

의료용 모의치료기의 품질관리에 관한 연구

경기대학교 물리학과*, 국립암센터 양성자치료센터†, 경희대학병원 치료방사선과†
가천의대 길병원 방사선종양학과§, 고려대학교 보건대학 방사선과||

신동호* · 박성용† · 신동오† · 최진호§ · 김유현|| · 권수일*

모의치료기는 방사선치료장비와 기하학적인 구조가 동일하고, 진단용 저 에너지 X-선을 사용한 모의치료 과정을 통해 최적화된 방사선치료계획을 수립하는데 필수적인 장비이다. 즉, 진단 및 치료방사선 분야의 기술이 통합되어 있어 모의치료기의 품질관리 시 의료분야의 방사선 안전관리 및 모의치료기의 최적 상태를 유지 관리하기 위해서는 방사선발생장치 요소와 모의치료기의 기하학 및 기계적인 검사 항목들에 대한 주기적인 검사가 필요하다. 따라서 현재 임상에서 사용되고 있는 세 종류의 모의치료기에 대한 갠트리, 콜리메이터 및 환자테이블에 대한 기하학적 및 기계적인 주요 검사 항목과 관전압, 관전류, 타이머 특성 등에 대한 X-선 발생장치의 주요 핵심 항목 및 분해능과 대조도 등의 투시영상증배관의 성능검사로 구분하여 수행하였다. 이를 토대로 모의치료기의 인수검사 및 주기적인 품질관리에 응용하고자 한다.

중심단어 : 모의치료기, 인수검사, 품질보증

서 론

모의치료기는 방사선치료장비와 기하학적인 구조가 동일하고, 진단용 저 에너지 X-선을 사용해서 투시 및 모의 촬영 영상을 통해 최적화된 방사선치료계획을 수립하므로 방사선치료에 있어 필수적인 장비이다. 즉, 치료 및 진단방사선 기술이 통합된 모의조준촬영 장치로써 정확한 종양의 위치 측정, 환자의 위치선택, 및 치료영역의 결정 등 치료계획 및 방사선 치료 성적을 극대화시키는데 중요한 과정이다. 따라서 이때 발생하는 어떠한 작은 오차는 치료 과정 및 치료 성적에 커다란 영향을 미칠 수 있다. 그러므로 모의치료기의 기하학적 및 기계적인 정확성, 방사선발생장치 및 영상증배관의 성능 등에 대한 인수검사 및 주기적인 품질보증(Quality Assurance)이 매우 중요하다.

본 연구에서는 현재 임상에서 사용되고 있는 세 종류의 모의치료기에 대한 주요 검사 항목인 갠트리(Gantry), 콜리메이터(Collimator) 및 환자테이블의 기하학적 및 기계적인 정확성을 측정하여 평가하였다. 또한 진단용 방사선발생장치의 안전관리분야에서 중요 검

사 항목인 관전압, 관전류, 타이머 등에 대한 X-선 발생장치부분의 성능 및 투시 영상증배관(Image intensifier)의 성능을 측정하여 평가하였다.

재료 및 방법

본 실험을 위해 사용한 모의치료기는 현재 임상에서 사용되고 있는 것으로 SIMVIEW 3000 (SIE MENS, Germany), Ximatron C series(Varian, USA), Simulix HP(Nucletron, Netherlands)에 대하여 크게 1) 갠트리, 콜리메이터, 환자테이블에 대한 기하학적 및 기계적인 요소, 2) 관전압, 관전류, 타이머 특성 등에 대한 X-선 발생장치의 요소 3) 영상증배관(image intensifier)의 성능검사로 구분하여 수행하였다.

1. 기하학적 및 광학적 성능검사

1) 광조사면의 조도측정

모의치료 시 투광조준기를 통한 촬영 부위를 설정하기 위해 사용하는 광조사면의 조도를 측정하는 실험이다. 실내의 조명을 암실조건(0 Lux)으로 설정하고 SSD 는 100 cm 또는 최대로 하였다. 광조사면의 크기를 35 cm×35 cm가 되도록 하였다.

Fig. 1과 같이 광조사면의 각 4상한에 대한 중심에 조도계(Digital Lux meter, SL-1330, SHILLA)의 검출기를

이 논문은 2002년 4월 30일에 접수하여 5월 23일에 채택됨.
통신저자: 박성용, 경기도 고양시 일산구 마두1동 809
국립암센터 양성자치료센터
TEL : 031-920-1728
E-mail : cool_park@ncc.re.kr

위치하고 조도를 각각 4회 측정하여 평균을 구하였다.

