

Brain CT에서 발생하는 선속경화현상 감소방안에 관한 연구

김현주*

¹순천향대학교 부천병원 영상의학과

A study of beam hardening effect reduction occur in brain CT

Hyeon-ju Kim¹*

¹Department of Radiology, Soonchunhyang University Bucheon Hospital

요약 본 연구는 Brain CT검사 시 영상에서 발생하는 선속경화현상의 원인과 감소방법을 알아보기 위하여 선속경화현상에 영향을 미치는 관전압, 관전류, 단면두께, 갱트리 각도, 기준선에 변화를 주었다. 사용한 장비로는 Somatom Sensation 16장비로 Bone opaque head phantom을 이용 영상영향인자에 변화를 주어 스캔하였고 획득한 영상 데이터를 이용하여, CT값 분석을 이용한 정량적 분석과 CT영상평가표를 이용한 정성적 평가를 시행하였다. 정량적 분석결과 관전압은 140kVp일때 31.56±2.89HU로 측정되었고, 관전류의 경우 150mA에서 -3.87±0.12HU, 절편두께는 3mm에서 2.29±0.78HU로 측정되었으며 갱트리 각도에서 IOML이 13.31±1.03HU로 선속경화현상이 가장 적었다. 정성적 분석결과 대부분의 평가자들이 140kVp, 150mA, 3mm, IOML 또는 OML에서 스캔한 영상을 선속경화현상이 적게 발생한 영상으로 평가하였으며 모든 조건에서 변화 인자와 비교 시 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P<0.05) 따라서, 임상적용 시 허용선량한도 범위 내에서 관전압은 높여 주고 관전류는 영상 화질 저하에 영향을 미치지 않는 범위 내에서 낮게 설정하며, 절편두께는 해상도 저하를 고려하여 얇은 절편두께를 사용하고, 갱트리 각도는 IOML 또는 OML을 이용한다면 선속경화현상에 의해 발생되어지는 인공물을 최소화시켜 영상 판독자와 환자에게 보다 정확한 양질의 영상을 제공할 수 있을 것으로 사료된다.

Abstract This study aim is occur in brain CT cause of beam hardening effect and reducing method, We will scan Bone opaque bead phantom on variation of image on the influence factor with equipment called 'Samatom Senation 16' with following listed herein : tube voltage, tube current, slice thickness, gantry angle, base line which affect beam-hardening effect. After that we are going to start Quantitative Analysis resulted in previous scanning and Qualitative Assessment with CT image sheet evaluation. result of quantitative analysis 140kVp 31.56±2.89HU on tube voltage, 150mA -3.87±0.12HU on tube current, 3mm on slice thickness, and 13.31±1.03HU IOML on gantry angle which was the least beam-hardening effect. Like Qualitative Analysis, we went through Qualitative Assessment and most of valuers got a result of 140kVp on tube voltage, 150mA on tube current, 3mm on slice thickness. As before valuers evaluated gantry angle that scanned image from IOML or OML was the least beam-hardening effect occurred. There are meaningful differences when we compare all theses factors statistically(P<0.05). therefore We consider that Minimizing artifact that caused by beam-hardening effect can provide better quality of image to deciphers and patients. if we rise tube voltage in permissible dose limit, set tube current in a limit that does not effect to image quality, use slice thickness too thin enough to harm resolution, use IOML or OML on gantry angle.

Keywords : Beam hardening effect, Gantry angle, kVp, mA, Slice thickness

1. 서론

(Computed Tomography)은 방사선영상진단 분야에서 인체 장기의 해부학적 구조를 정확하게 묘출할 수 있음은 물론 장기의 기능이나 상태를 영상화하여 진단목적에

1967년 Hounsfield에 의하여 개발된 컴퓨터단층촬영

*Corresponding Author : Hyeon-Ju Kim (Soonchunhyang Univ. Bucheon Hospital)

