

두부 전산화단층촬영에서 노출 파라미터의 최적화

— Optimization of Exposure Parameters in Brain Computed Tomography —

부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

고성진 · 강세식

— 국문초록 —

본 연구는 영상의 질을 저해하지 않는 범위 내에서 환자의 흡수선량을 최소화 할 수 있는 두부 전산화 단층촬영의 노출매개변수 값의 범위를 알아보고 선량감소가 필요한 환자에 대해서 적용 가능한 최적의 노출조건을 찾고자 하였다.

이를 위해 두부촬영 시 사용되는 기존의 전산화단층촬영 변수로부터 얻어진 영상의 선량과 잡음성분을 측정하였다. 또한 두부용 팬텀을 사용하여 관전압과 회전시간을 변화시켜서 영상을 얻었으며, 선량과 잡음(Noise), 최대량 신호대 잡음비(PSNR) 측정을 통해 실험 영상을 평가하였다.

실험결과는 첫째, 관전압과 회전시간을 변화시켜 선량을 측정할 결과 기존 두부촬영조건에서 얻어지는 선량의 재현성 실험에서 선량 측정값의 유효성이 입증되었다.

둘째, 저 선량과 고화질의 노출 조건을 찾기 위한 방법으로 선량과 잡음값의 관계는 의미가 없었으며, 선량과 PSNR값의 관계는 의미가 있었다.

이를 바탕으로 제조사에서 제시하는 촬영조건으로부터 선량의 감소가 필요한 경우 본 연구에서 제시한 새로운 노출조건을 사용하면 환자의 흡수선량은 감소시키면서 기존에 제시된 노출조건으로부터 얻어진 영상과 유사한 화질의 영상을 얻을 수 있을 것이다.

중심 단어: 관전압, 회전시간, 흡수선량, 잡음, 전산화 단층 촬영 변수

I. 서 론

인류가 받는 총 방사선 피폭 중 인공방사선에 의한 피폭은 15% 정도이며, 이중 의료 방사선 피폭은 약 80~90%를 차지하고 있다¹⁾. 또한 방사선을 이용한 진단검사는 손해보다는 이득이 많아 환자가 받는 방사선피폭의 선량한도를 정하고 있지 않다. 이에 방사선피폭을 줄이기

위한 노력은 세계보건기구(World Health Organization; WHO), 국제 방사선 방호 위원회(International Commission on Radiological Protection; ICRP) 등에서 진행되고 있지만, 근본적인 환자의 흡수선량(Absorbed dose) 평가와 선량감소를 위한 대책이 시급하다^{2,3)}.

전산화단층촬영(Computed Tomography; CT) 장치는 1972년에 개발된 이래로 많은 발전을 거듭하여 그 임상적 유용성이 향상되고 있다¹⁵⁾. 우리나라는 1996년 이후부터 전산화단층촬영 검사가 건강보험급여대상이 되면서 이용률과 보급률이 급속히 증가되고 있다⁴⁾. 그러나 전산화단층촬영은 조직 흡수선량이 진단영상의학에서 관찰된 선량 중 가장 높으며⁵⁾, 전산화단층촬영으로부터의 조직 흡

*접수일(2010년 8월 1일), 1차심사(2010년 8월 9일), 2차심사(2010년 9월 17일), 확정일(2010년 10월 12일)

교신저자: 강세식, (609-757) 부산광역시 금정구 부곡3동 9번지
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과
Tel : 051-510-0582, Fax : 051-510-0588
E-mail : sskang@cup.ac.kr

수선량은 역학 연구에서 나타난 바와 같이 암의 발생확률을 증가시킨다⁶⁾. 그러므로 제조회사의 기술진, 검사를 의뢰하는 의사, 전산화단층촬영 검사를 실시하는 방사선사, 진료 영상을 판독하는 영상의학과 전문의 등이 환자의 흡수선량을 저감하고 환자를 방사선으로부터 방어하기 위한 노력이 필요하다.

이에 본 연구는 전산화단층촬영 검사 시 환자 흡수선량 관리가 중요하다고 판단하고, 검사건수가 가장 많은 두부 검사를 대상으로 선량변화에 많은 영향을 미치는 주요인자인 관전압과 회전시간 값을 변화시켜, 영상의 질을 저해하지 않는 범위 내에서 환자의 흡수선량을 감소시킬 수 있는 최적의 노출조건 변수들을 찾고자 한다.

II. 대상 및 방법

실험 대상은 물 팬텀을 이용하여 두부 촬영 시 사용되는 전산화단층촬영 프로토콜에서 관전압과 회전시간의 변화에 따른 흡수선량을 측정하고, 최대량 신호대 잡음비 (Peak signal to noise ratio; PSNR) 측정 실험을 통해 영상의 질을 평가 하였다.

