

고에너지 선형가속기의 Independent Collimator를 이용한 비대칭 방사선 조사시 방사선량 결정에 미치는 요인에 관한 연구

동아대학병원 치료방사선과*, 동아대학교 치료방사선과학교실

김정기* · 최영민 · 이형식 · 허원주

= Abstract =

Dosimetric Characteristics of Dual Photon Energy Using Independent Collimator Jaws

Jeung-Kee Kim*, Young-Min Choi, M.D., Hyung-Sik Lee, M.D.
and Won-Joo Hur, M.D.

*Department of Radiation Oncology in Dong-A University Hospital, Department of Radiation Oncology,
College of Medicine, Dong-A University*

Purpose : The accurate dosimetry of independent collimator equipped for 6MV and 15MV X-ray beam was investigated to search for the optimal correction factor.

Materials and Methods : The field size factors, beam quality and dose distribution were measured by using 6MV, 15MV X-ray. Field size factors were measured from $3 \times 3 \text{cm}^2$ to $35 \times 35 \text{cm}^2$ by using 0.6cc ion chamber (NE 2571) at Dmax. Beam qualities were measured at different field sizes, off-axis distances and depths. Isodose distributions at different off-axis distance using $10 \times 10 \text{cm}^2$ field were also investigated and compared with symmetric field.

Result : 1) Relative field size factors was different along lateral distance with maximum changes in 3.1% for 6MV and 5% for 15MV. But the field size factors of asymmetric fields were identical to the modified central-axis values in symmetric field, which corrected by off-axis ratio at Dmax.

2) The HVL and PDD was decreased by increasing off-axis distance. PDD was also decreased by increasing depth For field size more than $5 \times 5 \text{cm}^2$ and depth less than 15cm, PDD of asymmetric field differs from that of symmetric one (0.5~2% for 6MV and 0.4~1.4% for 15MV).

3) The measured isodose curves demonstrate divergence effects and reduced doses adjacent to the edge close to the flattening filter center was also observed.

Conclusion : When asymmetric collimator is used, calculation of MU must be corrected with off-axis and PDD with a caution of underdose in central axis.

Key Words : Independent jaws, Asymmetric collimators, Dosimetry, Beam hardening

서 론

비대칭 콜리메이터는 1개 또는 그 이상의 jaw를 대응하는 반대쪽 jaw와 독립적으로 움직일 수 있어 차폐납의 사용을 줄이고 두 조사면이 접치는 경우 및 조사면의 접점에서 일어나는 divergence의 해결에 많은 도움을 준다(Fig. 1). 이는 전통적으로 조사면 분리기 (beam splitter)나 차폐물을 이용하여 왔으나 비대칭 콜리메이터 장치는 환자의 위치잡이 시간과 무거운 차폐납을 다루는 번거로움을 피하고 보다 정밀한 치료를 가능케 함으로써 광범위하게 사용되고 있다¹⁻⁷⁾. 그러나 현재 시도되고 있는 방사선량의 계산과 MU (Monitor Unit)의 계산(식. 1)에 사용되는 모든 기본 자

$$MU = \frac{ID}{K \times TMR(d, rd) \times Sc(rc) \times Sp \times SADfactor}$$

K	cGy per monitor unit(MU)
TMR	Tissue maximum ratio
ID	Isocenter dose
d	Depth

<식. 1> Equation for monitor unit

료는 대칭 조사면을 기준으로 작성되었기 때문에 independent collimator를 사용한 비대칭적인 조사면의 경우 현재 사용되고 있는 계산 방식 그대로 사용함에 무리가 있을 것으로 생각된다¹⁻⁷⁾. 비대칭 콜리메이터의 선량계산 방법과 선량분포에 관해서는 Soshek¹⁾이 보고한 이래로 많은 연구가 이루어졌다. 이는 각 기기의 특성에 따라 가변성이 있으므로 직접 측정을 통한 beam data의 특성을 파악하여 환자의 방사선 치료시 치료의 지표로 삼는 것이 정확한 방사선량의

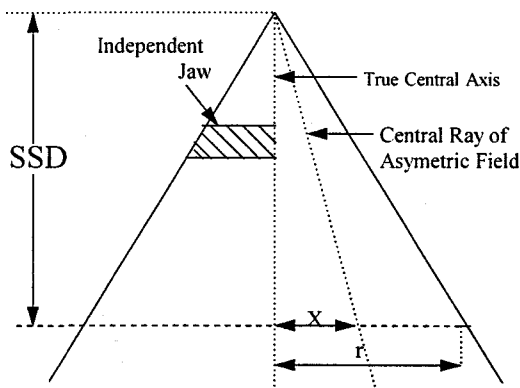


Fig. 1. Geometry of field blocking by and independent jaw.