2) 광조사면과의 일치성 측정

모의치료기의 광조사면과 방사선조사면의 일치성을 측정하기 위해 Fig. 2의 Beam Alignment Device (Iso-Align, Med-Tec)를 이용하였다. SSD를 100 cm, 관전압 80 kVp, 관전류-시간을 125 mAs로 하고, 측정도구의 표면에 표시된 조사면의 크기와 광조사면을 일치시킨 다음 조사면의 크기를 5×5 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm²로 변화시키면서 중복 조사하였다.

3) 회전중심점 검사(Iso-center check)

회전중심점 검사는 콜리메이터, 갠트리와 환자테이블 회전중심점 검사로 나누어 실시하였다.

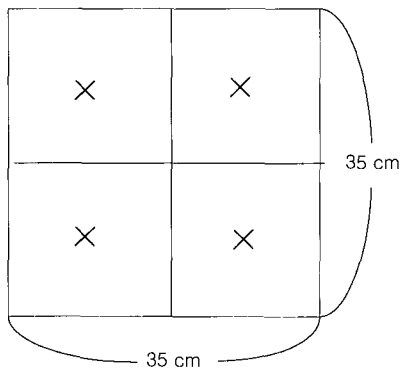


Fig. 1. Intensity of illumination test
× : detection point(center of light field)

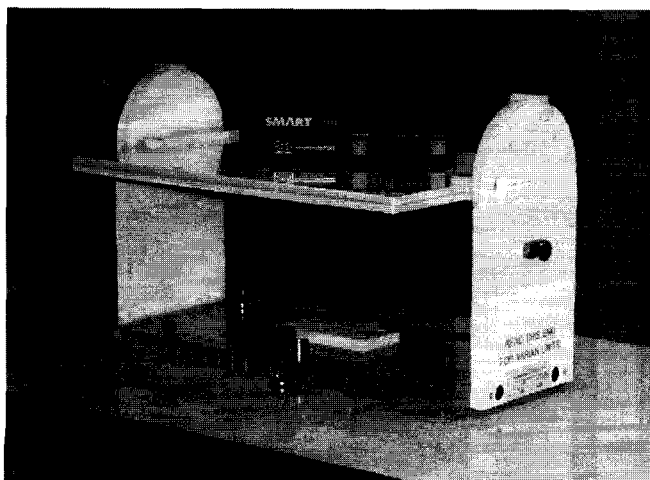


Fig. 2. Beam Alignment Device (Iso-Align, Med-Tec)

(1) 콜리메이터 회전중심점 검사

기기에 따라 관전압을 80-90 kVp로 하고, 관전류-시간을 100-125 mAs로 하였다. Beam Alignment Device (Iso-Align, Med-Tec, Fig. 2)을 환자테이블 위에 수평이 되도록 설치한 후 필름을 설치하였다. SSD를 100 cm로 하고 콜리메이터의 blades를 2×20 cm²로 한 후 0°, 45°, 90°, 135°, 245°, 290°, 335°로 회전시켜 방사선을 각각 조사하였다. 조사된 필름을 현상한 후 각 각도별로 얻어낸 영상의 중심선을 그려 각 중심선이 만나는 점을 포함하는 원을 그려 원의 지름을 측정하여 회전축에 대한 오차를 측정하였다.

(2) 환자테이블 회전중심점 검사

기기에 따라 관전압을 80-90 kVp로 하고, 관전류-시간을 100-125 mAs로 한다. SSD를 100 cm, collimator의 blades를 2×20 cm²로 한 후 0°, 40°, 80°, 280°, 320°로 회전시켜 각각 조사 하였다. 조사된 필름을 현상한 후 각 각도별로 얻어낸 영상(image)의 중심선을 그려 각 중심선이 만나는 점을 포함하는 원을 그려 원의 지

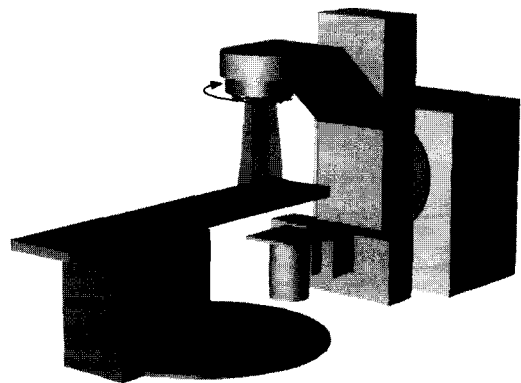


Fig. 3. Collimator rotation isocenter.

