

전자선 치료에 있어서 작은 조사면적의 선량분포에 관한 고찰

영남대학교 의과대학 치료방사선과학교실

김성규 · 신세원 · 김명세

서 론

전자선 치료에 암환자 치료에 이용된지도 20년 이상 되었지만 전자선의 출력 특성에 관한 연구 논문들은 몇 편에 지나지 않는 실정이다.

최근 국내에서도 고에너지 선형 가속기의 설치와 더불어 전자선 치료에 증가되고 있다. 전자선 치료에 있어서도 X-선 치료와 마찬가지로 치료 면적과 모양은 치료 부위에 따라 다양하다. 치료면적의 크기와 모양은 선형 가속기의 2차 방사선의 양과 특성에 영향을 미치기 때문에 전자선의 출력 특성은 면적의 크기와 모양에 따라 변하게 된다¹⁻⁹⁾.

X-선의 경우에는 에너지가 동일한 선형 가속기의 출력 특성은 치료기가 다르더라도 거의 비슷한데 비해 전자선의 출력 특성은 치료기의 특성에 따라 변화가 매우 크므로 어떤 치료기의 출력 특성의 데이터를 다른 치료기의 출력 특성 데이터에 적용할 수 없다.

또한 치료기의 콜리메타 시스템의 디자인에 따른 산란선의 영향과 산란 전자에 기인한 펜텀에서 생성되는 전자선은 출력 특성에 크게 영향을 미치는 요인이 된다.

전자선 출력 특성에 관한 연구로는 1982년 Mills등¹⁰⁾이 정사각형 면적에 대한 측정값으로부터 특수 면적의 출력값(Output Factor, OF)을 결정하는 제곱근(Square Root)방식으로 알려져 있는 계산식을 유도하였다.

$$OF(X, Y) = OF(X, X) OF(Y, Y)$$

여기서 OF(X, X)와 OF(Y, Y)는 정사각형 면적(X, X)와 (Y, Y)면적에 대한 측정 값이다. 그러나 이 방법은 X, Y가 독립 변수로 작용하지 않기 때문에 만족스럽지 못함이 밝혀졌다. 그후 Mills는¹¹⁾ 1985년에 1차 교정방식(one-dimensional correct method)으로 알려진 수정된 방법을 유도하였다.

$$OF(X, Y) = OF(X, 10) OF(10, Y) + CF(X, Y)$$

$$\begin{aligned} \text{여기서 } CF(X, Y) &= 0, \Delta < 0 \\ &= C, \Delta > 0 \end{aligned}$$

$$\Delta = \frac{(X-10)(Y-10)}{|(X-10)(Y-10)|}$$

그러나 이 방법의 불편한 점은 (X, 10) (10, Y)의 많은 면적과 출력 특성을 측정해야 하는데 있다. 저자들은 남으로 차폐된 다양한 크기의 모양을 만들어서 콜리메타의 열림에 따른 출력 특성을 분석하여 작은 면적의 전자선 치료에 요구되는 바람직한 콜리메타의 열림 정도를 추적하고, 나아가 X-선에 이용되는 equivalent square field(Fig. 1)법을 전자선 치료 면적 환산에 적용하여 용이한 임상적 이용을 유도하고자 한다.

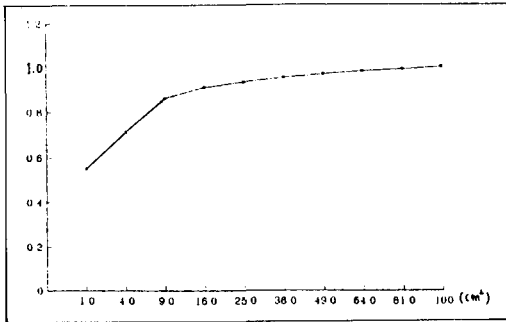


Fig. 1. Output factors of equivalent square field in x-ray

재료 및 방법

영남대학병원에 설치 가동중인 18MeV 선형 가속기(NELAC - 1018, NEC)에서 출력되는 전자선의 에너지는 6, 9, 12, 15, 18MeV이다.

NELAC - 1018의 콜리메타 시스템과 전자선 산란의 원리는 다음과 같다.

먼저 선형가속기로 부터 나온 전자는 가속관의 window 바로 아래에 있는 얇은 납으로 만들어진 산란 foil에 의하여 산란된다. X-선 콜리메타 아래에 전자선 applicator가 부착되도록 되어 있으며 콜리메타는 치료면적을 분명하게 하여 치료면적 가장자리에 산란된 전자선 효과에 영향을 미쳐 균등한 선량분포가 되도록 작용한다.

