

뇌전산화단층검사에서 방사선량 저감을 위한 최적화 프로토콜 연구

이재승¹ · 권대철²

¹세계아이티(주) 기업부설연구소, ²신한대학교 바이오생태보건대학 방사선학과

Optimization of Brain Computed Tomography Protocols to Radiation Dose Reduction

Jae-Seung Lee¹ and Dae Cheol Kweon²

¹Research Institute of R&D Center, Segei Inspection Engineering Technology Co., Ltd.

²Department of Radiological Science, College of Bioecological Health, Shinhan University

(Manuscript received 5 February 2018 ; revised 12 April 2018 ; accepted 24 May 2018)

Abstract: This study is a model experimental study using a phantom to propose an optimized brain CT scan protocol that can reduce the radiation dose of a patient and remain quality of image. We investigate the CT scan parameters of brain CT in clinical medical institutions and to measure the important parameters that determine the quality of CT images. We used 52 multislice spiral CT (SOMATOM Definition AS+, Siemens Healthcare, Germany). The scan parameters were tube voltage (kVp), tube current (mAs), scan time, slice thickness, pitch, and scan field of view (SFOV) directly related to the patient's exposure dose. The CT dose indicators were CTDIvol and DLP. The CT images were obtained while increasing the imaging conditions constantly from the phantom limit value (Q1) to the maximum value (Q4) for AAPM CT performance evaluation. And statistics analyzed with Pearson's correlation coefficients. The result of tube voltage that the increase in tube voltage proportionally increases the variation range of the CT number. And similar results were obtained in the qualitative evaluation of the CT image compared to the tube voltage of 120 kVp, which was applied clinically at 100 kVp. Also, the scan conditions were appropriate in the tube current range of 250 mAs to 350 mAs when the tube voltage was 100 kVp. Therefore, by applying the proposed brain CT scanning parameters can be reduced the radiation dose of the patient while maintaining quality of image.

Key words: Brain, Computed tomography, Radiation dose, Phantom, Protocol

1. 서 론

전산화단층촬영(computed tomography, CT)의 의학적 이용 목적은 환자의 피폭 방사선량을 최소화하면서 미세한 병변을 진단할 수 있는 최적화 CT 영상을 획득하는 것이라 할 수 있다[1]. 환자의 피폭 방사선량 관점에서 CT 검사는 투과력이 높은 X선 광자가 영상의 재구성에 기여할 수 있도록 X선속 콜리메이터와 다중 검출기가 사용되며 부채꼴 모양의 좁은 X선 속이 나선형으로 회전하면서 환자의 넓은

범위를 노출시키기 때문에 1차선(primary X-ray)에 의한 방사선 피폭뿐만 아니라 기하학적 반음영(geometrical penumbra)이나 산란선에 기인된 부가적 방사선 피폭이 수반되어 일반적인 진단용 X선 발생장치와 비교하여 환자의 피폭 방사선량(multiple scan average dose, MSAD)을 상대적으로 증가시킬 수 있다[2-3]. 이와 관련하여 유럽 방사선, 자기장 및 보건, IT 산업 조정위원회(European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry, CICOR)는 CT 검사를 중재적 방사선 시술(interventional radiology) 및 방사선 치료(radiation therapy)와 더불어 피폭 방사선량이 많은 대표적인 임상적 검사로 규정하고 있다[4]. 또한 방사선 방호와 관련된 국제 기구의 보고서에 따르면 방사선 피폭에 기인된 암 발생 위험은 적은 선량의 방사선 피폭으로도 문턱값(threshold

Corresponding Author : Dae Cheol Kweon
Department of Radiological Science, Shinhan University,
95, Hoam-ro, Uijeongbu-shi, Gyeonggi-do, 11644 Republic of Korea
TEL : +8231-870-3411
E-mail: dckweon@shinhan.ac.kr

value) 없이 암 발생 가능성이 선형적으로 증가될 잠재적 가능성이 있다는 문턱값 없는 선형비레이론(linear no threshold model, LNT)을 지지하고 있다[5-6]. 특히 Brenner 등은 미국 내 발생한 전체 암 발생률의 약 1.5% 내지 2.0%는 CT 검사에 기인된 방사선 피폭이 그 원인이라는 주장이 제기되었고 캐나다 영상의학과 의사연합회(Canadian Association of Radiologists, CAR)에서 전체 CT 검사의 약 30% 정도는 영상 의학적 검사가 불필요하거나 유용한 정보를 제공하지 못한다고 발표함으로써 CT 검사에 의한 방사선 피폭 위험성이 사회적 문제점으로 대두되고 있다[7-8].

최적화 CT 영상의 개념은 인체의 미세 구조를 명료하게 영상으로 시각화 할 수 있는 정도와 질환을 정확하게 감별 할 수 있는 정도를 의미한다[9]. 일반적으로 CT 영상의 질을 결정하는 중요한 변수는 노이즈(noise), 공간 분해능(spatial resolution), 대조도 분해능(contrast resolution), 균일도(field uniformity), 직선성(linearity), 영상 인공물(image artifact) 등이 관여하는 것으로 알려져 있다[10-12]. 이러한 변수들은 관전압(tube voltage) 및 관전류(tube current) 스캔시간, X선속 조절(X-ray collimation), 엑스선관 회전 시간(rotation time), 영상 범위(field of view, FOV), 절편 두께(slice thickness), 간격(gap), pitch, 매트릭스 또는 픽셀의 크기(matrix and pixel size) 등 매우 다양한 원인으로 변화될 수 있다[10].

