

Changes in CT Number and Noise Level according to Pitch in Spiral Image Acquisition

SungJin Kang

Department of Radiologic Science, Ansan University

Received: November 27, 2020. Revised: December 24, 2020. Accepted: December 31, 2020.

ABSTRACT

In this study, a self-made customized phantom was used to quantitatively measure the change in CT number and noise according to the change of pitch. In order to acquire an image using the phantom, the inside of the phantom was filled with sterile distilled water. Inside the glass tube, a solution obtained by diluting the ratio of normal saline and contrast medium to 100%(NS), 400:1, 200:1, 100:1, 50:1, respectively, was placed and imaged. At this time, the pitch was divided into steps of 0, 0.35, 0.7, 1.05, and 1.4 for each dilution ratio of the solution and imaged, respectively. One-way ANOVA analysis were performed to verify whether the mean of the CT number and noise values measured in all ROIs by dilution ratio showed a significant difference according to the change in pitch. As a result of the experiment, there was no statistically significant difference in the change of the CT number according to the change in the pitch for each dilution ratio, but the noise value tended to increase with the increase of the pitch, and showed a statistically significant difference. In the spiral image acquisition of CT, noise can be changed to a significant level depending on the pitch. Therefore, it will be necessary to set the quality evaluation items and criteria for CT images using the spiral image acquisition method.

Keywords: Computed Tomography, CT number, Noise, Pitch, Phantom

I. INTRODUCTION

의료영역에서 방사선의 이용은 1895년 뢰트겐이 X선을 발견한 이후 한 세기 이상의 시간 동안 환자의 진단과 치료에 크게 이바지해오고 있다. 특히 과학의 진보에 따른 X선의 이용시설이나 장치는 상당히 빠른 속도로 발전하고 있으며, 그 사용도 또한 증가하고 있는 실정이다^[1]. 선진국에서도 진단 방사선 검사를 하는 횟수가 연간 1인당 1회에 접근하는 것으로 보고되고 있으며 국내에서도 국민의 삶의 질 향상과 더불어 건강 증진에 관한 관심이 높아지면서 건강검진 등 X선을 이용한 검사의 횟수가 증가추세에 있다. 그 중 전산화단층영상(CT; Computed Tomography) 검사는 1972년에 영상의학 분야에 도입된 이후 기술적 성능과 임상적 사

용 모두 비약적인 발전을 이루었다.

CT는 방사선 영상진단 분야에서 인체 장기의 해부학적 구조를 정확하게 나타낼 수 있는 검사이다. 또한, 장기의 상태나 기능을 영상화하여 진단목적에 따라 다양한 방법으로 우수한 화질의 영상을 나타낼 수 있어, 보다 정확한 진단에 도움이 되기 때문에 진단 및 치료계획영역에서 많이 사용하고 있다. 또한 의료기술과 컴퓨터의 빠른 발전으로 3차원 영상의 장점과 시간해상도의 개선으로 인하여 그 이용 빈도가 폭발적으로 증가하고 있다^[2,3].

CT 검사에서는 검사 시 설정되는 다양한 영상변수(Imaging Parameter)에 따라 영상의 화질과 노출선량의 관계가 다양하게 변하기 때문에 이들 변수에 대한 최적의 조합에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다^[4,5].

현재 일반적인 CT 영상의 화질관리에서는 고식적 단면영상획득(Single Slice Scan, Conventional Scan Mode) 방법으로 평가하고 있다⁶⁾. 하지만 보편적인 임상질환에 대한 진단목적의 CT 검사는 나선형 체적영상획득(Spiral or Helical Volume Scan Mode)의 방법으로 이루어지고 있어서 품질관리 목적의 영상획득 방법과는 차이가 있다. 임상목적의 CT 검사의 화질 평가에 관한 대부분의 선행연구에서도 나선형 영상획득을 바탕으로 한 영상의 잡음(Noise)을 측정하고 이를 통해 신호대잡음비(SNR; Signal to Noise Ratio)와 대조도대잡음비(CNR; Contrast to Noise Ratio)를 비교하여 화질 평가를 하고 있다⁷⁻⁹⁾. 나선형 영상획득에서는 CT의 다양한 영상변수 중 pitch 값(Factor)에 의해 noise 및 SNR이 크게 좌우될 수 있으므로 화질 평가 시 이에 대한 요소를 고려하는 것은 중요하다고 할 수 있다. 이에 본 연구의 목적은 나선형 영상획득에서 화질 평가에 대한 고려사항으로 pitch 값에 따른 CT 감약계수(CT Number) 및 잡음(Noise)의 변화를 팬텀을 이용해 평가해 보고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 팬텀의 구조 및 제작