Tel: +82-10-3458-5029 email: gidoong75@naver.com

Received August 31, 2015

Revised October 19, 2015

Accepted December 4, 2015

Published December 31, 2015

따라 다양한 방법으로 고화질의 영상을 나타낼 수 있어 많이 사용되고 있다[1]. 필름상의 모든 구조물들을 겹쳐 놓은 듯 투영된 평면상(중첩현상)으로 표현되기 때문에 미세한 농도의 차이를 보이는 세부 구조물들의 구별이 어렵거나 식별이 불가능하며 일반 X-ray 촬영법에서 디지털촬영시스템이 필름,증감지 시스템보다 더 많은 노출선량으로 환자가 받는 피폭선량이 많다고 한다[2]. 반면 컴퓨터단층촬영 장치에서는 X선관이 피사체를 중심으로 일정한 궤도로 회전하고 반대측에 위치한 검출기가 신호를 받아서 영상화하기 때문에 일반 X-ray 촬영법의 중첩현상과 질적 한계의 문제점을 해결할 수 있었다[3]. 그러나 이러한 컴퓨터단층촬영도 영상적인 측면에서 단점이 전혀 없는 것은 아니다. 현재 CT 등 X선을 이용하는 모든 영상에서는 다색방사선(polychromatic beam)을 이용하고 있으며 다색방사선이 피사체를 통과할 때 피사체가 낮은 광자 에너지를 흡수하여 여과역할을 하여 결과적으로 투과된 선속의 평균에너지는 증가되는 현상을 선속경화현상이라고 정의하며[4] 이로 인해 특정 구조물의 CT Number의 변화를 초래하게 되는데 이 결과 선속경화현상에 의한 인공물이 발생하여 영상에서는 broad dark bands 또는 줄무늬형태로 나타나 영상의 화질을 저하시켜 정확한 판독을 어렵게 하는 원인을 제공하고 있다. 특히, 선속경화현상이 가장 많이 발생하는 해부학적 구조는 뼈와 연부조직이 인접한 부위이며 예로 두부에서 가장 많이 발생한다. 또한 두부의 경우 검사건수가 가장 많으며 이로 인해 피폭선량 또한 가장 많이 증가하는 추세이며 특히, 머리부 방사선 촬영검사 시 환자가 받는 선량은 흉부 방사선검사 시보다 10배 이상으로 측정된다고 보고되었다[5]. 국제방사선방어위원회(ICRP)의 ALARA(As Low As Reasonably Achievable) 원칙에 따라 환자와 검사자에 대한 방사선방어가 반드시 이루어져야 한다. 의료방사선에 의한 피폭은 인위적인 방사선 피폭 중 가장 큰 비중을 차지하고 있으며[6]. 이에 따라 방사선에 의한 환자의 피폭감소를 위한 연구[9][10]가 필요하다고 한다. CT영상에서 영상의 질이란 궁극적으로 인체의 미세한 구조를 얼마나 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 좌우되며 이러한 CT영상의 질에 영향을 미치는 요소들로는 CT값의 정확도, 노이즈, 공간분해능과 대조도 분해능, 인공물(Artifact), 선량 그리고 장치의 정확성이라고 할 수 있다[11]. 이와 같은 요소들 중 인공물은 검사 목적과는 관계없이 발생

되는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT영상의 구성을 교란하거나 방해하여 영상의 질을 저하시키고 미세부분의 관찰능력을 감소시키는 장애 음영이라고 정의되어 있으며[12]. 영상 내에 보여 지는 진단의 정확도를 저하시키는 요소로 전산화단층촬영검사 시 항상 고려되어야 하고 그 발생 원인의 규명을 통해 이를 예방하는 것이 필요하다. 이에 연구자들은 영상을 왜곡시키는 선속경화현상을 감소시키는 방법을 알아보았다. 그 결과 CT장비에서는 소프트웨어적인 option을 적용하거나 X-선관 초점 부근에서의 pre-filtering을 하여 줄이고 있으나 인공물을 감소시키기에는 만족할 만큼 감소시키지 못한다고 한다[13]. 또한 임상에서는 CT장비 사용자의 입장에서 이를 줄이기 위해서는 높은 조직밀도가 많은 부위의 검사 시 관전압(kVp)을 올리고 관전류(mAs)를 낮추거나, 단면두께를 얇게 설정 그리고 갠트리 각도나 환자 positioning을 조절하여 뼈와 같은 조직밀도가 높은 부위를 피해 스캔함으로써 인공물의 발생을 피하도록 하고 있다고 한다[14]. 본 연구는 이러한 이론을 바탕으로 임상영상에서 두 개 저부 영상화질을 저하시켜 질화판독에 영향을 미치는 원인을 파악하고 한계가 있는 소프트웨어방법과 더불어 효과적인 방법을 알아보고자 하였으며 이에 head 팬텀을 이용하여 선속경화현상이 가장 많이 발생한 부위를 선정하고 실험을 통해 가장 효과적으로 선속경화현상을 감소시킬 수 있는 스캔 파라미터를 알아보려고 하였다.