CT 검사에서 환자의 피폭 방사선량은 관전압 및 관전류, 조사 면적 등에 따라 비례적으로 증가되기 때문에 CT 영상의 질적 향상은 결과적으로 환자의 피폭 방사선량을 가중할 수 있다[11,12]. 임상적으로 특수한 질환 CT 검사를 제외하고 고화질의 영상이 요구되지 않음에도 불구하고 의료 관계 종사자들은 무의식적으로 고화질의 영상 품질을 유도하는 경우가 있다. 비록 CT 검사에 대한 행위의 정당화(justification of practice)가 성립되었다 할지라도 CT 스캔 변수(parameter)의 특성을 이해하고 임상적 환경을 고려하여 사회적으로 용인 가능한 수준까지 피폭 방사선량을 최소화(as low as reasonably achievable, ALARA) 하려는 노력이 필요하다[13]. 이러한 관점에서 임상적으로 미세한 병변을 진단할 수 있는 CT 영상의 질을 확보하면서 환자의 피폭 방사선량을 최소화할 수 있는 최적화 방안을 모색할 수 있는 방사선작업종사자들의 사회적 배려와 주의를 요구된다.

따라서 본 연구는 CT 검사에서 임상 실무적으로 접근 가능한 기술적 요인을 분석함으로써 영상의 질을 유지하면서 환자의 피폭 방사선량을 저감할 수 있는 최적화된 CT 검사 프로토콜을 제안하기 위해 팬텀을 이용한 모형적 실험연구이다. 이를 위하여 뇌 CT 검사(brain CT)를 대상으로 입

상 의료기관에서 시행되고 있는 CT 스캔 변수를 조사 및 분석하고 CT 영상의 질을 결정하는 중요한 변수들을 측정하여 영상 의학적으로 얻을 수 있는 이득과 방사선 피폭으로 인한 선량학적 손해가 적절하게 균형을 이룰 수 있는 최적화된 CT 검사 프로토콜의 적정성을 제안하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 재료

Siemens사의 국내 헬스케어 사업부의 협조를 얻어 국내 의료기관에 도입된 총 52대의 다절편 나선형 CT (SOMATOM Definition AS+, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany)를 현재 임상 의료기관에서 환자를 대상으로 시행되고 있는 뇌CT 검사에 대한 스캔 변수와 CT 선량 지표를 조사하여 적용하였다. 뇌CT 스캔 변수로는 환자의 피폭 방사선량에 직접적으로 관여하는 관전압(kVp), 관전류(mAs), 회전 시간(scan time), 절편 두께(slice thickness), pitch, 스캔 영상 범위(SFOV)로 하였으며 CT 선량 지표로는 CTDI_{vol}와 DLP (dose length product)로 하였다.

2. CT 스캔 변수 분석

수집된 자료 분석은 각 스캔 변수별로 조사된 n 개의 데이터 $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ ($x_1 \leq \dots \leq x_n$)을 크기에 따라 순차 배열하여 n 을 수집 자료의 수, $x_{(n)}$ 은 n 번째 값, 100등분하여 각 등분점에 위치하는 값을 p 번째 백분위수($0 < p < 1$)라 할 때 균등한 관찰 값을 포함하는 4개의 그룹으로 균등 분할하여 다음 식 (1)에서 제 i 사분위수(quartile, $Q, f = k/100$)를 각각 구하였다(= 25, 50, 75, 100)[14].

$$Q = [(1-d) \times x_{(i+1)}] + [d \times x_{(i+2)}] \quad \text{식 (1)}$$

위 식 (1)은 제 i 사분위수 바로 위 아래 값을 f 값에 도달되도록 보간삽입법(interpolation)으로 가중 평균값이다. i 와 d 는 다음 식 (2)에서 구할 수 있다[14].

$$i+d = (n-1) \times p \quad (i \text{ is integer, } 0 \leq d \leq 1) \quad \text{식 (2)}$$

위 식에서 구한 백분위수 중에서 25, 50, 75, 100번째 백분위수를 각각 1, 2, 3, 4사분위수(1st, 2nd, 3rd, 4th quartile, Q_1, Q_2, Q_3, Q_4)로 정의하였으며 임상적으로 CT 영상의 질을 확보하면서 환자의 피폭 방사선량을 최소화할 수 있는 CT 스캔 변수 변동 범위로서 각각 제1사분위수(Q_1)를 제한값(limited value), 제2사분위수(Q_2)를 중앙값(median value), 제3사분위수(Q_3)를 기준값(reference value), 제4

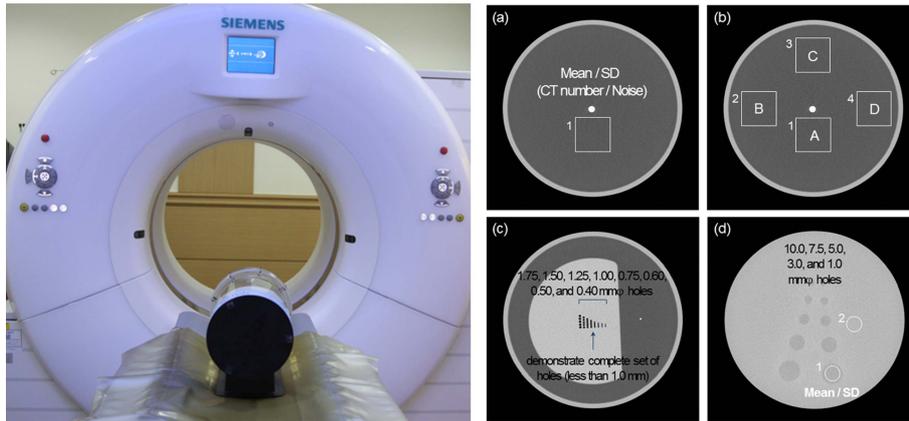


그림 1. AAPM CT 성능 평가 팬텀을 이용한 set-up 및 영상 평가에 사용된 CT 영상. CT number (a), 노이즈, 균일도(b), 공간분해능(c), 대조도 분해능(d).