본 연구를 위해 전산화단층촬영장치(Multi Slice CT: Light speed VCT 64, G사, USA)와 정도관리용 물 팬텀 (Water phantom: Head 16-1002358, G*, USA)을 사용하였고, 실험방법에서 비교지표로 사용되는 전산화단층촬영 프로토콜은 제조사¹²⁾에서 제시한 회전시간 1.0 sec, 관전압 120 kVp, 관전류 500 mA, noise index 2.80, detector coverage 20.0 mm, 슬라이스 두께 2.5 mm, pitch 0.531 조건을 사용하였다.

1. 흡수선량 측정과 잡음 측정의 재현성 평가

흡수선량측정 재현성 평가와 잡음 분포 측정을 위해 두부 검사 시 사용되는 전산화단층촬영 프로토콜을 이용하여 팬텀을 10회 촬영하였다. 10회 촬영 시 각 CTDIvol(CT Dose Index volume)를 산출하여 흡수선량 측정 값의 재현성을 Table 1과 같이 확인하였다. 이때 흡수선량은 검사 시 기기의 모니터에서 확인할 수 있으며, 표준화된 인체모형을 기준으로 계산된 값으로서 실제 환자에 대한 값과 차이를 보일 수 있다. 그러나 방사선량을 최소화하는 영상기법을 연구할 때 매우 유용하게 사용된다¹³⁾.

잡음은 ROI내 픽셀의 표준편차를 말하며¹⁴⁾, 검출기에

도달하는 X선 광자의 수에 의존적이고(quantum noise), 검출 시스템에서 발생하는 전자 잡음과 영상 향상을 위한 커널 연산(sharp kernel)때도 영향을 받는다⁷⁾. 잡음 측정을 위해서 관심영역(region of interest; ROI)을 영상 주변부에 3개를 설정하여 10회 측정하고 변동추이를 분석하였다. 이때, 영상 주변부에 비해서 중심부의 픽셀강도 변화가 심한 현상이 나타나서 영상 간 비교를 위해서는 주변부가 적합한 것으로 나타났다.

Table 1. The reproducibility experiment results of CTDI_{vol} [Unit: mGy]

Count	CTDI _{vol}	Count	CTDI _{vol}
1	120.9	6	120.9
2	120.9	7	120.9
3	120.9	8	120.9
4	120.9	9	120.9
5	120.9	10	120.9

2. 흡수선량 측정

전산화단층촬영에서 환자선량 측정 방법에는 CT선량지수(CT Dose Index; CTDI), 선량길이 곱(Dose Length Product; DLP) 등이 있으며, 본 연구에서는 전산화단층촬영장치에서 자동 계산되는 CTDI법을 사용하였다. 흡수선량에 영향을 주는 여러 요인 중 가장 의미가 있는 관전압과 회전시간을 실험조건별로 변화시켜서 팬텀을 촬영하였다. 이때 자동으로 계산되는 CTDI를 이용하였고, CTDIvol의 산출방법은 식(2)에 명시하였다. CT에서 사용되는 주요 선량계측량은 CTDI이다. 이것은 고정된 침상 위치에서 한 회전에 대해 회전축(z)에 평행한 선을 따라 선량분포 D(z)를 적분한 값을 엑스선 빔의 명목 두께로 나눈 몫으로 정의되며, 다음의 식(1)과 같다^{6,8)}.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z)dz \text{ (mGy)} \dots\dots\dots (1)$$

여기서, n은 단일 회전 영역에 포함되는 명목 두께 T인 단층의 수이다.

CTDIvol은 환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기위해 도입되어 사용되는 촬영 축에서의 CTDI로 z축에서 노출의 변동을 감안한 값으로 다음의 식(2)(3)과 같이 정의한다^{6,8,14)}.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot NT/I \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w/Pitch \quad \dots\dots\dots (3)$$

여기서, I : 나선형 CT에서 Rotation당 테이블이 움직인 거리

NT: 영상을 얻는 동안 전체 빔의 두께(4채널 CT에서 5 mm의 절편두께로 촬영하였다면 NT = 4×5 mm = 20 mm)

