

## 64 다중채널 검출기 전산화단층촬영에서 환자고정자 재질에 대한 영상평가

김기복<sup>1\*</sup>, 구은희<sup>2</sup>

<sup>1</sup>한서대학교 방사선학과, <sup>2</sup>청주대학교 방사선학과

### Image Evaluation for A Kind of Patient Fixing Pad in 64 Multi-Channel Detector Computed Tomograph

Kee-Bok Kim<sup>1\*</sup>, Eun-Hoe Goo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Hanseo University

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Cheongju University

**요약** 본 실험의 목적은 두부 팬텀 MDCT에서 5 종류의 환자고정자 패드를 이용하여 노이즈, 신호대 잡음비, 선량에 대하여 방사선감수성이 민감한 안와 와 기저핵 부위를 기준으로 영상의 질을 평가하고자 하였다. 영상의 노이즈는 AP가 가장 높게 나타났으며, 신호대 잡음비는 가장 낮게 나타났다. 환자고정자 재료 5(UP, RP, PP SP, AP) 종류 중 신호대 잡음비가 가장 높은 것은 UP 이었지만 RP, PP와 더불어 통계적 유의성이 없었고( $p>0.05$ ), UP, RP, PP와 SP, AP는 통계적 유의성이 있었다( $p<0.05$ ). 이러한 원인은 방사선을 입사했을 때 SOML의 기준선에 따른 검출기의 흡수선량정도와 각각의 재질의 성분에 따라 방사선 흡수선량이 다르기 때문에 노이즈 차이를 발생하게 된다. 안와 기저핵의 CTDIvol(mGy)와 DLP 값은 각각 56.95, 911.50로 환자고정자 재료에 따라 선량의 차이는 없었다. 결론적으로, 5 종류의 환자고정자 패드는 각각의 차이를 구별할 수 있었으며 SP, AP 보다 UP, RP, PP 사용은 임상적으로 유용한 정보를 제공할 수 있다.

• **Key Words** : 신호대 잡음비, 다중채널 전산화단층촬영, 기저핵, CTDIvol, DLP

**Abstract** The purpose of this experiment intend to evaluate the quality of the image based on the orbit and basal ganglia with high radiosensitivity for the noise, SNR and dose using the five kinds patient fixing pad in brain phantom MDCT(Brilliance™ CT 64 slice, PHILIPS, Netherward). The noise had a higher values in AP than those of others, but the SNR was lower in AP than those of others. The SNR was higher in UP than those of RP, PP, SP and AP. The UP, RP and PP were no statistically significant( $p>0.05$ ), whereas it was significant difference between UP, RP, PP and SP, AP( $p<0.05$ ). This is causes of the noise difference is generated due to the differences in the radiation absorption dose in accordance with each the component of the absorbed dose level of the detector according to the reference line and each of SOML when the radiation exposed. The CTDIvol(mGy) and DLP of orbit and basal ganglia were 56.95, 911.50, respectively. There is no difference between both mean dose. In conclusion, it is possible to distinguish among a kind of 5 patient fixing pad by using brain phantom MDCT. Overall, patient fixing pad of UP, RP and PP based on a brain phantom MDCT can provide useful information.

• **Key Words** : SNR, MDCT, Basal Ganglia, CTDIvol, DLP

\*Corresponding Author : Kee-Bok Kim(alpex0925@naver.com)