2. 연구방법

2.1 연구대상 및 방법

본 연구를 위해 사용한 장비는 Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany)이며 실험을 위해 인체와 유사한 성분으로 구성된 Bone opaque head phantom (Supertech, Inc. USA. RS-109)을 이용하였다. 실험을 위해 적용한 CT스캔 파라미터는 0.75mm Collimator, 0.75 Pitch, Kernel은 H40s medium, 기본 관전압, 관전류는 일반적인 Brain CT 스캔 시 적용하는 120kVp, 250mA로 설정하고, 실험 방법에 따라 관전압과 관전류는 변화를 주어 스캔하였다. 실험은 관전압(kVp), 관전류(mAs), 단면두께(Slice thickness), 갠트리 각도(Gantry angle)에 변화를 주어 스캔하였고 스캔하여

획득한 자료는 영상저장 및 전송체계PACS(Picture Archiving Communication System, DEIT Version 14.3.27; KOR)와 3D 프로그램인 Advantage workstation (Version 4.6, GE, USA)에 전송하였다. 평가방법은 정량적 평가와 정성적 평가를 하였다. 정량적 평가는 CT값과 노이즈값을 각 실험 항목 당 30회씩 측정하여 평균값을 기록하였고, 정성적 평가는 두개부 임상영상평가표의 항목 중 실험에 적용 가능한 항목을 적용하여 평가표를 만들어 영상의학과 두부 판독의 3명, CT전문 방사선사 2명, 총 5명의 평가자가 평가하였다. 모든 통계학적 분석 방법은 통계 소프트웨어(SPSS 18.0 for Windows: SPSS, Chicago, IL)를 이용하였다.

2.2 관전압 변화에 따른 선속경화현상

관전압 변화 시 선속경화현상에 의한 인공물의 발생 정도를 알아보기 위하여 관전압 120kVp를 기준으로 ± 20 kVp씩 변화를 주고, 관전류는 250mA로 고정한 상태에서 스캔하였다. 스캔 후 획득된 데이터를 이용하여 선속경화현상이 발생한 양쪽 추체부(both petrous ridge)와 전두골(frontal bone) 앞 쪽 부분에 약 1cm의 ROI(Region of interesting)를 그려 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 하였고 영상분석 평가표를 기준으로 정성적 평가를 시행하였다 Fig. 1.

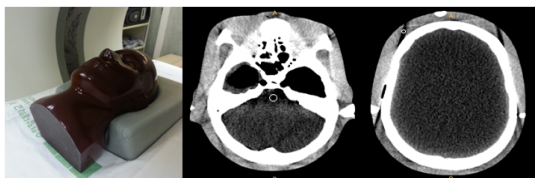


Fig. 1. Image of phantom scanned according to kVp variance

2.3 관전류 변화에 따른 선속경화현상

관전류 변화 시 선속경화현상에 의한 인공물의 발생 정도를 알아보기 위하여 관전압은 120kVp로 고정한 상태에서 250mA를 기준으로 ± 100 mA씩 변화를 주고 스캔 후 획득된 데이터를 이용하여 선속경화현상이 발생한 양쪽 추체부(both petrous ridge)와 전두골(frontal bone) 앞 쪽 부분에 약 1cm의 ROI(Region of interesting)를 그려 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 하였고 영상분석 평가표를 기준으로 정성적 평가를 시행하였다 Fig. 2.



Fig. 2. Image of phantom scanned according to mA variance

2.4 단면두께 변화에 따른 선속경화현상

단면두께 변화 시 선속경화현상에 의한 인공물의 발생 정도를 알아보기 위하여 임상에서 일반적으로 적용하는 관전압 120kVp와 250mA조건으로 고정하고 단면두께를 현재 임상에서 적용하는 5mm의 단면두께를 기준으로 ± 2 mm씩 변화를 주고 스캔 후 양쪽 추체부(both petrous ridge)와 전두골(frontal bone) 앞 쪽 부분에 약 1cm의 ROI(Region of interesting)를 그려 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 하였고 영상분석 평가표를 기준으로 정성적 평가를 시행하였다 Fig. 3.

