

선형가속기에서 상위조리개와 하위조리개의 교환에 의한 선량 변화의 고찰

가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과 · 삼성서울병원 치료방사선과 *

임 충 근, 김 회 남, 송 기 원 *

The study on dose variation due to exchange of Upper and Lower jaw in the linear accelerator

Dept. of Radiation Oncology, Kangnam St. Mary's Hospital the Catholic University of Korea. Samsung Medical Center *

CK.Lim, HN.Kim, KW.Song *

The field size can be beam output, therefore Monitor Unit can be varied due to field size dependence. The purpose of this study is to evaluate and compare the dose variation according to exchange of collimator. The measurements were performed with Wellhofer dosimetry system (water phantom, ion chamber, electrometer, system controller, build up cap, etc) and two types of linear accelerator (Mevatron KD, Mevatron MX). Scatter can be affected to field size dependence and scatter correction is separated into collimator and phantom components, scatter components can affect by exchanging of collimator.

Measurements of collimator scatter factor (S_c) was done in air with build up cap. 1) Square field (5cm² to 40cm²) was measured 2) and then keeping the upper jaw constant at 10cm and varying lower jaw from 5cm to 40cm, 3) keeping the lower jaw constant at 10cm and varying upper jaw from 5cm to 40cm.

Measurements of total scatter factor (S_p) was done in water at D_{max} as the procedure of collimator scatter factor measurements in water D_{max} . The total scatter factors were obtained to the following equation ($S_p = S_c / S_c$). The measured data is normalized to the data of reference field size (10X10), rectangular field is inverted to equivalent field to compare three field size data. As the collimator setting is varied, the output was changed. In conclusion, the error was obtained small but it must be eliminated if we intend to reach the common stated goal of 5% overall uncertainty in dose determination.

I 서 론

방사선으로 환자를 치료함에 있어서 목적종양에 얼마만큼의 양을 주어야 하는지는 매우 중요한 일이다. 따라서 ICRU(국제방사선 단위위원회)에서는 목적종양에 실제 조사된 선량과 치료계획된 선량의 오차가 $\pm 5\%$ 를 초과해서는 안 된다고 권고하고 있다(1)

물론 실제 조사된 선량과 치료계획된 선량의 오차는 여러 가지 요인에 의해서 있을 수 있겠지만 이 연구에서는 특히 방사선량을 계산하는데 있어서 요구되어지는 조사야(field size)의 산란선(2)에 대해서 알아 보고자 한다.

목적종양에 주어야 하는 방사선량을 계산하는 식은 다음과 같다

$$MU = D_p / DR_{cal} \cdot TPR(d, Sp) \cdot FSD(X_c, Y_c) \cdot (SCD/SAD)^2 \cdot TF(d, Sp)$$

여기서 이 계산식의 factor들을 하나씩 살펴보면, 여기서 D_p (Prescription Dose)는 목적종양에 주고자 하는 선량이고, DR_{cal} (Dose Rate calibration factor)는 1rad를 1monitor unit으로 calibration하는 것을 의미한다. 그리고 $FSD(X_c, Y_c)$ (Field size dependence), 이것은 field size에 따른 scatter ray의 변화를 factor로써 고려한 것이고, $(SCD/SAD)^2$ 은 SAD Calibration이며, $TF(d, Sp)$ 는 Tray Factor이다.

일반적으로 조사야(field size)가 변화하면 조사야에 따른 산란선(scatter)의 변화로 인해 출력(beam output)도 변하게 된다. 산란선은 collimator scatter(Sc) 즉 gantry head scatter와 phantom내에서의 산란선(Sp)로 나누어서 보정시켜 줄 수 있고, 이런 산란선 현상들은 조리개를 교환했을 때 즉 한쪽 조리개만 비대칭(assymatric)하게 움직이는 선형가속기장치에서 조리개를 90도 또는 270도 회전시켜야 할 경우 영향을 받을 수 있다.