Received December 31, 2015

Revised February 15, 2015

Accepted February 20, 2016

Published February 29, 2016

## 1. 서론

영상 의학 검사에 있어서 X-선 검사 이후 공간 분해능(spatial resolution) 및 대조도 분해능(contrast resolution)이 우수한 인체 단층 영상을 제공해주는 컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography, CT)이 등장하였다[1]. 미세한 병변 감별에 용이하다는 이점이 있지만 공간분해능과 대조도 분해능이 우수한 영상을 얻기 위해서는 높은 선량이 요구되며 환자의 피폭선량 위험이 상대적으로 높아지게 된다[2,3]. CT 검사에 있어서 환자가 받는 피폭선량은 약 64% 정도이며, 일반 X-선 검사에 비해 방사선 피폭이 많기 때문에 검사 시 환자 피폭을 최소화하고 영상을 정확하게 평가 분석해야 한다[4,5]. CT 검사 중에서도 45%의 많은 비중을 차지하는 검사는 두부 CT 검사이다[4, 5]. 두부 CT 검사는 임상에서 효과적인 중추신경계(central nervous system) 진단방법의 하나로 인정받고 있으며, 외상(trauma)이나 출혈(bleeding), 종양(tumor), 염증(inflammation), 뇌경색(brain infarction) 등을 진단하기 위해 꼭 필요한 검사이고, 현재 가장 많은 비중을 차지하는 검사 중에 하나이다. 두부 CT 검사는 흉부(chest)나 복부(abdomen), 골반(pelvis) CT 검사에 비해 피폭선량이 낮다고는 하지만 검사로 인한 수정체의 피폭은 심각한 장애를 초래하기 쉽다[6]. ICRP 60 권고에 의하면 작업자의 경우 150mSv/year 로 방사선 감수성이 아주 높은 조직이기 때문이다. 두부 CT 검사에서는 방사선 감수성이 높은 수정체(lens)에 대해 가능하다면 조사야에 포함하지 않게 하는 것이 중요하며 피폭의 위험성에 대한 각별한 주의가 요구된다. 우리나라에서는 아직 정확한 조사가 이루어지지 않았지만, 건강보험급여 지급액에서 CT가 차지하는 비율이 2.13%에 이르는 것으로 추계되고 있고, 그 이용량이 계속 증가될 것이므로 이에 따른 방사선 피폭도 증가할 것으로 예상된다[7]. 수정체의 피폭선량은 Gantry 각도를 적당하게 주어 두부 CT를 시행함으로써 흡수선량을 현격하게 감소시킬 수는 있으나 두개골유착(cranial adhesion), 안와(orbit), 부비동(paranasal sinuses), 유양돌기(mastoid)와 같은 부위의 촬영 시에는 수정체가 어쩔 수 없이 촬영범위에 포함되게 된다. 임상에서는 두부를 고정화 후 두부와 경추 사이에 두께감이 있는 베개패드(pillow pad)를 고정기구로 사용하여 경사를 주어 정확한 해부학적 영상모출과 수직으로 나오는 CT의 선속이 수정체에 최대한 피해를 주지 않도록 사용하고 있다. CT검사 시 영상의 화질과 방사선 피폭선량

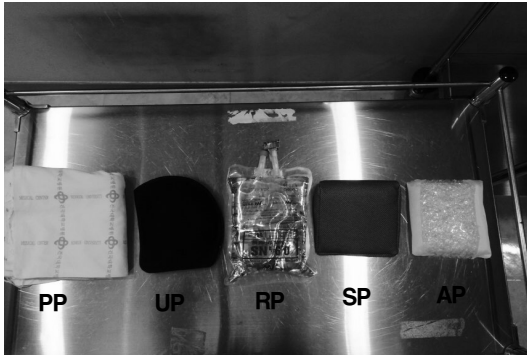
에 영향을 미치는 기술적인 요소로는 촬영단면의 두께와 영상 사이의 간격(gap), 슬라이스(slice)의 수, 조사야(field of view), 조사야 내에서 설정된 환자의 위치(position), 관전압(kvp)과 관전류(mA), 조사시간(s), 나선형 스캔에서의 pitch 크기, 환자의 자세 등이 해당된다[8]. 최근 선량 저감화에 대한 인식의 변화로 인하여 두부(brain), 갑상선(thyroid), 흉부 CT검사에서 점차 금속원소인 비스무트(bismuth) 차폐체를 이용한 차폐를 하는 병원이 증가하고 있다. 그러나 Bismuth 차폐체가 국내에서 생산되지 않아 모두 수입에 의존하는데다가, 고가의 제품 가격으로 인해 중소 병원에서는 구입을 부담스러워하여 사용이 제한되고 있다. 또한 피부 표면에서의 X- 선속에 대한 Noise와 CT number의 변화로 인한 문제점이 완전히 해결되지 않아 사용에 다소 어려움이 있다. 차폐체로서는 현재 3 차 의료기관을 비롯하여 종합병원에서 납(Pb) 재질을 이용하여 선량에 대한 피폭을 방어하고 있지만 영상을 모출하는데 있어서는 다른 측면이다. 본 실험에서는 Brain CT 검사 시 영상을 모출하는데 있어서 X-선을 수직 입사 했을 때 피폭의 영향을 많이 받는 수정체 및 기저핵(basal ganglia) 부위의 선량을 최소화 하고자 환자 고정자 실험을 하였다. 저자가 알기에 현재 임상에서는 베개포를 비롯하여 주변에 지지대를 이용하여 환자고정을 하고 있지만 실질적으로 그러한 재질에 대해서 실험적 평가를 하지 않고 무작위로 사용하는 경우가 있기 때문에 실험에 가치가 있을 것이라고 사료되며 또한 지금까지 선행 연구도 기술적 부분에서 보고가 된 바가 없다. 따라서 본 연구는 CT 검사실 내를 비롯하여 일상생활에 접할 수 있는 다양한 종류의 재료들로 지지대를 제작하여 두부 CT 팬텀(phantom)으로 실험 후 재질에 따라서 영상의 잡음, 신호대 잡음비(signal to noise ratio) 및 선량(dose)을 정량적으로 분석하여 고정자 재료에 대한 최적의 영상정보를 제공하고자 한다.