연구는 pitch 값의 변화에 따른 CT number와 noise의 변화를 정량적으로 측정하고자 자체 제작한 맞춤형 팬텀(Customized phantom)을 사용하였다.

Fig. 1은 팬텀의 설계 제작을 위한 모식도이고, Fig. 2는 실제 제작된 팬텀의 외형이다. 팬텀은 5 mm 두께의 아크릴을 이용하여 외경의 지름 180 mm, 높이 120 mm의 원기둥 형태로 제작하였으며, 팬텀의 중심을 기준으로 일정한 간격으로 외경이 20 mm인 유리관 19개를 삽입할 수 있도록 설계하였다. 유리관 삽입 시 팬텀 내부 용액의 누수 방지와 유리관의 고정을 위해 고무 패킹을 장착하였다. 내부 유리관에는 특정 CT number를 나타낼 수 있는 희석용액을 담을 수 있도록 하였다.

2. 실험 장비 및 재료

연구에는 자체 제작 팬텀과 256 채널 multi-detect

or CT 장비(Somatom Definition Flash, SIEMENS, Erlangen, Germany)를 사용하였다. CT number와 noise를 측정하기 위한 팬텀 내부 물질로는 멸균증류수와 0.9% 생리식염수, 경정맥용 요오드 조영제(Bonorex 350 Injection, Iohexol 755 mg/ml, 대한약품공업)를 사용하였다.

3. 실험 방법

팬텀을 이용한 영상의 획득을 위해 팬텀 내부는 멸균증류수로 가득 채웠으며, 유리관 내부에는 생리식염수와 조영제의 비율을 각각 생리식염수 100%, 400:1, 200:1, 100:1, 50:1로 희석한 용액을 담은 후 영상화하였으며, 영상화할 때마다 모든 유리관 내에는 동일한 희석비율의 용액만을 채웠다.

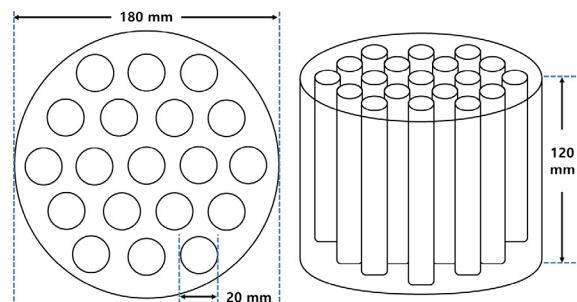


Fig. 1. Schematic drawing of customized CT phantom made for the experiment.



Fig. 2. Photograph of customized CT phantom used in the experiment.

영상화 변수로는 전산화단층촬영 장치의 팬텀영상 검사 기준에서 규정하고 있는 영상변수 설정 조

건(120 kVp, 250 mAs, 영상영역: 250 mm, 단면두께: 10 mm, Standard Algorithm)을 기본으로 사용하였으며⁶⁾, 각 용액의 희석비율별로 pitch 값을 0, 0.35, 0.7, 1.05, 1.4의 단계로 나누어 영상화하였다.

4. 영상의 평가 및 통계적 분석

조영제의 희석비율의 차이와 pitch 값의 변화를 통해 획득된 각각의 영상을 이용하여, 각 영상의 19개 유리관 내부에 10 mm²의 관심영역(ROI; Region of Interest)을 설정하여 CT number와 noise를 측정하였다. Fig. 3과 같다.

희석비율별로 모든 ROI에서 측정된 CT number와 noise의 평균값이 pitch의 변화에 따라 유의한 차이를 보이는지 검증하고자 일원 배치 분산분석(One-way ANOVA)과 사후검정을 시행하였다.