이러한 측면에서 본 연구에서는 선량단위(Monitor Unit)계산시 고려되어야 하는 $FSD(X_c, Y_c)$ 보정인자 중에 동일한 조건에서 위쪽조리개(Y-jaw)와 아래쪽조리개(X-jaw)를 교환했을 때 발생할 수 있는 선량 변화에 대해서 측정, 변화(variation)정도를 평가, 비교하고자 하였다.

II 재료 및 방법

1) 재료

본 연구를 위해서 사용된 장비는

- Wellhofer Dosimetry System: Water phantom
- Ion chamber(IC-10)
- Electrometer(WP-5007)
- System controller(CU)

그리고 Ion chamber에 삽입시켜 사용하게 될 청동(brass)으로된 build-up cap(6MV, 10MV) Siemens사의 선형가속기(Mevatron KD-2. & Mevatron MX-2 USA)

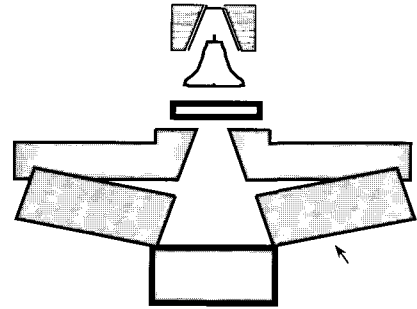


그림1. Schematics of the Digital Mevatron machine head showing the major Components

2) 방법

본 실험방법에서는 Wellhofer Dosimetry System을 이용하여 선형가속기로 측정하였다.

실험방법2)3) 간단히 a). b) c)에서 기술하였다.

- a) Sc factor를 측정(공기 중에서 측정)하기 위해 Ion chamber(IC-10)에 청동(brass)으로된 build-up cap을 각각 6MV와 10MV 에너지에 맞추어 삽입을 시킨 상태에서 정방형 조사야(square field)를 5cm에서 40cm까지 5cm간격으로 조사야를 열면서 측정하고, 정방형 조사야와 비교하기 위해 위쪽조리개인 Y-jaw를 10cm으로 고정시키고, 아래쪽조리개인 X-jaw를 5cm에서 40cm까지 5cm간격으로 조사야를 열면서, 6MV와 10MV 두 가지 종류의 X-ray가 나오는 Siemens사의 KD선형가속기로 각각 100MU를 주고 3번씩 측정하여 평균값을 취하였다.

또한 동일한 6MV 에너지를 KD와 MX로 측정한 것은 선량율(Dose rate)⁴⁾이 KD는 200MU/min이고 MX는 300MU/min으로 다르며, 조리개의 기하학적인 위치도 약간의 차이가 있어서 Beam의 출력이 차이가 있기 때문이다.

- b) 총 scatter factor인 Sc_p 값은 물에서 6MV와 10MV의 D_{max} 지점인 깊이 1.5cm과 2.5cm에 chamber를 위치시켜놓고서 Sc (collimator scatter) 측정순서와

동일하게 정방형 조사야와 X-jaw를 10cm으로 고정 시킨상태와 Y-jaw를 10cm으로 고정한 상태를 Sc factor 측정순서와 동일하게 각각 측정하였다.

c) phantom scatter factor인 Sp값은 직접 측정할 수 없기 때문에 Sc와 Scp를 측정, 아래공식으로 Sp값을 산출하였다.

$$Sp = Scp / Sc$$

KD와 MX선형가속기를 가지고 위와같은 방법으로 측정한 data값들을 기준조사야인 10X10cm data로

평균화(normalize)시키고, 정방형 조사야와 X-jaw를 10cm으로 고정한 상태에서의 값과, Y-jaw를 10cm으로 고정한 상태에서의 값들을 비교하기 위해 X-jaw를 고정한 상태의 장방형 조사야(rectangular field)와 Y-jaw를 고정한 상태의 장방형 조사야를 등가정방형조사야(equivalent area)로 바꾸어서 Scp와 Sc factor를 비교, 분석하여 보았다.(식 참조)