## 2. 대상 및 방법

### 2.1 실험 기기 및 재료

본 실험에서 사용된 장비는 64 MDCT (Brilliance™ CT 64 slice, PHILIPS, Netherward) 와 Head Phantom (CardinalHealth, USA)을 사용하여 필요한 영상을 획득하였다. 사용 된 환자고정자 재료로는 임상에서 주로 사용하고 있는 Pillow pad(PP), 보정속옷 패드를 이용하여

직접 제작한 Underwear pad(UP), 생리식염수인 Ringer pad(RP), CT 장비업체로부터 판매되는 Shoulder pad(SP), 공기를 주입하여 제작한 Air cap pad(AP) 총 5 가지 종류를 실험하였다[Fig. 1].



[Fig. 1] Patient fixing pad manufactured in this experiment.

Brain phantom MDCT를 시험하기 위하여 적용된 매개변수(parameter)는 일반적으로 입상에서 Brain 검사시 적용되는 Routine protocol를 적용하여 실험을 하였다. 매개변수는 아래와 같다<Table 1>.

<Table 1> Scan parameters for this experiment in brain phantom MDCT

Scan parameters	
Scout	120 kV 30 mA
Pre	121 kV 330 mAs
Scan Range (mm)	330
Rotation Time (sec)	1.7
Thickness (mm)	5
Increment (mm)	11.5

### 2.2 실험방법

64 MDCT 테이블 위에 Head Phantom을 정중앙에 위치시킨 후 Head Holder로 움직이지 않게 고정 시킨다. 이 후 본 실험을 위해 제작 준비한 5 종류의 환자고정자 패드(PP, UP, RP, SP, AP)를 두부와 경추 사이에 동일한 부위에 하나씩 위치시키고 고정자마다 12 번 반복 CT 스캔 후 영상을 획득한다. 한번 스캔 후 X-선관 튜브의 부하량을 줄이기 위하여 30 초의 지연시간을 가진 후 재차 실험을 하였고, 획득 단면 수는 12개 이었다. 영상의 질을 평가를 위해서 해부학적으로 안와 와 기저핵 부위에

40mm<sup>2</sup>의 관심영역(Region Of Interest. ROI)를 설정하여 CT number를 측정하였고, 관심영역 외의 배경노이즈의 관심영역 선정은 대각선 방향으로 80mm<sup>2</sup> 크기로 4 부위를 선정하여 평균값으로 측정하였다. 각각의 위치에서 CT number(HU)와 Noise(SD), SNR(Signal to Noise Ratio), CTDI<sub>vol</sub>과 DLP 값을 구하였다. 아래의 공식(식 1)과 같이 영상의 질을 평가하기 위해 SNR을 구하였고, CTDI<sub>vol</sub>과 DLP 값은 장비에서 제공되는 프로그램을 이용하여 측정을 하게 되었다.