CTDI_w : 가중 CT 선량지수

3. 영상 평가

전산화단층촬영으로 인한 잡음의 발생 정도를 측정하기 위해 관전압을 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 변화시켜서 실험하고, 회전시간을 0.5 sec, 0.6 sec, 0.7 sec, 0.8 sec, 0.9 sec, 1.0 sec로 변화시켜 동일한 FOV(Field of View)에서 팬텀영상을 획득한 후 영상 평가를 위하여 상, 좌, 우 세 곳에 ROI를 설정하여 잡음을 측정하였다(Fig. 1). 다음 PSNR을 측정하였고, 관전압과 회전시간을 변화시켜 촬영한 18개의 팬텀영상을 동일한 단면에서 측정하였다. 식(4)의 PSNR은 로그 단위로 측정되며, 이미지에 존재할 수 있는 최대 샘플 개수의 제곱과 원본 이미지와 손상된 이미지 또는 연속된 영상 사이의 평균제곱오차 (Mean square error; MSE), 식(5)의 비율에 의해 결정된다. PSNR 값의 경우 30 dB 이상에서 공학적으로는 유효한 차이를 감별해 낼 수 있으나^{16,17)}, 육안으로는 영상 화질의 차이점을 구별해 내기 어렵다. SNR을 구할 때는 신호대 잡음비로써 계산을 한다. 이때 신호성분과 잡음성분 모두 평균 전력으로써 구하게 된다. 그러나 PSNR을 구하기기 위해서는 순간적으로 발생하는 최대 전력을 계산한다. 따라서 두 영상에 대한 차이를 감지할 수 있다. 영상 간에 차이가 존재하지 않는 경우 식(5)의 MSE 값이 0이 되어 PSNR 값은 무한대가 된다^{9,10)}. 본 연구의 실험을 위하여 G사에서 제시한 기준 노출조건에 대하여 다른 노출조건을 조합하고, 기준영상과 새로운 조건에서 나타난 영상 간 모든 사례에 대해 화질의 차이를 측정하여, PSNR 값 30 dB 이상의 유효한 프로토콜의 범위만을 얻고자 하였으며, 그 중 가장 저 선량을 나타내는 노출조건을 산출하였다. 식(6)의 FOM 값은 PSNR 값에 비례하고 선량에 반비례한다. 따라서 식(6)의 값이 클수록 화질은 좋고 선량은 낮은 최적의 지표가 된다.

$$PSNR = 10 \log \frac{(2^n - 1)^2}{MSE}, \quad n = bit \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [I(i, j) - K(i, j)]^2 \quad \dots\dots (5)$$

$$FOM = \frac{PSNR^2}{Dose} \quad \dots\dots\dots (6)$$

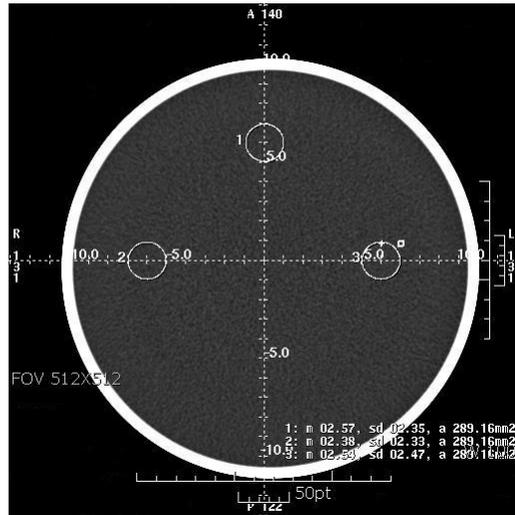


Fig. 1. Image of Noise measurement

III. 결 과

1. 흡수선량 측정과 잡음 측정의 재현성 평가

흡수선량의 10회 반복 측정결과 모두 120.9 mGy를 나타내었다. 잡음측정을 위해 3개의 ROI에(Fig. 1) 대한 측정값은 10회 반복 측정에 의한 분석결과이며, ROI1에서 평균 5.71 HU ROI2에서 평균 5.69 HU, ROI3에서 평균 5.7 HU 나타났다. Fig. 2에서처럼 모든 ROI에 대해서 재현성이 우수하였다.

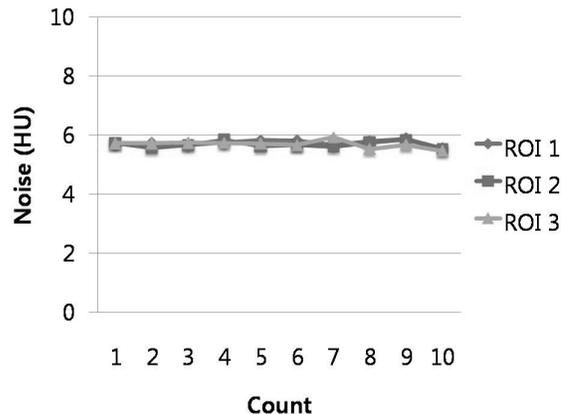


Fig. 2. The reproducibility experiment of the noise

2. 흡수선량 측정

G사에서 제시한 두부 검사의 표준 조건인 120 kVp와 회전시간 1.0 sec일 때의 선량을 측정하였고, 관전압과 회전시간의 변화 시 나타나는 흡수선량을 평가 하였다.

관전압과 회전시간을 변화하여 팬텀을 촬영한 후 CTDI_{vol}을 측정한 결과 회전 시간이 증가할 때 모든 관전압 조건에서 흡수선량이 증가했고, 회전시간이 1.0 sec일 때 100 kVp에서 81.28 mGy, 120 kVp에서 103.35 mGy, 140 kVp에서 116.89 mGy로 나타났다. 또한 100 kVp에서 회전시간이 증가함에 따라 흡수선량이 선형적으로 증가했고, 120 kVp와 140 kVp는 회전시간 0.8 sec를 기준으로 이전에는 흡수선량이 선형적으로 증가하였으며, 이후에는 비선형적으로 증가하였다(Table 2, Fig. 3).

