

치료 계획용 컴퓨터를 이용한 부정형 조사면의 선량분포에 관한 실험

카톨릭의과대학 방사선치료실

박주선 · 이귀원 · 한용문 · 권형철 M.D · 윤세철 M.D

- Abstract -

An Experimental Dosimetry of Irregularly-Shaped-Field Using Therapeutic Planning Computer

Joo Sun Park, Gui Won Lee, Yong Moon Han, Hyoung Cheol Kwon, M.D. Sei Chul Yoon, 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, T-shape model 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 9cm 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 to the ideal data obtained by the experiment in those three models of irregularly shaped fields than those of geometric approximation method.

I. 序 論

부정형 조사면은 방사선치료시 방사선조사면에 포함된 정상기관 및 조직을 보호하기 위해 일부 차폐를 한 경우나 신체의형상 조사부위가 경사질 때 경험할 수 있으며 그 예로선 L형, 분열형 역Y형 등을 들 수 있다. Fig 1. 부정형 조사면의 경우 방사선 조사시 체형 두께의 다양성 또는 조사야내의 차폐로 인한 선량분포의 변화를 예측할 수 있으며 정확한 선량분포를 알아보기 위해 선 관심점에서의 선량측정이 필요하게 된다.

이에 저자들은 실험적으로 부정형조사면인 L형 V형 T형 모델을 고안하여 관심점에서의 선

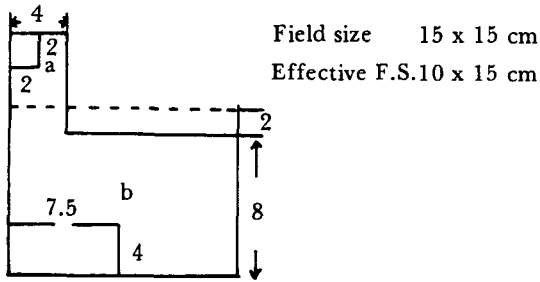
량분포 변화를 관찰하였으며 심부선량 계산방법으로서 그 동안 전통적으로 사용 해왔던 근사법과 컴퓨터 계산방법에 의한 계산치를 실측치와 각각 비교한 결과 컴퓨터 계산방법에 의한 정확성을 확인 할 수 있었기에 보고하는 바입니다.

II. 材料 및 方法

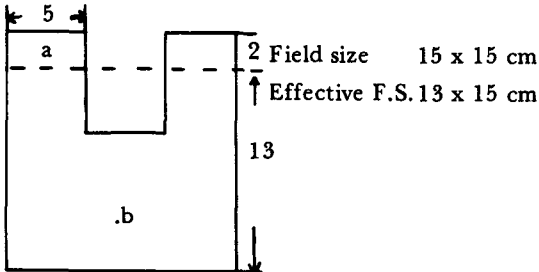
실험 모델로서 Fig 1 같이 15×15cm 크기로 하고 두께는 10cm로 하여 L형 V형 T형을 각기 만들고 선량측정을 위해 중심축에서 벗어난 a. b의 두 지점을 선정하였다.

* 본 논문은 1986년 카톨릭 의대 중앙의료원 학술 연구비로 이루어진것임

1. L shape



2. U shape



3. T shape

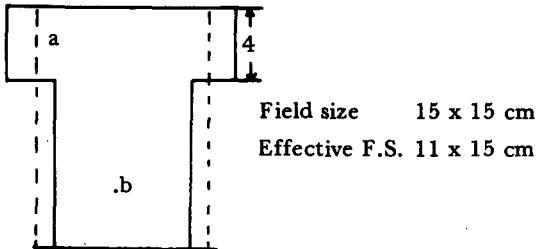


Fig. 1. Experimental models of irregularly shaped fields

상기 a, b 두 지점에서 1.5cm, 5cm, 9cm, 깊이에서 선량측정을 위해 6MV 선형가속기 (NEC)를 사용하며, 선원-표면거리(SSD)를 80cm로 유지시키고 monitor dose는 100rad로 조사하였다. 모형의 종류는 water phantom과 조직등가물질인 paraffin phantom을 사용하고 선량기는 Farmer dosimeter 2570A으로 측정하였다.

선량계산법에는 근사법과 컴퓨터 계산법이 있다 첫째로 근사법은 15x15cm 크기의 L형 V형 T형의 부정형 조사면을 동일면적이 되도록 직사각형으로 만들었으며 그 결과 각각 유효조사

면의 크기는 10x15cm, 13x15cm, 11x15cm 가 되었으며 노출량과 심부백분율 조사면에 따른 6MV X선의 심부선량표를 이용하여 산출하였다. 둘째로는 모델의 윤곽, 부정형조사면의 크기, 선량, 에너지, SAR, TAR, Field factor 등을 입력하고 각 관심점을 지나는 단면을 컴퓨터로 부터 얻어내어 등선량분포곡선을 그리고 아울러 특정지점의 좌표를 설정하여 선량을 구하였다. 본 실험에서 사용한 선량계획용 컴퓨터는 THERAC 2000으로서 조사면에 따른 심부백분율과 조사면 인자의 프로그램을 각 점에 대한 산란공중선량비를 구하여 평균해서 얻은 평균산란비를 적용한 것이다. 즉