$$SNR = \frac{Orbit(or BG) CT number}{BN_{avg.-std}} \quad \text{식 (1)}$$

- \*BG-Basal Ganglia
- \*BN: background noise
- \*SNR: singal to noise ratio
- \*STD : standard deviation

### 2.3 통계분석(Statistical analysis)

5 종류의 환자고정자 재료에 대한 정량적 분석으로 Noise, SNR에 대한 통계적 유의성은 일원배치분산분석(One-way ANOVA)로 검정 되었으며, 통계에 사용된 프로그램은 SPSS 14.0을 이용하여 p 값이 0.05 이하 일 때 통계적 유의성을 두었다. 또한 사후분석으로 Tukey 검정을 적용하여 각각 고정자 간의 유의성을 확인하였다.

## 3. 실험결과

### 3.1 노이즈 분석

5 종류의 환자고정자에 관하여 orbit 와 basal ganglia 을 기준으로 Noise, SNR, CTDI<sub>vol</sub>, DLP를 측정하였다. 고정자를 교체하면서 실험했을 때 평균 Noise 측정값은 orbit 와 basal ganglia에서 AP 는 (Lt: 5.90 ± 0.36, Rt:4.70 ± 0.12), (Lt: 4.50 ± 0.20, Rt: 5.00 ± 0.20), SP 는(Lt: 4.90 ±0.00, Rt:4.70 ± 0.00), (Lt:4.50 ± 0.27, Rt: 4.60 ± 0.21), PP 는 (Lt: 4.70 ± 0.02, Rt:4.20 ± 0.28), (Lt: 4.00 ± 0.41, Rt: 4.30 ± 0.21), RP 는 (Lt:4.60 ± 0.58, Rt: 4.20 ± 0.02), (Lt: 4.00 ± 0.12, Rt:4.30 ± 0.24), UP 는 (Lt: 4.60 ± 0.16, Rt: 3.70 ± 0.04), (Lt: 3.90 ± 0.12, Rt: 3.60 ± 0.11)로 측정되었다<Table 2>. 하나의 단면 슬라이스에서 orbit 와 basal ganglia 부위에서 환자고정자에 따라 전반적으로 Noise 변화를 보였다. Noise 변화는 AP, SP, PP, RP, UP 순으로 AP 가 가장 높은 Noise 값을 나타냈다. 분

산분석 결과 orbit 와 basal ganglia 의 양쪽 평균 Noise 는  $F = 27.582, p = 0.000, F = 10.65, p = 0.000$  으로 5 개의 그룹 중 적어도 하나의 그룹에서 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석 결과 AP, SP( $p < 0.05$ ) 는 통계적 유의성이 있었으나, PP, RP, UP( $p > 0.05$ ) 는 통계적 유의성이 없는 것으로 나타났으며( $AP > SP > PP = RP = UP$ ), 이러한 측정 결과는 supra orbitomeatal line(SOML)의 기준선에 따라 방사선을 입사 했을 때 안구와 소뇌부위에 방사선이 노출되는 차이에 따라 노이즈 변화를 초래하며 또한 각각의 재질에 따라서 방사선 흡수선량의 차이가 발생하기 때문인 것으로 사료된다.

<Table 2> The change of the noise for a kind of 5 patient fixing pad with orbit and basal ganglia areas(n=12, respectively).

	Orbit		Basal Ganglia	
	Lt.	Rt.	Lt.	Rt.
PP	4.70 ± 0.02	4.20 ± 0.28	4.00 ± 0.41	4.30 ± 0.21
UP	4.60 ± 0.16	3.70 ± 0.04	3.90 ± 0.12	3.60 ± 0.11
AP*	5.90 ± 0.36	4.70 ± 0.12	4.50 ± 0.20	5.00 ± 0.20
SP*	4.90 ± 0.00	4.70 ± 0.00	4.50 ± 0.27	4.60 ± 0.21
RP	4.60 ± 0.58	4.20 ± 0.02	4.00 ± 0.12	4.30 ± 0.24

Note-Numbers are mean ± standard deviation.  
\*The AP patient fixing pad have higher noise than others ( $p < 0.05$ ).