결정과 방사선 치료 계획을 수립하는데 필수 불가결하다고 사료되어 본 연구를 진행하였다.

대상 및 방법

본 연구는 Dual Photon Beam(6MV와 15MV)을 산출(産出)하는 선형가속기(CL/1800, Varian Co)를 이용하여 진행하였다. Collimator를 이용한 비대칭 조사면의 방사선량 분포의 특성을 규명하기 위하여 산란 방사선의 총체로 표현되어지는 field size factor, beam quality에 미치는 영향을 분석하기 위하여 HVL(Half Value Layer)와 PDD(Percent Depth Dose)를 연구하였고 실제 isodose 분포에 미치는 영향을 관찰하였다.

1. Field Size Factor의 분석

Water Phantom(WP 600C, Wellhofer in German) 내의 Dmax에서 field size 3×3cm²부터 35×35cm²까지의 방사선량의 변화를 square field로 1cm²씩 증가시켜 가며 0.6cc ion chamber(NE 2571)로 측정하였다. 모든 측정 결과는 표준 선량 계산의 지표인 10×10cm 대칭 조사면의 값으로 normalize 하였다. 또한 비대칭 방사선 조사면의 field size factor의 최대 변이를 분석하고 이의 교정을 위해 40×40cm의 최대 field size에서 0.1cc ion chamber(IC10)을 이용하여 1cm씩 lateral distance를 증가시키면서 off-axis factor를 구하여 교정한 값과 비교 분석하였다(식. 2).

$$FS(L \times W, X) = \frac{FS(L \times W, 0)}{FS(10 \times 10, 0)} \times OAR(X)$$

FS	Field size factor
L×W	Asymmetric field size
OAR	Off-axis ratio
X(cm)	A distance field center

<식. 2> Equation for correction of asymmetric field size factors

2. Beam Quality 분석

중심 축에서 벗어난 비대칭 방사선 조사면에서 대칭 조사면과 비교하여 beam quality의 변화가 존재한다면 HVL 와 PDD의 변화를 초래할 것이라는 가정을 할 수 있다. HVL의 변화는 Cerrobond block을 이용하여 0, 3 및 7cm의 off-axis distance에서 water phantom과 0.6cc ion chamber(NE 2571)를 이용하여 측정하였다. Dmax에서 HVL를 측정하고 이 값은 감약상수를 이용하여 water의 두께로 환산하였다. 6MV와 15MV X선의 PDD는 100cm SSD(Source-surface

distance)에서 5×5, 10×10, 15×15 및 20×20cm² field size로 0, 3 및 10cm off-axis distance와 Dmax, 4, 10, 15, 20 및 25cm 의 깊이에서 측정하여 central axis PDD와 off-axis PDD의 비를 비교 분석 하였다

3. Isodose distribution 분석

6MV와 15MV X선의 비대칭조사면에서 dose distribution을 분석하기 위하여 10x10cm field size에서 5, 10, 및 15cm의 off-axis distance에서의 방사선량의 분포를 관찰하였다. 0.1cc ionization chamber를 이용한 water phantom을 사용하여 PDD 및 profile을 얻고 이후 다시 Marx-plan RTP system으로 30cm 깊이까지 재구성하여 10×10cm²로 isodose를 출력해 보았다. 또한 Film densitometer를 이용하여 얻은 dose distribution과 비교하였고 대칭적인 방사선 조사면과 비교 분석 하였다.

결 과

1. Field Size Factor

Field size factor는 phantom scatter factor, collimator scatter factor 및 monitor chamber back scatter들의 복합산물로 표현되는 복잡한 현상으로 표현되는 지표로서 relative field size factor는 중심 축에서 off-axis의 lateral distance에 따라 다양하게 변화하였다. 6MV X선의 경우 최대 3.1%, 15MV X선의 경우 최대 5%까지의 변화를 보였고 이는 field size가 커질수록 큰 변화를 보였다. 이때의 오류를 보정하기 위하여 off-axis factor를 구하였고(Table 1) 이 off-axis factor를 이용하여 교정하였을 경우 중심

Table 1. Off-Axis Factors (40×40cm²)

Off-axis distance(cm)	6MV	15MV
1	1.004	1.006
2	1.008	1.016
3	1.016	1.026
4	1.024	1.031
5	1.029	1.035
6	1.032	1.038
7	1.033	1.038
8	1.036	1.038
9	1.038	1.042
10	1.039	1.045
11	1.043	1.049
12	1.043	1.052
13	1.044	1.054
14	1.046	1.056

축의 field size factor와 거의 유사한 값에 도달할 수 있었다(Fig. 2).

