

## 복부 일반촬영시 초점-필름간거리 변화가 피폭선량 및 화질에 미치는 영향

고려대학교 보건대학 방사선과 · 경기대학교 대학원 물리학과  
김 유 현

경기대학교 대학원 물리학과  
권 수 일

- Abstract -

### Effects on Patient Exposure Dose and Image Quality by Increasing Focal Film Distance in Abdominal Radiography

You hyun kim

*Dept. of Radiologic Technology, college of Health Sciences, Korea University  
Dept. of Physics, Kyonggi University, Sunwon, 440-760, Korea*

Soo il kwon

*Dept. of Physics, Kyonggi University, Sunwon, 440-760, Korea*

We can and must improve the diagnostic images using available knowledge and technology. At the same time we must strive to reduce the patient's integral and entrance radiation dose.

Reducing the integral dose to the patient during the radiologic procedure is a primary concern of the patient, especially the pediatric patient, the radiologist and the technologist.

A 100cm focal film distance generally is used for most over-table radiography.

The early x-ray tubes and screen film combinations required long exposures, which often resulted in motion artifacts.

But nowadays, we have the generators and x-ray tubes that can deliver the energy necessary in a very short time and the receptors that can record the information just as rapidly.

And, we performed this studies to evaluate the patient exposure dose and the image quality by increasing focal film distance in diagnostic radiography.

There are many factors which affected to exposure factor, but we studied to verify of FFD increase, only. Effect of increasing the focal film distance to a 140 cm distance was tested as follows:

1. The focal film distances were set at 100, 120, and 140cm.
2. A 18cm acryl(tissue equivalent) phantom was placed on the table top.
3. An Capintec 192 electrometer with PM 05 ion chamber was placed at the entrance surface of the phantom, and exposure were made at each focal film distances.
4. The procedure was repeated in the same manner as above except the ion chamber was placed beneath the phantom at the film plane.
5. Exit exposure were normalize to 8mR for each portions of the experiment.

Based on the success of the empirical measurements, a detailed mathematical analysis of the dose reduction was performed using the percent depth dose data.

The results of this study can be summarized as followings :

- 1) Increasing FFD from 100 cm to 140 cm, we would create a situation that would have a significant effect on the overall quality of radiograph and achieve the 17.42% reduction of entrance dose and the 18.95% reduction of integral dose that the patient receives.
- 2) Thickness of Al step wedge for equal film density increased with the long distance.
- 3) Increasing FFD, Magnification of image was lowered.
- 4) Resolution of image also increased with the FFD.

As the results described above, we strongly recommend using the long FFD to provide better information for our patients and profession in abdomen radiographic studies.

## I. 서 론

X선 일반촬영은 최근에 CT, MRI, 초음파 등 새로운 진단장치의 발전과 보급 등으로 등한시되는 경향이 있으나 아직도 진단정보의 80~90%를 차지하고 있다<sup>1,2)</sup>. 특히 복부 X선 촬영은 복부전체를 파악할 수 있고 수술후의 경과관찰, 가스상, 장기나 근육의 윤곽, 복수, 석회화 등을 파악하는데 매우 중요한 검사로써 일반촬영에서 이용되는 비율은 흉부에 이어 제2위로서 병원에 따라 차이는 있으나 전체검사의 10~20% 정도를 차지하고 있다<sup>3)</sup>. 그러나 복부촬영시 환자의 피폭에 관한 몇몇의 연구<sup>4,5,6)</sup>가 있으나 이들은 단순히 우리나라 병의원에서의 복부촬영시 환자의 입사선량에 관한 조사이며 Richard 등의 실험<sup>7)</sup>은 복부촬영시 필름-초점간거리증가에 대한 효과를 실험하였으나 사용한 심부선량을도 선질이 다른 자료를 이용하였고 단순히 거리역자승법칙에만 기초하여 환자의 피폭선량을 계산한 것이기 때문에 결과에 대해 신빙성이 부족하다. 따라서 저자들은 방사선 피폭선량과 화질에 영향을 미치는 인자<sup>8)</sup>들인 관전압, 관전류, 조사시간, 조사거리 등의 많은 기술적인 인자 중 조사거리 즉, 필름-초점간거리(이하 FFD : Focal Film Distance)를 증가시킴으로써 피부선량 및 적분선량의 감소와 아울러 화질이 향상된다는 보고<sup>7,8,9)</sup>를 토대로, 피폭선량의 감소와 화질의 향상을 실험을 통해 정량적으로 밝혔다.