Fig. 1. Shows the setting up the AAPM CT performance phantom, and the part phantoms to the evaluated CT images. CT number and noise (a), field uniformity (b), spatial resolution (c), and contrast resolution (d).

표 1. 본 연구에서 AAPM CT 성능 팬텀을 이용한 CT number, 노이즈, 균일도, 공간분해능 및 대조도 분해능에 대한 영상 평가의 합격 기준. Table 1. Acceptance criteria of images assessment to measure the CT number, noise, uniformity, spatial resolution, and contrast resolution by using AAPM CT performance phantom in this study.

Performance items	Acceptance criteria
CT number accuracy	Hounsfield unit (HU) of water equal to zero, but range of ± 7 HU at center of image is acceptable, and ± 10 HU at peripheral locations
Noise	The standard deviation (SD) for noise is less than ± 6 HU ($\pm 0.3\%$).
Field uniformity	The maximum standard deviation (SD) between the center ROI (A) and any peripheral ROI (B, C, and D) are less than ± 5 HU
Spatial resolution	Expect results to demonstrate complete set of bars or holes in some rows in the range of 1.0 mm
Contrast resolution	The basic of this test is that the number of object visualized on the phantom image is determined. The smallest holes that should be visualized is 6.4 mm in diameter or smaller for 5% contrast objects

Data give the Korean Institute for Accreditation of Medical Imaging (KIAMI: www.ikiami.or.kr/).

사분위수(Q_4)를 최대값(maximum value)으로 하였다.

3. 실험 방법

그림 1은 본 연구에 사용된 SOMATOM Definition AS+ MDCT와 AAPM CT 성능 평가용 팬텀(AAPM CT performance phantom, Victoreen, Nuclear Associates, Carle Place, NY, USA) 설정과 CT 영상 평가 항목을 보여 준다. AAPM 성능 평가용 팬텀은 미국의학물리학회(The American Association of Physicists in Medicine, AAPM)에서 고안되고 미국 Victorren사에서 직경 21.6 cm, 길이 39.4 cm 아크릴 재질로 제작된 원형통 CT 성능 평가용 팬텀이다. 건강보험 재정건전화 특별법에 의거해 CT 장치의 성능 관리를 위한 표준 팬텀으로 선정되어 임상적으로 신뢰성이 확보되어 있다[15-16]. AAPM CT 성능 평가용 팬텀을 다절편 나선형 CT 장치의 정중앙에 위치시킨 후 각각

CT 스캔 변수별로 주어진 식(1)을 이용하여 구한 제한값(Q_1)에서 최대값(Q_4)까지 일정하게 촬영 조건을 증가시키면서 CT 영상을 각각 획득하였다.

4. 영상 평가 및 분석

CT 스캔 변수에 따라 획득한 영상 평가는 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙 및 국민건강보험 재정건전화 특별법에 근거하여 CT 영상의 질을 객관적으로 평가할 수 있는 물의 CT number, 노이즈, 균일도, 공간 분해능, 대조도 분해능에 대한 5가지 항목을 평가하였다(그림 1). CT number와 노이즈 평가는 증류수를 채운 팬텀(part 2)을 스캔한 영상에서 면적이 16 cm^2 ($4 \times 4 \text{ cm}$)인 직사각형의 관심영역(region of interest, ROI)을 영상 면적의 2% 내지 5% 이내를 설정하여 중앙부 6시 방향의 1/4지점에서 각각 물의 CT number의 평균값과 표준편차를 측정하였다.

균일도 평가는 동일한 방법으로 ROI를 설정하여 중앙부 6시 방향의 1/4지점(A) 이외에 9시(B), 12시(C), 그리고 3시(D) 방향의 1/4지점을 각각 측정 후 다음 식 (3)을 이용하여 구하였다.

$$Uniformity = \frac{(A-B)+(A-C)+(A-D)}{3} \quad \text{식 (3)}$$

공간분해능 평가는 직경의 크기가 각각 1.75, 1.50, 1.25, 1.00, 0.75, 0.60, 0.50, 0.40 mm ϕ 인 구멍(holes)에 공기를 삽입시킨 막대(bars)가 고정된 팬텀(part 3)을 스캔한 영상에서 식별 가능한 가장 작은 크기의 구멍으로 평가하였다. 또한 대조도 분해능 평가는 각각 직경의 크기가 10.0, 7.5, 5.0, 3.0, 1.0 mm ϕ 인 구멍에 증류수와 조영제를 적절하게 혼합한 물질을 삽입시킨 막대가 고정된 팬텀(part 1)을 스캔한 영상에서 식별 가능한 가장 작은 크기의 구멍으로 평가하였다. 이 때 분해능 측정에 사용되는 조영제가 혼합된 증류수의 대조도 차이는 10 HU이었다.

