CR장치와 일반 촬영 장치에서 피폭선량 측정과 촬영조건표 작성에 관한 연구

김흥태 · 권수일 · 권달관* · 김화곤**
경기대학교 의학물리학과, 신흥전문대학 방사선과*,
지산전문대학 방사선과**

ABSTRACT

• • • • • We tried to find any factor to reduce the exposure dose with ST-VA type generator which has the higher exposure dose.

The guideline recommended by the provisions of IAEA regulation is being used at the time of radiation exposure and almost of those equipments used for this study had less amount of doses than those in the guideline.

The FCR may be possible to decrease a certain amount of dose with effective applications of it's automatic image compensation utillities and the verifying function in PACS.

Next time, it is required to add a great number of hospitals for wide range of studies and measurements, and make standard exposure control table which will bing in practice, material decrease of dose volumes when radiation exposure.

1. 서 론

1896년 진단용 X선 장치가 처음으로 개발된 이래 의료 영상분야에서 1972년은 한 부수령의 의미를 갖는 해이다.

1972년 이전을 film/screen이 주축이된 아나로그영상의 시대라면, 『하우스 필드』에 의해서 컴퓨터 단층 촬영(CT)영상을 구현한 72년 이후를 디지털 영상의 시대라고 할 수 있다.

CT의 개발은 그때까지 아나로그 환경에서 해결하지 못한 많은 문제를 해결해 주었으며, 이때를 깃점으로 75년 디지털 감산 혈관 조영 장치(DSA)가 개발되어 의료영상의 컴퓨터 응용 방안에 관한 연구가 진행되었다.

80년대에 접어든 후 계속하여 초음파 진단기와 핵자기 공명 단층 촬영기의 개발과 함께 1988년의 디지털 촬영장치가 개발된 후 이제 의료 영사의 디지털화에 가장 먼저 기여한 제품은 일본의 Fuji사에서 개발한 CR 장치이다.

CR의 가장 큰 장점은 아나로그 영상에서 구현할 수 없는 영상의 enhancement, image synthesis 및 image analysis 등이 가능하다는 것과 또 다른 측면에서 환자의 방사선 피폭선량을 감소시킬 수 있다는 데 있다.

2. 목 적

본 연구의 목적은 다음과 같다.

먼저 현재 임상 각 병원에 다양하게 보급되고 있는 여러 기종의 X선 발생 장치 중에서 단상 전파정류 장치와 3상 12peak 장치 및 인버터 장치에서 피폭선량을 측정하여 장치별 선량값을 비교해 보고자 하였으며, 둘째는 특히 인버터 장치인 FCR 촬영에서 피폭선량 감소 요인을 찾는 것에 큰 중점을 두었다.

FCR 장치는 촬영된 영상의 처리기능을 갖추고 있으므로 최대한 촬영조건을 감소한 상태에서 진단가치가 있는 최소조건에서 진단에 적절한 영상을 얻을 수 있는 촬영조건을 선정하고자 하였다.

또한 FCR 장치를 PACS에 연결하여 운영할 경우 CR에서 Sensitivity(S)와 Latitude(L)range를 충족할 수 있는 최소 선량을 찾을 수 있으며 그 조건에서 충분히 판독 가능한 필름이 될 수 있어야 한다.

PACS가 운영된다면 그 자체에 영상처리기능을 가지고 있고 영상처리를 통한 보상을 했을 경우 조사조건 감소의 요인이 발생하므로 이 기능을 어떻게 활용하느냐에 따라 선량의 감소도 가능할 것이다.

이 사실에 착안하여 본 연구자들은 단상, 삼상 장치에서는 피폭선량 측정에 한정하였으며 FCR 장치에서는 현재 병원에서 촬영되는 촬영조건을 낮은쪽으로 변화시켜 기존 영상과 차이가 없는 조건을 찾아 촬영 조건표를 작성 해보고자 하였다.

3. 사용기기 및 재료

본 실험에 사용된 기기 및 재료는 다음과 같다.