Table 2. Results of Radiation dose(CTDI_{vol}) with protocol change [Unit : mGy]

Rotation time(sec)	100 kVp	120 kVp	140 kVp
1.0	81.28	103.35	116.89
0.9	73.15	101.63	115.26
0.8	65.02	96.13	113.57
0.7	56.90	84.65	110.52
0.6	48.77	72.56	100.80
0.5	40.64	60.46	84.00

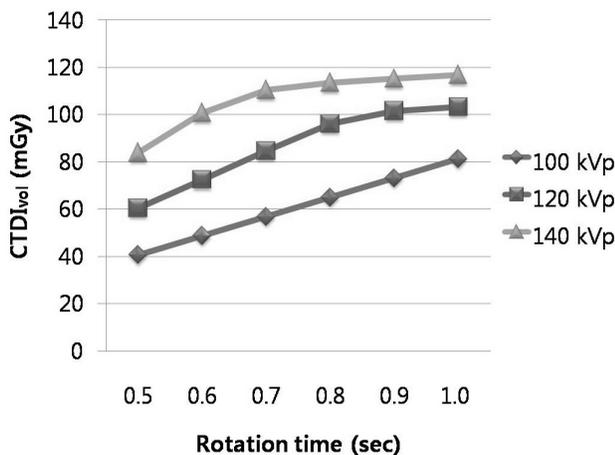


Fig. 3. Radiation dose(CTDI_{vol}) with change of kVp and Rotation time [Unit: mGy]

3. 잡음 측정과 피폭 선량과의 관계

영상의 질을 저해하지 않는 범위 내에서 환자의 흡수선량을 줄이기 위해 잡음을 측정하였다.

이를 위해 두부용 물 팬텀을 이용하여 3곳의 ROI 지역에 대하여 kVp와 회전시간을 변화시키면서 촬영한 결과 (Fig. 1)는 관전압 100 kVp, 회전시간이 1.0 sec에서 0.5 sec로 짧아질수록 영상의 잡음이 증가하였다(Table 3, Fig. 4). 관전압 120 kVp로 촬영한 영상의 잡음은 관전압을 100 kVp로 촬영한 영상의 잡음보다 전체적으로 낮게 측정되었다. 관전압 120 kVp, 회전시간이 1.0 sec에서 0.5 sec로 짧아질수록 영상의 잡음이 증가하였다(Table 4, Fig. 5). 관전압 140 kVp로 촬영한 영상의 잡음은 관전압을 120 kVp로 촬영한 영상의 잡음보다 전체적으로 낮게 측정되었다. 관전압 140 kVp, 회전시간이 1.0 sec에서 0.5 sec로 짧아질수록 영상의 잡음이 증가하였다 (Table 5, Fig. 6). 즉 회전시간이 증가할수록 잡음 크기는 줄어들었고, 관전압 중에서 120 kVp의 잡음 크기가 전체적으로 컸다.

잡음값과 흡수선량값을 사용해서 화질을 유지하고 흡수선량을 감소시키기 위한 조건을 찾기 위해 G사의 전산 화단층촬영의 두부 검사를 위한 표준 프로토콜은 120 kVp에 1.0 sec의 회전시간을 기준으로 잡음을 측정한 결과, 2.59 HU(Noise-mean value calculated from three ROI)로 측정되었다. G사에서 제시하는 프로토콜보다 낮은 잡음 준위를 보이는 프로토콜 구간은 140 kVp, 0.9 sec와 140 kVp, 1.0 sec이다(Fig. 7). 그리고 흡수선량을 보면, 115.2 mGy와 116.8 mGy로 G사 프로토콜의 103.3 mGy 보다 오히려 높다. 잡음 값을 이용한 분석 실험에서, 실험결과 선정된 프로토콜이 영상의 질을 저해하지 않았지만 흡수선량이 높게 측정되어 분석 지표로는 적합하지 않은 것으로 나타났다.