## II. 이 론

SSD변화에 따른 심부선량백분율(이하 PDD : Percentage Depth Dose)의 변화<sup>10)</sup>는 주로 거리역자승법칙, 지수함수적인 감쇄, 그리고 산란에 의해서 이루어진다고 했을 때 SSD  $f_1$ 에서의 PDD는

$$P(d, r, f_1) = 100 \cdot \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d}\right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot K_s \text{ ---- (1)}$$

여기서  $d$ 는 팬텀내의 깊이,  $d_m$ 은 중심선속상의 최대선량까지의 깊이,  $r$ 는 팬텀표면에서의 조사면,  $f_1$ 은 기준 SSD,  $f_2$ 는 변화된 SSD,  $\mu$ 는 선감약계수,  $K_s$ 는 산란선량

이며 SSD를  $f_1$ 에서  $f_2$ 로 변화할 때  $K_s$ 값의 변화를 무시하면

$$P(d, r, f_2) = 100 \cdot \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d}\right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot K_s \text{ ---- (2)}$$

로 놓을 수 있고 (1) (2)식에 의해서,

$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m}\right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d}\right)^2 \text{ ---- (3)}$$

의 식을 얻을 수 있고, 여기서 식(3)의 우항  $\left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m}\right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d}\right)^2$ 을 Mayneord F factor 라하며 본 실험의 에너지영역에서  $d_m$ 은 0cm로 이므로 F factor는  $\left\{\frac{f_2(f_1 + d)}{f_1(f_2 + d)}\right\}^2$ 로 쓸수 있으므로 SSD를  $f_1$ 에서  $f_2$ 로 변경했을 때의 심부선량백분율은

$$P(d, r, f_2) = P(d, r, f_1) \cdot \left\{\frac{f_2(f_1 + d)}{f_1(f_2 + d)}\right\}^2 \text{ ---- (4)}$$

와 같다.

그런데 이 Mayneord F factor는 산란이 최소가 되는 작은 조사면에서는 합리적으로 잘 적용이 될 수 있으나, 에너지가 낮고, 조사야가 크고 깊이가 깊으면 상당한 오차가 생길 수 있다. 따라서 조사면이 비교적 크고 저에너지 일 경우 F factor는  $\frac{1+F}{2}$  factor가 더 정확하다는 실험적 근거하에 본 실험에서는  $\frac{1+F}{2}$  factor를 사용하였다.

즉, SSD를  $f_1$ 에서  $f_2$ 로 변경했을 때의 심부선량백분율은

$$P(d, r, f_2) = P(d, r, f_1) \cdot \frac{1 + \left\{\frac{f_2(f_1 + d)}{f_1(f_2 + d)}\right\}^2}{2} \text{ ---- (5)}$$

로 쓸 수 있다.

Table 1. Calculation of PDD by SSD

SSD (cm) depth(cm)	100	75		95		115	
		F <sub>75</sub>	PDD(%)	F <sub>95</sub>	PDD(%)	F <sub>115</sub>	PDD(%)
0	100.00	1.000	100.00	1.000	100.00	1.000	100.00
1	87.25	0.997	86.96	0.999	87.20	1.001	87.36
2	73.33	0.994	72.86	0.999	73.25	1.003	73.52
3	62.25	0.990	61.65	0.998	62.15	1.004	62.49
4	50.83	0.987	50.19	0.998	50.73	1.005	51.09
5	42.25	0.984	41.60	0.998	42.14	1.006	42.51
6	35.00	0.982	34.36	0.997	34.90	1.007	35.26
7	29.75	0.979	29.12	0.997	29.65	1.009	30.01
8	24.17	0.976	23.59	0.996	24.08	1.010	24.41
9	20.08	0.974	19.55	0.996	19.99	1.011	20.30
10	16.42	0.971	15.94	0.995	16.34	1.012	16.62
11	13.33	0.969	12.91	0.995	13.26	1.013	13.51
12	11.42	0.966	11.03	0.994	11.36	1.014	11.58
13	9.75	0.964	9.40	0.994	9.69	1.015	9.90
14	7.50	0.961	7.21	0.994	7.45	1.016	7.62
15	6.42	0.959	6.16	0.993	6.38	1.017	6.53
16	4.75	0.957	4.55	0.993	4.72	1.018	4.84
17	3.33	0.955	3.18	0.992	3.30	1.020	3.39
18	2.50	0.953	2.38	0.992	2.48	1.021	2.55