- X선 발생장치
  - ① 단상전파 정류형
  - ② 3상 12peak형
  - ③ ST-VA type(인버터형)
- FCR-9000
- 선량측정기: Solidos (스웨덴)
- 각종 phantom
  - ① Hand
  - ② Chest
  - ③ Skull
  - ④ Pelvis
- 복사film : Fuji

4. 실험방법

장치 기종별 피폭선량을 측정하기 위해 단상 전파정류장치와 3상 12peak 장치는 서울시내 3개 종합병원에 설치된 35대를 대상으로 무작위로 선정하였으며 인버터 장치는 FCR이 설치되고 PACS가 운영되는 1개병원 장비를 대상으로 하였다.

피폭선량 측정에 사용된 선량계는 이온챔버로 되어있는 스웨덴산 Solidos(상품명)를 사용하였으며 mGy나 mGy단위의 digital 숫자로 선량값이 표시되는 기능을 갖는 것으로 하였다.

선량측정방법은 각 병원 기종별 장치를 구분하여 신체 각부위별 촬영조건과 같은 조건을 설정하고 대상 촬영거리에서 촬영하였으며, ST-VA type에서는 부위별 phantom위에 detector를 놓고 현재 그병원에서 촬영하는 조건과 같게 조절하여 촬영하고 선량을 얻었다.

ST-VA type에서는 실촬영관전압(kV)을 기준으로 하고 상·하지인 경우 2kV씩 낮추거나 높여서 촬영하였으며 그조절 폭은 40-52kV로 하였다.

흉부인 경우는 5-10kV씩 낮추거나 높였으며 관전압의 조절폭을 50-85kV로 하였다.

골반인 경우는 5kV씩 낮추거나 높였으며 관전압의 조절폭을 55-85kV로 하였다.

신체부위별 촬영시 현재 병원에서 촬영하는 조건에서의 촬영 선량값과 Sensitivity(S)와 Latitude(L)값을 기준으로 하고 영상처리를 한후 film으로 복사 하였다.

매조건변화에 따른 영상 또한 출력하여 복사하였다.

관전압의 조절폭을 설정한 것은 뚜렷이 영상 변화가 관찰되는 한계 값으로 많은 시행착오를 거쳐 결정된 것이다.

5. 결 과

X선 발생장치 기종별 신체 부위별 피폭선량은 아래와 같다.

1) 손을 촬영했을 때의 피폭선량

표1은 손을 촬영했을 때의 X선 발생장치 기종에 따라 주어진 촬영조건과 증감지의 유형, 촬영거리, 격자비 등을 나타내고 있으며 그 결과 단상전파정류장치에서 42.19mGy로 측정되었다.

3상 12peak 장치에서는 38.13μGy로 측정되었고 ST-VA type에서는 가장 높은 60.46μGy가 측정되었다. 선량에 있어서 3상 12peak장치가 가장 낮았으며 ST-VA type에 비해 거의 1/2 수준이었다.

2) 흉부를 촬영했을 때의 피폭선량

표2는 흉부를 촬영했을 때의 X선 발생장치의 기종별 조건과 선량값을 표시한 도표로서, 단상 장치에서는 112KV에서 100 mA, 0.03 sec로 하여 8:1 격자를 사용

Table 1. Exposure dose for some X-ray generatos(hand)

Position	Equipment	KVP	mA	Sec	Screen	Grid	FFD(cm)	exposure dose(μGy)
HAND	Single-phase	46	100	0.080	rare earth	·	100	42.19
	Three-phase	40	80	0.040	Lonex regular	·	100	29.12
	ST-VAtype	45	100	0.032	·	·	100	60.46

했을 때 선량이 113.50μGy로 측정되었다.

3상장치에서는 140kV, 300mA, 0.08sec조건에서 FG-3 증감지와 15:1격자를 사용하고 촬영하였으나 신뢰성 있는 선량값은 얻지 못했으므로 기록하지 못하였다.

ST-VA type에서는 120kV로 하고 259.5μGy의 선량을 얻었으며 단상보다도 두배가 넘는 선량이 측정되었다.