ROI를 이용한 CT number와 noise 값의 측정은 CT 전용 영상처리 프로그램(AW 3.0, GE Healthcare,

USA)을 사용하였으며, 통계적 분석에는 SPSS (ver. 25.0, KoreaPlus Statistic for Medical Service, SPSS Inc.)를 사용하였다. p 값이 0.05 미만일 때에만 통계적으로 유의하다고 평가하였다.

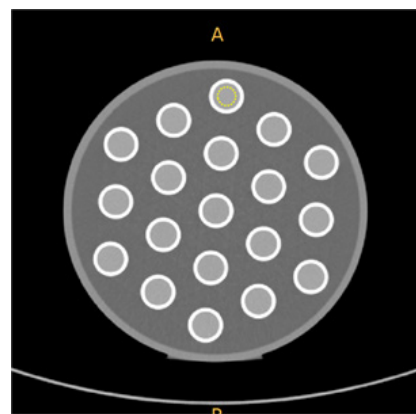


Fig. 3. Setting the region of interest(ROI) on the acquired image for measuring CT number and noise.

Table 1. Average value of CT number and noise measured at all ROIs according to dilution ratio and pitch factor.

Dilution ratio	Pitch factor									
	0		0.35		0.7		1.05		1.4	
	CT No.	Noise	CT No.	Noise	CT No.	Noise	CT No.	Noise	CT No.	Noise
NS 100%	1.98	4.17	2.16	4.55	1.62	5.73	1.74	5.94	2.33	6.50
400 : 1	35.30	4.64	35.17	5.03	34.93	5.96	35.21	6.08	35.21	6.40
200 : 1	46.25	4.32	46.44	5.02	45.52	5.63	45.95	5.89	46.03	6.49
100 : 1	92.59	4.73	92.32	5.33	90.59	5.65	91.18	5.73	91.48	6.06
50 : 1	167.52	4.88	167.38	5.36	165.21	5.37	165.77	5.66	166.26	6.22

Note. Display of dilution ratio - Normal saline(NS) : Iodine contrast material

Table 2. Results of one-way ANOVA analysis of changes in CT number and noise according to pitch factor.

Statistical analysis	One-way ANOVA analysis according to pitch factor					
	Measured values	NS 100%	400 : 1	200 : 1	100 : 1	50 : 1
CT No.	F	0.837	0.137	0.847	1.689	0.859
	p-value	0.506	0.968	0.499	0.159	0.492
Noise	F	33.044	20.198	28.157	10.349	0.171
	p-value	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001

Note. Display of dilution ratio - Normal saline(NS) : Iodine contrast material. (p-value was less than 0.05)

III. RESULT

각 희석비율별 pitch 값의 변화에 대한 CT number와 noise 값의 평균은 Table 1과 같다.

일원배치 분산분석을 이용하여 각각의 희석비율에서 pitch 값에 따른 CT number와 noise 값의 변화에 대한 통계적 유의성을 분석한 결과는 Table 2와 같다.

생리식염수 100 %에서 pitch 값에 따른 CT number의 변화는 유의한 차이가 없었지만($F=0.837$, $P>0.05$), noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다($F=33.044$, $P<0.05$), (Fig. 4).

400:1 희석비율에서 pitch에 따른 CT number의 변화는 유의한 차이가 없었지만($F=0.137$, $P>0.05$), noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다($F=20.198$, $P<0.05$), (Fig. 5).

200:1 희석비율에서 pitch에 따른 CT number의 변화는 유의한 차이가 없었지만($F=0.847$, $P>0.05$), noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다($F=28.157$, $P<0.05$), (Fig. 6).

100:1 희석비율에서 pitch에 따른 CT number의 변화는 유의한 차이가 없었지만($F=1.689$, $P>0.05$), noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다($F=10.349$, $P<0.05$), (Fig. 7).

50:1 희석비율에서 pitch에 따른 CT number의 변화는 유의한 차이가 없었지만($F=0.859$, $P>0.05$),

noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다($F=9.17$, $P<0.05$), (Fig. 8).