치료면적 모양과 크기에 따른 선량환산 방법에 관한 연구는 X-선 방사선 치료에 있어서 equivalent square field 방법이 제시된 것은 1950년 Day에¹²⁾ 의해서였다. 그후 많은 연구자들에 의하여 고에너지 X-선 치료에 경험적으로 적용되었으며, 1983년 Yu¹³⁾는 펜텀에서 정사각형 면적과 원면적에 대한 출력을 조사 면적의 크기에 따라 측정하여 측정된 값들을 data fit function에 적용하여 직사각형 면적에 대한 equivalent square field를 구하였다.

$$L = 1.7917 y \exp \frac{2}{\pi} \left(\ln(\theta \cdot x/y) - 1 \right) \cdot \theta + \frac{1}{9} \cdot \theta^3 + \frac{7}{450} \cdot \theta^5 + \frac{1}{315} \cdot \theta^7$$

여기서 $\theta = \tan^{-1}(y/x)$, $X > Y$ 이다.

본 연구에 사용된 NELAC -1018의 X-선의 조사면적에 따른 출력 특성은 Fig2와 같은 분포를 나타내고 있다. 전자선의 출력특성 측정을 치료기계조회사에서 권유하고 있는 applicator 크기 보다 사방으로 콜리메타를 5cm 더 열었으며 ‘국제방사선단위위원회(ICRU 24)’에서 언급하고 있는 선원-피부간 거리(source skin distance, SSD)가 100cm이 되도록 설치하였다. 수면에서 챔버까지의 거리는 6, 9 MeV에서는 1.0cm, 12, 15MeV에서는 1.5cm이 되도록 하여 0.6cm²의 이온 챔버와 30×30×30cm³의 물펜텀을 사용하여 capentic으로 측정하였다.

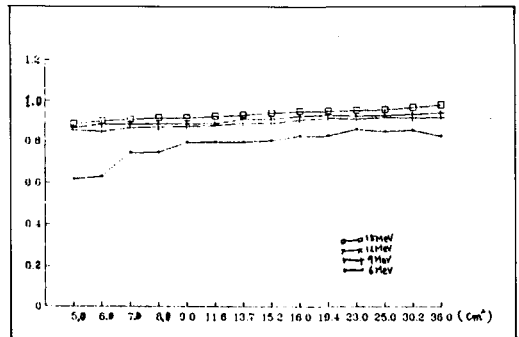


Fig. 2. Output factors for small irradiation fields with various energies.

성적

NELAC -1018의 전자선 출력 특성을 측정하여 다음과 같은 성적을 얻었다.

본 연구에서 측정된 전자선의 출력특성은 6×6cm applicator면적에서는 콜리메타가 6×6cm일 때 0.60에서 콜리메타 완전 열림일때 1.39을 나타내었으며, 10×10cm applicator에서는 콜리메타 10×10cm일 때 0.87에서 콜리메타 완전 열

Table 1. Output factors according to electron applicator's size and extent of collimator opening

	Electron applicators(cm x cm)			
	6×6	10×10	15×15	20×20
Collimator	6×6(0.60)	10×10(0.87)	15×15(0.88)	20×20(0.89)
opening	9×9(0.87)	13×13(0.94)	18×18(0.96)	23×23(0.97)
	11×11(1.00)	15×15(1.00)	20×20(1.00)	25×25(1.00)
	open(1.39)	open(1.37)	open(1.22)	open(1.15)

Table 2. Output factors for small irradiations fields with various energies

Electron energy(MeV)	6	9	12	15
Irradiation fields(cm × cm)				
2×3	0.618	0.853	0.866	0.887
2×4	0.630	0.847	0.885	0.901
2×5	0.743	0.867	0.885	0.911
2×6	0.747	0.870	0.887	0.916
3×3	0.795	0.873	0.887	0.917
3×4	0.797	0.879	0.889	0.926
3×5	0.797	0.891	0.913	0.932
3×6	0.805	0.891	0.913	0.942
4×4	0.826	0.909	0.928	0.950
4×5	0.826	0.916	0.934	0.950
4×6	0.860	0.912	0.928	0.954
5×5	0.849	0.921	0.932	0.958
5×6	0.855	0.919	0.936	0.970
6×6	0.826	0.921	0.945	0.982

림일때 1.37을 나타내었으며, 15×15cm applicator에서는 콜리메타 15×15cm에서 0.88을 콜리메타 완전 열림일때 1.22을 나타내었고, 20×20cm applicator에서는 콜리메타 20×20cm에서 0.89를 콜리메타 완전 열림일때는 1.15을 나타내고 있어 작은 면적에서는 콜리메타의 열림정도에 따라 출력 특성이 크게 변하고 있음을 알 수 있다(Table 1).