3) 골반을 촬영했을 때의 피폭선량

표3은 골반을 촬영했을 때의 X선 발생장치 기종별 조건과 선량값을 표시한 도표로서 단상장치인 겨우 평균 74kV로 촬영하고 있었으며 8:1 격자를 사용하고 있었다. 이때의 선량이 0.961mGy였으며 3상장치인 경우 다른 장치에 비해 조사조건이 낮게 촬영되고 있으며 선량에 있어서도 0.590mGy로 가장 낮았다.

ST-VA type의 1.458mGy 보다 1/2보다도 적은 피폭선량을 보여 주고 있다.

4) 두개부를 촬영했을때의 피폭선량

표4는 두개부를 촬영했을 때의 X선 발생장치 기종별 조건과 선량값을 표시한 도표로서 단상장치에서 76kV, 200mA, 0.140sec 조건에서 8:1격자를 사용했을 때 1.697mGy의 선량값으로 측정되었다.

3상장치에서는 모든 경우에서와 마찬가지로 조사조건도 낮을 뿐 아니라 피폭선량도 1.573mGy로 가장 낮게 나타났다.

ST-VA type에서의 2.850mGy로 1/2정도의 선량이었다.

ST-VA type장치와 FCR 및 PACS를 연계한 시스템에서 인체부위별 최소촬영조건 선정을 위해 여러 촬영조건중 관전압을 변화시켜 표준조건에서 촬영한 영상과 최소, 최고 관전압에서 진단에 문제없을 것으로 평가된 영역을 설정하여 측정한 결과는 아래와 같다.

Table 2. Exposure dose for some X-ray generators(CHEST P-A)

Position	Equipment	kVp	mA	Sec	Screen	Grid	FFD(cm)	exposure dose(μGy)
CHEST	Single-phase	112	100	0.030	rare earth	8:1	180	113.50
	Three-phase	140	300	0.008	FG-3	15:1	180	·
	ST-VA type	120	200	0.032	·	8:1	180	259.5

Table 3. Exposure dose for some X-ray generators(PELVIS A-P)

Position	Equipment	kVp	mA	Sec	Screen	Grid	FFD(cm)	exposure dose(mGy)
PELVIS	Single-phase	74	200	0.140	rare earth	8:1	100	0.961
	Three-phase	63	250	0.063	Lonex regular	8:1	100	0.590
	ST-VA type	75	200	0.125	8:1	100	1.458	

5) 손 촬영시 관전압 변화에 따른 피폭선량과 S, L값

표 5는 손을 임상에서 촬영하는 조건인 46kV를 기준으로 위·아래로 2kV씩 변화시켜 측정한 결과이다.

46kV일때의 피폭량은 71.62μGy였으며 S는 139, L은 2.4이었다.

일본에서 측정된 평균 S값은 124이고, L값은 1.7이었다. 일본에서도 S, L값에 대한 평균값을 조심스럽게 제시하고 있으며 조사된 몇몇 병원 수치상에서도 큰폭의 차이가 있음을 알 수 있다.

도표에서 보듯이 46kV때의 영상이나 40kV때의 영상의 차이는 없는 것으로 보이며, 그럼에도 두 관전압 차이에 의한 선량값의 차이는 34.89μGy나 되었다.

40kV 일때와 52kV 일때를 비교하면 거의 두배의 선량 차이가 있음을 알 수 있지만 두영상을 비교한 결과 큰 차이가 없음을 알 수 있었다.

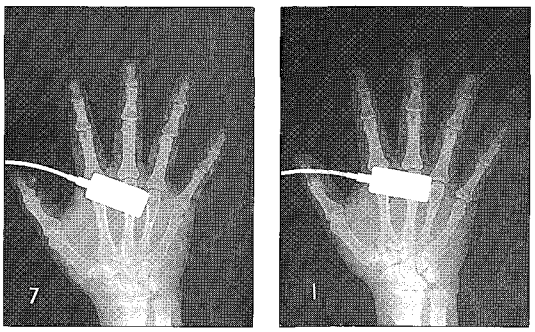

Fig 1. The left film is radiographed with 40kV, and the right with 52kV.