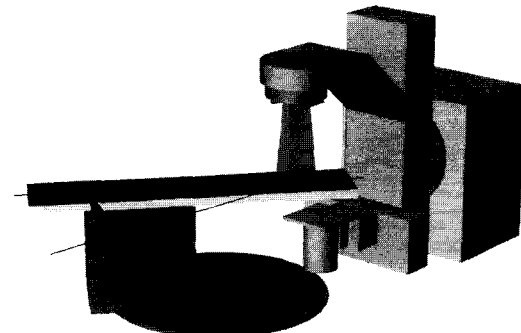


Fig. 4. Table rotation isocenter.

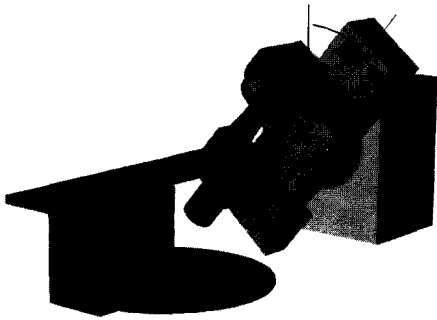


Fig. 5. Gantry rotation isocenter.

를 측정하여 회전축에 대한 오차를 측정하였다.

(3) 갠트리 회전중심점 검사

기기에 따라 관전압을 80-95 kVp로 하고, 관전류-시간을 100-160 mAs로 하였다. SSD를 100 cm로 하고 콜리메이터의 blades를 2×20 cm² 한 후 0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 200°, 280°, 320°로 회전시켜 방사선을 각각 3-5회씩 중복 조사하였다.

조사된 필름을 현상한 후 각 각도별로 얻어낸 영상(image)의 중심선을 그려 각 중심선이 만나는 점을 포함하는 원을 그려 원의 지름을 측정하여 회전축에 대한 오차를 측정하였다.

2. X선발생장치의 성능측정

1) 관전압 측정

접속형 Dynalizer III Diagnostic X-ray QA System (Fig. 6)과 비접속형 Nero 6000, diagnostic X-ray QA system을 사용하여, 관전압, 관전류-시간 및 촬영용 타이머 측정을 동시에 하였다. 측정장비는 먼저 X선 발생장치의 전원을 끈 다음, 고압분배기의 접지단자를 완전히 접지하였다. Fig. 6과 같이 X-선관과 고압변압기의 양극과 음극을 구별하여 단자를 접속 시켰다. 설정된 측정점에서 10회 정도 X선을 조사하는 것을 원칙으로 하고 있으나, X-선관 등의 단위 구성품들에게 무리를 주지 않는 범위에서 최소 5회 정도 X선을 조사하였다. 측정 결과는 아래 식에 의하여 백분율 오차를 구하였다.

$$\text{백분율평균오차(\%)} = \frac{X_p - \bar{X}}{X_p} \times 100(\%) \dots\dots\dots(1)$$

X_p: 설정치 또는 지시, \bar{X} : 측정치의평균치,

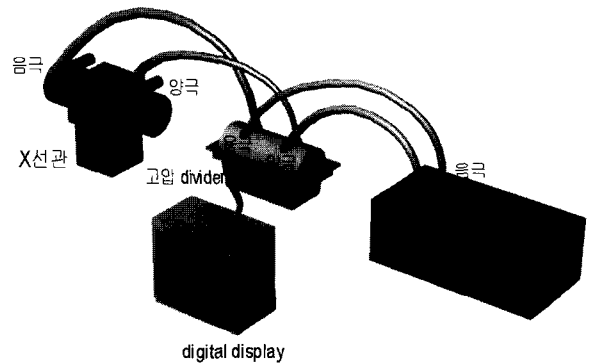


Fig. 6. Diagram of diagnostic X-ray QA system (Dynalizer III).

2) 관전류-시간 측정

진단용 X-선발생장치의 전원을 차단한 다음, 고압분배기의 접지단자를 완전히 접지하였다. 그리고 Fig. 6과 같이 고압분압기와 X선관 고압변압기의 양극과 음극을 구별하여 단자를 접속 시켰다.

설정된 측정점에서 10회 정도 X-선을 조사하는 것을 원칙으로 하고 있으나, X-선관 등의 단위구성 품들에게 무리를 주지 않는 범위에서 최소 5회 정도 X-선을 조사하였다. 측정결과는 (1)식에 의하여 백분율 오차를 구하였다.

3) 반가층 측정

관전압은 60 kVp와 81 kVp로 한 후 관전류-시간을 40 mAs로 하였다. 조사면의 크기는 조사선량 측정기의 검출부를 완전히 포함하게 하는 크기로 하였다. SSD는 100 cm로 하고 알루미늄 여과기가 없는 상태에서의 선량을 5회 이상 측정하여 평균값을 구하였다.