2. Beam Quality

off-axis distance가 늘어날수록 HVL는 감소하였고

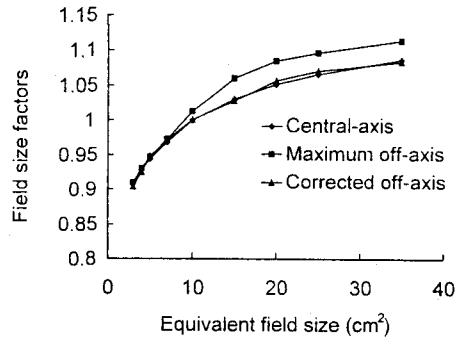


Fig. 2-a. Field size factors for 6MV x-rays measured on the central axis and at off-axis points.

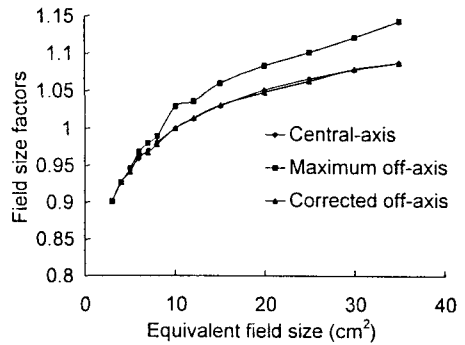


Fig. 2-b. Field size factors for 15 MV x-rays measured on the central axis and at off-axis points.

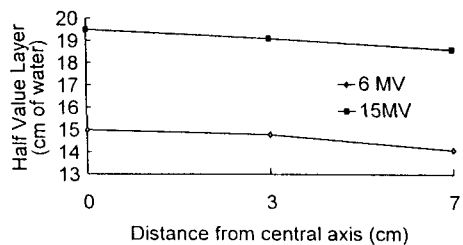


Fig. 3. Reduction of HVL in water at D_{max} and various off-axis distances.

7cm off-axis에서 6MV X선은 5.8%, 15MV X선은 4.6% 감소하였다(Fig. 3). beam quality가 off-axis의 lateral distance가 멀어질수록 감소한다고 분석되었다. 이는 flattening filter의 설계 구조에 의한 beam harding(radial softening)의 차이로 설명할 수 있다. PDD 또한 off-axis distance가 늘어날수록, 깊이가 깊어질수록 감소 현상을 보였고 이는 통상적인 방사선 치료에 쓰이는 5×5cm 이상의 field size와 15cm 이내의 깊이에서는 3cm과 10cm off-axis에서 6MV X선은 평균 0.5%, 2% 15MV X선은 0.4%, 1.4%의 감소 현상을 보였다(Table 2). 선량 측정의 표준인 10×

10cm field size를 기준으로 하여 깊이 범위를 3-25cm까지, lateral off-axis distance를 3, 10cm까지 측정하였을 때 6 MV X선의 경우 평균 0.6%, 3.3%의 감소를 보였고 15MV X선의 경우 평균 0.4%, 2.4%의 감소를 보였다. 이는 flattening의 attenuation의 차이로 분석되었고 15MV X선에서의 낮은 감쇄현상은 산란선의 영향을 적게받기때문으로 생각되었다.

3. Isodose Distribution Evaluation

방사선량 측정의 표준 field size인 10×10cm field size로 실험하여 관찰하였을 경우 Fig. 4에서 보는 것처럼 depth dose와 dose symmetry의 차이는 확인하다. 0cm off-axis에서는 측정치와 일치하지만 off-axis distance가 늘어날수록 depth dose의 증가치는 감소되며 특히 central axis의 가장자리 부위에서는 iso-dose curve의 위축이 확인하였다. 이는 flattening filter와 collimator block에 의한 구조적인 일차 방사선과 산란 방사선의 감소에 기인한다고 분석되었고 특히 임상에서 환자 치료시 과소 조사될 위험이 있다고 하겠다.