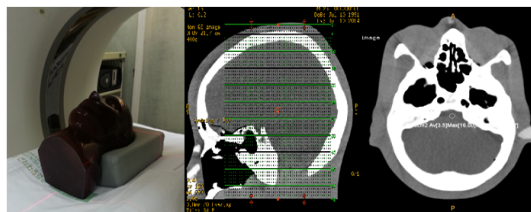


Fig. 3. Image of reformation according to slice thickness variance

2.5 갱트리 각도 변화에 따른 선속경화현상

갱트리 각도 변화 시 선속경화현상에 의한 인공물의 발생 정도를 알아보기 위하여 관전압 120kVp와 관전류 250mA조건으로 고정 후 갱트리 각도를 안와이공선(Orbitomeatal line)과 안와하이공선(Infraorbitomeatal line) 그리고 미간이공선(Glabellomeatal line)으로 변화를 주어 스캔 후 양쪽 추체부(both petrous ridge)와 전두골(frontal bone) 앞 쪽 부분에 약 1cm의 ROI(Region of interesting)를 그려 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 하였고 영상분석 평가표를 기준으로 정성적 평가를 시행하였다 Fig. 4.

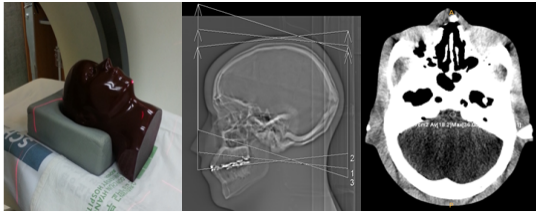


Fig. 4. Image of phantom scanned according to variance of gantry angle

3. 연구결과

3.1 관전압 변화에 따른 선속경화현상

관전압을 20kVp씩 변화를 주어 스캔 후 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 시행한 결과 양쪽 추체부 사이에서 측정된 평균 CT값은 100kVp에서 $-11.25 \pm 1.37\text{HU}$, 120kVp는 $-4.42 \pm 0.71\text{HU}$, 140kVp는 $-2.1 \pm 0.35\text{HU}$ 로 측정되었으며 전두골 앞 쪽에서 측정된 평균 CT값은 100kVp에서 $8.75 \pm 0.21\text{HU}$, 120kVp는 $25.53 \pm 2.17\text{HU}$, 140kVp는 $31.56 \pm 2.89\text{HU}$ 로 측정되었다. 측정결과를 적용하여 통계 분석한 결과 관전압 변화에 따른 CT값은 유의한 차이가 있는 것으로 분석되어 ($P < 0.05$) 관전압의 변화는 선속경화현상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 또한 스캔영상을 영상 평가표를 이용하여 정성적인 평가를 시행한 결과 140kVp영상만 평가자 D를 제외하고 모든 평가자들이 10점으로 평가하였다(Fig. 5)(Table 1) Table 2.

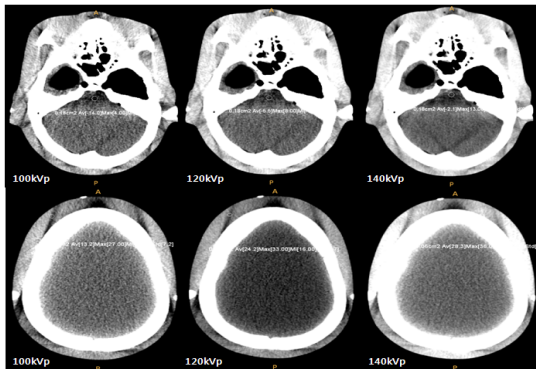


Fig. 5. Image of measurement of CT value according to kVp variance

Table 1. Quantitative Analysis of CT value according to kVp variance

	kVp	Average of CT value (HU)	p
Ridge between the petrous	100	-11.25 ± 1.37	0.00
	120	-4.42 ± 0.71	
	140	-2.1 ± 0.35	
Front of the frontal bone	100	8.75 ± 0.21	0.00
	120	25.53 ± 2.17	
	140	31.56 ± 2.89	