모든 희석비율에서 CT number의 변화는 통계적으로 의미 있는 변화가 없었지만, Noise 값은 pitch의 증가에 따라 함께 증가하는 변화를 나타냈으며 통계적으로도 유의한 결과를 나타내었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이는 noise 값에 대한 사후검정 결과(Tukey HSD Post-Hoc Analysis)는 다음과 같다. 생리식염수 100 %에서 pitch 값 0은 pitch 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.35는 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.7은 0, 0.35에서 pitch 값 1.05는 0, 0.35에서 pitch 값 1.4는 0, 0.35에서 각각 유의한 차이를 보였다. 400:1 희석비율에서 pitch 값 0은 pitch 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.35는 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.7은 0, 0.35에서 pitch 값 1.05는 0, 0.35에서 pitch 값 1.4는 0, 0.35에서 각각 유의한 차이를 보였다. 200:1 희석비율에서 pitch 값 0은 pitch 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.35는 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.7은 0, 0.35에서 pitch 값 1.05는 0, 0.35에서 pitch 값 1.4는 0, 0.35, 0.7에서 각각 유의한 차이를 보였다. 100:1 희석비율에서 pitch 값 0은 pitch 0.7, 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.35는 1.4에서 pitch 값 0.7은 0에서 pitch 값 1.05는 0에서 pitch 값 1.4는 0.35에서 각각 유의한 차이를 보였다. 50:1 희석비율에서 pitch 값 0은 pitch 1.05, 1.4에서 pitch 값 0.35는 1.4에서 pitch 값 0.7은 1.4에서 pitch 값 1.05는 0에서 pitch 값 1.4는 0, 0.35, 0.7에서 각각 유의한 차이를 나타내었다.

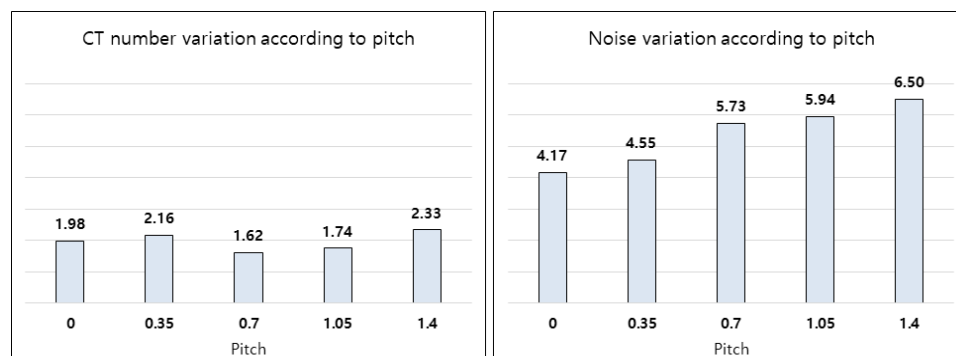


Fig. 4. Variation of CT number(left) and noise(right) according to pitch in 100 % normal saline.

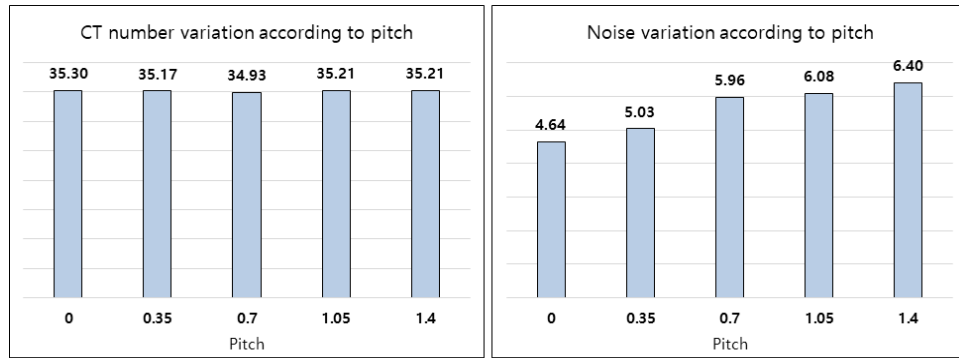


Fig. 5. Variation of CT number(left) and noise(right) according to pitch in 400:1(normal saline: iodine contrast material) diluted solution.