작은 면적에 대한 출력 특성은 6MeV에서 10×10cm applicator를 기준으로 하여 2×3cm일때 0.618을, 6×6cm일때 0.826을 나타내었으며, 9 MeV에서 2×3cm일때 0.853을, 6×6cm일때 0.921을 나타내었으며, 12MeV에서 2×3cm일때 0.866을, 6×6cm일때 0.945을 나타내었으며, 15

MeV에서 2×3cm일때 0.887을, 6×6cm일때 0.982을 나타내고 있어 에너지가 클수록 치료면적의 크기에 따른 출력변화가 적음을 나타내었다(Table 2, Fig. 2).

고 찰

암환자의 방사선치료에 X-선만을 이용하다가 전자선이 사용된 것은 치료에 획기적인 발전의 계기가 되었다.

Rassow¹⁴⁾에 의하여 전자선 회전 조사법이 개발되었으며, Tapley¹⁵⁾는 X-선과 전자선을 환자치료에 동시 이용을 시도하였고, Berger 등¹⁶⁾

에 의하여 전자 수송 방정식의 수치적 해석등 다양하게 연구되었다.

Mill등은 전자선 출력 특성을 설명하는데 제곱근 방식을 제안하였으며 다항식꼴로 나타내었다. 일반적으로 전자선 치료 면적에 대한 출력 특성의 분포곡선은 지수함수의 모양을 나타낸다. 이 지수함수를 $(X-10)$ 으로 대치하면 조사 면적 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 은 1로 규격화되기 때문에 지수함수꼴 곡선보다 출력 곡선에 더 접근된 곡선을 얻게 된다.

이 단계에서 replacement number는 X, Y의 값에 의존하는 값을 가지는 변수가 되어야 하는 것이 분명하게 되며, 다항식의 각 항은 간단한 수로 대치되었고 그 결과 측정치와 다항식의 형태로 계산한 값과의 차이는 1% 미만으로 보고하고 있다.

Pennington등¹⁷⁾은 전자선의 산란특성 때문에 선형 가속기로부터 생성되는 경계가 명확하게 정의된 전자선은 비교적 환자와 가까운 거리에서 조준이 되어야 하기 때문에 전자선 applicator가 X-선 콜리메타 아래에 부착되어야 한다고 하였다. Varian clinac 18인 경우 전자선 applicator에 의한 누설 방사선량은 applicator의 크기가 $25 \times 25\text{cm}$ 인 경우는 9%에서 applicator의 크기가 작은 $6 \times 6\text{cm}$ 인 경우는 누설 방사선량은 applicator의 표면에서 21%까지 보고하고 있어 작은 면적의 치료에서 특히 주의해야 한다고 보고하고 있으며, 또한 누설 방사선을 방지하기 위해서는 환자의 표면과 applicator 사이에 조금 간격을 두는 것이 바람직하다고 보고하고 있다.

Prasad등¹⁸⁾은 전자선 치료에 있어서 전자선 치료면적의 크기에 따라 $6 \times 6\text{cm}$ 에서부터 $25 \times 25\text{cm}$ 에 따른 차폐 납의 두께가 2.13mm에서 2.24mm로 면적이 커짐에 따라 차폐 납의 두께가 두꺼워져야 함을 보고하고 있어서 에너지에 따른 차폐 납의 두께 결정은 가장 큰 applicator를 사용하여 두께를 결정지워야 함을 시사 하였다.

강등¹⁹⁾은 전자선 출력 특성을 치료면적의 모양에 의해서가 아니라 shaped 치료면적 크기나 콜리메타의 열림정도 전자선 applicator의 형태와 크기에 따라 결정된다고 보고하고 있다.

본 연구에서는 전자선 applicator 크기에 대한 콜리메타의 면적에 따른 출력 특성이 $15 \times 15\text{cm}$ 보다 큰 applicator에서는 applicator 크기와 같은 콜리메타 열림에서 open field까지 큰 차이가 없었으나, $6 \times 6\text{cm}$ 의 작은 applicator에서는 applicator 크기와 같은 콜리메타 열림에서 open field까지 큰 차이를 보이고 있다.

작은 면적에 대한 전자선의 출력 특성은 낮은 에너지에서는 큰 차이를 나타내었고, 높은 에너지에서는 작은 차이를 보이고 있었다.

요 약

영남대학병원 치료방사선과에 설치되어 있는 NELAC -1018의 작은 치료 면적에 대한 전자선 출력 특성을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. $6 \times 6\text{cm}$ applicator에서는 콜리메타가 $6 \times 6\text{cm}$ 일때 0.60에서 콜리메타 완전 열림일때 1.39를 나타내었으며, $20 \times 20\text{cm}$ applicator에서는 콜리메타 $20 \times 20\text{cm}$ 에서 0.89를, 콜리메타 완전 열림일때는 1.15을 나타내어 작은 면적에서는 콜리메타의 열림 정도에 따른 출력특성이 크게 변화였다.