Table 3. Noise value in phantom density with 100 kVp

Rotation time(sec)	100 kVp		
	1	2	3
1.0	3.03	3.23	3.41
0.9	3.37	3.34	3.64
0.8	3.73	3.6	3.6
0.7	3.94	4.08	4.26
0.6	4.33	4.23	4.46
0.5	4.81	4.89	4.71

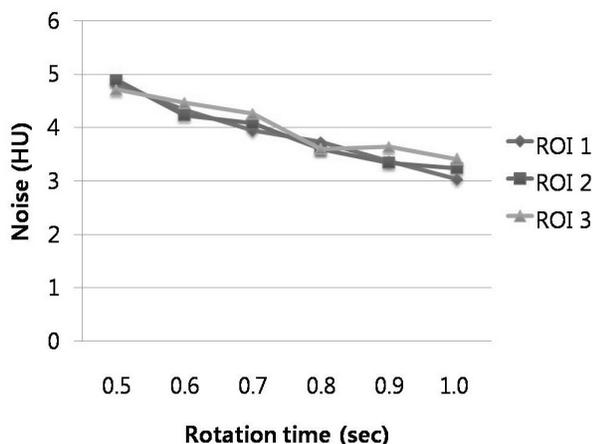


Fig. 4. Noise value in phantom density with 100 kVp

Table 4. Noise value value in phantom density with 120 kVp

Rotation time(sec)	120 kVp		
	1	2	3
1.0	2.63	2.58	2.76
0.9	2.68	2.78	2.99
0.8	2.77	2.98	3.09
0.7	3.05	3.13	3.24
0.6	3.52	3.44	3.56
0.5	3.80	3.51	4.03

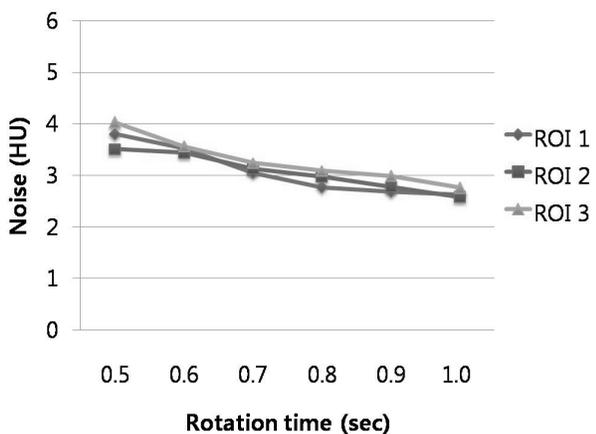


Fig. 5. Noise value in phantom density with 120 kVp

Table 5. Noise value in phantom density with 140 kVp

Rotation time (sec)	140 kVp		
	1	2	3
1.0	2.35	2.33	2.47
0.9	2.5	2.37	2.51
0.8	2.48	2.61	2.67
0.7	2.63	2.8	3.06
0.6	2.97	2.86	2.98
0.5	3.30	3.04	3.37

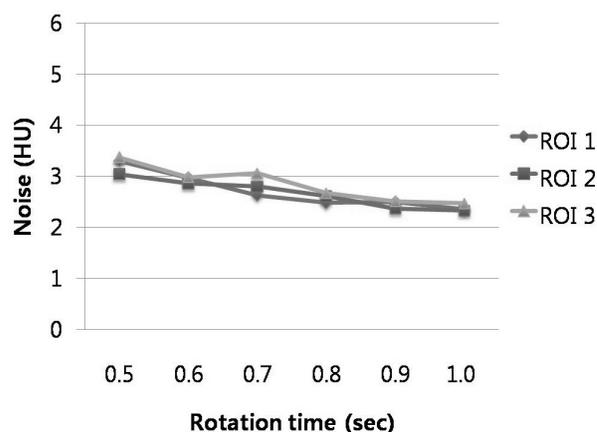


Fig. 6. Noise value in phantom density with 140 kV

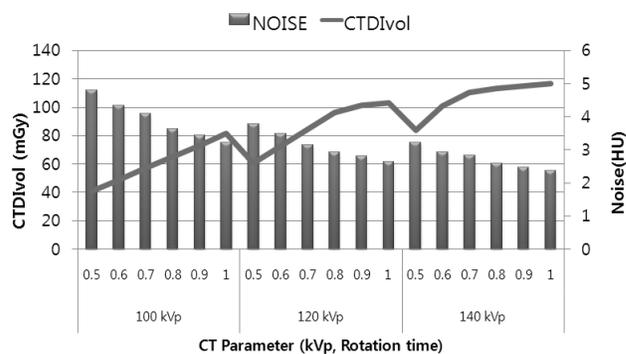


Fig. 7. Results of Noise and CTDI_{vol} with protocol change

4. PSNR 측정 및 피폭 선량과의 관계

PSNR 값과 흡수선량값을 사용해서 화질을 유지하고 흡수선량을 감소시키기 위한 조건을 찾기 위해 데이터를 비교한 결과는 다음과 같다. PSNR를 계산하기 위하여 MSE를 측정하였으며(Fig. 9) 결과 Exposure Parameter 10번, 11번이 가장 낮게 나타났다. 이것은 기준 영상에 대해서 영상 차가 작음을 나타낸다. 이때, Exposure Parameter 10번은 120 kVp, 회전시간 0.8 sec이고 Exposure Parameter 11번은 120 kVp, 회전시간 0.9 sec이다. PSNR이 30 dB 이상인 전산화단층촬영 프로토콜은 관전압 120 kVp, 회전시간 0.8 sec와 관전압 120 kVp, 회전시간 0.9 sec이다(Fig. 8). 이때의 CTDIvol은 각각 96.13 mGy, 101.6 mGy로 두부 기준 CT 매개변수로 촬영했을 시의 CTDIvol인 103.3 mGy보다 낮게 측정되었다(Table 6).