<Table 2>는 5 종류의 pad를 이용하여 측정한 결과이며, supra orbitomeatal line(SOML)의 기준선에 따라 방사선을 입사 했을 때 안구와 소뇌부위에 방사선이 노출되는 차이에 따라 노이즈 변화를 초래하며 또한 각각의 재질에 따라서 방사선 흡수선량의 차이가 발생하기 때문이다. 따라서 임상에서는 향후 주변에 있는 재질을 이용하여 검사를 하고자 할 때에는 PP=RP=UP pad를 이용할 것을 권하고자 한다.

### 3.2 신호대 잡음비 분석

Orbit와 basal ganglia을 기준으로 SNR 을 측정하였다. Orbit와 basal ganglia에서 평균 SNR 측정값은 UP 는 (Lt:  $-0.08 \pm 0.01, Rt: 0.42 \pm 0.03$ ), (Lt:  $0.08 \pm 0.10, Rt: -0.06 \pm 0.01$ ), RP 는 (Lt:  $-0.13 \pm 0.01, Rt: 0.16 \pm 0.02$ ), (Lt:  $-0.19 \pm 0.00, Rt: -0.27 \pm 0.01$ ), PP 는 (Lt:  $-0.52 \pm 0.00, Rt: -0.44 \pm 0.01$ ), (Lt:  $-0.20 \pm 0.02, Rt: -0.42 \pm$

$0.01$ ), SP는 (Lt:  $-2.03 \pm 0.02, Rt: -0.68 \pm 0.02$ ), (Lt:  $-0.35 \pm 0.00, Rt: -0.44 \pm 0.03$ ), AP는 (Lt:  $-2.24 \pm 0.12, Rt: -0.74 \pm 0.02$ ), (Lt:  $-0.44 \pm 0.00, Rt: -0.58 \pm 0.00$ )로 측정되었다<Table 3>. Orbit 와 basal ganglia 부위의 영상분석에서 SNR의 크기는 UP, RP, PP, SP, AP 순으로 UP 가 가장 높은 SNR 값을 나타냈다. 분산분석 결과 orbit 와 basal ganglia 의 양쪽 평균 SNR 는  $F = 68.40, p = 0.000, F = 15.54, p = 0.000$  으로 Nose 측정값과 같은 확률분포로 5 개의 그룹 중 하나의 그룹에서 SNR 의 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석 결과 UP, RP, PP( $p > 0.05$ )는 통계적 유의성이 없었으나, SP, AP( $p < 0.05$ )는 통계적 유의성이 있었다( $UP = RP = PP > RP > UP$ ).

<Table 3> The change of the SNRs for a kind of 5 patient fixing pad with orbit and basal ganglia areas(n=12, respectively).

	SNR <sub>1</sub> †		SNR <sub>2</sub> ‡	
	Lt.	Rt.	Lt.	Rt.
PP*	-0.52 ± 0.00	-0.44 ± 0.01	-0.20 ± 0.02	-0.42 ± 0.01
UP*	-0.08 ± 0.01	0.42 ± 0.03	0.08 ± 0.10	-0.06 ± 0.01
AP	-2.24 ± 0.12	-0.74 ± 0.02	-0.44 ± 0.00	-0.58 ± 0.00
SP	-2.03 ± 0.02	-0.68 ± 0.02	-0.35 ± 0.00	-0.44 ± 0.03
RP*	-0.13 ± 0.01	0.16 ± 0.02	-0.19 ± 0.00	-0.27 ± 0.01

Note-Numbers are mean ± standard deviation.  
\*These three (UP, RP, PP) patient fixing pad have higher SNR than others ( $p < 0.05$ ).  
† SNR<sub>1</sub>: signal to noise ration in the orbit.  
‡ SNR<sub>2</sub>: signal to noise ratio in the basal ganglia.