6) 흉부 촬영에서 관전압 변환에 따른 피폭선량과 S,L값

표 6은 흉부촬영에서 측정된 피폭선량이다.

흉부고관전압 촬영인 120kV에서 239.6μGy로, 130kV일때는 275.5μGy로 측정되었다.

가장 낮을 때와 높을 때의 선량을 비교해보면 87.36μ

Table 4. Exposure dose for some X-ray generators(skull AP)

Position	Equipment	kVp	mA	Sec	Screen	Grid	FFD(cm)	exposure dose(mGy)
SKULL	Single-phase	76	200	0.140	rare earth	8:1	100	1.697
	Three-phase	62	250	1.063	Lonex regular	8:1	100	1.573
	ST-VA type	75	200	0.125	·	8:1	100	2.850

Table 5. S,L values and exposure dose with kVp changes
(HAND P-A) mA:200, Sec:0.016, FFD:100cm

Position	kVp	S	L	exposure dose(μGy)
HAND	40	241	2.7	46.73
	42	149	2.7	54.21
	44	129	2.4	63.26
	46	139	2.4	71.62
	48	92	2.3	79.22
	50	88	2.2	88.47
	52	63	2.0	97.29

Gy와 275.5μGy로 그 차이는 무려 3배 이상이었다. 두 film의 화질을 비교해 볼 때 손촬영때와 같이 화질상의 큰 문제는 없는 것으로 보인다.

그러나 흉부촬영인 경우 많은 장점 때문에 고관전압 촬영이 이용되고 있는 점이 고려되어야 하며, 이 도표는 그것과 상관없이 선량비교를 한 것이다.

Table 6. S,L values and exposure dose with kVp changes
(CHEST PA) mAs:4, FFD:180cm

Position	kVp	S	L	exposure dose (μGy)
	70	4593	1.9	87.36
	80	2832	1.7	114.1
	90	2051	1.8	142.5
	95	1706	1.7	157.9
CHEST	100	1419	1.7	173.8
	105	1208	1.7	190.2
	110	1077	1.7	207.8
	115	960	1.6	222.9
	120	855	1.6	239.6
	130	695	1.6	275.5

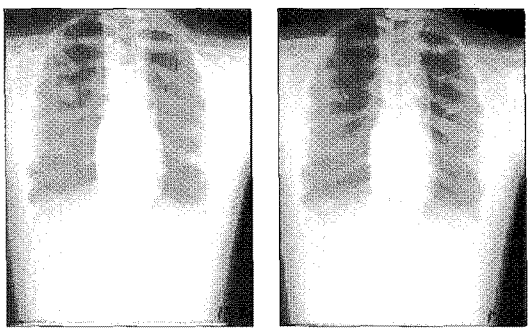

Fig 2. The left film was exposed with 70kV and right film with 130kV

7) 두개부 촬영에서 관전압 변화에 따른 피폭선량과 S, L값

표 7은 두개부를 촬영했을 때 측정된 선량 값이다.

임상에서의 두개부 표준 촬영조건은 75kV, 25mAs였으며, 선량값은 2.850mGy이었다.

두개부 촬영은 70kV를 기준으로 하였으며 각각 5kV씩 변화시켜 촬영했을 때의 선량값이다. 최소 50kV에서 최대 85kV일때의 선량을 보면 1.246mGy와 3.612mGy로서 거의 3배의 차이를 보이고 있다. 그러나 두 경우의 영상을 비교했을 때 큰 차이는 보이지 않고 있었다.