비교분석을 위해서 식(6)의 FOM(figure of merit) 계산을 이용하였으며(FOM 값이 클수록 화질은 우수하고 선량 값은 낮음)¹¹⁾, 선별된 30 dB 이상의 관전압 120 kVp, 회전시간 0.8 sec과 관전압 120 kVp, 회전시간 0.9 sec 중에서 관전압 120 kVp, 회전시간 0.8 sec의 FOM이 9.39로 가장 높게 나타났다(Table 7). 이때 선량감소는 G사의 프로토콜에 비해서 7.17 mGy(6.94%) 낮았으며, 만약 약간의 화질 감소를(29.10 dB) 감수하고, 선량감소를 크게 하기 위해서 140 kVp, 회전시간 0.5 sec의 프로토콜을 사용하면, 17.6 mGy로서 G사 권고 프로토콜의 흡수선량인 103.3 mGy보다 17.03% 줄일 수 있다.

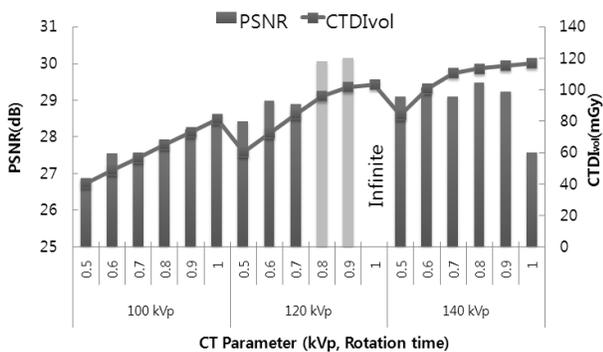
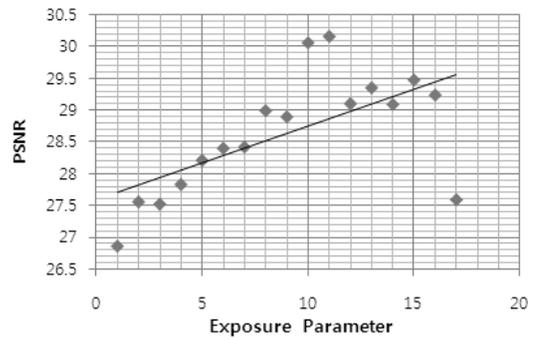
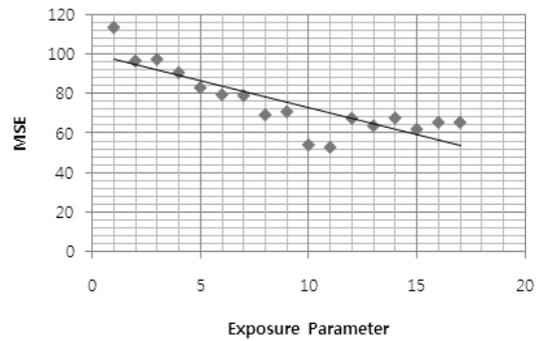


Fig. 8. Results of PSNR and CTDI_{vol} with protocol change



(a)



(b)

Fig. 9. Results of PSNR and MSE: x axis show protocol change and y axis show PSNR with MSE

(a) Figure show best PSNR value (Exposure Parameter 10, 11)

(b) Figure show best MSE value (Exposure Parameter 10, 11)

* Parameter 10: 120 kVp, 0.8 Rotation time

* Parameter 11: 120 kVp, 0.9 Rotation time

Table 6. Results of PSNR and CTDI_{vol} with protocol change

kVp	Rotation time(sec)	PSNR(dB)	CTDI _{vol} (mGy)
100	0.5	26.85	40.64
	0.6	27.55	48.77
	0.7	27.51	56.90
	0.8	27.82	65.02
	0.9	28.21	73.15
120	1.0	28.40	81.28
	0.5	28.42	60.46
	0.6	28.99	72.56
	0.7	28.89	84.65
	0.8	30.06	96.13
140	0.9	30.16	101.6
	1.0	Infinite	103.3
	0.5	29.10	84.00
	0.6	29.35	100.8
	0.7	29.09	110.5
140	0.8	29.48	113.5
	0.9	29.24	115.2
	1.0	27.58	116.8