$$F_{75} = \frac{1 + \left\{ \frac{75(100 + d)}{100(75 + d)} \right\}^2}{2}$$

$$F_{95} = \frac{1 + \left\{ \frac{95(100 + d)}{100(95 + d)} \right\}^2}{2}$$

$$F_{115} = \frac{1 + \left\{ \frac{115(100 + d)}{100(115 + d)} \right\}^2}{2}$$

### Ⅲ. 재료 및 방법

#### 1. FFD 증가에 따른 선량 측정

Fig.1에서와 같이 테이블위에 아크릴 팬텀을 놓고 FFD를 100, 120, 140 cm으로 하면 팬텀의 두께가 18cm이고 팬텀-필름간거리가 7cm이므로 초점-팬텀표면간의 거리(SSD)는 75, 95, 115 cm가 되므로 金 등의 실험<sup>8)</sup>에서 제시한 PDD( 80 kVp, 25 cm × 25 cm, SSD 100 cm)를 기초로하여 식 (5)를 이용하여 Table 1을 만들었다.

X선 발생장치로 동아 X선 발생장치(DXG 325)를 사용하여 Fig. 1과 같이 아크릴 팬텀(30×30×1n8cm, physical density 1.0 g/cm<sup>3</sup>)을 테이블 위에 놓고 5cc 이온함(Capintec PM 05)과 전위계( Capintec 192, N.J., USA)를 설치하였다. 이때 환자가 테이블에 바로누운자세로

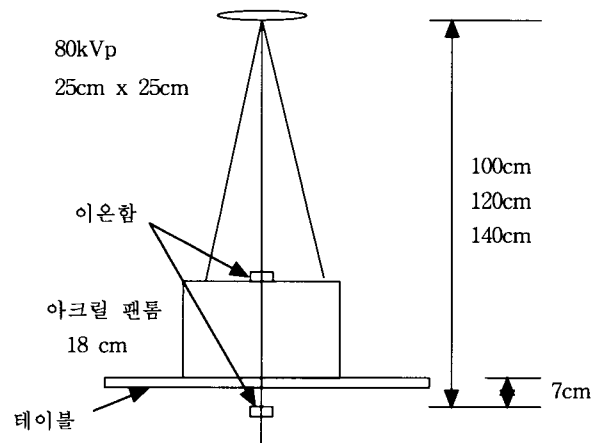


Fig. 1. Measurement to dose by increasing the focal film distance

Table 2. Dose for FFD 100cm

깊이(cm)	PDD(%)	흡수선량 (mGy)	평균흡수선량 (mGy)	질량(g)	적분선량 (g · mGy)
0	100.00	4.971			
1	86.96	4.323	4.647	625.00	2904.38
2	72.86	3.622	3.972	641.78	2549.15
3	61.65	3.065	3.343	658.78	2202.30
4	50.19	2.495	2.780	676.00	1879.28
5	41.60	2.068	2.281	693.44	1581.74
6	34.36	1.708	1.888	711.11	1342.58
7	29.12	1.448	1.578	729.00	1150.36
8	23.59	1.173	1.340	747.11	1001.13
9	19.55	0.972	1.072	765.44	820.55
10	15.94	0.792	0.882	784.00	691.49
11	12.91	0.642	0.717	802.78	575.59
12	11.03	0.548	0.595	821.78	488.96
13	9.40	0.467	0.508	841.00	427.23
14	7.21	0.358	0.413	860.44	355.36
15	6.16	0.306	0.332	880.11	292.20
16	4.55	0.226	0.266	900.00	239.40
17	3.18	0.158	0.192	920.11	178.58
18	2.38	0.118	0.138	940.44	129.78
					18810.06 g · mGy