그리고 SSD가 50 cm인 위치에 알루미늄 여과기를 1 mm씩 추가하면서 앞의 방법을 반복하여 측정하였다.

4) 관전류-시간 변화에 따른 조사선량의 직선성

SSD는 100 cm로 하고, 조사면의 크기는 조사선량 측정기의 검출부를 완전히 포함하게 하는 크기로 하였다. 관전압은 60 kVp로 한 후 관전류-시간을 5 mAs, 10 mAs, 20 mAs, 40 mAs, 80 mAs, 125 mAs로 변화시키며 각각 5회 조사한 후 평균값을 구하였다.

관전압을 81 kVp, 99 kVp로 변화시키면서 위의 방법으로 반복하여 측정하였다. 조사선량 직선성 측정은 Siemens 모의치료기 기종에 대해서만 실시하였고 아래

(2)식에 의하여 직선성을 계산하였다.

$$\text{linearity} = \frac{(mR/mAs)_{\max} - (mR/mAs)_{\min}}{(mR/mAs)_{\max} + (mR/mAs)_{\min}} \dots\dots\dots(2)$$

5) X-선 초점 크기 측정

Star X-ray test pattern (Fig. 7)은 1°와 1.5°를 사용하였다. Star X-ray test pattern을 환자테이블 위에 고정시키고, 중심을 X선속 중심과 일치 시켰다.

SSD를 100 cm로 한 후 관전압을 50 kVp, 관전류-시간을 7-8 mAs로 한 후 X-선을 소초점(small focus)과 대초점(large focus)에 대하여 각각 촬영하였다. 현상된 영상에서 납실의 영상이 해상력을 잃는 흐려진 부분의 직경(D)을 측정하였다.

확대율 M을 구하고 납실의 각도 θ 를 이용하여 아래의 식 (3)에 대입하여 초점의 크기를 구하였다.

$$f = \frac{\theta}{57.3} \times \frac{D}{(M-1)} \dots\dots\dots(3)$$

- F: focal spot size (mm),
- θ : angle of the star pattern line (1°, 1.5°),
- D: diameter of the zero contrast region (mm),
- M: magnification.

6) 분해능 측정

분해능 측정은 X-ray resolution test pattern을 사용하였다. X-ray test pattern을 환자테이블 위에 고정시키고, 중심을 X-선속 중심과 일치시킨 후 SSD를 100 cm로 하고 관전압을 50 kVp, 관전류-시간을 7-8 mAs로 한 후 X-선을 소초점과 대초점에 대하여 각각 촬영

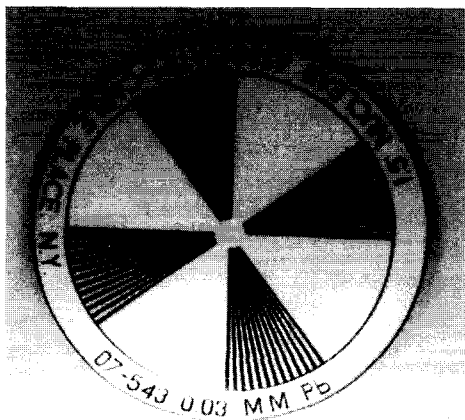


Fig. 7. Star X-ray test pattern 1.5°.

하였다. 현상된 영상에서 납실의 영상이 해상력을 잃지 않고 납실이 확실히 구분되는 수치를 읽었다.

3. 영상증배관의 성능 측정

1) 투시 분해능(fluoroscope resolution) 측정

영상증배관의 분해능을 측정하기 위해 X-ray resolution test pattern (Fig. 8)을 사용하였다. X-ray test pattern을 환자테이블 위에 고정시키고, 중심을 X-선속 중심과 일치 시켰다. SSD를 100 cm로 한 후 기기에 따라 관전압을 50-60 kVp, 관전류를 1 mA로 하여 영상증배장치를 6", 9", 12" mode로 각각 촬영하였다. 그리고 모니터의 영상에서 납실의 영상이 해상력을 잃지 않고 납실이 확실히 구분되는 수치를 읽었다.

2) Grey scale 선형성 측정

Al step wedge (21 steps)을 환자테이블 위에 설치하고, 투시 분해능 측정과 같은 방법으로 step의 수가 가장 많이 보이는 상태를 기록하였다.