고 찰

통상적인 선형가속기(Linac)의 방사선 치료시 치료 방사선량(monitor unit, MU)의 결정에서 고에너지 X-선을 사용 할 경우 치료기에서 각 에너지 별로 산출된 Percent depth dose(PDD), Tumor maximum ratio (TMR), Collimator Scatter factor, Phantom scatter factor, Off-axis beam quality에 대한 기본 수치들을 이용한다¹⁻³⁾ (식. 1). 하지만 이때의 측정은 대칭적인 방사선 치료 조사면을 기본으로 측정하는 것이므로 본 논문의 주제와 같이 비대칭 collimator를 사용하여 방사선 치료시에 상기한 측정치를 그대로 적용하는 것은 모순일 것이다. Hanson과 Kepka 등은 선형 가속의 head부에 위치한 beam-flattening filter 설계 자체가 X-선의 beam-uniformity를 위하여 가운데는 두껍게, 주변부는 얇게 되어 있으므로 중심부를 통과하는 방사선의 beam hardening은 주변 부에 비하여 크고 이러한 현상은 beam quality, beam profiles 및 dose distribution에 영향을 준다고 하였다¹⁸⁻²¹⁾. Leavitt 등은 beam quality 의 감소는 얇은 쪽의 flattening filter를 통과하므로 lower energy photon이 통과하게 되고 off-axis distance가 증가함에 따라 PDD는 감소하게 되며 이는 깊이가 깊어질수록 확인해진다고 하였다²¹⁾. 방사선량을 산란 방사선을 제외한 일차 방사선량

Table 2-a. Variation of 6MV PDD with Off-Axis Distance

Depth	0cm off-axis	3cm off-axis	10cm off-axis
	5×5	5×(5.5, .5)	5×(12.5, -7.5)
3	95.5	96.2(0.995)	94.5(0.990)
4	90.8	90.2(0.994)	89.5(0.986)
10	64.3	63.5(0.988)	61.9(0.963)
15	47.5	47.0(0.989)	45.0(0.947)
	10×10	10×(8, 2)	10×(15, -5)
3	95.4	95.3(0.999)	94.8(0.994)
4	91.2	91.0(0.998)	90.3(0.990)
10	67.5	67.1(0.994)	65.6(0.959)
15	51.5	51.0(0.990)	49.4(0.959)
	15×15	15×(10.5, 4.5)	15×(17.5, -2.5)
3	95.6	95.5(0.999)	95.0(0.994)
4	91.6	91.5(1.000)	91.0(0.995)
10	69.3	68.9(0.994)	67.8(0.978)
15	53.8	53.3(0.991)	52.0(0.967)

Table 2-b. Variation of 15MV PDD with Off-Axis Distance

Depth	0cm off-axis	3cm off-axis	10cm off-axis
	5×5	5×(5.5, .5)	5×(12.5, -7.5)
3	100.1	99.9(0.998)	100.0(0.999)
4	98.8	98.4(0.996)	98.5(0.997)
10	96.0	75.3(0.991)	74.1(0.975)
15	60.2	59.4(0.987)	57.0(0.947)
	10×10	10×(8, 2)	10×(15, -5)
3	99.9	100.0(1.001)	99.8(0.999)
4	98.1	98.3(1.002)	97.6(0.995)
10	77.2	76.8(0.996)	75.7(0.982)
15	62.2	61.8(0.994)	60.3(0.969)
	15×15	15×(10.5, 4.5)	15×(17.5, -2.5)
3	99.7	95.5(0.999)	99.5(0.998)
4	97.3	91.5(1.000)	97.0(0.997)
10	77.2	68.9(0.994)	76.1(0.986)
15	63.0	53.3(0.991)	61.6(0.978)

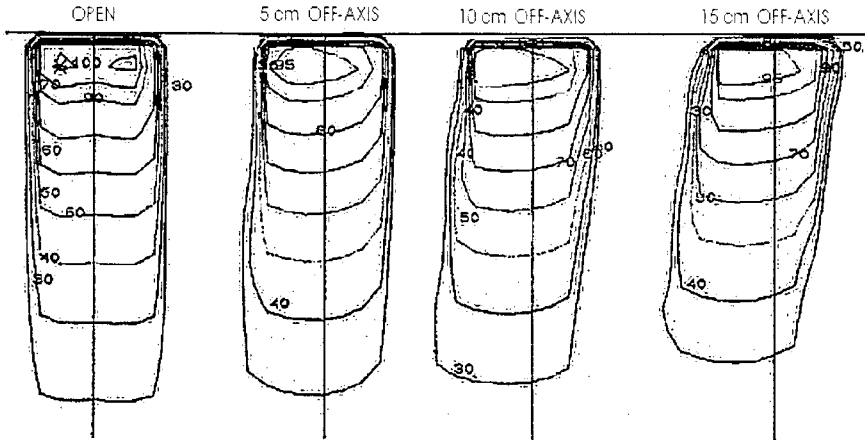


Fig. 4a. Dose distribution of 6MV at 0, 5, 10, 15cm off-axis(10×10).