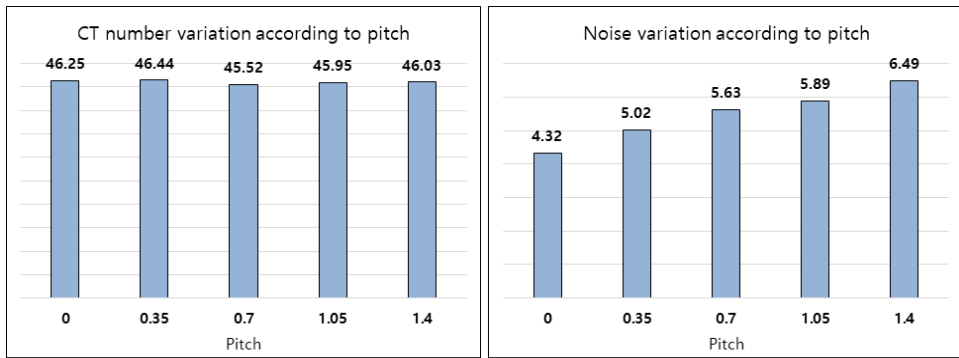


Fig. 6. Variation of CT number(left) and noise(right) according to pitch in 200:1(normal saline: iodine contrast material) diluted solution.

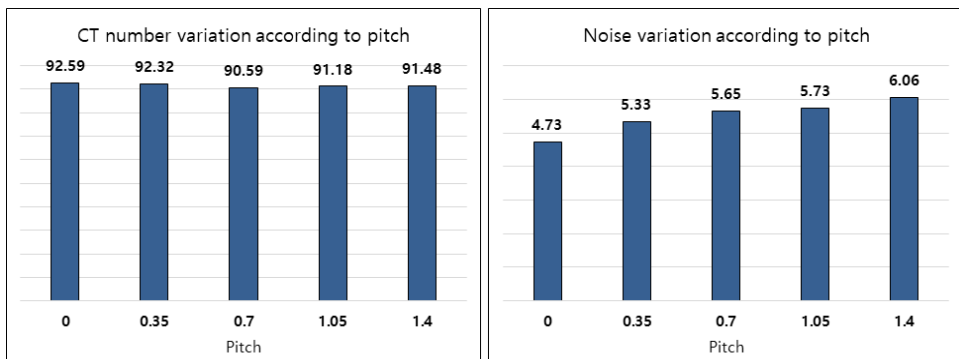


Fig. 7. Variation of CT number(left) and noise(right) according to pitch in 100:1(normal saline: iodine contrast material) diluted solution.

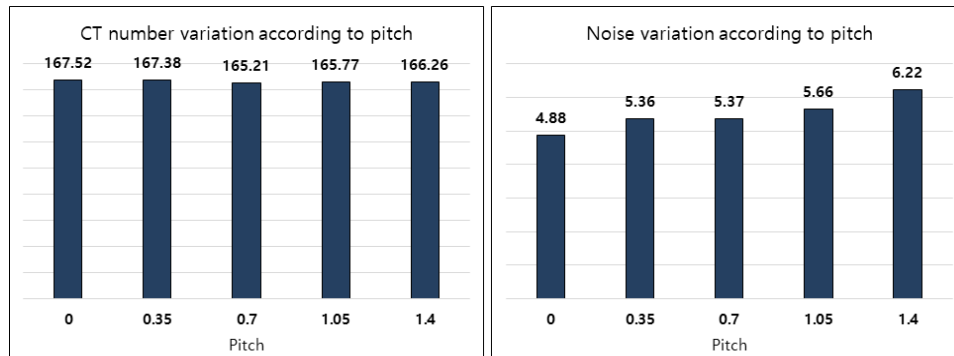


Fig. 8. Variation of CT number(left) and noise(right) according to pitch in 50:1(normal saline: iodine contrast material) diluted solution.