Table 7. S,L values and exposure dose with kVp changes (SKULL A-P)
mAs:25,FFD:100cm

Position	kVp	S	L	exposure dose (mGy)
	50	895	2.1	1.246
	55	492	1.9	1.563
	60	365	1.9	1.817
SKULL	65	283	2.0	2.155
	70	210	2.0	2.193
	75	149	1.9	2.850
	70	115	1.9	3.223
	85	90	1.9	3.612

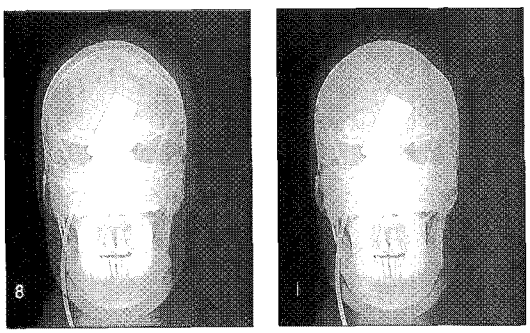

Fig 3. The left film is a skull radiography with 50kV and the right with 85kV.

8) 골반을 촬영했을 때의 피폭선량과 S, L 값

표 8은 골반을 촬영했을 때의 관전압 범위와 피폭선량 및 S, L 값을 나타낸 도표이다.

기본촬영조건인 70kV에서 1.779mGy가 측정되었고 가장 낮을때인 55kV에서 높을때인 85kV간 선량이 각각 1.110mGy와 2.595mGy로서 두배 이상의 차이를 보이고 있었다.

S, L 값은 70kV 일 때 492 와 2.4 이었으며 모든 관전압에서 일본 표준값과 일치하고 있지는 않았다.

그러나 필름에 있어서는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 8. S,L values and exposure dose with kVp changes

(PELVIS AP) mAs:16, FFD:100cm

Position	kVp	S	L	exposure dose (mGy)
	55	1486	2.5	1.110
	60	1052	2.5	1.290
	65	664	2.4	1.536
PELVIS	70	492	2.4	1.779
	75	365	2.3	2.038
	80	277	2.3	2.312
	85	205	2.3	2.595

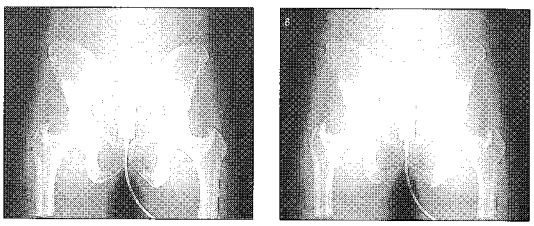

Fig 4. The left film was exposed with 50kV and the right with 85kV.

6. 논 의

전자과학과 컴퓨터 기술의 발달은 의료과학기술발전에 크게 기여하고 있으며, 특히 의료영상분야의 발전에 원동력이 되고 있다.

진단부문에 있어서 초음파나 MRI는 좋은 영상을 제공해주는 매체로서 큰 발전과 개선이 이루어 지고 있는 것 또한 사실이지만 그러나 아직도 X선은 중요한 영상매체로서 그 역할이 큼을 부인할 수 없다.

X선이 가지는 부정적인 의미는 무엇보다도 피폭선량에 관한 문제일 것이다.

그렇기 때문에 그동안 많은 연구자들에 의해서 피폭선량 경감에 관한 방안이 제시된바 있다.

CR또한 디지털 환경으로 전환됐다고 하는 큰 의미이외에도 피폭선량 저감의 가능성을 시사한바 있다.

한편, 단상전파정류장치에서 보다 3상 12peak 장치일 때 피폭선량이 경감되고 있음이 본 논문에서도 증명된바 있지만 인버터 장치로 촬영되고 있는 FCR인 경우 모든촬영부위에서 두배 또는 세배나 되는 피폭치를 보이고 있었다.

이 사실은 이미 일본에서도 지적되고 있으며 피폭선량 저감의 방안에 많은 관심과 대책을 강구중에 있다.

이같은 이유에서 본 연구자들이 연구하고자 했던것도 여기에 착안하여 많은 촬영 조건들 중에 우선 관전압만을 조절해도 유의성 있는 피폭감소의 요인이 있지 않겠는가 하는데 초점을 맞춰 연구된 것이다.

우리가 사용하고 있는 FCR 장치는 영상보상이 자동으로 이루어지는 자체기능이 있으므로 영상진단에 장애가 없는 범위에서 최대한 낮출 수 있는 조건이 어디까지인가를 알아보고자 했으며 PACS와 연계했을 때는 또 한차례 영상 processing을 통해 영상 개선이 가능하므로 이 기능들만 잘 활용한다면 피폭선량 저감의 한방안이 될 수 있을 것이다.