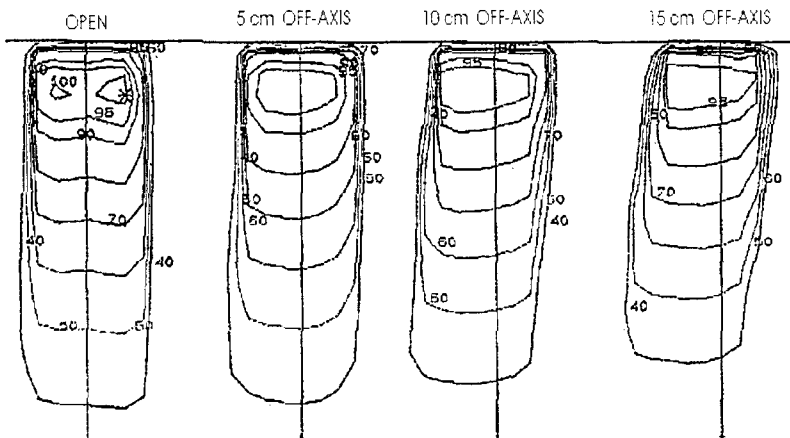


Fig. 4b. Dose distribution of 15MV at 0, 5, 10, 15cm off-axis(10×10).

의 관점에서 분포를 살펴보면 beam quality의 변화에 의하여 중심 축에서 lateral distance를 따라 다양히 변화 할 것으로 추정되므로 비대칭 조사면의 중심축에 따른 PDD, TMR의 분포는 같은 크기와 모양의 대칭 조사면의 중심 축에 따른 것과 같지 않다. 또한 off-axis point에서 incident primary beam fluence는 flattening filter의 설계에 따라 중심 축으로부터의 거리에 따라 다양히 변화한다. 이러한 현상은 대칭 조사면의 경우 target doses는 통상적으로 beam의 중심 축에서 결정되고 off-axis distribution은 isodose curve에서 관찰되므로 아주 중요하지 않다. 하지만 비대칭 조사면에서는 측정하고자 하는 방사선량이 중심 선량이 중심축에 놓이지 않으므로 off-axis dose 교정이 필요하다. 이러한 교정은 측정하고자 하는 위치의 중심 축으로부터의 깊이와 거리에 의존하게 된다. 최

대 조사면의 중심부에서 80%이내의 beam flatness는 10cm 깊이에서 +3%이내가 방사선 치료의 정밀도에 중요하다. 따라서 비대칭조사면에서 off-axis dose교정을 무시하면 이러한 조건에서 오차를 야기할 것이다. 즉 중심축으로부터의 깊이와 거리의 작용으로 beam flatness의 변화를 초래할 것이다. 본 연구에서도 이러한 문제점을 규명할 수 있었고 off-axis factor의 경우에 6MV의 경우 최대 3.1%, 15MV X-선의 경우 최대 5%까지의 field size factor를 관찰할 수 있었고 이는 off-axis factor로 교정하여 중심 축의 field size factor와 유사한 값으로 교정이 가능하였다. 여러 연구 결과를 살펴보면 Khan 등은 asymmetric field의 중심점과 beam의 central axis에서 x cm 떨어진 점을 생각하면 collimator scatter factor의 계산에 사용되는 collimator의 대칭 혹은 비대칭 조사면에 상관없

이 동일하다고 보고하였다. 즉 collimator scatter factor는 실제 collimator opening의 크기에 좌우되므로 asymmetric jaw에 의한 각도의 변화에 따른 scatter photon fluence의 변화는 무시 할 만 하다고 하였다. 하지만 이러한 결과는 방사선량 계산의 위치가 치료조사면의 중심에서 측정 될 때의 이론이라는 단서가 붙는다. Phantom scatter factor 역시 선량 계산의 위치가 penumbra 효과를 피하기 위해 조사면의 가장자리에서 거리를 두고 측정하는 한 대칭 조사면과 같은 크기와 모양이면 비대칭 조사면과 차이가 없다고 보고하였다. 이러한 해결책의 일환으로 off-axis ratio를 이용한 MU의 계산식을 제시하였다^{23, 24}. 하지만 Chui등은 Khan의 방법은 단지 비대칭조사면의 중심축에 대해서만 지표로 이용될 수 있다고 주장하고 모든 좌표에서 사용 가능한 식을 제시하였다(식. 3). 실제 임상에서 환자 치료시에 가장 중요하게 참고가 되는 isodose curve의 형태에 관해서는 physical penumbra의 변화와 차폐된 가장자리 쪽으로 isodose curve가 편향되는 현상으로 여러 보고자의 의견이 대