IV. DISCUSSION

1970년대 하우스필드(Hounsfield) 박사에 의해 개발된 CT는 피사체를 투과한 X선의 감약정보를 계수화(CT Number)하고 컴퓨터를 이용하여 재구성함으로써 그 단면정보를 영상화하는 원리를 가지고 있다^[10]. 이를 통해 인체 내 각종 장기의 해부학적 구조나 이상 유무를 높은 분해능과 정확도로 보여 줄 수 있기 때문에 방사선 피폭의 우려에도 불구하고 임상의학에서 진단 및 치료에 중요한 도구로써 이용되고 있다.

최근 CT는 급속한 기술발전이 힘입어 나선형 영상획득 CT, 다중 검출기 CT(MDCT; Multi Detector CT), 이중 X선관(Dual Source) CT 등 장비의 다양한 특징을 이용한 임상적 유용성이 크게 증가되고 있으며, 사용 빈도가 증가함에 따라 설치 및 보급도 확대되고 있다^[11]. 하지만 X선 발생장치를 이용한 여타 영상 장비에 비해 월등히 많은 방사선 피폭의 우려가 있기 때문에 가능한 합리적 수준에서 최소의 검사를 통해 최대의 영상정보를 획득할 필요가 있다. 그렇게 하기 위해서는 다양한 영상변수의 조절을 통한 최적의 검사조건 설정이 중요하며, 이에 못지않게 고화질의 영상정보를 유지하기 위한 화질 관리 활동이 필수적이다^[12,13]. CT의 화질을 좌우하는 영상변수로는 관전압(kVp)과 관전류(mAs), pitch(Speed), 단면두께와 간격, 검사시간, 검출기의 형태, 선속 조절, 영상영역(FOV; Field of View), 재구성 알고리즘 등이 있다.

CT 장비의 화질 관리는 주로 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙에 의거하여 시행되고 있다^[6]. CT 영상의 화질 평가 항목에는 CT number의 균일도(Uniformity), 잡음(Noise), 공간 분해능(Spatial Resolution), 대조도 분해능(Low Contrast Resolution), 인공물(Artifact) 등이 있으며 이들은 정도관리용 표준 팬텀을 이용하여 특정 조건으로 평가하게 되어 있다^[12,13].

현재 대부분의 임상 목적의 CT 검사는 나선형 영상획득 방식의 장점을 최대한 이용하여 영상화하고 있다^[14,15]. 나선형 영상획득에서는 CT의 다양한 영상변수 중 pitch 설정값에 의해 화질이나 선량, 검사 시간 등이 크게 좌우되므로 화질 평가 시에 대한 요소를 고려하는 것은 중요하다고 할 수 있다.

Pitch란 X-선관이 한번 회전하는 동안 검사 테이블이 진행되는 거리를 단면두께로 나눈 값을 의미한다. 예를 들어 pitch를 1.0으로 하고 단면두께를 10 mm로 설정하였다면 검사 테이블의 진행 속도는 10 mm/sec가 된다. 일반적인 나선형 영상획득 방식에서 pitch가 증가되면 검사범위가 증가되고 환자에게 주어지는 평균 피폭선량이 감소하며 -고정형 mAs(Constant mAs) 조건일 때-^[16], 특정 범위를 검사할 경우 검사 시간이 감소함에 따라 호흡 등 움직임에 의한 인공물이 감소되는 장점이 있지만, Z 축 분해능과 SNR이 감소하는 단점도 발생하게 된다. 따라서 pitch의 증가로 인해 영상의 화질이 크게 저하되지 않는 조건이라면 선량의 증가 없이 신

속한 검사를 시행할 수 있게 된다^[8,17,18].

앞서 언급한 CT 영상의 화질 평가 항목과 이를 위한 영상화 조건 설정에는 고식적 단면 영상획득 방식을 사용하도록 규정되어 있기 때문에 나선형 영상획득 방식의 중요한 영상변수인 pitch 값에 의한 noise 및 SNR, CNR 등 영상의 정량적 화질 평가에 영향을 미칠 수 있는 요소가 고려되지 못한 실정이다. 본 연구 결과에서도 알 수 있듯이 다양한 CT number의 표현 조건에서 나선형 영상획득 방식은 pitch의 증가에 따른 CT number의 변화는 통계적으로 의미 없는 수준이지만 noise의 경우에는 통계적으로 유의미한 수준에서 비례적으로 증가하는 경향을 보여주고 있었다. 이는 곧 pitch 값의 변화는 CT number의 직선성에는 크게 영향이 없지만, 화질의 주요 관점인 SNR과 CNR에 영향을 미치는 noise의 수준은 의미 있게 달라진다고 해석할 수 있다. 임상적 관점으로 본다면 CT number를 이용한 정량적 정보의 확인에는 문제가 되진 않겠지만, 화질을 바탕으로 한 정성적 평가에는 noise에 의한 영향을 줄 수 있다고 볼 수 있다.