Table 2. Qualitative Analysis particles of phantom scanned image

Reviewer and kVp	Category and Standard	Evaluation criteria				Total score
		A symmetrical right and image 3 point	Degree of Beam-hardening effect			
			Not at all 5 point	A little 3 point	A lot 0 point	
A	100	3	0	1	4	
	120	3	3	2	8	
	140	3	5	2	10	
B	100	3	0	2	5	
	120	3	3	2	8	
	140	3	5	2	10	
C	100	3	0	0	3	
	120	3	3	2	8	
	140	3	5	2	10	
D	100	3	0	0	3	
	120	3	3	1	7	
	140	3	3	2	8	
E	100	3	3	0	6	
	120	3	5	1	9	
	140	3	5	2	10	

3.2 관전류 변화에 따른 선속경화현상

관전류를 100mA씩 변화를 주어 스캔 후 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 시행한 결과 양쪽 추체부 사이에서 측정된 평균 CT값은 150mA에서 $-3.87 \pm 0.12\text{HU}$, 250mA는 $-5.04 \pm 0.31\text{HU}$, 350mA는 $-5.71 \pm 0.18\text{HU}$ 로 측정되었으며 전두골 앞 쪽에서 측정된 평균 CT값은 150mA에서 $23.82 \pm 1.32\text{HU}$, 250mA는 $22.52 \pm 3.06\text{HU}$, 350mA는 $20.92 \pm 2.56\text{HU}$ 로 측정되었다. 측정결과를 적용하여 통계 분석한 결과 관전류 변화에 따른 CT값은 유의한 차이가 있는 것으로 분석되어 ($P < 0.05$) 관전류의 변화는 선속경화현상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 또한 스캔영상을 영상 평가표를 이용하여 정성적인 평가를 시행한 결과 150mA영상에서 모든 평가자들이 6점, 8점, 10점 등 가장 높은 점수로 평가하였다 Fig. 6, Table 3, Table 4.

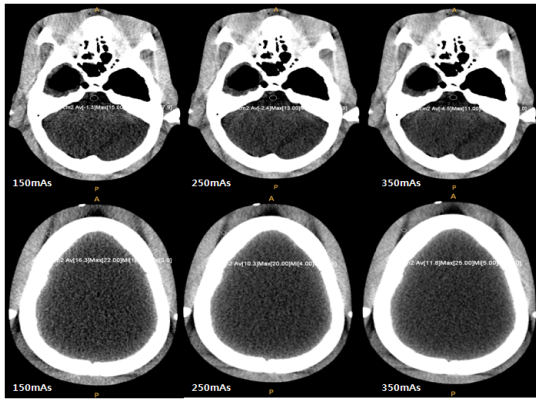


Fig. 6. Image of measurement of CT value according to mA variance

Table 3. Quantitative Analysis of CT value according to mA variance

	kVp	Average of CT value (HU)	p
Ridge between the petrous	150	-3.87±0.12	0.043
	250	-5.04±0.31	
	350	-5.71±0.18	
Front of the frontal bone	150	23.82±1.32	0.012
	250	22.52±3.06	
	350	20.92±2.56	

Table 4. Qualitative Analysis particles of phantom scanned image

Reviewer and mA	Category and Standard	Evaluation criteria				
		A symmetrical right and image 3 point	Degree of Beam-hardening effect			N Total
			Not at all 5 point	A little 3 point	A lot 0 point	
A	150	3	5	2	10	
	250	3	3	1	7	
	350	3	0	0	3	
B	150	3	5	2	10	
	250	3	3	1	7	
	350	3	0	0	3	
C	150	3	5	0	8	
	250	3	3	2	8	
	350	3	0	2	5	
D	150	3	3	0	6	
	250	3	0	1	4	
	350	3	0	1	4	
E	150	3	5	0	8	
	250	3	3	1	7	
	350	3	0	2	5	

3.3 단면두께 변화에 따른 선속경화현도

절편두께를 5mm의 기준으로 ±2mm씩 변화를 주어 스캔 후 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 시행한 결과 양쪽 추체부 사이에서 측정한 평균 CT값은 3mm에서 2.29±0.78HU, 5mm는 -1.61±0.35HU, 7mm는 -4.04±0.42HU로 측정되었다. 측정결과를 적용하여 통계 분석한 결과 단면두께 변화에 따른 CT값은 유의한 차이가 있는 것으로 분석되어(P<0.05) 단면두께 변화는 선속경화현상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 또한 절편두께 변화에 따른 스캔영상을 영상 평가표를 이용하여 정성적인 평가를 시행한 결과 3mm영상에서 모든 평가자들이 10점으로 평가를 하였다(Fig. 7)(Table 5)(Table 6).