Table 3. Dose for FFD 120 cm

깊이(cm)	PDD(%)	흡수선량 (mGy)	평균흡수선량 (mGy)	질량(g)	적분선량 (g · mGy)
0	100.00	4.526			
1	87.20	3.947	4.236	625.00	2647.50
2	73.25	3.315	3.631	638.23	2317.41
3	62.15	2.813	3.064	651.59	1996.47
4	50.73	2.296	2.555	665.10	1699.33
5	42.14	1.907	2.102	678.74	1426.71
6	34.90	1.580	1.744	692.52	1207.75
7	29.65	1.342	1.461	706.44	1032.11
8	24.08	1.090	1.216	720.50	876.13
9	19.99	0.905	0.997	734.70	732.50
10	16.34	0.740	0.822	749.03	615.70
11	13.26	0.600	0.670	763.50	511.55
12	11.36	0.514	0.557	778.12	433.41
13	9.69	0.439	0.476	792.87	377.41
14	7.45	0.337	0.388	807.76	313.41
15	6.38	0.289	0.313	822.78	257.53
16	4.72	0.214	0.251	837.95	210.33
17	3.30	0.149	0.182	853.25	155.29
18	2.48	0.112	0.131	884.28	115.84
					16926.38g · mGy

Table 4. Dose for FFD 140cm

깊이(cm)	PDD(%)	흡수선량 (mGy)	평균흡수선량 (mGy)	질량(g)	적분선량 (g · mGy)
0	100.00	4.105			
1	87.36	3.586	3.846	625.00	2403.75
2	73.52	3.108	3.302	635.92	2099.81
3	62.49	2.565	2.792	646.93	1706.23
4	51.09	2.097	2.331	658.03	1533.87
5	42.51	1.745	1.921	669.23	1285.59
6	35.26	1.447	1.596	680.53	1086.13
7	30.01	1.232	1.340	691.92	927.17
8	24.41	1.002	1.117	703.40	785.70
9	20.30	0.833	0.918	714.98	656.35
10	16.62	0.682	0.758	726.65	550.80
11	13.51	0.555	0.619	738.42	457.08
12	11.58	0.475	0.515	750.28	386.39
13	9.90	0.406	0.441	762.24	336.15
14	7.62	0.313	0.360	774.29	278.74
15	6.53	0.268	0.291	786.44	228.85
16	4.84	0.199	0.233	798.68	186.09
17	3.39	0.139	0.169	811.01	137.06
18	2.55	0.105	0.122	823.44	100.46
					15246.23g · mGy

높게 되는데 환자가 누워있는 테이블의 표면에서 필름까지의 거리는 측정에 이용한 장치에서는 7cm 였다. 임상에서 복부 촬영시 단상전파정류장치로 80 kVp를 사용하는 시설이 대부분이므로<sup>6,11)</sup> 관전압을 80 kVp, 조사면을 25 cm × 25 cm로 고정하고, 환자 복부의 두께를 18 cm라 가정하여 18 cm 두께의 아크릴 팬텀을 투과한 필름 노출량이 8 mR(필름노광을 위한 임의의 량)으로 일정하게 되도록 측정을 통하여 mAs값을 거리에 따라 변화시키면서 아크릴 팬텀 표면에서의 입사선량을 측정하였다. 이 입사선량을 기초로 Table 1에서 구한 PDD를 이용하여 팬텀 표면에서부터 깊이가 1cm씩 증가한 점의 흡수선량을 구하고 깊이에 따른 1cm 간격의 평균을 구하여 1cm두께의 중심점에서의 평균흡수선량으로 하였다. 그리고 팬텀 표면에서의 조사면 25 cm × 25 cm가 깊이에 따라 증가한 면적에 1cm두께를 곱하여 이를 조사된 용적의 질량으로 하여 그 질량에 평균 흡수선량을 곱함으로써 각각의 깊이에서의 적분선량을 구할 수 있고 이들의 합을 총적분선량으로 하여 FFD 100, 120, 140 cm에서의 총적분선량을 Table 2, 3, 4에 나타내었다.

