

치료계획용 컴퓨터를 이용한 부정형조사면의 선량분포에 관한 실험

가톨릭의과대학 방사선치료실

권형철 · 오윤경 · 윤세철 · 박용휘

= Abstract =

An Experimental Dosimetry of Irregularly Shaped Fields Using Therapeutic Planning Computer

Hyoung Cheol Kwon, M.D., Yoon Kyeong Oh, M.D.
Sei Chul Yoon, M.D., Young Whee Bahk, M.D.

Section of Therapeutic Radiology, Catholic Medical College

The authors have intended to measure intrinsic dose distribution by Farmer dosimeter in irregularly shaped fields such as L, M and T shape models in order to determine dose inhomogeneity in those models.

We made 2 off-axis points in each model and measured the depth dose at 1.5, 5 and 9 cm below surface.

The results showed 1~3% dose discrepancy between 2 points.

We also measured the depth dose by geometric approximation and computer calculation in those models, and came to the conclusion that computer calculation using Clarkson's principle is simpler and the measurements are closer to the ideal data obtained by the experiment in three models of irregularly shaped fields than those of geometric approximation method.

서 론

부정형조사면은 방사선치료시 방사선조사면에 포함된 정상기관 및 조직을 보호하기 위해 일부 차폐를 한 경우나, 신체외형상 조사부위가 경사질 때 경험할 수 있으며, 그 예로선 L형, 분열형, 역Y형, mantle 형등을 들 수 있다^{1,2)}.

부정형조사면의 경우, 방사선조사시, 체형두께의 다양성, 조사야내 차폐로 인한 선량분포의 변화를 예측할 수 있으며 따라서 정확한 선량분포를 알아보기 위해선 관심점(interesting point)에서의 선량측정이 필요하게 된다.

* 이 논문의 요지는 1984년 추계 대한치료방사선과학회에서 발표하였음.

이에 저자들은 실험적으로 부정형조사면인 L형, U형, T형 모델을 고안하여, 관심점에서의 선량분포 변화를 관찰하였으며, 심부선량 계산방법으로서, 그동안 전통적으로 사용해 왔던 근사법과 컴퓨터 계산방법에 의한 계산치를 실측치와 각각 비교한 결과, 컴퓨터 계산방법에 의한 정확성을 확인할 수 있었기에 저자들은 보고하는 바이다.

재료 및 방법

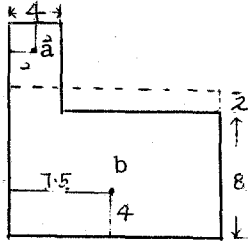
1. 부정형조사면의 모델

부정형조사면의 실험모델로서 Fig. 1과 같이 15×15 cm 크기의 L형, U형, T형을 각기 만들었으며, 선량 측정을 위해 각 모델에서 동일좌표가 되는 중심축에서 벗어난(off-axis) a, b 두 지점을 선정하였다.

2. 측정방법

상기 a, b 두 지점의 1.5, 5, 9 cm 깊이에서의 선량 측정을 위해 6 MV 선형가속기(일본 전기회사제)를 사용하여 선원·표면거리(SSD)를 80 cm로 유지시킨 뒤 monitor dose 100 cGy를 조사하였다. 이 실험에 사용한 모형은 water phantom과 조직등가물질인 paraffin phantom을 사용하였고 Farmer dosimeter 2570(Nuclear Enterprises 제)으로 측정하였다.

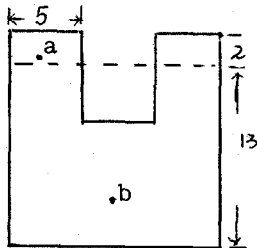
1. L shape



Field size 15 x 15 cm

Effective F.S. 10 x 15 cm

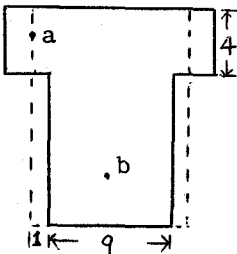
2. U shape



Field size 15 x 15 cm

Effective F.S. 13 x 15 cm

3. T shape



Field size 15 x 15 cm

Effective F.S. 11 x 15 cm

Fig. 1. Experimental models of irregularly shaped fields.

3. 선량측정 계산

1) 근사법(Geometric approximation method)^{3,4)}

15×15 cm 크기의 L형, U형, T형의 부정형조사면을 동일면적이 되도록, 직사각형으로 만들었으며, 그 결과 각각 유효조사면의 크기는 10×15 cm, 13×15 cm, 11×15 cm가 되었으며, 노출량과 심부백분율은 조사면에 따른 6 MV X선의 심부선량⁵⁾를 이용하여 산출하였다.