는 것으로 이미 flattening filter자체가 균일한 선량 분포를 이루게 설계되어 있기 때문이다. 대칭 조사면에서는 조사면의 중심부에 가장 큰 감약 현상이 일어나고 이는 산란 방사선에 의해 보충되지만 비대칭조사면의 경우 primary dose component는 큰 반면에 scatter dose component는 적다. 차폐측 가장자리에 방사선량이 적게 조사될 수 있으므로 치료계획시 반드시 특별한 주의를 요한다고 하겠다. 이병용등은 실제 중첩되는 부위에서 1% 정도 높은 선량분포를 갖는다고 보고하고 있다³⁴.

결 론

선형 가속기 Linac 1800(Varian Co.)에서 산출(産出)되는 6MV와 15MV X선에서 independent collimator를 이용한 비대칭 방사선 조사면을 이용하였을 때 관찰되는 방사선량의 변화에 미치는 여러 요인을 분석하였다.

1) MU(Monitor Unit) 계산의 지표인 field size factor와 PDD 모두 대칭 조사면 사용 시와 비교하여 변화를 관찰할 수 있었다. Field size factor의 경우 maximum off-axis위치와 비교하여 6MV X선의 경우 최대 5%까지 과소 계산됨을 관찰할 수 있었고 off-axis factor를 이용한 보정이 필요하다고 사료된다(식 2).

2) Beam quality 의 변화를 관찰하기 위한 실험에서 HVL는 off-axis distance가 멀어질수록 감소하였고 PDD 또한 off-axis distance가 멀어질수록, 측정 깊이가 깊어질수록 감소 현상을 보였다. 통상적인 방사선 치료 시에 이용되는 5x5cm² 이상의 field size와 15cm이내의 깊이에서는 3cm과 10cm의 off-axis에서 6MV X선은 평균 0.5%, 2%, 15MV X선은 0.4%, 1.4%의 감소 현상을 보여 큰 편차를 보이지 않았으나 측정 깊이가 깊을수록 편차가 심해 20cm이상의 심부 치료시에는 주의를 요한다.

3) Isodose distribution의 관찰에서는 off-axis distance가 멀어질수록 depth dose 의 증가치는 감소되며 특히 central axis의 가장자리 부위에서는 isodose curve의 위축이 확인하여 임상에서 방사선 치료 시 과소 조사에 대한 정밀한 주의가 필요할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. DD Loshek: Applications and physics of the

$$MU = \frac{TD \times 100}{K \times (\%DD) \times Sc \times Sp(r) \times SSDfactor \times OARd(x)}$$

$$MU = \frac{ID}{K \times TMR(d,rd) \times Sc(rc) \times Sp(rd) \times SADfactor \times OARd(x)}$$

- rd Equivalent field size
- rc Collimator opening size
- OAR Off-axis ratio at depth

<식. 3> Equation for monitor unit with off-axis distance

$$D_p = t \times D_c \times OF(a_0) \times TMR(d,a) \times OCR(x,y,d) \times G$$

- t beam on time
- Dc calibration dose rate
- Of(a0) output factor
- a₀ area/perimeter for the asymmetric field at the level of isocenter
- TMR(d,a) tissue maximum ratio
- a area/perimeter for the asymmetric field at the level to P
- OCR(x,d,d) off center ratio at P(x,y,d)
- G inverse square factor(SAD/SSD+d)²

<식. 4> Equation for D_p with off-center ratio

체로 일치한다^{3, 13, 16}. 이는 단지 조사면의 일부를 차폐함으로써 산란 방사선의 생성이 감소되어 발생하는 현상으로 설명할 수 있으며 flattening filter를 통과하는 primary beam의 감약의 변화에 기인하는 것으로 설명할 수 있다. 이는 대칭 조사면에서는 관찰되지 않