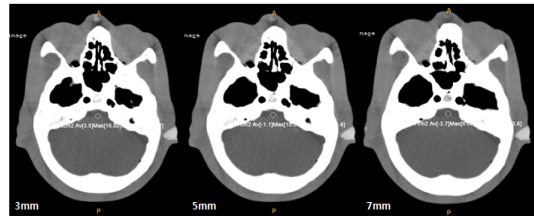


Fig. 7. Image of measurement of CT value according to slice thickness variance

Table 5. Quantitative Analysis of CT value according to Slice thickness

	Slice thickness (mm)	Average of CT value (HU)	p
Ridge between the petrous	3	2.29±0.78	0.000
	5	-1.61±0.35	
	7	-4.04±0.42	

Table 6. Qualitative Analysis particles of phantom scanned image

Reviewer and mm	Category and Standard	Evaluation criteria				
		A symmetrical right and image 3 point	Degree of Beam-hardening effect			N Total
			Not at all 5 point	A little 3 point	A lot 0 point	
A	3mm	3	5	2	10	
	5mm	3	3	2	8	
	7mm	3	0	2	5	
B	3mm	3	5	2	10	
	5mm	3	3	2	8	
	7mm	3	0	2	5	

C	3mm	3	5	2	10
	5mm	3	3	0	6
	7mm	3	0	0	3
D	3mm	3	5	2	10
	5mm	3	3	2	8
	7mm	3	0	0	3
E	3mm	3	5	2	10
	5mm	3	3	2	10
	7mm	3	0	0	3

3.4 갱트리 각도 변화에 따른 선속경화현상

스캔 기준선을 이용하여 CT장치의 갱트리 각도에 변화를 주어 스캔 후 CT값과 노이즈를 측정하여 정량적 평가를 시행한 결과 양쪽 추체부 사이에서 측정된 평균 CT값은 GML(Glabello Meatal Line)에서 $-14.23 \pm 0.53\text{HU}$, OML(OrbitoMeatal Line)은 $-7.61 \pm 0.21\text{HU}$, IOML (InfraOrbitoMeatal Line)은 $13.31 \pm 1.03\text{HU}$ 로 측정되었다. 측정결과를 적용하여 통계 분석한 결과 갱트리 각도 변화에 따른 CT값은 유의한 차이가 있는 것으로 분석되어($P < 0.05$) 갱트리 각도 변화는 선속경화현상에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 또한 절편두께 변화에 따른 스캔영상을 영상 평가표를 이용하여 정성적인 평가를 시행한 결과 IOML의 경우 10점, 9점 등 최고점으로 평가하였고, OML의 경우 1명의 관찰자만 10점으로 최고점으로 평가하였다(Fig. 8) Table 7, Table 8.

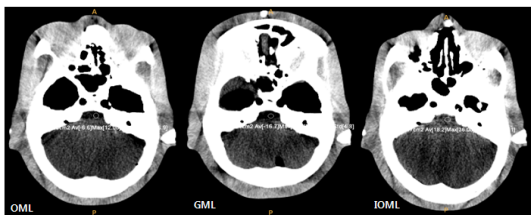


Fig. 8. Image of measurement of CT value according to gantry angle variance

Table 7. Quantitative Analysis of CT value according to gantry angle

	Standard lines (mm)	Average of CT value (HU)	P
Ridge between the petrous	GML	-14.23 ± 0.53	0.000
	OML	-7.61 ± 0.21	
	IOML	13.31 ± 1.03	

Table 8. Qualitative Analysis particles of phantom scanned image

Reviewer and angle	Category and Standard	Evaluation criteria				Total score
		A symmetrical right and image 3 point	Degree of Beam-hardening effect			
			Not at all 5 point	A little 3 point	A lot 0 point	
A	GML	3	3	2	8	
	OML	3	3	0	6	
	IOML	3	5	1	9	
B	GML	3	3	2	8	
	OML	3	3	0	6	
	IOML	3	5	1	9	
C	GML	3	0	2	5	
	OML	3	5	0	8	
	IOML	3	5	2	10	
D	GML	3	0	0	3	
	OML	3	3	1	7	
	IOML	3	5	1	9	
E	GML	3	0	0	3	
	OML	3	5	2	10	
	IOML	3	0	1	4	