Table 7. FOM results of Noise and PSNR to find best protocol with low dose

Protocol	PSNR(dB)	FOM	Dose(mGy)
120, 0.8	30.06	9.39	96.13
120, 0.9	30.16	8.95	101.6
140, 0.5	29.10	10.08	84.00
140, 0.6	29.35	8.54	100.8
140, 0.8	29.48	4.65	113.5

* GE protocol of brain scan: 120 kVp, 1.0 sec(Rotation Time), 103.3 mGy(Dose)

* Protocol: kVp, sec(Rotation Time)

IV. 고찰

ICRP-605에서는 의학적으로 이용하는 방사선원은 환자의 이득을 위하여 의도적으로 사용한다. 방어의 최적화를 위하여 의료피폭에서의 선량한도는 규정하지 않았지만, 2007년 새로이 개정된 ICRP-1036에서는 계획피폭 상황에 대해서는 참조준위(reference level)으로써 개인선량과 위험이 제약된다고 명시하고 있다. 이와 같이 의료산업이 발달하고 방사선 이용에 관한 사회적 의식수준이 높아지면서 권고안 역시 강화되고 있다.

전산화단층촬영의 발달은 임상에서의 영상의 질이 향상되고, 인체의 단면 영상을 재구성하므로 진단적 가치가 더욱 높아졌다. 그러나 이로 인해 이전보다 환자가 받는 방사선에 대한 노출량은 현저히 증가하게 되었다. 전산화단층촬영으로 인해 받는 방사선 피폭이 의료행위를 통한 방사선 피폭중 약 34%를 차지한다³⁾. 방사선사는 검사에 의한 노출은 불가피하나 피폭으로 진단을 내리기에 무리가 없는 최적점을 찾기 위해 주력해야 한다.

피폭선량을 줄이고 최상의 화질을 유지하기 위해서 필요한 영상 간 화질의 평가를 위해서 PSNR을 사용하였다. PSNR은 쉽고 빠르게 화질을 측정할 수 있는 대중적인 방법이지만 여러 가지 한계를 가지고 있다. PSNR은 ITU-R 500에 정의되어 있는 것과 같은 주관적인 화질 측정 방법과 연관시키기가 쉽지 않다. 주어진 이미지나 동영상에 대해, 높은 PSNR은 일반적으로 높은 화질을 의미하고 낮은 PSNR은 낮은 화질을 의미한다. 그러나 PSNR 값이 주관적인 화질을 절대적으로 공식화했다고 보기는 어렵다⁸⁾. 의료영상평가는 물리적 평가방법과 심리적 평가방법이 있는데, 영상의 화질 평가의 지표로 물리

적 평가방법의 하나인 변조전달함수(modulation transfer function; MTF)와 양자검출효율(detective quantum efficiency; DQE)이 있다. MTF는 검출기의 입력 신호를 정확히 전달받아 정보로써 기록능력을 평가하는 것을 말한다. 노이즈는 같고 MTF값이 다를 때, MTF가 높은 영상은 동시에 노이즈도 선명하게 보이게 된다. 따라서 MTF 측정만으로 화질을 평가하는 것은 적절하지 못하다. 따라서 DQE도 함께 평가되어야 한다. 최종적인 영상 중 에서 실제의 광자 데이터가 얼마나 포함되어 있는가, 또는 영상을 구성하는 SNR을 평가하는 것이다. 선량이 일정 수준에 도달했을 때 얻어지는 화질 정도를 추측할 수 있다. 따라서 MTF와 DQE는 영상 화질을 정량적으로 나타내는 일반적인 방법으로 화질평가의 지표가 된다⁹⁾.

잡음은 노출된 외부환경이나 잡음의 종류, 화상처리법 등에 따라 영향을 받을 수 있다. 데이터의 전송 혹은 획득 및 처리과정에서 잡음이 발생하게 되는데 이를 처리해 줄 수 있는 필터의 종류와 필터 크기에 따라 SNR과 MSE값이 달라진다¹⁰⁾. G사에서 제시한 노출조건과 유사한 특성을 가지면서도 화질을 저하 시키는 노출조건을 찾기 위하여 PSNR값이 유용하게 사용될 수 있었지만, 엄밀하게 영상을 평가할 수 있는 표준적인 방법이라고 말하기 힘들다. 향후 MTF와 DQE도 함께 측정하여 가장 정확하게 영상을 평가하기 위해 시도하고¹¹⁾, 선량을 감소시킬 수 있는 방법을 찾아내어 적절한 전산화단층촬영 매개변수를 도출 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 두부 전산화단층촬영 검사에서 영상의 질을 유지하면서 환자의 피폭선량을 최소화 할 수 있는 노출 매개변수를 찾는데 있다. 이를 위해 관전압과 회전시간을 변화 시켜 팬텀의 영상을 얻었으며, 영상의 질을 평가하기 위해 선량, 잡음, PSNR을 측정하였다.