## 2. 화질평가를 위한 측정

선량 측정에서와 같은 방법으로 관전압을 80 kVp, 조사면을 25 cm × 25 cm로 고정하고, Fig. 2와 같이 18 cm

두께의 아크릴 팬텀 위에 해상력 chart(micro chart, Japan)와 Al step wedge(ALI, mm, Japan)를 놓고 아크릴 팬텀을 투과한 선량을 일정하게 유지시키기 위해 mAs값을 거리에 따라 변화시켜가면서 아크릴 팬텀 밑에서 7 cm 떨어진 위치에 카세트(Okamoto, Japan)안에 필름(Fuji-Rx)을 장착하여 FFD 100, 120, 140 cm에서 각각 노광하였다. 노광된 필름은 거의 같은 시각에 자동현상기(Fischer Model K-Plus)를 이용하여(현상온도 33°C, 현상 시간 180초) 현상한 후 농도계(Sakura PDA-81)를 이용하여 농도를 측정하여 1.0+base+fog농도를 나타내기 위한 알루미늄의 두께를 구하였다.

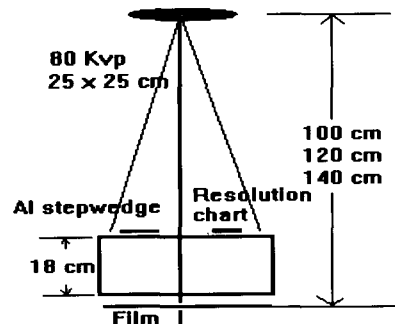


Fig. 2. Experiment for clinical application

확대율은 실제 Al step wedge의 길이와 필름에 나타난 Al step wedge 영상의 길이의 비에서 확대율을 구하였으며, 해상력(line pair/mm)은 근접해 있는 작은 물체를 얼마나 식별하여 기록할수 있는가 하는 능력으로서 필름에서 해상력 chart를 읽어 Table 5에 나타내었다.

#### IV. 결 과

##### 1. FFD 증가에 따른 선량변화

Table. 2, 3, 4와 같이 입사선량은 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 4.971, 4.526, 4.105mGy로, 거리가 100cm에서 120cm로 증가시 8.95%, 100cm에서 140cm로 증가시 17.42%의 감소를 보였다.

그리고 적분선량도 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 18810.06, 16926.38, 15246.23 g·mGy로, 거리가 100cm에서 120cm로 증가시 10.01%, 100cm에서 140cm로 증가시 18.95%의 적분선량 감소를 보였다.

##### 2. 화질 평가를 위한 측정결과

Table. 5에서와 같이 농도 1.0+fog을 나타내기 위한 Al stepwedge의 두께는 FFD 100, 120, 140cm 에서 각각 12, 13, 15mm를 나타내어 거리를 증가시킴에 따라 농도 1.0+fog를 나타내기 위 한 Al step wedge의 두께가 높게 나타난 것으로 보아 투과도가 향상되었으며, 확대율은 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 1.33, 1.26, 1.22로 나타나 거리가 증가하면서 확대가 감소 되었다.

Table 5. Measurement data for image evaluation

구분 \ 거리(cm)	100	120	140
1.0+base+fog농도를 나타내기 위한 Al step wedge의 두께	12 mm	13 mm	15 mm
확대도 = 1+OFD/FOD	1.33	1.26	1.22
해상력(line pair/mm)	1.25	1.58	2.00

해상력은 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 1.25, 1.58, 2.00 line pair/mm로 나타나 거리의 증가에 따라서 해상력도 증가되었다. 사실 FFD증가에 따라 투과도가 증가하고 확대율이 감소하였으며 해상력이 증가하였다고 해서 반듯이 화질이 향상되었다고 결론을 내릴 수는 없다 할 지라도 투과도의 증가는 필름의 농도를 증가시키고, 확대율의 감소는 기하학적인 불선예도를 감소시키며, 해상력의 증가는 근접해 있는 작은 물체를 식별할 수 있는 능

력이 향상되는 등 화질에 미치는 영향을 고려할 때 분명히 화질의 향상을 기대할 수 있으리라 사료된다.