4. 고찰

CT를 포함한 X선을 사용하는 모든 장치에서는 선속을 각 광자에너지가 동일한 단색 X선(monochromatic X-ray)으로 가정하여 계산을 행한다. 그러나 실제 X선의 광자에너지는 다색 X선(polychromatic X-ray)의 특성을 가지므로 피사체를 투과하면 에너지가 낮은 광자는 쉽게 흡수되고 높은 에너지의 광자가 많아져 유효에너지가 높아진다. 즉, 피사체를 통과할 때 피사체가 낮은 광자 에너지를 흡수하여 여과(filtering) 역할을 하게 되어 결과적으로 투과된 선속의 평균에너지의 증가의 원인이 되며 이러한 현상을 X선속이 경화되어 발생한 현상이라고 정의하고 있다[13]. CT영상에서 질이란 인체의 미세구조를 얼마나 명료하고 정확한 구조의 영상으로 시각화할 수 있는가에 따라 좌우되며[15] 선속경화현상은 이러한 CT영상이 추구하는 궁극적인 질의 측면에 위배되는 현상으로 작용하여 영상을 왜곡시키는 인공물의 형태로 영상에서 나타난다. 인공물이라 함은 검사목적과 관계없이 발생하는 통계적인 오차로 인해 정확한 CT영상의 구성을 교란하거나 방해하여 영상의 질을 저하시키고 미세부분의 관찰능력을 감소시키는 장애음영이라고 정의하고 있다[16]. 이러한 인공물은 실제 CT영상뿐만 아니라 모든 의료영상에서 영상을 왜곡시키는 현상으로 불가항력

적으로 감소시키기 어려운 경우를 제외하고 모든 인공물은 제거시켜야 한다. 이번 연구를 통하여 우리는 선속경화현상의 원인을 이해하였으며 인공물의 형태로 발생하는 선속경화현상의 영상왜곡정도 역시 실제 팬텀 연구를 통하여 확인할 수 있었다. Nicholas J의 실험에 의하면 petrous ridge와 같은 뼈가 쌍으로 존재하는 부위 사이에서는 선속경화현상을 만들어낸다 이 현상을 최소화 하기 위해 교정이 시행되는데 과거에는 각 ray를 따라 bone과 연부조직의 양을 결정하기 위해서 최초의 재구성된 영상 정보를 이용하여 IBO, BHC 등의 소프트웨어를 적용하였지만 이러한 pre-processing 방법은 선속경화현상을 줄이는데 있어 만족할만한 수준은 아니라고 했다[17]. 우리 실험도 이러한 이론을 바탕으로 선속경화현상을 최대한 감소시킬 수 있는 파라메타를 찾는 것이 목적이었으며 그 결과 skull base를 기준으로 관전압은 20kVp씩 상승할 때 마다 처음 측정값에 2배 이상씩 CT값이 증가하여 관전압 상승은 선속경화현상의 감소 효과와 더불어 출력이 높아져 노이즈가 적게 발생하는 것을 알 수 있었으며, 관전류 역시 이론과 같은 결론인 관전류를 감소시킬 경우 수치상 큰 차이는 없지만 0.67 ~ 1.17HU 정도 증가하여 선속경화현상의 감소효과를 가져왔다. 절편두께의 경우도 절편두께를 임상에서 적용하는 5mm보다 적은 3mm로 설정 후 스캔할 경우 약 4HU 정도 증가하여 절편두께를 얇게 할 경우 선속경화현상의 감소효과가 있는 것으로 측정되었다. 기준선의 경우는 어떤 기준선이 선속경화현상 감소에 효과적이라고 언급이 없었지만 이번 실험을 통해 IOML을 기준으로 스캔 시 가장 효과적으로 인공물이 감소된 것을 알 수 있었다.