결과 및 고찰

1. 기하학적 광학적 성능검사

1) 광조사면의 조도측정

보건복지부령 제186호(2001년 1월 13일)진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙에 따라 콜리메이터로부터 투광되는 광조사면의 조도는 선원과 영상증배관간의 거리(SID) 100 cm 또는 최대의 선원과 표면간의 거

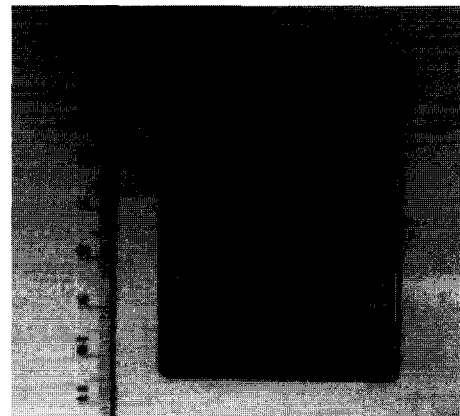


Fig. 8. X-ray resolution test pattern.

리(SSD)에서 평균 조도를 측정한다.¹⁾

광조사면의 각각의 위치에 따른 광도를 측정한 결과 기기와 조사면의 위치에 따라 최저 13 Lux에서부터 최고 15.5 Lux 까지 측정되었다.

2) 광조사면과의 일치성 측정

실험 결과 Fig. 9와 같은 모양의 결과를 얻을 수 있었으며, 3가지 측정 대상 기기에 대해 모두 X, Y축에 대해 각각 1 mm이내의 오차를 나타내어 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규정에서 제시하는 SID에 대한 2%이내여야 한다는 기준을 만족하였다.²⁾

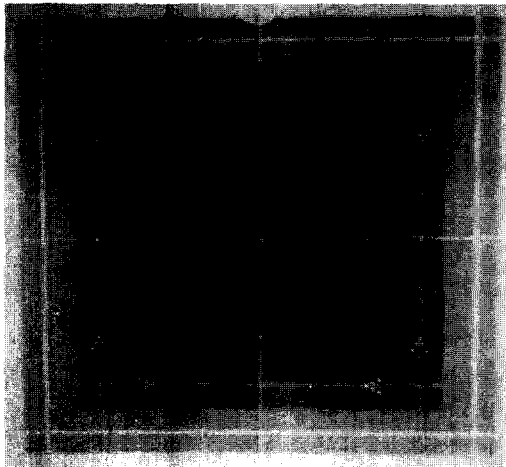


Fig. 9. Result of x-ray/light beam alignment test.

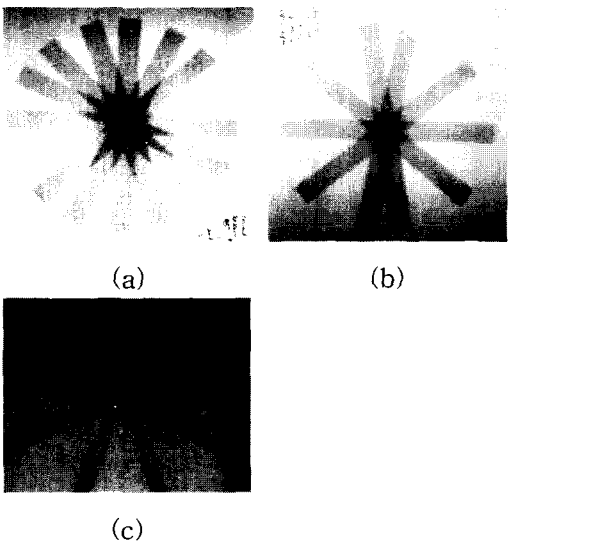


Fig. 10. Results of rotation isocenter test.

(a) Collimator rotation isocenter, (b) Table rotation isocenter
(c) Gantry rotation isocenter

3) 회전중심점 검사(Isocenter check)

측정결과 갠트리 및 콜리메이터 회전 중심축의 경우 1 mm이내의 오차범위에서 회전하는 것으로 나타났으나 환자테이블 회전의 경우 기기마다 2-4 mm의 오차를 나타내고 있었다.

2. X-선발생장치의 성능측정

1) 관전압 측정

관전압의 검사기준은 국제전기기술위원회(IEC) 권고인 10% 이내의 규정을 적용하고 있으며, 국내 진단용 방사선발생장치의 안전관리에 관한 규칙에서도 인버터식, 변압기식 및 콘덴서식 방사선발생장치인 경우 관전압의 백분율평균오차(PAE)는 지시치에 대하여 10% 이내이어야 한다고 규정되어있다.³⁾

현재 제조회사들의 권고에 따르면 백분율평균오차 5%+1 kVp의 오차를 허용하고 있다.