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

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

III. 結 果

임상에서 방사선치료시 사용하는 조사면 중 부정형 조사면이 차지하는 비율은 67%이다. (table 1 참조)

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%)

L형의 a, b 두지점의 선량과 심부율을 근사법으로 계산하면 같은 값으로 간주되지만 실제 측정치와 컴퓨터에 의한 계산치는 차이를 보여 table 2에서와 같이 b점에서의 값이 a점에서

보다 약 2%정도 높게 측정되었다. 그리고 컴퓨터에 의한 등선량분포곡선에서 5 cm깊이의 b, a에서의 심부선량율은 각각 86.3%와 84.2%로 나타나 있다. (Fig 2 참조)

그 실측치에 대한 컴퓨터 계산치와 근사법에 의한 값을 비교하여 볼 때 전자에선 2.6%,후자에선 5%로 두방법간에 2.4%의 차이를 나타내고 있다.

M형의 경우에도 역시 실측치와 컴퓨터 계산치에서 b점에서의 값이 a점에서보다 1~2%

높게 측정되는 반면 근사법 계산의 경우는 같은 값으로 간주되고 있다. 또한 실측치에 대한 근사법과 컴퓨터방법에 의한 계산치 차이는 각각 4.3%와 2.3%를 나타내고 있다.

T형의 경우 측정치와 컴퓨터 계산치에서 b점에서의 값이 a점에서 보다 2~3% 높게 측정되었다. 실측치에 대한 컴퓨터 계산치와 근사법에 의한 계산치 차이는 각각 2.5%와 2.7%를 나타내고 있다. (table 3 참조)

Table 2. Dosimetry result for L shaped model

Unit: cGy

Evaluation method	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%)	88.8 (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

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

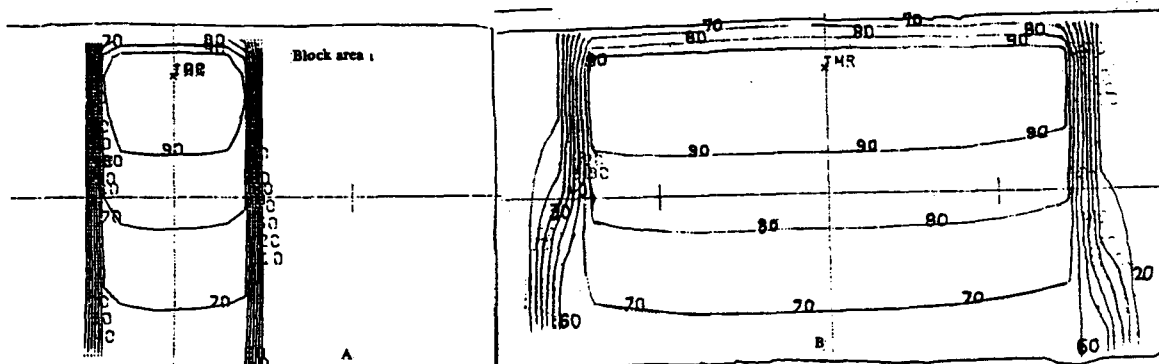
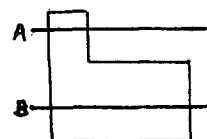


Fig. 2 Comparison of isodose distribution for L shaped field at A & B line.

Table 3. Dosimetry result 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 (-21.1%)	97.6 (-2.8%)	98.7	100.4
5	89 (5%)	89 (3.1%)	82.5 (-2.7%)	84.9 (-1.6%)	84.8	86.2
9	72.2 (6.2%)	72.2 (2.7%)	65.7 (-3.4%)	69.4 (-1.3%)	68	70.3

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

IV. 考 察

부정형조사면은 대표적인 예로서 역 Y형 mantle 형 등을 들 수 있는데 저자들의 경험에선 전체 치료예의 67%를 점유하고 있으며 이는 골반 흉부 경부등의 방사선 조사시 많이 사용된다.

부정형조사면을 사용한 방사선치료시 차례 부위에서 관계되는 산란선량의 감소로 인하여 조

사면 내 임의의 점에 선량 변화를 기대할수 있다. 그리고 신체 체형의 두께, 선원~표면간 거리, 중심축을 벗어난 거리등의 다양한 요소들로 인하여 선량분포의 변화가 있어 선량계산에는 특수한 고려를 해야한다.

부정형조사면의 선량계산에는 동일면적을 이용한 근사법과 clarkson (그림 4) 원리를 이용한 컴퓨터 방법이 있는데 지금까지진 실제 임상에서 주로 전자에 의한 방법이 사용되어 왔다.