2) 컴퓨터 계산법^{1,2,4,9)}

모델의 윤곽(contour), 부정형조사면의 크기, 선량(meter dose), 에너지 선택(6 MV)과 SAR, TAR, Field Factor 등을 입력하고, 각 관심점을 지나는 단면을 컴퓨터로 부터 얻어내어, 등선량분포곡선(isodose curve)을 그리고, 아울러 특정지점의 좌표를 설정하여 선량을 구하였다. 본 실험에서 사용한 선량계획 컴퓨터는 Therac 2000(NEC 제) 치료계획용으로서 조사면에 따른 심부백분율과 조사면인자를 각 점에 대한 산란공중선량비(SAR)로 구한 후, 평균하여 얻은 평균 산란비를 프로그램에 적용한 것이다. 즉,

$$\overline{TAR}(r, d) = \overline{TAR}(o, d) + \overline{SAR}(r, d)$$

여기서 $\overline{TAR}(r, d)$ 은 조사면(r)과 깊이(d)에 대한 평균 조직공중선량비이며 $\overline{TAR}(o, d)$ 은 일차선량에 대한 조직공중선량비이며 $\overline{SAR}(r, d)$ 은 평균 산란공중선량비이다.

결 과

1. 부정형조사면의 빈도

Table 1에 있는 바와 같이 실제 임상에서 방사선치료시 사용하는 조사면중 부정형조사면이 차지하는 비율은 67%였다. 이는 주로 골반을 포함하여 흉부 경부에서 많이 사용되었다.

Table 1. Frequency of Irregularly Shaped Fields (); %

Field site	Regular field	Irregular field	% of treatment of field
H/N	35(26)	100(74)	135(34)
Chest	21(24)	65(76)	86(21)
Abdomen	19(46)	22(54)	41(10)
Pelvis	5(6)	82(94)	87(22)
Others	51(96)	2(4)	53(13)
Total	131(33)	271(67)	402(100)

H/N; Head and Neck

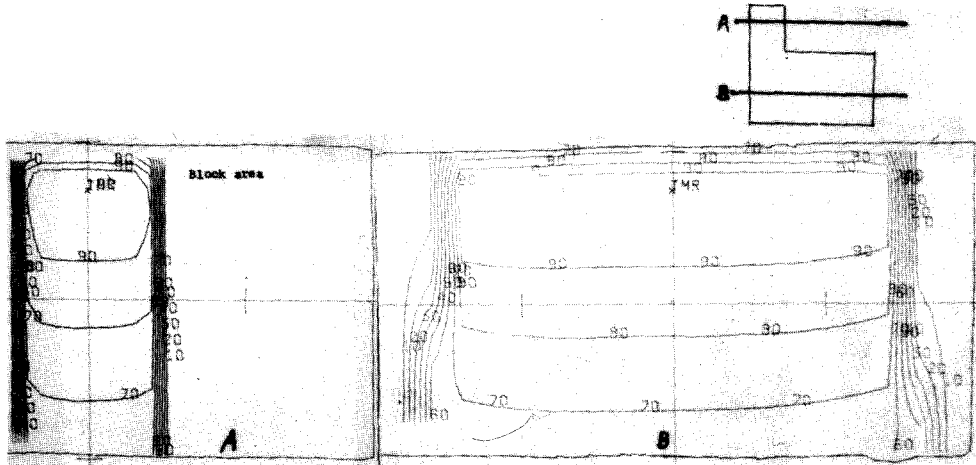


Fig. 2. Comparison of isodose distribution for L shaped field at A & B line.

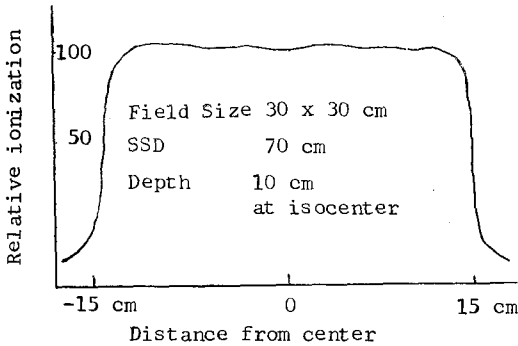


Fig. 3. Flatness of 6 MeV Linear Accelerator.

2. L형 모델

1) a, b 두 지점의 선량과 심부율을 근사법으로 계산하면 같은 값으로 간주되지만, 실제 측정치와 컴퓨터에 의한 계산치는 차이를 보여 Table 2에서와 같이 b 점에서의 값이 a 점에서보다 약 2%정도 높게 측정되었다. 그리고 컴퓨터에 의한 등선량분포곡선에서 5cm 길이의 b와 a에서의 심부선량율은 각각 86.3%와 84.2%로 나타나 있다(Fig. 2).

2) 실측치에 대한 컴퓨터 계산치와 근사법에 의한 값을 비교하여 볼 때 전자에선 -2.6%, 후자에선 5%로 두 방법간에 2.4%의 차이를 나타내고 있다(Table 2).