모든 팬텀 영상의 평가를 위한 모니터의 윈도우 폭(width)과 레벨(level)은 W350/L50으로 고정하였으며 10회씩 반복하여 각 평가 항목에 대한 평균 및 표준편차를 구하였다. CT 영상 평가에 대한 합격 기준은 Table 1에 제시된 바와 같이 한국의료영상품질관리원(Korean Institute for Accreditation of Medical Imaging, KIAMI) 기준을 적용하였다. 팬텀 영상 평가에 대한 합격 기준을 통과한 CT 스캔 파라미터는 제3사분위수를 기준으로 영상의학적으로 얻을 수 있는 이득과 방사선 피폭으로 인한 선량학적 손해를 검정하였다.

본 연구 자료는 SPSS PC+ version 20 (IBM, Armonk, NY, USA) 프로그램을 이용하여 분석하였으며, 구체적인 분석 방법은 CT number 정확성, 노이즈, 균일도를 관전압과 관전류와 Pearson's correlation coefficients로 상관분석하였다.

3. 결 과

1. CT 스캔 변수 분석

Table 2는 현재 임상적으로 시행되고 있는 뇌CT 검사에서 환자의 피폭 방사선량과 관계있는 스캔 변수들에 대한 분석 결과를 보여준다. 임상적으로 뇌CT 검사에 적용되고 있는 관전압 120 kVp로 모두 동일하였으며 절편 두께, 절편 간격, 스캔 영상 범위, 회전 시간은 뇌의 해부학적 특성을 고려하여 유사하게 적용되고 있었다. 그러나 동일한 CT 장비가 사용됨에도 불구하고 환자의 피폭 방사선량과 직선적 비례 관계가 있는 관전류가 최대 450 mAs에서 최소 180 mAs 까지 다양하게 적용되고 있었으며 평균값은 314.7 ± 71 mAs로 조사되었다.

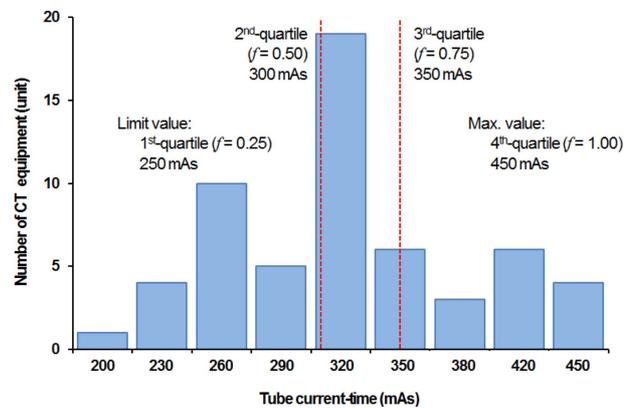


그림 2. 관전류(mAs)에 대한 사분위수 값의 결과. 제3사분위수($f = 0.75$, 350 mAs)는 새로운 CT 스캔 파라미터로 변경하기 위한 기준값으로 사용.

Fig. 2. Results values of quartile for the tube current (mAs). 3rd-quartile ($f = 0.75$, 350 mAs) was the reference value to changes the new CT scan parameters.

표 2. 임상적 뇌CT 영상 획득을 위한 스캔 변수들에 대한 분석 결과.

Table 2. Results of the analysis for to the CT scan parameters in clinically acquired the brain routine CT image.

Value	Quartile	CT Scan Parameter						CT Dose Index	
		Tube Voltage (kVp)	Tube Current (mAs)	Slice Thickness (mm)	Pitch	SFOV (cm)	Scan time (sec)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
Limit	Q_1	120	250	3.0	1:1	16.0	1.0	36.0	138.4
Median	Q_2	120	300	5.0	1:1	16.0	1.0	48.1	185.0
Reference	Q_3	120	350	5.0	1:1	20.0	2.0	56.9	218.6
Maximum	Q_4	120	450	5.0	1:1	20.0	2.0	59.4	228.4
Minium	-	-	180	3.0	-	20.0	1.0	30.5	117.3
Average	-	-	314.7	4.67	-	17.3	1.43	46.2	177.5
SD	-	-	71	0.66	-	9.7	0.53	12.1	46.5

SFOV: scan field of view, SD: standard deviation.

표 3. AAPM CT 성능 팬텀을 이용하여 새로운 CT 스캔 파라미터를 제안하기 위한 측정 조건.

Table 3. Measurement conditions to propose the new CT scan parameter by using AAPM CT performance phantom.

CT Scan Parameter	Adjustable Change Step
Changes the condition	
Tube voltage setting (kVp)	80, 100, and 120
Tube current and step size (mAs)	250 to 450 (10 mAs step)
Do not change the condition	
Slice thickness (mm)	5
Pitch	1:1
Scan field of view (cm)	20
Scan time (sec)	1.0

임상적으로 CT 영상의 질을 확보하면서 환자의 피폭 방사선량을 최소화할 수 있는 CT 스캔 변수 변동 가능한 범위는 350 mAs (Q_3)을 기준으로 제한값 250 mAs (Q_1) 부터 최대값 450 mAs (Q_4)로 하였으며 이 때의 중심값은 300 mAs (Q_2)로 조사되었다(그림 2).