- independent collimator feature of the Varian clinac 2500 : in proceeding of the Tenth Users Meeting.
2. **Johns HE, Cunningham JR:** The Physics of Radiology, 4th ed. (Thomas, Springfield, IL 1983; 371
 3. **Khan FM:** the Physics of Radiation therapy, 2nd ed, William & Wilkins 1994; 212-215
 4. **Baker CM, Filimonov A, Conine F, Coughlin CT:** Treatment of the intact breast using tangent split beam fields and half 15 degree wedges as tissue compensators. Radio Technol 1996; 58:135-138
 5. **Fraass BA, Tepper JE, Glatstein E, van de Geijn J:** Clinical use of math-line wedge for adjacent megavoltage radiation field matching. Int. J Radiat Oncol Biol Phys 1983; 9:209-216
 6. **Chin LM, Kijewski PK, Svensson GK, et al.:** A computer-controlled radiation therapy machine for pelvic and para-aortic nodal areas. Int J Radiat Oncol Phys 1981;7:61
 7. **Ayengar K, Palta J, Sun tharalingam N:** Dose distribution optimization for tangential irradiation of breast (Abstra). Med Phy 1985; 12:504
 8. **Horton JL:** Dosimetry of the Siemens Mevatron 67 linear accelerator. Int J Radia Oncol Biol Phys 1983; 9:1217-1223
 9. **Ikoru NC, Johnson DN, Antich PP:** Characteristics of the 6MV photon beam produced by a dual energy linear accelerator. Med Phys 1987; 14:93
 10. **Barnes WH, Hammond DB, Janik GG:** Beam characteristics of the Clinac 2500. proceedings of Ninth Varian Users Meeting (Varian, Palo Alto, CA) 1982; 36
 11. **Patterson MS:** Characteristics of an 18MV photon beam from a Therac-20 medical linear accelerator. Med Phys 1981; 8:312-318
 12. **Krithivas G, Rao SN:** Dosimetry of 24-MV x-rays from a linear accelerator. Med Phys 1987; 14:274
 13. **Palta JR, Ayyangar KM, Suntharalingam N:** Dosimetric characteristics of a 6MV photon beam from a linear accelerator with asymmetric collimator jaws. Int J Radis Oncol Biol Phys 1988; 14:383-387
 14. **Bagne F:** Choice of reference point in megavoltage dosimetr. Med Phys 1979; 6:510
 15. **Umeh RN, Hanson WF:** Determination of linac beam energy changes from ionization measurements in phantom. Med Phys 1985; 12:543
 16. **Slessinger ED, Gerber RL, Harms WB, et al.:** Independent collimator dosimetry for dual photon energy linear accelerator. Int J Radi Oncol Biol Phys 1993; 27:681-687
 17. **Mohan R, Chui C:** Energy and angular distributions of photon from medical linear accelerator. Med Phys 1985; 12:592
 18. **Hanson WF, Berkley WL:** Calculative technique to correct for the change in linear accelerator beam energy at off-axis points. Med Phys 1980;7:147
 19. **Kepka AG, Johnson PM, David J:** The effect of off-axis quality changes on zero area TAR for megavoltage beams. Phys Med Biol 1985; 30:589
 20. **Leavitt DD, Martin M, Moller JH, Lee WL:** Dynamic wedge field techniques through computer-controlled collimator motion and dose delivery. Med Phys 1990;17:87-91
 21. **Loshek DD, Keler KA:** Beam profile generator for symmetric fields. Med Phys 1988; 15:604
 22. **Kahn FM, Gebri BJ, Debel FC:** Dosimetry of asymmetric x-ray collimators. Med Phys 1986; 13:936-941
 23. **Kahn FM, Sewchand W, Lee J, Williamson JF:** Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt-60 and higher energy x-ray beams. Med Phys 1980; 7:230
 24. **Chui C, Mohan R:** Off-center ratios for three-dimensional dose calculation. Med Phys 1986; 13:409
 25. **Chui C, Mohan R, Fotenian D:** Dose computations for asymmetric fields defined by independent jaws. Med Phys 1988;15:92-95
 26. **Palta JR, Ayengar KM, Suntharalingam N, Tupchong L:** Asymmetric field arc rotation. Br J Radol 1989; 62:927-931
 27. **Mohan R, Chui C:** Use of fast fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped field for three dimensional treatment planning. Med Phys 1987; 14:70-77
 28. **Loshek DD:** Analysis of tissue-maximum ratio/scatter maximum ratio model relative to the prediction of tissue maximum ration in asymmetrically collimated fields. Med Phys 1988; 15:672-683
 29. **Starkchall G:** A convolution method for constructing primary beam profiles in the presence of beam modifiers. Med Phys 1988; 15:657-661
 30. **Kijewski PK, Chin LM, Barngard BE:** wedge-shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion. Med Phys 1987; 13:1927-1935
 31. **Cheng CW, Chin LM:** A computer-aided treatment planning technique for universal wedges. Int J Radia Oncol Biol Phys 1987; 13:1927-1935
 32. **Mansfield CM, Suntharalingam N, Chow N:**