본 연구에서는 pitch의 변화를 1.5 이상으로 설정하지는 않았다. 최근 MDCT의 보편적 보급과 effective mAs 개념의 선량 조절 방식에서 1.5 이상의 pitch 조절은 일반적 CT 검사의 경우 화질과 선량에 미치는 유효한 장점이 없다고 해석되고 있으며^[19], Wright 등^[20]의 선행연구에 의하면 폐에서 단일 결절을 진단 시, pitch를 증가시키면 병변이 과소평가될 위험이 커지기 때문에 폐의 전이성 병변을 찾을 때 1.5가 넘지 않도록 해야 한다고 하였다.

본 연구는 자체 제작한 팬텀을 이용한 실험이므로 실제 인체를 이용한 연구와는 차이가 있을 수 있다고 생각되며, 또한 주요 화질 평가 요소인 공간 분해능과 대조도 분해능의 평가를 연구 결과에 담아내지 못하였기에 향후 CT 정도관리용 표준 팬텀을 적용하여 pitch에 따른 CT number와 noise의 상관관계를 확인해 보는 것도 의미 있다고 할 수 있겠다.

V. CONCLUSION

나선형 영상획득 방식은 pitch 값에 따라 noise가

유의한 수준으로 달라질 수 있다. 따라서 CT 영상의 화질 평가뿐만 아니라 진단적 목적을 충족하는 화질 수준 유지를 위해서 나선형 영상획득 방식을 적용한 CT 영상의 화질 평가 항목과 기준을 설정할 필요가 있을 것이다.

Reference

- [1] Press release, "Increasing trend of radiation examination and exposure", Ministry of food and drug safety, 2014.1.22. www.nifds.go.kr/brd/m_21/view.do
- [2] Statistics on public-interested medical treatment practices (examination/surgery, etc.), Healthcare Bigdata Hub, Health insurance review and assessment service. <http://opendata.hira.or.kr/op/opc/olapMfrnIntrsDiagBhvInfo.do>
- [3] *National Health Insurance Statistical Year Book*, National Health Insurance Corporation. 2005-2009.
- [4] S. M. Kwon, J. S. Kim, "The Evaluation of Eye Dose and Image Quality According to The New Tube Current Modulation and shielding Techniques in Brain CT", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 9, No. 5, pp. 279-285, 2015. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2015.9.5.279>
- [5] S. Y. Choi, "Noise Reduction on Low Tube Voltage CT Images", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 11, No. 1, pp. 63-68, 2017. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2017.11.1.63>
- [6] Phantom inspection standard of computed tomography system, Quality control inspection of special medical equipment, Paragraph 2 of Article 38 of the Medical Service Act. <https://www.law.go.kr/>
- [7] S. Y. Choi, I. C. Im, "Noise and Image Quality Analysis of Brain CT Examination", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 42, No. 4, pp. 279-284, 2019. <http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2019.42.4.279>
- [8] M. C. Kim, Y. C. Nam, S. H. Bang, D. K. Han, "Comparison of Image Quality with Change of Pitch factor in the CT Using Effective mAs", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 10, No. 1, pp. 47-54, 2008.