Table 4. Dosimetry result 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

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

근사법이란 부정형조사면을 동일면적의 직사각형으로 만들어 선량분포를 계산하여 조사면내 같은 깊이의 모든 점은 동일선량으로 간주하게 된다. 이는 다음과 같은 공식에 의해 계산 될 수 있다.

$$\%D.D = (\text{uncorrected } \%D.D.) \times K \times \left(\frac{SSD+dm}{SSS+g+d} \right)^2 \times \frac{BSF_1}{BSF_0} \quad (1)$$

$$MV = \frac{TD \times 100}{(\%D.D) d \times Sc \times Sp \times SSD \text{ factor}} \quad (2)$$

K : off axis (center) ratio

MV : monitor unit

Sc : collimator scatter correction factor.

Sp : phantom scatter correction factor.

SSD factor : $\frac{SCD}{SSD+t}$.

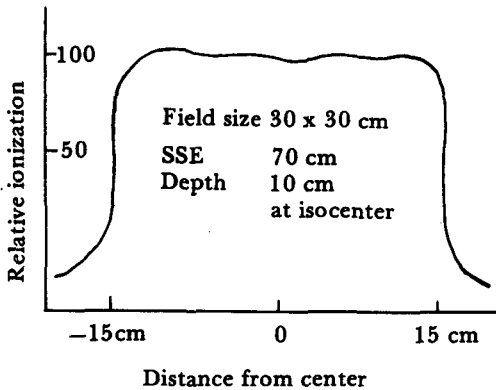


Fig. 3. Flatness of 6 MeV Linear Accelerator

공식 (1)에서 K값은 조사면의 중심점과 주변점의 선량관계를 나타낸 것인데 6MV 선형 가속기의 primary beam profile이 그림 3에서와 같이 조사면 중심으로 부터 15cm 이내에서 beam flatness를 나타내기 때문에 차폐체가 없는 직사각형 조사면의 모든점에서의 선량은 같은 값으로 볼 수 있으며 이는 ^{60}Co 또는 4MV이상의 high energy X-ray에서 적용된다. 두번째 컴퓨터 방법에 이용되는 Clarkson 원리는 그림 4에서와 같이 조사면의 임의의 점에서 흡수된 선량에 대해 일차선량에 산란선

량을 추가 계산하는 것으로서 근사법에서의 흡수선량을 일차선량만으로 간주하는 것과 차이를 나타내고 있으며 실제 Faiz M. Khan 등의 발표에 의하면 이 두 방법간에 2-3%의 차이가 난다고 보고하고 있으며 저자들의 실험에서도 약 2%의 차이가 나는 것을 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.

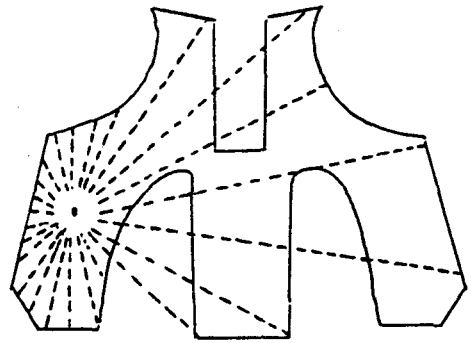


Fig. 4. Diagram illustrating Clarkson technique obtaining average scatter air ratio from equal sectors centering on a point of dose calculation.

V. 結 論

부정형 조사면의 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 선량분포의 변화가 생기는 것을 알 수 있었다. 그리고 선량측정방법에 있어서 종래 사용해 오던 전통적인 근사법은 흡수선량을 일차선량으로만 고려한데 반해 clarkson 원리는 산란선량을 추가하여 계산한 점으로 보아 이원리를 이용한 컴퓨터 방법이 이상

적이며 또한 실험적 측정을 통해 두 방법을 비교해 볼 때 컴퓨터 방법이 실측치에 접근되는 것을 알 수 있었다.

References

1. Faiz M. Khan: The Physics of Radiation Therapy p. 157-204, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984.
2. Faiz M. Khan: "Dosimetry of Irregularly shaped Fields" in Technological Basis of Radiation Therapy p. 46-54, 1984.
3. Gilbert H. Fletcher; Textbook of Radiotherapy, p. 9-17, 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 Shaped Fields "Radiology 106:433-436, February, 1973.
5. William R. Hendee, Ph. D.: Radiation Therapy Physics, p. 56-80, Year Book Medical Publishers, Chicago. London., 1981.
6. Laurence Gray M.S and Leonard R. Prosnitz, M.D.: "Sodimetry of Hodgkin's Disease Therapy using a 4MV Linear Accelerator, Radiology 115:423-428, August, 1975.
7. Page V Gaarderr, Karzmark C.I: "Physical and dosimetric aspect of the radiotherapy of malignant Lymphoma I. the mantle technique II. The Inverted Y technique, Radiology 96:609, 1970.
8. John H.E and Cunningham J.R.: tha Physics of Radiology, 3rd ed. Springfield Illinois C. Thomas p. 336-380, 1983.
9. Manual of NELAC 1006X from published by NEC Co. 1983.