2) 관전류-시간 측정

현재 국내 진단용 방사선발생장치의 검사기준에 의하면 변압기식 X-선발생장치:인버터식 및 변압기식 X-선 장치는 백분율 평균 허용오차는 ±20% 이내 이어야 하며, 콘덴서식 X선장치:10 mAs미만의 경우에 오차는 ±2 mAs, 10 mAs이상의 경우에는 백분율 평균 오차가 ±20% 이내이어야 한다고 되어있다.

또한 모의치료기 제조회사들의 권고에 따르면 백분율평균오차 5%+0.5 mAs의 오차를 허용하고 있다. 측정 결과 최대 -11.1%에서 최소 -2.62%까지 오차가 측정되었다.

Table 1. Results of kVp test

Manufacturer	PAE (%)	
	Max	Min
SIEMENS	-2.776	0.213
VARIAN	-3.158	1.414

Table 2. Result of mAs test

Manufacturer	PAE (%)	
	Max	Min
SIEMENS	-11.1	-2.62
VARIAN	-10.05	-3.90

3) 반가층 측정

측정 결과 60 kVp 에서는 2.4 mmAl 당량을 얻었으며, 81 kVp 에서는 3.3 mmAl 당량을 얻었다. 국내 진단용 방사선발생장치의 안전관리에 관한 규칙에서는 80 kVp에서 최소 반가층 2.3 mmAl 당량 이상으로 규정하고 있어, 측정 결과는 기준 범위 내에서 잘 일치하였다.

4) 관전류-시간 변화에 따른 조사선량 직선성

측정 결과 각 관전압에 따라 관전류-시간 변화에 따른 출력변화가 기준인 0.1 이하로 직선성을 보이는 것으로 나타났다.

5) X-선 초점 크기 측정

X-선 초점크기는 정해진 기준이 없으나 각 제조회사 별로 정한 사양을 기준으로 검사하였다.

6) 분해능 측정 실험

분해능 측정의 경우 측정 기준은 없으나, 환자의 진단이나 치료계획을 수립하는데 중요한 역할을 할 수 있다. 측정결과 기기에 따라 소초점의 경우 약간의 차이가 있었으나, 대초점의 경우 거의 같은 성능을 나타냈다.

Table 3. Result of focal spot size test

Manufacturer	θ	focal spot size(mm)				
		M	Ds	small focus	D _L	large focus
SIEMENS	1°	1.422	25	1.03	37	1.53
VARIAN	1.5°	1.422	17	1.05	24	1.49
OLDELFT	1.5°	1.489	14.5	0.78	26	1.39

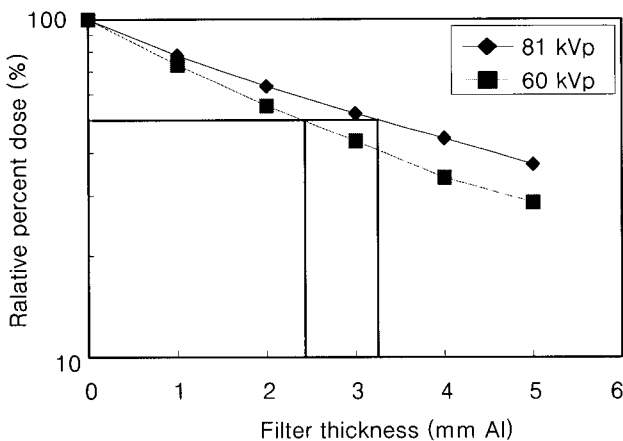


Fig. 11. HVL for Al filter.

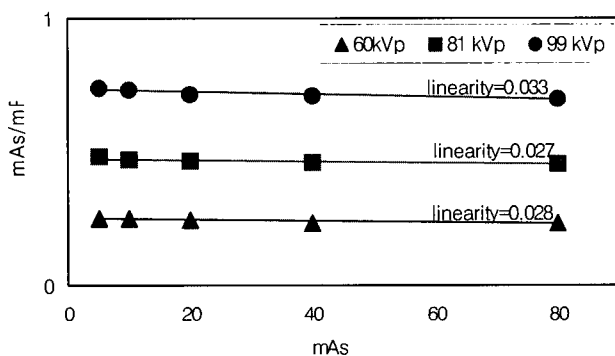


Fig. 12. Linearity of mAs/exposure (mR).