3. M형 모델

1) Table 3에서도 역시 실측치와 컴퓨터 계산치에서 b 점에서의 값이 a 점에서보다 1~2% 높게 측정되는 반면 근사법 계산의 경우는 같은 값으로 간주되고 있다(Table 3).

2) 실측치에 대한 근사법과 컴퓨터 방법에 의한 계

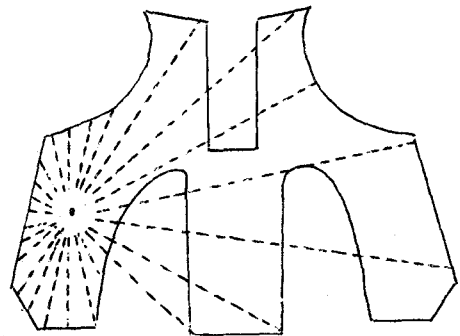


Fig. 4. Diagram illustrating Clarkson technique obtaining average scatter air ratio from equal sectors centering on a point of dose calculation.

산치 차이는 각각 4.3%와 -2.3%를 나타내고 있다

4. T형 모델

1) 측정치와 컴퓨터 계산치에서 b 점에서의 값이 a 점에서 보다 2~3% 높게 측정되었다(Table 4).

2) 실측치에 대한 컴퓨터 계산치와 근사법에 의한 계산치 차이는 각각 -2.5%와 2.7%를 나타내고 있다(Table 4).

고 찰

부정형조사면의 대표적인 예로서 역Y형, Hockey stick형, Mantle 형등을 들 수 있는데 저자들의 경험에 선 전체 치료예의 67%를 점유하고 있으며 골반 흉부 경부등의 방사선조사시 많이 이용되었다.

부정형조사면을 사용한 방사선치료시 차폐부위에서 관제되는 산란선량의 감소로 인하여 조사면내 임의의

Table 2. Dosimetry Results for L Shaped Model

(Unit: cGy)

Evaluation method Depth(cm)	Approximation		Computer		Ionization chamber	
	a	b	a	b	a	b
1.5	103.2(6.3)	103.2(3.7)	96.4(-1.8)	97.1(-2.4)	97.1	99.5
5	88.5(7.5)	88.5(3.3)	81.2(-1.3)	83.8(-2.2)	82.3	85.7
9	71.7(5.6)	71.7(3.6)	64.1(-5.6)	67.9(-1.9)	67.9	69.2

$$(\%) = \frac{\text{value of ionization chamber} - \text{value of approximation (or computer)}}{\text{value of ionization chamber}} \times 100$$

Table 3. Dosimetry Results for M Shaped Model

(Unit: cGy)

Evaluation method Depth(cm)	Approximation		Computer		Ionization chamber	
	a	b	a	b	a	b
1.5	103.8(5.2)	103.8(3.3)	96.6(-2.1)	97.6(-2.8)	98.7	100.4
5	89(5.0)	89(3.1)	82.5(-2.7)	84.9(-1.6)	84.8	86.3
9	72.2(6.2)	72.2(2.7)	65.7(-3.4)	69.4(-1.3)	68	70.3

$$(\%) = \frac{\text{value of ionization chamber} - \text{value of approximation (or computer)}}{\text{value of ionization chamber}}$$

Table 4. Dosimetry Results for T Shaped Model

(Unit: cGy)

Evaluation method Depth(cm)	Approximation		Computer		Ionization chamber	
	a	b	a	b	a	b
1.5	103.4(5.4)	103.4(3.5)	96.3(-1.8)	97.2(-2.7)	98.1	99.9
5	88.6(5.2)	88.6(3.3)	82.7(-1.8)	83.9(-2.2)	84.2	85.8
9	71.4(4.8)	71.4(2.1)	65.3(-4.1)	67.9(-2.9)	68.1	69.9

$$(\%) = \frac{\text{value of ionization chamber} - \text{value of approximation (or computer)}}{\text{value of ionization chamber}} \times 100$$

점에 선량변화를 기대할 수 있다. 그리고 신체 체형의 두께, 선원·표면간 거리, 중심축을 벗어난 거리등의 다양한 요소들로 인하여 선량분포의 변화가 있어 선량 계산에는 특수한 고려를 해야한다^{2,6,7}.