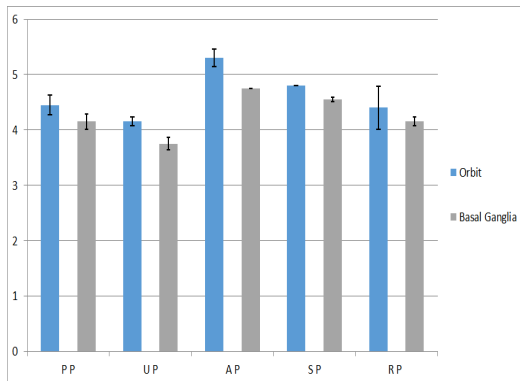
### 3.3 선량 평가

여러 종류의 재질을 이용한 환자고정자(PP, UP, AP, SP, RP)를 사용했을 때 Orbit 와 basal ganglia 에서 평균 선량 측정값은 CTDIvol(mGy) = 56.95, DLP = 911.50 로 나타났다. 본 실험재료에 따른 영상의 선량측정에는 두 조직 간의 선량차이는 없고, 일정한 비율로 선량 측정 값이 얻었으므로 재료로 인하여 영상에 인공물이 발생 확률은 미미하다고 평가 되었다.

## 4. 고찰

CT 검사는 영상의학과에서 Brain 질환을 진단하는 데

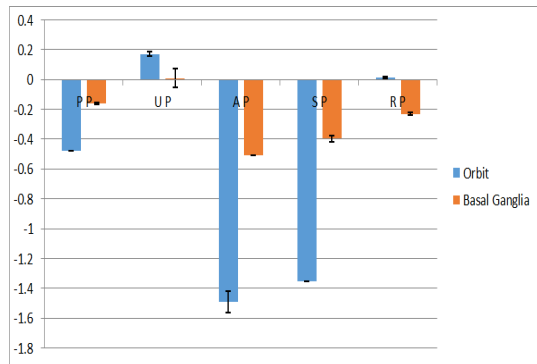
있어서 다른 어떤 검사 방법보다 우수한 공간분 해능을 제공하며, 정확하고 양질의 상을 얻을 수 있기에 계속으로 증가되고 있다[9]. 2007년 David 등이 발표한 논문에 의하면 미국에서의 암 발생의 1.5~2.0%가 CT의 방사선 노출이 원인이라고 발표하였고[10,11], 현재 의료 영상 분야에서 CT장비에 대한 피폭의 위험성이 증가하고 있지만 CT의 임상적인 유용성의 증가로 인해 검사 건수는 급속히 증가되고 있는 것이 현실이다. 국제기구와 각 나라별 환자 선량 권고량을 바탕으로 CT검사의 행위의 정당성을 충족하여야 하고, CT검사에 의한 피폭을 사회적으로 용인 가능한 합리 적인 수준으로 최소화하기 위하여 노력해야 한다[12]. 특히 Brain CT시에는 수정체의 방사선 감수성이 크기 때문에 이를 고려해야한다. 수정체는 피폭에 의해 급성 장애로 수정체 혼탁을 일으켜서 시력 장애가 발생한다. 백내장의 만성피폭의 역치 선량은 0.15 Gy/년이 며, 수정체의 혼탁의 만성피폭의 역치는 0.1 Gy/년이다[13]. 본 실험에서 정량적 분석방법으로 수정체가 포함되는 안와와 같은 단면 위치의 기저핵 부위를 선정한 이유도 방사선 감수성이 민감한 두 조직을 기준으로 재료가 영상의 질에 어떠한 영향이 있는지를 확인하고자 하였다. [Fig. 2]는 노이즈에 대한 안와와 기저핵의 좌 • 우 평균 및 표준편차를 나타낸 것이다. 안와와 기저핵에서 평균 및 표준편차가  $5.3 \pm 0.16$ ,  $4.75 \pm 0.00$  으로 AP가 가장 높았고 점점 낮아지는 값을 보여주었다. 영상의 질 측정에서 가장 중요한 CT number 로서 Noise 평가는 반드시 필요하며 CT number 의 선감약계수를 이용하여 안와와 기저핵의 단면영상을 통하여 얻어낸 값으로 물을 기준으로 하여 상대적인 물질의 값으로 나타낸 것이다 [14].