2. 작은 면적에 대한 출력특성은 6 MeV에서 $10 \times 10\text{cm}$ 을 기준으로 하여 $2 \times 3\text{cm}$ 일때 0.618, $6 \times 6\text{cm}$ 일때 0.826을 나타내었으며, 15 MeV에서 $2 \times 3\text{cm}$ 일때 0.887, $6 \times 6\text{cm}$ 0.982을 나타내어 에너지가 클수록 치료 면적의 크기에 따른 출력 변화가 적음을 나타내었다.

위와 같은 측정결과는 작은 치료면적을 갖는 전자선 치료의 임상적이용에 있어서 콜리메타의

열림 정도의 결정과 에너지 선택이 매우 중요함을 시사하고 있다.

참고문헌

1. Khan FM, Moore VC, Levitt SH : Field shaping in electron beam therapy. *Br J Radiol* 49 : 883-886, 1976.
2. McGinley PH, McLaren JR, Barnett BR : Small electron beams in radiation therapy. *Radiology* 131 : 231-234, 1979.
3. Biggs PJ, Epp ER, Ling CC : Dosimetry, field shaping and other considerations for intraoperative electron therapy. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 7 : 875-884, 1981.
4. Biggs PJ, Boyer AL, Doppke KP : Electron dosimetry of irregular fields on the Clinac-18. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 5 : 433-440, 1982.
5. Nair RP, Nair TKM, Wred DE : Shaped field electron dosimetry for a Philips SL 75/10 linear accelerator. *Med Phys* 19 : 356-360, 1983.
6. Meyer JZ, Palta JR, Hogstrom KR : Demonstration of relatively new electron dosimetry measurement techniques on the Mevatron 80. *Med Phys* 11 : 67-677 1984.
7. Chen FS : An empirical formula for calculating the output factors of electron beams from a Therac 20 linear accelerator. *Med Phys* 25(3) : 348-350, 1988.
8. Mohan R, Chui CS, Fontenla D, Han K, Ballon D : The effect of angular spread on intensity distribution of arbitrarily shaped electron beams. *Med Phys* 15(2) : 204-210, 1988.
9. Werner BL, Das IJ, Khan FM : The production of secondary electrons in an electron beam. *Med Phys* 14(6) : 992-995, 1987.
10. Mills MD, Hogstrom KR, Almond R : Prediction of electron beam output factors. *Med Phys* 9 : 60, 1982.
11. Mills MD, Hogstrom KR, Fields RS : Determination of electron beam output factors for a 20 MeV linear accelerator. *Med Phys* 12 : 473, 1985.
12. Day MJ : A note on the calculation of dose in X-ray fields. *Br J Radiol* 23 : 368-369, 1950.
13. Yu H : The applicability of the method of equivalent squares for photon and electron beam. *Phys Med Biol* 28(11) : 1279-1287, 1983.
14. Rassow J : On the telecentric small-angle pendulum therapy with high electron energy. *Electromedica(Siemens)* 40 : 1, 1972.
15. Tapley, N : Clinical applications of the electron beam, New York, John Wiley and Sons, 1976 : 7-80.
16. Berger MJ, Seltzer SM : Stopping powers and ranges of electrons and positrons. Washington DC, US Department of Commerce, National Bureau of Standards, 1983.
17. Pennington C, Jani SK, Wen BC : Leakage radiation from electron applicators on a medical accelerator. *Med Phys* 15(5) : 763-765, 1988.
18. Prasad SG, Parthasaradhi K, Arbetter S, Lee Y, Garces R : Lead shielding thickness for dose reduction of 6-MeV electrons for different square fields. *MeV Phys* 15(2) : 253-266, 1988.
19. Kang WS, Cho MJ : A study on the effect

of field shaping on dose distribution of electron beams. J Korean Soc Ther Radio 4(2) : 165-172, 1986.

— Abstract —

A Study on Dose Distribution of Small Irradiation Field in the Electron Therapy

Sung Kyu Kim, Sei One Shin, Myung Se Kim

*Department of Therapeutic Radiology
College of Medicine, Yeungnam University
Taegu, Korea*

In electron therapy, low melting point alloy is used for shaping of the field. Electron field shaping material affect the output factor as well as the collimator system. The output factors of electron beams for shaped fields from NELAC-1018 were measured using ionization chamber of Farmer type in water phantom. The output factors of electron beams depend on the incident energy, inherent collimator system and the size of shaped field.

Obtained results were followings.

1. In the smaller applicator, output varied extremely according to extent of collimator opening.
2. The higher energy, the output is less varied according to treatment field at small field.

Key words : Output factors, Electron beam, Field size