이런 결과로부터 본 저자는 종래에 사용해 왔던 복부 촬영 시 초점-피부간거리를 100cm로 고정 해 놓고 촬영한다는 것은 현재의 장치발전과 기술에 비해 뒤떨어진 촬영방법 이므로, 시설과 장치가 허용되는 한 초점-피부간거리(FFD)를 증가시켜 촬영함으로써 환자에 대한 피폭선량의 감소와 더 좋은 화질을 얻을 수 있으리라 생각 된다.

#### V. 고 찰

필름의 농도와 불선예도에 영향을 미치는 요소에는 초점-필름간거리, 관전류, 조사시간, 관전압, 그리드, 증감지-필름의 조합 등이 있다.

초점-필름간 거리를 증가시키면 필름농도의 저하를 가져오는데 이를 보상하기 위해서는 관전류, 관전압, 조사 시간 등을 변화시킬 수 있다. 그런데 초점-필름간 거리를 증가에 따른 농도를 보상하기 위하여 관전압(kVp)을 증가시키면 영상 전체의 대조도에 저하를 가져올 수 있으며<sup>12)</sup>, 조사시간을 증가시키면 motion artifacts에 영향을 미쳐 움직임에 의한 불선예도를 가져올수 있기 때문에<sup>13)</sup> 관전류(mA)를 변화시켜 보상해야 한다. 따라서 초점-필름간 거리증가에 따른 농도보상은, 장치에 따라 다르겠지만, 단순히 몇 단계의 mA를 증가 시킴으로서 가능하리라 사료된다.

한편 충분한 관전류 용량을 가지고 있는 장치라 할지라도 초점크기가 제한요소가 될 수 있다. 즉, 초점크기 0.3mm의 X선관 장치는 0.6~1.2 mm의 X선관 장치보다 부하특성이 작다<sup>14)</sup>. 이와같이 초점의 크기가 작아 관전류를 증가시킬 수 없는 경우가 있다. 그러나 오늘날 필름과 증감지의 발달로 높은 감도의 필름-증감지 조합을 선택 하므로써 보다 큰 관전류를 사용한 것과 같은 효과를 낼수 있다.

또한 초점-필름간 거리를 증가 시키므로써 발생하는 기하학적인 요소로서 X선 선속이 좀더 환자에 평행하게 조사 되므로써 영상에 있어서 반음영이 감소되어 실물에 가까운 영상을 얻을 수 있는 반면에 X선관 초점이 그리드의 집속점에서 벗어나는 문제가 생길 수 있다<sup>13)</sup>. 그러나 그리드의 선속 중심이 그리드 중심에 잘 맞춰져 있다면 그리드의 연박선은 영상에 나타나지 않는다. 그런데 X선관 초점이 그리드의 집속점에서 벗어나므로써 생기는 조사면의 양쪽 가장자리에서의 일차선 손실은 피할 수 없으나 이러한 현상은 복부 촬영시, 환자가 바로누운자세로 누웠을 때 옆구리쪽이 복부 중앙보다 얇기 때문에, 옆구리 쪽의 농도가 중앙부보다 높아지는 것을 보상하여 화질 향상에 기여한다.

임상에서는 통상적으로 복부촬영시 FFD 100cm에서 촬영하고 있다. 이와 같이 초점-필름간거리를 증가시키지 못하고 100cm에서 촬영하고 있는 것은 첫째, 관습에 의

한 변화에 대한 거부감 둘째, 장치의 초점-필름간거리가 고정되어 있는 경우 셋째, 거리 증가에 따른 농도 보상을 위한 mA의 용량이 부족한 경우를 생각할 수 있다. 초점-필름간거리가 고정되어 있는 장치의 경우는 방법이 없다 할지라도 mA의 용량이 부족한 경우에는 mA를 변화시키는 대신, 환자의 움직임에 의한 불선예도를 줄이기 위해 X선을 조사하기 전에 환자에게 호흡에 관한 주의를 시킨다든지 또는 고정기구를 이용하여 환자를 고정시키고, 시간을 변화시킴으로써 초점-필름간거리 증가에 따른 농도저하를 보상할 수 있다.