[Fig. 2] Mean ± SD on Noise in 5 patient fixing

[Fig. 3]은 SNR에 대한 안와와 기저핵의 좌 • 우 평균 및 표준편차를 나타낸 것이다. 음의 값과 양의 값으로 나타난 두 조직에 대한 평균 및 표준편차가  $0.17 \pm 0.014$ ,  $0.01 \pm 0.063$  으로 UP가 가장 높았고 점점 낮아지는 형태로 그림에서 보여주고 있다. 여기서, 양과 음의 값의 차이는 + 일 경우 전기신호의 밝기를 표현하였고, - 는 상대적인 값을 나타낸 것이다. 일반적으로 대조도 영역을 제외하고 영상의 질을 평가할 때 Noise가 낮고, SNR 값이 높은 경우에 화질이 우수하다고 할 수 있다. [Fig. 2,3]의 평균 및 표준편차 값으로 두 그래프에서 알 수 있듯이 Noise가 가장 낮고 SNR이 가장 높은 것은 UP로 나타났다.

본 실험에 사용된 5 종류의 고정자는 주변에서 구할 수 있는 재질로서 몇 가지 제한점이 있었다. 첫째로 재료 분석을 하지 못한 점, 일반적으로 임상에서 사용하고 있는 재료로서 영상정보제공에는 문제가 없다고 생각한다, 둘째, 안와와 기저핵 외에 추가로 다른 영역도 분석할 필요는 있다고 생각한다, 셋째, 최적의 영상정보를 위해 턱의 높이를 고려하여 고정자를 제작하지 못한 점, 현재 임상에서는 진단적 정보를 제공하는데 무리가 없으므로 문제가 없다고 생각한다. [Fig. 3]에서 SNR 값이 UP 고정자로 실험 후 측정했을 때 표준편차가 높게 나타난 점, 향후 재료분석과 임상시험을 통하여 오차범위에 대하여 해결해야 될 부분이지만 CTDIvol(mGy), DLP 값이 일정하므로 재료에 따른 영상의 질에는 문제가 없다고 생각한다. 하지만, 저자는 본 실험에 대해서 후속연구로서 이러한 제한점을 보완 할 계획이다.



[Fig. 3] Mean ± SD on SNRs in 5 patient fixing

## 5. 결론

결론적으로 본 실험은 5 종류의 고정자는 각각의 Noise, SNR 값의 차이를 보이는 결과를 얻었다. Brain CT 검사 시 supra orbitomeatal line(SOML)을 기준으로 스캔하면 안구의 직접적인 방사선 피폭을 피할 수 있으나 소뇌부위(후두부)에서 얻을 수 있는 영상정보가 제한된다. 반대로 infra orbitomeatal line(IOML)을 기준으로 스캔하면 안구에 직접적인 방사선의 노출이 일어나지만 소뇌부위가 넓게 나타나 영상정보를 증가 시킬 수가 있다. 따라서 두 가지 중간적인 특성을 갖기 위하여 본 실험에서 적용된 턱의 높이를 낮게 할 수 있는 고정자 중 SNR 값이 높고, Noise 가 낮은 UP, RP, PP 사용을 권장한다.