부정형조사면의 선량계산에는 동일면적을 이용한 근사법과 Clarkson 원리를 이용한 컴퓨터 방법이 있는데 지금까지 실제 임상에서 주로 전자에 의한 방법이 사용되어 왔다. 근사법이란 부정형조사면을 동일면적의 직사각형으로 만들어 선량분포를 계산하며 조사면내 같은 깊이의 모든 점은 동일선량으로 간주하게 된다. 이는 다음과 같은 공식에 의해 계산될 수 있다^{1,5,8}.

$$\%D, D = (\text{uncorrected } \% D, D) \times K \times \left(\frac{SSD + dm}{SSD + g + d} \right) \times \frac{BSF_1}{BSF_0} \dots \dots \dots (1)$$

$$MU = \frac{TD \times 100}{(\%DD)_d \times S_c \times S_p \times SSD \text{ factor}} \dots \dots \dots (2)$$

- K: Off-axis(center) ratio
- dm: Depth of maximum dose
- g: Vertical distance between skin surface over given point and nominal SSD
- BSF₁ and BSF₀: Back Scatter Factor for the equivalent fields determined at given point and central axis point, respectively
- MU: Monitor unit
- S_c: Collimator scatter correction factor
- S_p: Phantom scatter correction factor
- SSD factor: $\frac{SCD}{SSD + t_0}$
- SCD: Source calibration distance

t_0 : Reference depth

공식 (1)에서 K 값은 조사면의 중심점과 주변점의 선량관계를 나타낸 것인데 6 MV 선형가속기의 primary beam profile 이 Fig. 3에서와 같이 조사면 중심으로부터 15 cm 이내에서 beam flatness 를 나타내기 때문에 차폐체가 없는 직사각형 조사면의 모든 점에서의 선량은 같은 값으로 볼 수 있으며 이는 4 MV 이상의 고에너지 X선에 적용된다.

두번째 컴퓨터 방법에 이용되는 Clarkson 원리^{1,2,4)}는 Fig. 4에서와 같이 조사면의 임의의 점에서 흡수된 선량에 대해 일차선량에 산란선량을 추가 계산하는 것으로서 근사법에서의 흡수선량을 일차선량만으로 간주하는 것과 차이를 나타내고 있으며 실제 Faiz M. Khan 등의 발표⁴⁾에 의하면 이 두 방법간에 2~3%의 차이가 난다고 보고하고 있으며, 저자들의 실험에서도 약 2%의 차이가 나는 것으로 보아 부정형조사면의 선량계산에 Clarkson 원리가 보다 정확하다는 것을 알 수 있다. 그러나 그 계산방법에 있어서 복잡성이 따라, 임상에서 실제 손으로 계산하는데 어려움이 있었는데 최근 컴퓨터의 등장으로 이 복잡한 계산이 신속히 이루어져 Clarkson 원리를 이용한 컴퓨터 방법이 앞으로 임상에 진요하게 이용할 수 있게 되었다.

결 론

부정형조사면의 실험적 모델을 고안하여 조사면내 중심축을 벗어난 동일좌표인 a, b 지점에서의 선량을 측정 한 결과 두 지점간에 선량이 1~3%정도 차이가 나는 것을 발견하였으며 이를 통해 부정형조사면내 선량 분포의 변화가 생기는 것을 알 수 있었다. 그리고 선량측정 방법에 있어서 종래 사용해 오던 근사법은 흡수선량을 일차선량으로만 고려한데 반해 Clarkson 원리는 산란선량을 추가하여 계산한 점으로 보아 이 원리를 이용한 컴퓨터 방법이 이상적이며 또한 실험적 측정을 통해 두 방법을 비교해 볼때 컴퓨터 방법이 실측치에 접근되는 것을 알 수 있었다.

REFERENCES

1. Faiz M Khan: *The physics of Radiation Therapy* p157-204, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984.
2. Faiz M Khan: "Dosimetry of Irregularly shaped Fields" in *Technological Basis of Radiation Therapy* p46-54, Lea & Febiger, 1984.
3. Gilber H Fletcher: *Textbook of Radiotherapy*, p9-17, 3rd Ed, Lea & Febiger, Philadelphia, 1980.
4. Faiz M Khan, Ph. D, Seymour H Levitt, M.D., Vaughn C. Moore, Ph. D, et al.: "Computer and Approximation method of Calculating Depth Dose in Irregularly Shaped Fields, *Radiology* 106:433-436, 1973.
5. William R Hendee, Ph. D.; *Radiation Therapy Physics*, p56-80, Year Book Medical Publishers, Chicago. London, 1981.
6. Laurence Gray MS, Leonard R Prosnitz, M.D.: "Dosimetry of Hodgkin's Disease Therapy using a 4MV Linear Accelerator, *Radiology* 116: 423-428, Aug, 1975.
7. Page V Gardner, Karzmark CI: "Physical and dosimetric aspect of the radiotherapy of malignant lymphoma I. The mantle technique II. The Inverted Y technique, *Radiology* 99:609, 1970.
8. John H E, Cunningham J R: *The Physics of Radiology*, 3rd ed. Springfield Illinois Charles C. Thomas p336-380, 1983.
9. *Manual of NELAC 1006 X published by NEC Co.* 1983.