$$A/P = (axb) / 2(a+b) \quad a = 4(A/P)S$$

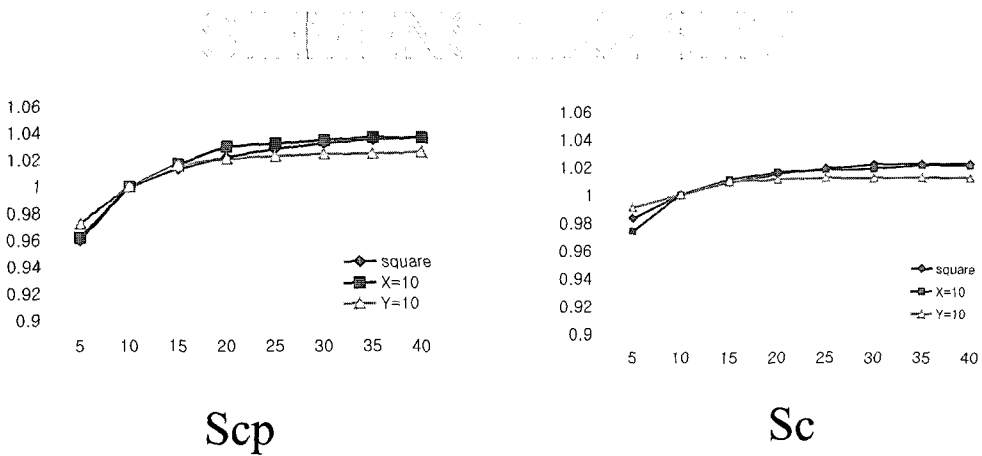


그림 2. Scp and Sc factors in the Mevatron MX2 6MV

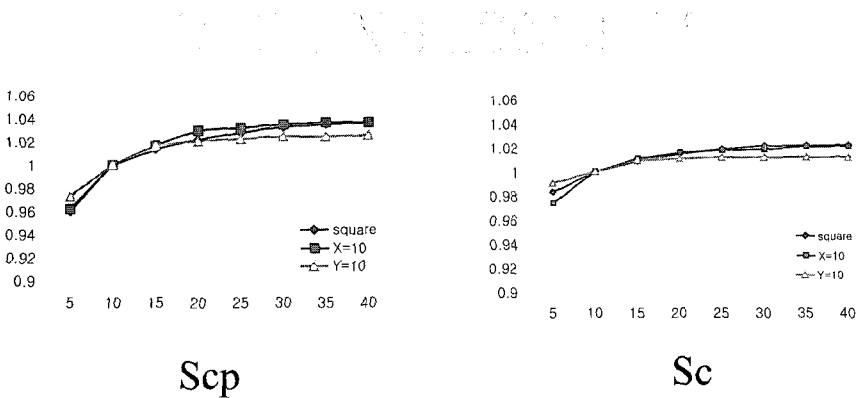


그림 3. Scp and Sc factors in the Mevatron KD 6MV

SIEMENS KD2 10MV

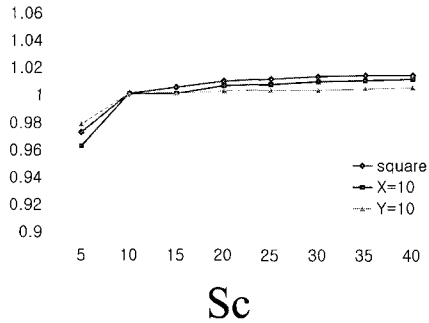
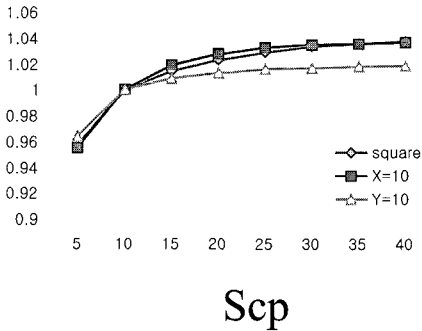


그림 4. Scp and Sc factors in the Mevatron KD 10MV

III. 결과 및 토의

Scp값들을 나타내는 graph는 정사각형 조사야값이 X-jaw를 10cmdmfh 고정한 graph와 Y-jaw를 10cm으로 고정한 graph사이 에 위치하고 있음을 알 수있다.

