하게 나타나는 현상을 일컫는 말이다^[12]. CT에서 피사체를 투과하여 나온 X-ray선속의 선 감약계수는 물질의 밀도, 원자번호, 광자 에너지에 의존하게 된다.[13]

실험 결과에 의하면 경부CT 검사 시 노이즈 값은 왼쪽 팔을 거상시키는 자세(group S)에서 가장 낮은 값을 보였으나 영상의 질적인 측면에서는 경부 하방의 노이즈가 적어 개선효과를 보였지만 갑상선 위쪽 부위에서는 팔로 인한 인공물이 발생하여 질적 저하가 있었지만 판독에는 큰 문제가 없었다. 어깨의 두께가 넓은 환자와 경부 하방의 중격 내 질환 감별에 선택 적용 시에는 큰 효과가 있을 것으로 기대된다.

재구성 방법을 이용한 Kernel 값의 변화에 따른 영상평가는 B40(medium), B50(medium sharp)에서 가장 적절한 영상으로 평가되어 경부CT의 질환유무를 판단하기에는 B40(medium)~B50(medium sharp)사이의 Kernel 값으로 재구성 하면 가장 유용할 것으로 분석 되었으며, Kernel 값 낮을 경우 노이즈 값은 감소하지만, 해상

력이 저하되는 영상과 동일한 영상으로 관찰되었으며 또한, Kernel 값이 높으면 노이즈 값이 증가하며 Primak^[14] 등의 보고와 일치하였다.

이러한 결과 group P자세 즉, 양손을 외 선위 (eversion)시켜 최대한 아래로 내리는 자세와 Kernel 값을 B40또는 B50으로 Raw data를 재구성 할 경우 노이즈 값의 감소 효과와 선속경화인공물(Beam Hardening Artifact)이 가장 적으며 제 6번 7번 경추 및 추간판 등의 질환 및 그밖에 해부학적 구조를 정확히 구분하기에 가장 적절한 자세와 Kernel 값으로 분석되어 임상 적용 시 매우 유용할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] 김문찬, 최신 CT영상기술학 이론 QC편, 청구문화사, PP.366-399, 2007
- [2] 고인호, 김경근, 김동윤 등. (Textbook of Computed Tomography. 청구문화사, PP.14- 16, 2007
- [3] Kemerink GJ, Lamers RJS, Thelissen GRP, et al. "Scanner conformity in CT densitometry of the lungs", Radiology. Vol.197, PP.749-752, 1995
- [4] Levi C, Gray JE, McCullough EC, et al, "The unreliability of CT number as absolute values", AJR Am J Roentgenol, Vol.139, PP.443-447, 1982
- [5] Zerhounti EA, Spivey JF, Morgan RH, et al. "Factors influencing quantitative CT measurements of solitary pulmonary nodules", Invest Radiol, Vol.16, PP.337-341, 1981
- [6] McCullough CH, Kaufman RB, Cameron BM, et al. "Electron Beam CT : Use of a calibration phantom to reduce variability in calcium quantitation", Radiology, Vol.196, PP.159-165, 1995
- [7] Cann CE "Low dose scanning for quantitative spinal mineral analysis", Radiology, Vol.140, PP.813-815, 1981
- [8] 김문찬, 최신 CT영상기술학 이론 QC편, 청구문화사, PP.366-348, 2007
- [9] 김문찬, 최신 CT영상기술학 이론 QC편, 청구문화사, PP.374-388, 2007
- [10] 김문찬,(최신 CT영상기술학 이론 QC편, 청구문화사, PP.333-336, 2007
- [11] Huda W, Atherton JV, Ware DE, Cumming WA, "An approach for the estimation of effective dose at CT in pediatric patients", Radiology, Vol.203, PP.417-422, 1997
- [12] 김문찬, 최신 CT영상기술학 이론 QC편, 청구문화사, PP.388-398, 2007
- [13] Ogden K, Huda W, Scalzetti EM, Roskopf ML "Patient size and x-ray transmission in body CT", Health Phys, Vol.86, PP.397-405, 2004
- [14] Primak AN, McCullough CH, Bruesewitz MR, et al. "Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT", Radiographics, Vol.26, PP.1785-1794, 2006