추가적으로 X선 속 에너지 영역을 반영하는 관전압의 증가에 따라 에너지 스펙트럼이 고에너지 영역으로 이동하면서 양자 노이즈를 감소시켜 대조도 분해능을 향상시킬 수 있으나 환자의 심부선량을 증가시킬 수 있기 때문에 본 연구에서는 SOMATOM Definition AS+ 나선형 CT 장치의 관전압 설정 조건에 따라 80, 100, 120 kVp 관전압을 임상적으로 CT 영상의 질을 확보하면서 환자의 피폭 방사선량을 최소화할 수 있는 변동 가능한 CT 스캔 변수로 제안하고자 하였다. 따라서 본 연구에서 뇌CT 검사에 대한 새로운 프로토콜을 제안하기 위하여 변경 가능한 CT 스캔 변수를 Table 3에 제시하였다.

표 4. 영상평가를 위한 관전압과 관전류의 상관분석.

Table 4. Correlation analysis according to image analysis of tube voltage and tube current.

Parameter	Tube Voltage (kVp)	Regression Equation	R^2
CT Number Accuracy	80	$y = 0.019x - 0.219$	0.843
	100	$y = 0.022x - 0.045$	0.943
	120	$y = 0.030x - 0.222$	0.951
Noise	80	$y = 0.128x + 6.514$	0.964
	100	$y = 0.074x + 4.274$	0.967
	120	$y = 0.083x + 2.99$	0.875
Uniformity	80	$y = 0.024x + 0.414$	0.796
	100	$y = 0.009x + 0.442$	0.670
	120	$y = 0.006x + 0.428$	0.404

2. 영상 평가

CT 스캔 변수를 고려하여 그림 3 과 Table 3에 제시된 관전압을 각각 80, 100, 120 kVp로 변화시키고 관전류를 250 mAs에서 450 mAs 까지 10 mAs 씩 증가시켰을 때 CT number 정확성(a), 노이즈(b), 균일도(c)를 평가한 결과이다.

CT number 정확성 평가는 ± 1 HU 이내의 범위(80 kVp: ± 0.23 HU, 100 kVp: ± 0.38 HU, 120 kVp: ± 0.53 HU)에서 작은 변화를 보였다. 그러나 본 연구에서 관전압의 증가

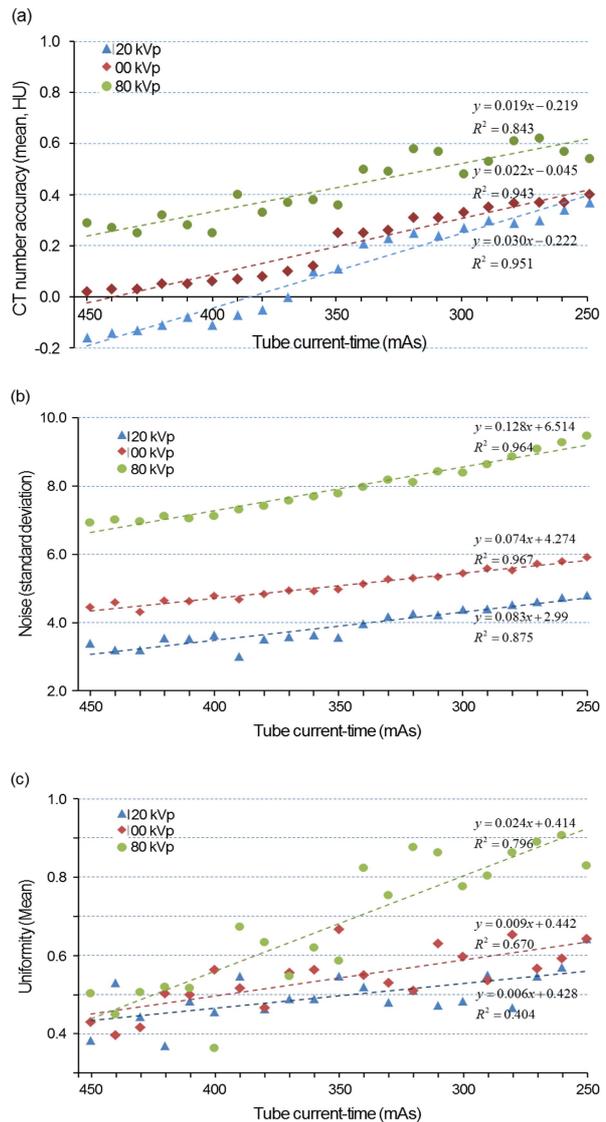


그림 3. CT 스캔 변수의 변화에 따른 CT number (a), 노이즈(b), 균일도(c)의 정확성을 평가한 영상 평가 결과. 결과는 각 CT 변수에 대해 10 회 반복해서 측정.

Fig. 3. Evaluated results of phantom images to the CT number accuracy (a), noise (b), and field uniformity (c) according to changed the CT scan parameter. These results were measured repeatedly for 10 times for each of the CT scan parameters.

는 CT number의 변화 폭(기울기: 80 kVp, 0.019; 100 kVp, 0.022; 120 kVp, 0.030)을 비례적으로 증가시키는 것을 알 수 있었다. 특히 임상적으로 뇌CT 검사에서 적용되고 있는 120 kVp와 비교하여 CT number의 변화는 관전압을 80 kVp로 감소시켰을 때 평균 0.325 ± 0.082 HU로 비교적 크게 변화된 반면 관전압을 100 kVp로 감소시켰을 때 평균 0.096 ± 0.055 HU로 매우 작은 변화가 나타났으며 관전류 340 mAs에서 250 mAs 까지 관전압 120 kVp와 매우 유사하게 나타났다.