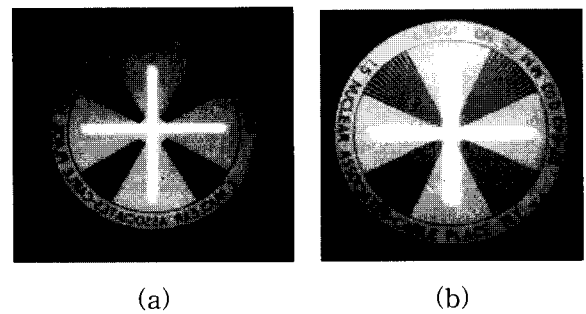


Fig. 13. Results of focal spot test.

(a) Small focal spot, (b) Large focal spot

Table 4. Results of resolution test

Manufacturer	resolution test (LP/mm)	
	small focus	large focus
SIEMENS	3.1	2.2
VARIAN	2.8	2.2
OLDELFT	3.4	2.2

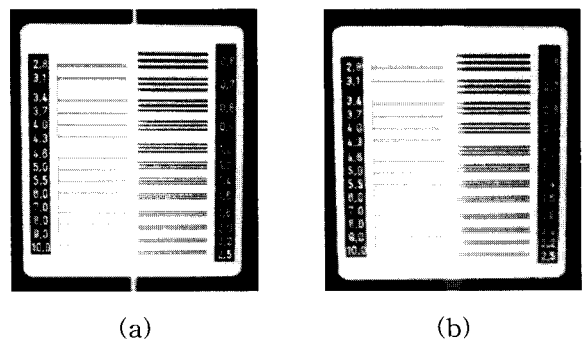


Fig. 14. Results of resolution test.

(a) Small focus resolution, (b) Large focus resolution

Table 5. Result of fluoroscope resolution test

Manufacturer	resolution test(LP/mm)		
	6" mode	9" mode	12" mode
SIEMENS	-	2.2	1.8
VARIAN	analog	2.2	2.0
	digital	2.0	1.8

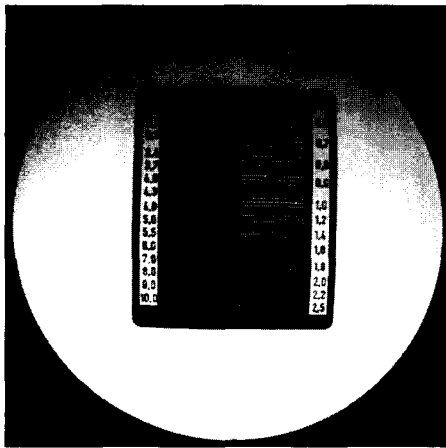


Fig. 15. Fluoroscope made resolution test (digital image).

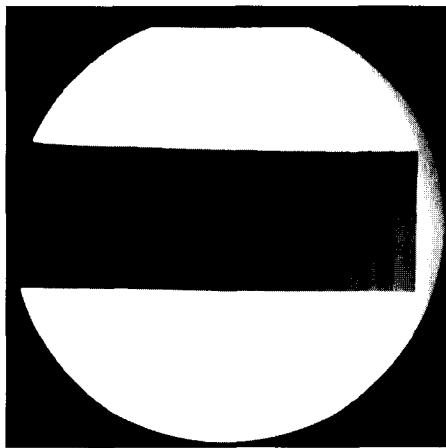


Fig. 16. Result of grey scale linearity test.

3. 영상증배관의 성능 측정

1) 투시 분해능 (fluoroscope resolution) 측정

2) Grey scale 선형성 측정

Grey scale 선형성 측정은 제조회사의 권고에 의거하여 VARIAN 기종에 대하여 실시한 결과 관전압 70 kVp

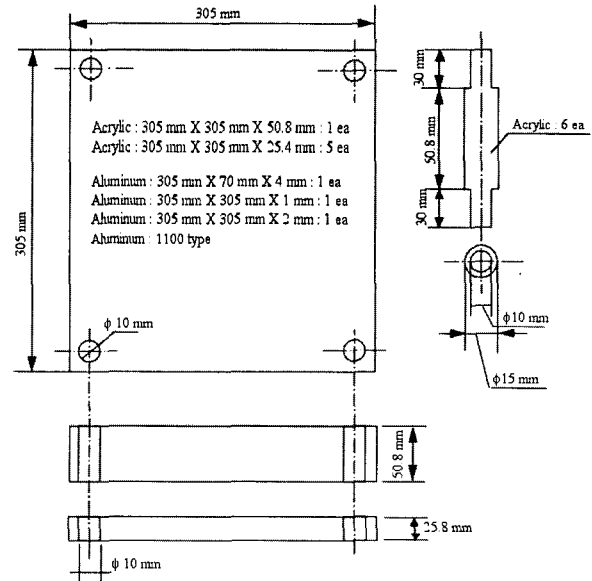


Fig. 17. Clinical attenuation phantoms (AAPM Report No.31).