의료방사선은 방사선 피폭에 의한 위해보다 환자간 연을 수 있는 이익이 더 크기 때문에 환자피폭에 대한 선량한도가 적용되지 않지만[18] 화질을 위해 피폭을 고려하지 않는 것은 학자의 양심에 위배되는 것이라고 생각한다. 이러한 결과를 토대로 Brain CT검사 시 장비 자체의 소프트웨어 사용과 더불어 관전압은 허용선량한도 내에서 높이고, 관전류는 화질에 영향을 미치지 않는 범위에서 낮추고, 절편두께 역시 화질을 저하시키지 않는 범위 내에서 얇은 단면두께(thin slice scan)를 적용하며, IOML에 기준선을 맞추어 스캔한다면 선속경화현상에 의해 발생한 인공물을 최소화시켜 영상 판독자와 환자에게 보다 정확한 양질의 영상을 제공할 수 있을 것으로 사료된다.

5. 결론

우리는 이번 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 도출하였다. 허용선량한도 범위인 60mGy-cm를 초과하지 않는 선량내에서 관전압은 높여주고, 관전류는 영상 화질 저하에 영향을 미치지 않는 범위 내에서 낮게 설정하며, 절편두께는 해상도 저하를 고려하여 얇은 절편두께를 사용하고, 갱트리 각도는 IOML 또는 OML을 이용한다면 선속경화현상에 의해 발생되어지는 인공물을 최소화시켜 영상 판독자와 환자에게 보다 정확한 양질의 영상을 제공할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] D. W. Kim., H. S. Kim, S. O. Park "Textbook of Computed Tomography, pp. 7, Dae-hak Publishing co , 2010
- [2] C. H Lee, and C. S. Lim, A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 12, No. 7, pp. 3117-3122 July, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
- [3] Y. H. Ko, D. C. Kwon, K. K. Kim, "Textbook of Computed Tomography", pp. 19-22, Chung-ku Publishing co, 2009.
- [4] Massachusetts General Hospital. Result of CT scanner quality assurance, safety evaluation, and calibration. Boston. 1993. 395-397
- [5] C. H Lee, and C. S. Lim, A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 12, No. 7, pp. 3117-3122 July, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
- [6] H. L. Lee et al, The Effect of a Thyroid Shield Made of a Tissue-Equivalent Material on the Reduction of the Thyroid Exposure Dose in Panoramic Radiography Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 13, No. 5., pp. 2278-2284, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.5.2278>
- [7] C. H Lee, and C. S. Lim, A study on Added Filters for Reduction of Radiation Exposure Dose in Skull A-P Projection, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 12, No. 7, pp.3117-3122 July, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2011.12.7.3117>
- [8] Y. H. Kim et al, patient exposure doses from medical X-ray examination in Korea, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 28, No. 3, pp. 241-248 September, 2011.
- [9] M. C. Kim, The latest CT imaging technology studies theory QC, Chung-ku moon hwa-sa, pp. 366-399, 2007

- [10] Wang, MW Vannier. Helical CT image noise; Analytical result. Med Phys. Vol. 20 No.6 1993;163 5-1640
- [11] M. C. Kim, The latest CT imaging technology studies theory QC, Chung-ku moon hwa-sa, pp. 374, 2007
- [12] H. J. Kim, J. H. Jo, W. J. Jung Journal of the Korean Society of Radiology, Vol.5, No.2, pp.61
- [13] J. S. Kang, S. K. Ko, D. K Kwon Quality Improvement of Computed Tomography. X-ray device Quality Improvement and examination. Jung-moon Publishing co. 2000;109-128 2007
- [14] M. C. Kim., Actual performance management of the Computed Tomography. journal of korea society council computed tomography 1st Refresher training; 53-66, 2002.
- [15] Nicholas J schneiders, Stewart C Bushong. CT quality assurance: Computer assisted slice thickness. Med Phys. vol.7,No.1.1990; 61-63
- [16] S. H. Kim et al, Development and Radiation Shield effects of Dose Reduction Fiber for Fiber for Scatter ray in CT Exams, Journal of Korean Academia-Industrial cooperation Society Vol. 14, No. 4, pp. 1871-1872, 2013 DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.4.1871>

김 현 주(Hyeon-Ju Kim)

[정회원]



- 2015년 2월 : 순천향대학교 대학원
의료과학과 (공학박사)
- 2001년 3월 ~ 현재 : 순천향대학교
교부천병원 영상의학과
- 2010년 3월 ~ 현재 : 동남보건대
학교 방사선학과 겸임교수

<관심분야>

의료영상처리, 의료공학, 방사선 기기 및 품질관리