## VI. 결 론

복부단순촬영시 초점-필름간 거리 변화에 따른 환자의 표면흡수선량을 측정하여 이론적으로 적분선량을 계산하였고 해상력, 투과도, 확대도를 측정하였다.

초점-필름간 거리를 100cm에서 120cm로 증가시 8.95%, 100cm에서 140cm로 증가시 17.42%의 입사선량 감소되었고 적분선량 역시 10.01%, 18.95%가 감소되었다.

또한 해상력은 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 1.25, 1.58, 2.00 line pair/mm로 나타나 거리의 증가에 따라서 증가 하였으며, 1.0+fog농도를 나타내기 위한 Al step-wedge의 두께가 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 12, 13, 15mm를 나타내어 거리를 증가시킴에 따라 투과도 역시 증가하였다. 그리고 확대율은 FFD 100, 120, 140cm에서 각각 1.33, 1.26, 1.22를 나타나 거리가 증가하면서 확대율이 감소되었다.

현재 짧은 시간에 충분한 에너지를 낼 수 있는 장치와 저 에너지에서도 충분히 영상을 기록할 수 있는 수광체를 가지고 있는데도 불구하고 FFD를 100cm에서 촬영한다는 것은 현재의 장치발전과 기술에 비해 뒤떨어진 촬영방법이므로, 시설과 장치가 허용되는 한 초점-피부간거리(FFD)를 증가시켜 촬영한다면 환자의 피폭선량의 감소는 물론 더 좋은 영상을 얻을 수 있으리라 생각된다.

그러나 본 연구에서는 산란선량을 고려하지 않은 Mayneord F factor를 이용하여 계산에 의해 SSD변화에 따른 적분선량을 구하였기 때문에 실제와는 오차가 있으리라 생각되며 정확한 흡수선량을 얻기 위해서는 각각의

깊이에서의 흡수선량 측정이 이루어 져야 할 것이다.

또한 본 연구에서는 초점-필름간거리 변화에 따른 선량의 증감율이 주 관심사이므로 흡수선량 계산시 단순히  $1 R = 1 cGy$ 로 환산하였기 때문에 정확한 흡수선량과는 차이가 있음을 밝혀둔다.

## 참 고 문 헌

1. Fred A. Mettler : Medical effect of ionizing radiation, 2nd, W.B. Saunders Co., 47-49, 1995.
2. 김정민 : 일반촬영기술의 문제점과 동향, 방사선기술연수강좌집(부산시방사선사회), 1992.
3. 中村 實 : X線撮影における被曝量減少について, 中村 實 博士業績集, 619-626, 1977.
4. 허 준 : X선진단에 있어서 환자피폭선량의 경감에 대한 연구, 고려의기대잡지, 5(1), 25-30, 1974.
5. 김창균 : 腹部 單純 X-線 檢査時 被檢者의 被曝線量에 對한 研究, 대한방사선기술학회지, 17(1), 49-54, 1994.
6. 김성수 : 복부 단순X선촬영조건과 환자피폭에 관한 조사연구, 대한방사선기술학회지, 19(2), 59-65, 1996.
7. Richard C. Kebart : Benefits of Increasing Focal Film Distance, Radiologic Technology, 62(6), 434-442, 1991
8. 金 裕 賢 : X선 진단영역에 있어서의 심부선량분포의 측정, 대한방사선기술학회지 18(1), 55-62, 1995.
9. 高田 義明 外 : X-線撮影領域での體內線量分布の測定, 日本放射線技師會雜誌, 41卷5號, 524-529, 1994.
10. Faiz M. Khan : The Physics of Radiation Therapy, 2nd, Williams & Wilkins, 185-189, 1994.
11. 上遠野 昭 : X線質と畫質, 日本放射線技術學會雜誌, 51(6), 733-736, 1995.
12. 허 준 : X선촬영기술학, 신광출판사, 247-249, 1982.
13. Thomas s. Curry, et.al : Christensen's physics of diagnostic radiology, 4th, Lea & Febiger, 106-109, 206-207, 1990.
14. Angeline M. Cullinan : Producing quality radiographs, 2nd, J.B. Lippincott Co., 30-33, 1994.