- Experimental verification of a method for varying the effective angle of wedge filters. Am J Rentgenol 1974; 120:699-702
33. **Petti PL, Siddon RL**: Effective wedge angles with a universal wedge. Phys Med Biol 1985; 30:985-991
34. **이병용, 최은경, 장혜숙**: 4MV 선형가속기의 비대칭 콜리메이터의 선량측정. 한국의학물리학회지 1권 1호 1990; 69-73

국문초록 =

고에너지 선형가속기의 Independent Collimator를 이용한 비대칭 방사선 조사시
방사선량 결정에 미치는 요인에 관한 연구

동아대학병원 치료방사선과*, 동아대학교 치료방사선과학교실

김정기* · 최영민 · 이형식 · 허원주

목적 : 의료용 선형가속기의 Independent Collimator는 현재 광범위하게 사용되고 있다. 그러나 방사선량의 계산과 MU(Monitor Unit)의 계산에 사용되는 모든 기본 자료는 대칭 조사면 기준으로 작성되었기 때문에 independent collimator를 사용한 비대칭적인 조사면의 경우 현재 사용하고 있는 계산 방식을 그대로 적용함에 무리가 있을 것으로 생각된다. 따라서 이러한 의문에 대한 체계적이고 과학적인 검토가 필요할 것으로 사료되어 본 연구를 진행하였다.

대상 및 방법 : 본 연구는 Dual Photon Beam(6MV와 15MV)을 산출(産出)하는 선형가속기(Linac 1800, Varian Co)에서 collimator 사용시 산란 방사선의 총체로 표현되어지는 field size factor, beam quality에 영향을 미치는 HVL와 PDD를 조사하였다. 먼저 field size factor는 water phantom(WP 600C Wellhofer, Germany)내의 Dmax에서 field size 3×3cm에서 35×35cm까지의 방사선량의 변화를 square field로 1cm²씩 증가시켜 가며 0.6cc ion chamber(NE 2571)로 측정하였다. Beam quality는 100cm SSD(source-surface distance)에서 5×5, 10×10, 15×15 및 20×20cm field size로 0, 3 및 10cm off-axis distance와 dmax 4, 10, 15 및 20cm의 깊이에서 측정하였다. Dose distribution을 분석하기 위하여 film densitometer와 water phantom(C10 ion chamber)을 사용, 10×10cm field size에서 5, 10 및 15cm의 off-axis distance까지의 방사선량의 분포를 관찰하고 대칭 방사선 조사면과 비교 분석하여 실제 isodose 분포에 미치는 영향을 관찰하였다.

결과 :

1) Relative field size factor는 중심 축에서 off-axis의 lateral distance에 따라 다양하게 변화하였는데 6MV X-선의 경우 최대 3.1%, 15MV X-선의 경우 최대 5%까지의 변화를 보였다. 이때 off-axis factor를 구하여 교정을 하였을 경우 중심 축의 field size factor와 거의 유사한 값에 도달할 수 있었다.

2) Beam quality의 변화를 관찰하기 위한 실험에서 HVL는 off-axis distance가 멀어질수록 감소하였고 PDD도 off-axis distance가 멀어지고 측정 깊이가 깊어질수록 감소되는 현상을 보였다. 통상적인 방사선 치료시에 이용되는 5×5cm 이상의 field size와 15cm 이내의 깊이에서는 3cm 와 10cm의 off-axis에서 6MV X-선은 평균 0.5%와 2%, 15MV X선은 0.4%와 1.4%의 감소 현상을 보여 큰 편차를 관찰할 수 없었다.

3) Isodose distribution은 off-axis distance가 멀어질수록 depth dose의 증가치가 감소되었으며 특히 central axis의 가장자리 부위에서는 isodose curve의 위축이 확인하였다.

결론 : Independent collimator를 사용하여 비대칭 방사선 치료를 할 경우 MU의 계산은 off-axis factor와 PDD 보정이 필수적이며 임상적으로는 중심 축에서의 과소조사에 대한 정밀한 주의가 필요할 것으로 사료된다.