영상의 노이즈는 관전압과 관전류가 감소됨에 따라 노이즈는 증가하는 경향을 보였으며 최대 관전류 450 mAs와 비교하여 최소 관전류 250 mAs로 감소되었을 때 관전압 120 kVp는 41.59%, 100 kVp는 33.03%, 80 kVp는 36.65%의 노이즈가 증가되었다. 특히 임상적으로 뇌CT 검사에서 적용되고 있는 관전압 120 kVp와 비교하여 80 kVp는 약 2.05배의 노이즈가 증가되는 반면 100 kVp는 평균 1.31배 정도의 노이즈가 소폭 증가되었으며 관전류가 10 mAs 감소에 따라 약 7%정도 증가되는 것으로 분석되었다.

영상의 균일도 평가는 관전류가 감소됨에 따라 관전압이 80 kVp일 때 영상의 균일도가 급격하게 저하되는 반면 관전압 120 kVp와 100 kVp의 경우 10 mAs 감소에 따라 각각 영상의 균일도가 각각 0.6%와 0.9%가 저하되는 것으로 분석되었으며 120 kVp와 100 kVp 두 관전압 사이에서 영

상의 균일도의 변화는 크지 않았다. 특히 임상적으로 뇌CT 검사에서 적용되고 있는 관전압 120 kVp와 비교하여 80 kVp는 전체 관전류 범위에서 균일도가 평균 36.9% 저하되는 반면 100 kVp는 평균 9.9%정도 균일도가 소폭 증가되는 것으로 분석되었다. 균일한 주변 물질로 이루어진 팬텀 내 선감약계수가 큰 물질(10%, 100 HU)과 작은 물질(2%, 20 HU)이 인접해 있을 때 분리하여 식별할 수 있는 정도를 평가한 공간 분해능과 대조도 분해능은 관전압을 각각 80, 100, 120 kVp로 변화시키고 관전류를 250 mAs에서 450 mAs 까지 10 mAs씩 증가시켰을 때 각각 1.00 mm ϕ 인 구멍과 6.4 mm ϕ 인 구멍을 식별할 수 있었으며 확연하게 구분되는 변화는 관찰되지 않았다.

엑스선 관전압, 관전류의 영상평가 분석에서 CT number의 정확도, 노이즈, 균일성 모두 양의 상관관계를 보였다. 균일성에서 관전압 120 kVp와 관전류는 가장 낮은 상관관계($r = .404$)로 변화가 적음을 나타냈다(Table 4).

3. CT 스캔 변수에 대한 CT 선량 지표

팬텀을 이용한 실험적 연구 결과를 토대로 뇌CT 검사에서 주변 물질과의 선감약계수가 큰 해부학적 특징을 고려할 때 관전압 100 kVp는 임상에서 적용하여 검사하고 있는 120 kVp의 관전압과 CT 영상의 질에 대한 평가에서 유사한 결과를 얻을 수 있었고 관전압 100 kVp일 때 관전류가

표 5. CT 스캔 프로토콜의 변수 조건 변화에 따른 CTDI_{vol}과 DLP.

Table 5. Comparison results for the variation that the original and new CT scan protocols to the exposure conditions and the CT dose index.

Quartile	Value	Item	Compared the Variation			
			Exposure Conditions		CT Dose Index	
			Tube Voltage (kVp)	Tube Current (mAs)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
1 st quartile (Q ₁)	Limit	Original	120	250	43.32	166
		% Changed ¹	-16.7	20	-24.19	-24.7
		New	100	300	32.84	125
2 nd quartile (Q ₂)	Median	Original	120	300	51.98	199
		% Changed	-16.7	0	-36.82	-37.2
		New	100	300	32.84	125
3 rd quartile (Q ₃)	Reference	Original	120	350	53.89	207
		% Changed	-16.7	-14.3	-39.06	-39.6
		New	100	300	32.84	125
4 th quartile (Q ₄)	Maximum	Original	120	450	69.74	166
		% Changed	-16.7	-33.3	-52.91	-53.4
		New	100	300	32.84	125

¹Variation ratio refers to the amount of change the original CT scan parameters to the new CT scan parameters.

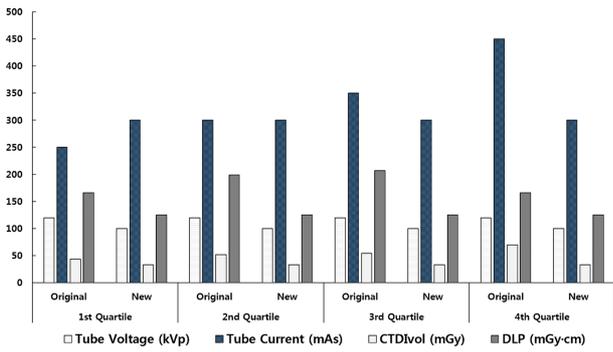


그림 4. CT 스캔 프로토콜의 변수 조건 변화에 따른 CTDI_{vol}과 DLP 비교.

Fig. 4. Comparison results for the variation that the original and new CT scan protocols to the exposure conditions and the CT dose index.

250 mAs에서 350 mAs의 범위에서 스캔 조건이 적당하다는 것을 알 수 있었다.