- [9] S. H. Bang, M. C. Kim, Y. C. Nam, "The Dose Evaluation of Breast, Gonad and Image Quality in Abdomen CT Examination: Variation of Beam Collimation and Pitch", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 13, No. 2, pp. 55-66, 2011.
- [10] G. N. Hounsfield, "Computerized transverse axial scanning (tomography) Part I. Description of system", *British Journal of Radiology*, Vol. 46, No. 552, pp. 1016-1022, 1973.
<http://dx.doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1016>
- [11] *National Health Insurance Statistical Year Book*. National Health Insurance Corporation. 2017.
- [12] G. J. Jang, D. C. Kwon, "Case Study of Assurance for MDCT Image Quality Evaluation Using AAPM CT performance phantom", *The Korea Contents Association*, Vol. 7, No. 7, pp. 114-123, 2007.
- [13] AAPM Report 1. Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. American Association of Physicists in Medicine. Chicago. IL. USA. 1997.
https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_01.pdf
- [14] S. A. Friese, A. Rieber, T. Fleiter, H. J. Brambs, C. D. Claussen, "Pulmonary nodules in spiral volumetric and simple slice computed tomography", *European Journal of Radiology*, Vol. 18, No. 1, pp. 48-51, 1994.
[https://doi.org/10.1016/0720-048x\(94\)90366-2](https://doi.org/10.1016/0720-048x(94)90366-2)
- [15] W. A. Kalender, A. Polacin, C. Suss, "A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 18, No. 2, pp. 167-176, 1994.
<https://doi.org/10.1097/00004728-199403000-00001>
- [16] C. Zwicker, M. F. Langer, R. Langer, K. Aosenkranz, U. Keske, "Spiral CT of hypervascular liver tumors and liver transplants(abst)", *Radiology*, Vol. 181, pp. 95, 1991.
- [17] H. S. Lim, "Radiation dose in CT", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 1, pp. 22-23, 2005.
- [18] T. Flohr, K. Stierstorfer, H. Bruder, J. Simon, S. Schaller, *New technological developments in multi-slice CT*, Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning, Siemens Medical solutions, Computed Tomography Forechheim, Germany, pp. 1-30, 2002.
- [19] H. D. Nagel, M. Galanski, N. Hidajat, W. Maier, T. Schmidt, *Radiation exposure in computer tomography: Fundamentals, influencing parameter, dose assessment, optimization, scanner data, terminology*. European Coordination Committee of the Radiological and Electro medical Industries. CTB publications(4th revised and updated edition), pp. 25-42, 2002.
- [20] A. R. Wright, D. A. Collie, J. R. Williams, B. Hashemi-Malayeri, A. J. Stevenson, C. M. Turnbull, "Pulmonary nodules: Effect on detection of spiral CT pitch", *Radiology*, Vol. 199, No. 3, pp. 837-841, 1996.
<http://dx.doi.org/10.1148/radiology.199.3.8638014>

나선형영상획득에서 Pitch에 따른 CT 감약계수와 잡음의 변화

강성진

안산대학교 방사선학과

요 약

본 연구는 Pitch의 변화에 따른 CT 감약계수(CT Number)와 잡음(Noise)의 변화를 정량적으로 측정하고자 자체 제작한 맞춤형 팬텀(Customized Phantom)을 사용하였다. 팬텀을 이용한 영상의 획득을 위해 팬텀 내부는 멸균증류수로 가득 채웠다. 유리관 내부에는 생리식염수와 조영제의 비율을 각각 생리식염수 100%, 40:0:1, 200:1, 100:1, 50:1로 희석한 용액을 담은 후 영상화하였고, 이때 용액의 희석비율별로 pitch를 0, 0.35, 0.7, 1.05, 1.4의 단계로 나누어 각각 영상화하였다. 희석비율별로 모든 ROI에서 측정한 CT number와 noise 값의 평균이 pitch의 변화에 따라 유의한 차이를 보이는지 검증하고자 일원 배치 분산분석(One-way ANOVA Analysis)과 사후검정을 시행하였다. 실험 결과 각 희석비율별 pitch의 변화에 대한 CT number의 변화는 통계적으로 유의한 차이가 없었지만, noise 값은 pitch의 증가에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다. 나선형 영상획득 방식은 pitch에 따라 noise가 유의한 수준으로 달라질 수 있다. 따라서 나선형 영상획득 방식을 적용한 CT 영상의 화질평가 항목과 기준을 설정할 필요가 있을 것이다.

중심단어: 전산화단층촬영장치, CT 감약계수, 잡음, Pitch, 팬텀

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	강성진	안산대학교 방사선학과	교수