그 결과는 첫째, CTDIvol를 이용한 기기의 재현성과 본 실험의 유효성을 확인할 수 있었고, 잡음실험에서는 관전압이 낮을수록 회전시간이 짧을수록 잡음이 증가하는 것을 확인할 수 있었다.

둘째, 제조사에서 제시한 프로토콜이 잡음 정도는 유지할 수 있었으나, 피폭선량이 과다한 점에서 분석 지표로는 적합하지 않은 것으로 나타났다.

셋째, PSNR측정 결과, 영상의 질을 저해하지 않는 촬영조건은 관전압 120 kVp, 회전시간 0.8 sec였으며, 이는

제조사에서 제시한 프로토콜에 비해 환자의 피폭선량이 약 6.94% 감소를 알 수 있었다.

또한 영상의 화질을 29.10 dB로 감소시키고 촬영조건을 140 kVp, 회전시간을 0.5 sec로 한다면 환자의 피폭선량은 약 17.03%까지 줄일 수 있을 것으로 판단된다. 현재 임상에서 쓰이는 전산화단층촬영 장비들은 제조사에서 권고하는 기술요소들을 참고하도록 되어있다. 따라서 재검사자 및 일일 피폭선량이 많은 환자에 대해서 화질과 피폭 선량의 관계를 고려하여 일시적으로 사용될 예외적인 프로토콜을 제시하는 것이 바람직하다. 한편, 고관전압 사용으로 인한 X선 발생기의 부하를 고려하여 연속적인 사용은 피해야 한다.

참 고 문 헌

1. UNSCEAR 2000 Report: Source and Effects of Ionizing Radiation, 2000
2. 김승희: CT 엑스선 검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인, 방사선안전관리시리즈, 19, 2009
3. 임현술: 보건의료인의 물리적 인자에 의한 건강장애, 전리방사선을 중심으로, J Korean Med Assoc, 53(6), 483-491, 2010
4. 건강보험심사평가원: 2004. 상반기 건강보험 심사통계지표, 14-15, 2004
5. 김상연, 한진우, 박인우: Cone beam CT와 일반 CT의 흡수선량 및 유효선량 비교평가, 대한구강악안면방사선학회지, 38, 7-15, 2008
6. ICRP Publication 87: Managing Patient Dose in Computed Tomography, Elsevier Ltd, The boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, 2004
7. 고인호, 김경근, 김동윤 등: Textbook of computed tomography, 청구문화사, 2003
8. ICRP Publication 102: Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography(MDCT), Elsevier Ltd, The boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, 2007
9. Tomas B, Maria P.Q: No-reference PSNR estimation algorithm for H.264 encoded video, 16th European Signal Processing Conference, Switzerland, 2008
10. Ding W, Tong Y, Zhang Q, Yang D: Image and Video Quality Assessment Using neural Network and SVM, Tsinghua Science and Technology, 13(1), 112-116, 2008
11. Williams MB, Raghunathan P, More MJ, et al.: optimization of exposure parameters in full field digital mammography, Medical Physics 35(6), 2008
12. http://www.radiology.wisc.edu/sections/neuro/protocols/Neuroradiology_CT_Protocols.pdf
13. 구현우: 소아 CT: 방사선량에 대한 이해와 영상기법의 최적화, 대한영상의학회지, 52, 1-5, 2005
14. 한동균, 양한준, 김문찬, 고신관: MDCT에서 화질과 방사선량에 관한 연구, 대한방사선기술학회지, 30(2), 129-138, 2007
15. 김현수, 김공식, 김태훈, 유병규: Multidetector-Row Computed Tomography (MDCT) Coronary Angiography에서 Arrhythmia Correction이 영상의 질에 미치는 영향에 관한 연구, 대한방사선기술학회지, 27(2), 7-12, 2004
16. 조성인, 강석주, 기영환: 양방향 화소값 변환을 사용한 백라이트 디밍 시스템, SoC 2010, 193-196, 2010
17. Suk-ju K, Young Hwan K: Image Integrity-based Gray-Level Error Control for Low Power Liquid Crystal Displays, IEEE Transactions on Consumer Electronics, 55(4), 2009

• Abstract

Optimization of Exposure Parameters in Brain Computed Tomography

Seong-Jin Ko · Se-Sik Kang

Dept. of Radiological Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan

This study determines a range of CT parameter values in Brain CT which are minimizing patient absorption dose without compromising the image quality and optimal exposure condition. We measured dose and image noise using conventional CT parameters in Brain CT. In addition, we evaluated dose, SNR and PSNR of head phantom images while changing kVp and rotation time. In this study, effectiveness of dose that was achieved from dose reproducible experiments in conventional head CT condition is determined by changing kVp and rotation time. Dose and PSNR is related to low dose-high resolution condition. In conclusion, we suggest that using proposed conditions is effective for imaging to compare with conditions proposed by the manufacturer.

Key Words: kVp, Rotation time, Absorbed dose, Noise, Computed Tomography