## REFERENCES

- [1] D. J. Brenner, E. J. Hall, "Computed tomography—an increasing source of radiation exposure", *N Engl J Med*, Vol. 357, No. 22, pp. 2277-2284, 2007.
- [2] Dougeni E, Faulkner K, and Panayiotakis G, "A review of patient dose and optimization methods in adult and pediatric CT scanning", *Eur J Radiol*, Vol. 81, No. 44, pp. 665-683, 2011.
- [3] J. Lambert, J. D. MacKenzie, D. D. Cody, R. Gould, "Techniques and tactics for optimizing CT dose in adults and children: state of the art and future advances", *J Am Coll Radiol.*, Vol. 11, No. 3, pp. 262-266, 2014.
- [4] H. Cynthia, McCollough, N Andrew. Primak, Natalie. Braun, Kofler. James, Lifeng. Yu, and Christner. Jodie, "Strategies for Reducing Radiation Dose in CT", *Radiol Clin North Am.*, Vol. 47, No. 1, pp. 27-40, 2009.
- [5] D. Hart, BF. Wall. "UK population dose from medical X-ray examinations", *Eur J Radiol.*, Vol. 50, No. 3, pp. 285-291, 2004.
- [6] P. K. Cho, I. J. Choi, S. G. Chang, J. P. Chung, Hyun. L, J. S. Kim, D. C. Shin, Y. H. Kim, J. H. Choi, K. S. Lee, W. H. Lee, "Assessment of the Eye Lens Dose Reduction by Bismuth Shields in Rando Phantom Undergoing CT of the Head", *Journal of the Korean Society of Radiological Technology*, Vol. 31, No. 2, pp. 171-175, 2008.
- [7] Health Insurance Review and Assessment Service, "The first half of 2004 the Health Insurance Review and statistical indicators", pp. 14-25, 2004.
- [8] Di. Zhang, Chris. H. Cagnon, J. Pablo Villablanca, Cynthia H. McCollough, D. D. Cody, M. D. Stevens, M. Zank, J. John, Demarco, C. A. Turner, Maryam. Khatonabadi, and F. Michael. Gray. McNitt, "Peak Skin and Eye Lens Radiation Dose From Brain Perfusion CT Based on Monte Carlo Simulation", *AJR Am J Roentgenol*, Vol. 198, No. 2, pp. 412-417, 2012.
- [9] S. Diederich, D.Wormanns, W. Heindel, "Lung Cancer screening with low-dose CT", *European Journal of Radiology*, Vol. 45, No. 2, pp. 2-7, 2003.
- [10] D. J. Brenner, E. J. Hall, "Computed tomography an increasing source of radiation exposure", *N Eng J Med*. Vol. 357, No. 1, pp. 2277-2284, 2007.
- [11] H. Cynthia. Mc Collough, N. Andrew. Primak, Natalie Braun, James Kofler, Lifeng. Yu, and Jodie Christner, "Strategies for Reducing Radiation Dose in CT", *Radiol Clin North Am.*, Vol. 47, No. 1, pp. 27 - 40, 2009.
- [12] S. Y. Lee, K. L. Kim, H. K. Ha, I. C. Im, J. S. Lee, H. U. Park, B. J. Kwak, Y. S. Yu, "Evaluation of Radiation Exposure Dose for Examination Purposes other than the Critical Organ form Computed Tomography: A base on the Dose Reference Level (DRL)", *Journal of the Korean society of Radiology*, Vol. 7, No. 5, pp. 121-129, 2013.
- [13] Radiation control Textbook Complication Committee, *Radiation protection & safety*, Chung - Gu Publisher, pp. 169-193, 2014.
- [14] R. Willam. E. Hendee. Russell Ritenour : *Medical imaging physics*. Wiley-Liss. 259, 2002.
- [15] A. J. Kim, B. H. Cho, K, S. Nah, "Organ Dose, Effective Dose and Risk Assessment from Computed Tomography to Head and Neck Region", *Journal of the Korean Academy of Oral and*

Maxillofacial Radiology, Vol. 25, No. 1, pp. 27-38, 1995.

저자소개

김 기 복(Kee-Bok kim)

[정회원]



- 1996년7월 ~ 2015년8월 : 한서대학교 병원 방사선과 실장
- 2005년 2월 : 한서대학교 대학원 방사선학과 (방사선학석사)
- 2008년 2월 : 전북대학교 대학원 방사선과학기술학과 (박사수료)
- 2006년 3월 ~ 2015년 8월 : 한서대학교 방사선학과 겸임교수
- 2015년 9월 ~ 현재 : 한서 대학교 방사선학과 조교수  
<관심분야> : 방사선과학기술-영상진단학, 핵의학검사기술학

구 은 회(Eun-Hoe Goo)

[정회원]



- 2012년 2월 : 순천향대학교 대학원 전자물리학(이학박사)
- 2013년 09월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학 학과 교수
- <관심분야> : 자기공명영상원리, 방사선 물리