과 관전류 4 mA에서 18 step까지 확인 할 수 있었으며, 54 kVp Auto mode 에서는 12 step까지 확인하였다.

결 론

실험 결과 모의치료장비의 성능기준은 모두 만족할 만한 결과를 얻었다. 또 자동모드에서의 투시촬영 시 발생하는 조사선량의 측정과 환자나 종사자의 피폭과 관련하여 Fig. 17과 같은 아크릴 팬텀을 제작하여 선량 측정을 하는 것이 바람직하다고 생각한다.

현재 모의치료기가 치료방사선 영역의 장비임에도 방사선치료계획을 수립하는데 있어 진단방사선 영역의 저에너지 X-선을 이용하여 투시 및 모의 조준 촬영하므로 일반 진단용 방사선발생장치의 기준에 따르고 있다. 이런 이유로 치료방사선과 차원의 정기적인 품질관리를 위한 장비나 인력이 부족한 실정이다.

또한 무엇보다 중요한 것이 성능측정의 기준이 되는 정해진 검사방법이나 성능 규정이 없다는 것이다. 현재 식품의약품안전청에서 고시하는 진단용발생장치의 성능 검사기준으로는 검사항목에 없거나 검사기준이 맞지 않는 경우가 있어 적용이 어려운 경우가 있다.

따라서 앞으로 CT를 이용한 모의치료장비나 일반모의 치료장비 모두 적절한 성능관리 기준을 확회 및 의학물리학자들의 차원에서 연구할 필요가 있다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. 진단용 방사선발생장치의 안전관리에 관한 규정, 보건복지부령 제186호 (2001.1.13)
2. 방사선안전관리 시리즈, No.1: 진단용방사선발생장치의 검사기준 및 검사방법 해설집, 식품의약품안전청 (2000. 4)
3. AAPM Report No. 60: Report of Task Group 4 Diagnostic X-ray Imaging Committee: *Instrumentation requirements diagnostic radiological physicists (generic listing)*, American Association of Physicists in Medicine, New York, NY (1998)
4. IPHM report No.77: *Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic x-ray imaging systems*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, England (1998)
5. IEC. 1170 technical report: *Radiotherapy simulators guidelines for functional performance characteristics*, International Electrotechnical Commission, Switzerland (1993. 12)
6. IEC 1168 International standard: *Radiotherapy simulators functional performance characteristics*, International Electrotechnical Commission, Switzerland (1993.12)
7. AAPM report No.4: *Basic quality control in diagnostic Radiology*, American Association of Physicists in Medicine, New York, NY (1981)
8. AAPM report. No. 31: *Report of Task Group 4 Diagnostic X-ray Imaging Committee: Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposure*. American Association of Physicists in Medicine, New York, NY (1990)
9. SIEMENS: *simulator Acceptance Test procedure, Simview NT*
10. Nucletron: simulator Acceptance protocol, Simulix-HP
11. Nuclear Associates: R/F QC test tool Instruction manual.
12. 권수일, 김유현, 김홍태, 나수경, 박성용, 박일영, 신동오, 신동호, 지영훈: *방사선계측학실험*, 대학서림 (1999)
13. 강위생: Simulator의 성능관리. 의학물리 제4권 1호 (1993)

Acceptance Test and Quality Control of
Radiotherapy Treatment Simulator

Dong Ho Shin*, Sung Yong Park[†], Dong Oh Shin[†],
Jin Ho Choi[§], You Hyun Kim^{||}, and Soo Il Kwon*

*Department of Physics, Kyonggi University**,

Proton Therapy Center, National Cancer Center[†]

Department of Therapeutic Radiology, Kyunghee University Hospital[†],

Deptment of Radiation Oncology, Gachon Medical School, Gil Medical Center[§],

Department of Radiologic Technology, College of Health Sciences, Korea University^{||}

The simulator which has a identical geometry with radiotherapy equipments, is a essential equipment to accomplish optimized radiotherapy plan through simulation by using diagnostic low energy X-ray. A Radiotherapy simulator has a combined technology from the therapeutic and diagnostic radiology and needs a periodical test for mechanical and optical properties, X-ray generator, image intensifier of simulator to keep the proper maintenance and radiation safety. Hence, tests were done and classified as i) mechanical and optical parameter for the gantry, collimator, and couch ii) key performance of the X-ray generator such as a kVp, mAs, and timer iii) performance of the image intensifier such as a resolution and contrast for three kinds of simulator, common use in clinic. The above result of tests will be applied to the acceptance test and periodical quality assurance procedure.

Key words : Simulator, Acceptance test, Quality assurance