현재 FCR장치를 이용하고 있으면서 촬영조건은 단상이나 3상 장치 때의 조건을 그대로 사용하고 있으며, 피폭선량 저감의 인자를 적극적으로 활용하고 있지 못하고 있는 것이 현실이다. 피폭선량을 최소화하면서 화질에 변화없이 촬영해야할 수 있는 방법은 현재 촬영조건을 저감시키는 방안을 먼저들 수 있으므로 본 논문에서와 같이 관전압을 변화시켜 촬영해야할 것이며, 실험결과와 마찬가지로 조사조건을 현재의 조건보다 낮춰도 된다는 데는 이론의 여지가 없으나 그러면 어는선까지 낮춰도 되느냐 하는데에는 확실한 제안이 없는 형편이다.

이 문제에 대한 평가는 새롭게 계획된 방법으로 고안하여 진단하는 의사나 화질관리를 하는 방사선사의 종합적인 의견을 모아 조사조건과 선량의 『가이드 라인』이 설정되어야 한다. 그방안의 일환으로 작성된 본 논문에서 우선 표준 관전압촬영때를 기준으로 최대, 최소조건에서 화질의 차이를 찾아보고자 하였으며, 본 논문에서와 같이 손(hand)인 경우 40kV일때의 영상이나 52kV일때의 영상의 질차이가 없다면 현재 임상에서 사용하고 있는 46kV인 조건을 낮춰도 된다는 결론을 얻었다.

이 결과는 흉부촬영이나 골반 및 두개부 촬영에서도 그대로 적용될 수 있음을 시사해 주고 있다.

앞으로의 과제는 관전압이외의 선량감소요인을 찾아 실험을 통해 제시되어야 하겠고 신체부위별 조사 조건표 작성은 물론 화질과 직접관계가 있는 Sensitivity나 Latitude의 기준값을 설정하는 것이 중요할 것으로 사료된다.

7. 결 론

CR 및 일반 X선 발생장치의 피폭선량 및 기본 촬영표 작성에 관한 실험에서 다음의 결론을 얻었다.

피폭선량에 있어서 3상 12peak 장치에서 가장 낮게 측정되었고 ST-VA장치에서 가장 높게 나타났다.

FCR 촬영의 촬영조건 최소화를 위해 관전압을 변화시켰으며, 최소 관전압과 최대 관전압의 선량을 비교하였다.

FCR의 현재 촬영조건이 높게 설정되어 있으며 부위별 촬영조건 표준화의 한계를 제시할 수 있었다.

FCR만으로 촬영되는 조건과 PACS를 연계한 촬영조건의 기준치를 달리해야한다.

선량감소에 필요한 최소조건에서 진단 영역별 S, L 값을 선정하였다.

참고문헌

1. J.C.Russ, The image processing handbook, CRC,1994
2. W.R.Hendee, Digital imaging, AAPM, 1993
3. H.Nishitani, Setting of exposure conditions in dual-energy projection radiography using a capacitortype x-ray generator and FCR, J.Jpm. Radiological Assn. 47, 80-86, 1987
4. M.Ishida, Digital image processing(in Japanese), Fuji medical review 1,21-46,1993
5. H.Nishitani, Dual energy digital radiography in CR:Clinical application and assessment of energy subtraction, Eizo Joho Mejikaru, vol. 21,15,695-704,1989.
6. M. Ishida, High quality digital radiographic images; improved detection of low-contrast objects and preliminary clinical studies, Radiographics 3:325-338, 1983
7. E.pietka, Lung segmentation in digital radiographs, J.Digit Imaging 7,79-84, 1994
8. 최종수 등, 화상처리 및 인식의 기초연구, 한국과

학재단, 1990.
9. 김홍대 등, 의료영상정보학, 대학서림, 1993
10. 대한디지털영상기술학회, 의료영상 산학협동 연수 교재, 대한디지털영상기술학회, 1997