기존에서 임상에서 적용하는 조건과 비교에서 CT number의 정확도, 노이즈, 균일성에서 제일 변화가 가장 심한 관전압 80 kVp를 제외하여 100 kVp와 120 kVp를 적용하여 Table 5와 같이 비교하였다. 방사선선량에 대한 비교에서 임상에서 적용되는 관전압 120 kVp와 실험적 팬텀에서 100 kVp에 대한 선량비교에서 1st quartile (Q₁)은 CTDI_{vol}은 24.19%, DLP는 24.7%, 2nd quartile (Q₂)에서는 CTDI_{vol}은 36.82%, DLP는 37.2%, 3rd quartile (Q₃)에서는 CTDI_{vol}은 39.06%, DLP는 39.6%, 4th quartile (Q₄)에서는 CTDI_{vol}은 52.91%, DLP는 53.4%가 감소하였다 (Table 5).

IV. 고 찰

뇌CT에서는 스캔 기술에 주의를 기울여야한다. 적절한 갠트리 각도는 안구 렌즈 선량을 87% 까지 줄일 수 있으며 최적의 환자 중심 맞춤은 최적의 자동 노출 제어 및 영상의 질을 유발하여 중심에서 벗어난 위치에 선량과 이미지 노이즈가 증가한다. 최적의 검사 프로토콜을 적용할 필요가 여기에 있다.

미국의학물리학회(AAPM) 실무그룹은 CT 선량을 줄이기 위한 목표로 프로토콜의 매개 변수, 선량 검사 및 표준화를 2010 년에 목표로 하였다. 첫째, 자주 수행되는 CT 검사에 대한 합시험의 기본 요구 사항을 요약하고 몇 가지 모델 특정 스캔 및 재구성 파라미터의 예를 프로토콜을 제안한다. 둘째, CT 검사에서 사용하기 위한 일련의 표준 용어를 제안한다[17].

임상에서 뇌CT 검사에서 적용되는 스캔 변수를 적용하여

팬텀을 이용한 실험적 연구 결과에서 선량감소를 위한 최적화 프로토콜 연구를 기존 연구와 비교하였다.

CT 검사에 따른 관전압과 관련된 연구보고에 따르면 조영 증강 CT 검사에서 영상을 위해보다 낮은 관전압을 설정을 사용하면 얻을 수 있는 이점이 이미 보고 되어있다[18-22]. 방사선 선량의 변화는 관전류를 일정하게 유지하면서 튜브 전압 변화의 제곱에 대략 비례한다. 성인 70 kg의 경우 검출기 에너지 플루언스를 일정하게 유지하려면 관전압을 120 kVp에서 100 kVp로 낮추면 mAs 값을 2.2 배 증가시켜야하고 관전압을 120 kVp에서 80 kVp로 낮추면 관전압, 관전류를 감소하는 경우에 5 배까지 증가시켜야한다 [20,23]. 본 연구에서는 임상에서 적용되는 스캔 변수를 참고하여 인체를 대상으로 적용하지 않고 AAPM 팬텀을 이용하여 선량과 영상을 비교하였다.

기존 임상에서 적용하는 조건을 CT number의 정확도, 노이즈, 균일성에서 관전압 80 kVp를 제외하여 100 kVp와 120 kVp를 적용하여 방사선선량에서 기존 관전압 120 kVp와 실험적 팬텀에서 100 kVp의 관전류에 대한 선량비교에서 CTDI_{vol}은 24.19-52.91%, DLP는 24.7-53.4% 감소하였다.

기존 연구에서 관전압이 120 kVp에서 100 kVp로 감소하면 선량이 현저히 감소하지만 최소한으로 영상의 질이 저하되는 보고가 있었고[24], 저관전압을 적용하는 경우에 영상의 질은 유지하면서 27% 선량감소를 연구한 보고도 있었다[25]. 본 연구에서는 CT number의 정확도, 노이즈, 균일성에서 120 kVp와 차이가 없었고, 선량학적 이득이 있었다. 기존 연구에서 CT검사서 영상의 질을 유지하고 선량 감소를 위해 추천한 관전압 100 kVp와 연구결과가 일치하였다[26].

연구에 제한점으로는 기존 환자를 대상으로 비교하지 않고 AAPM 팬텀을 이용하여 선량 및 영상 평가를 비교하였다. 추후에는 이러한 내용으로 환자를 대상으로 비교할 필요가 있다. 또한 뇌CT를 적용하여 고정관전류기법으로 하였으나 자동관전류기법인 AEC (automatic exposure control)을 적용한 다양한 부위를 추가적으로 연구할 필요가 있다.

V. 결 론

본 연구에서 제안된 관전압 100 kVp는 임상적으로 적용되고 있는 관전압 120 kVp와 비교하여 CT 영상의 질적 평가에서 유사한 결과를 얻을 수 있었고 관전압 100 kVp일 때 관전류 250 mAs에서 350 mAs의 범위에서 스캔 조건이 적절함을 알 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안된 뇌CT 스캔 변수를 임상적으로 적용함으로써 영상학적 손실을