또한 X-jaw를 10cm으로 고정한 값들이 Y-jaw를 10cm으로 고정한 값들보다 높게 나타남을 알 수있다.

표1은 MX-2 6MV에서 정사각형 조사야의 차이를 나타낸것인데, Scp값에서 X-jaw를 10cm으로 고정했을 때 조사야20cm2에서 가장크게 나타났고, Y-jaw를 10cm2으로 고정했을때는 조사야5cm2에서 1.35

로 가장크게 나타나고 있다.

표2는 KD2 6MV에서 Scp값에서 X-jaw를 10cm으로 고정했을 때 조사야5cm2에서 0.31로 가장크게 나타났고, Y-jaw를 10cm으로 고정했을때는 조사야 40cm2에서 2.03으로 가장크게 나타났다.

표3은 KD2 10MV에서 X-jaw를 10cm으로 고정했을 때 조사야15cm2에서 0.49로 가장크게 나타났고, Y-jaw를 10cm으로 고정했을 ? 조사야40cm2에서 1.83으로 가장크게 나타났다.

즉 collimator setting이 변함에 따라 scatter와 secondary photon등의 영향으로 출력에 변화가 나타남을 알수있었다.

MX2 6MV									
F.S	5	10	15	20	25	30	35	40	
Scp	X	0.21	0	0.39	-0.78	-0.39	-0.19	-0.19	0
	Y	-1.35	0	-0.3	0.1	0.49	0.77	0.97	1.06
Sc	X	0.92	0	0.2	0.1	0.1	0.29	0.1	0.1
	Y	0.81	0	0.1	0.39	0.69	0.98	0.98	0.98

표 1. Scp and Sc factors according to rectangular field in the MX 6MV

KD2 6MV									
F.S	5	10	15	20	25	30	35	40	
Scp	X	0.31	0	-0.2	-0.29	-0.10	0.10	0.19	0.29
	Y	0.73	0	0.3	1.08	1.56	1.84	1.84	2.03
Sc	X	0.62	0	0	0	0.1	0.20	0.20	0.20
	Y	-0.81	0	0.1	0.49	0.69	0.79	0.69	0.69

표 2. Scp and Sc factors according to rectangular field in the KD 6MV

KD2 10MV									
FS	5	10	15	20	25	30	35	40	
Scp	X	0.21	0	-0.49	0.29	-0.39	-0.10	0	0.10
	Y	-0.73	0	0.49	0.98	1.26	1.64	1.74	1.83
Sc	X	1.03	0	0.50	0.30	0.40	0.39	0.39	0.30
	Y	0.62	0	0.50	0.69	0.79	0.99	0.89	0.89

표 3. Scp and Sc factors according to rectangular field in the KD 10MV

IV. 결론

위와 같은 측정 및 data분석으로 조리개를 회전시켰을 때 출력변화가 그리크지는 않았지만 치료에 있어서 모든 error는 선량결정의 5%이하를 목표로 하

기 때문에 선량결정에 영향을 주는 이런요인도 error를 최대한 줄일 수 있도록 각 변화인자들에 대한 분석이 필요하리라 본다.

참고 문헌

- 1) International Commission On Radiation Units and Measurements Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or Gamma rays in Radiotherapy procedures. ICRU Report NO 24(1976)
- 2) Khan. FM : A System of Dosimetric Calculations, The physics of radiation therapy: second edition: p200-203
- 3) The physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators by Peter Metcalfe, Tomas Kron, and Peter Hoban: Medical Physics. Publishing Madison, Wisconsin
- 4) 방사선계측학. 김창균 저: 선량률 특성. p298-299
- 5) Applied Physics for Radiation Oncology: Photon Beam Dosimetry: Output Factor: p178-180