최소화하면서 환자의 방사선 피폭 방사선량을 저감할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] S.P. Raman, M. Mahesh, R.V. Blasko RV, and E. K. Fishman, "CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists," *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 10, no. 11, pp. 840-846, 2013.
- [2] T. Kubo, Y. Ohno, H.U. Kauczor, and H. Hatabu, "Radiation dose reduction in chest CT-review of available options," *Eur. J. Radiol.*, vol. 83, no. 10, pp. 1953-1961, 2014.
- [3] M. Mahesh, and E.K. Fishman, "CT dose reduction strategy: to modulate dose or not in certain patients?," *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 9, no. 12, pp. 931-932, 2012.
- [4] D. Teunen, "The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/EURATOM)," *J. Radiol. Prot.*, vol. 18, no. 2, pp. 133-137, 1998.
- [5] National Research Council (NRC), "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.
- [6] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEA), "Effect of ionizing radiation: UNSCEAR 2006 report to the general assembly with scientific annexes," Vienna: United Nations, 2006.
- [7] D.J. Brenner, and E.J. Hall, "Computed tomography: an increasing source of radiation exposure," *N. Engl. J. Med.*, vol. 357, no. 22, pp. 2277-2284, 2007.
- [8] J.J. You, W. Levinson, and A. Laupacis, "Attitudes of family physicians, specialists and radiologists about the use of computed tomography and magnetic resonance imaging in Ontario," *Healthc. Policy*, vol. 5, no. 1, pp. 54-65, 2009.
- [9] G.T. Herman, "Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection," 2nd edit., Springer, pp. 89-92, 2009.
- [10] KSMIT, "Textbook of Computed Tomography," 3rd edit., The Korean Society of Medical Imaging Technology (KSMIT), Chung-Ku Pub., Seoul, pp. 537, 2013.
- [11] A. Gervaise, B. Osemont, S. Lecocq, A. Noel, E. Micard, J. Felblinger, and A. Blum, "CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT," *Eur. Radiol.*, vol. 22, no. 2, pp. 295-301, 2012.
- [12] C. McCann, and H. Alasti, "Comparative evaluation of image quality from three CT simulation scanners," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 5, no. 4, pp. 55-70, 2004.
- [13] International Commission on Radiological Protection (ICRP), "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," ICRP Publication No.103, Ann. ICRP 37(2-4), 2007.
- [14] R.H. Hyndman, and Y. Fan, "Sample quantiles in statistical packages," *Am. Stat.*, vol. 50, no. 4, pp. 361-365, 1996.
- [15] American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners," AAPM report No. 1, New York, *Am Inst Phys*, Diagnostic Radiology Committee Task Force on CT Scanner Phantoms, 1977.
- [16] D.S. Sharma, S.D. Sharma, K.K. Sanu, S. Saju, D.D. Deshpande, and S. Kannan, "Performance evaluation of a dedicated computed tomography scanner used for virtual simulation using in-house fabricated CT phantoms," *J. Med. Phys.*, vol. 31, no. 1, pp. 28-35, 2006.
- [17] S. Trattner, G.D.N. Pearson, C. Chin, D.D. Cody, R. Gupta, C.P. Hess, M.K. Kalra, J.M. Jr. Kofler, M.S. Krishnam, and A.J. Einstein, "Standardization and optimization of CT protocols to achieve low dose," *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 11, no. 3, pp. 271-278, 2014.
- [18] A.B. Sigal-Cinqualbre, R. Hennequin, H.T. Abada, X. Chen, and J.F. Paul, "Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose," *Radiology*, vol. 231, no. 1, pp. 169-174, 2004.
- [19] B. Wintersperger, T. Jakobs, P. Herzog, S. Schaller, K. Nikolaou, C. Suess, C. Weber, M. Reiser, and C. Becker, "Aortiliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose," *Eur. Radiol.*, vol. 15, no. 2, pp. 334-341, 2005.
- [20] W. Huda, E.M. Scalzetti, and G. Levin, "Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT," *Radiology*, vol. 217, no. 2, pp. 430-435, 2000.
- [21] M.K. Kalra, M.M. Maher, T.L. Toth, L.M. Hamberg, M.A. Blake, J.A. Shepard, and S. Saini, "Strategies for CT radiation dose optimization," *Radiology*, vol. 230, no. 3, pp. 619-628, 2004.
- [22] Y. Nakayama, K. Awai, Y. Funama, D. Liu, T. Nakaura, Y. Tamura, and Y. Yamashita, "Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography," *AJR Am. J. Roentgenol.*, vol. 187, no. 5, pp. W490-W497, 2006.
- [23] C. Hohl, G. Mühlenbruch, J.E. Wildberger, C. Leidecker, C. Süß, T. Schmidt, R.W. Günther, and A.H. Mahnken, "Estimation of radiation exposure in low-dose multislice computed tomography of the heart and comparison with a calculation program," *Eur Radiol*, Vol. 16, No. 8, pp. 1841-1846, 2006.
- [24] K.J. Chang, D.B. Caovan, D.J. Grand, W. Huda, and W.W. Mayo-Smith, "Reducing radiation dose at CT colonography: decreasing tube voltage to 100 kVp," *Radiology*, vol. 266, no. 3, pp. 791-800, 2013.
- [25] S. Yamamura, S. Oda, M. Imuta, D. Utsunomiya, M. Yoshida, T. Namimoto, H. Yuki, M. Kidoh, Y. Funama, H. Baba, and Y. Yamashita, "Reducing the radiation dose for CT colonography: Effect of low tube voltage and iterative reconstruction," *Acad. Radiol.*, vol. 23, no. 2, pp. 155-162, 2016.
- [26] A.N. Khan, F. Khosa, W. Shuaib, K. Nasir, R. Blankstein, and M. Clouse, "Effect of tube voltage (100 vs. 120 kVp) on radiation dose and image quality using prospective gating 320 row multi-detector computed tomography angiography," *J. Clin. Imaging Sci.*, vol. 31, no. 3, pp. 62, 2013.