

18MeV 선형가속기의 ARC Therapy에 관한 고찰

영남대학교 의과대학 치료방사선과학교실
김성규 · 신세원 · 김명세

서 론

방사선치료에 있어서 병변조직에는 충분한 선량을 주면서 주위 정상조직이 받는 선량은 최소화하는 것이 문제이다. 이러한 문제는 heavy ion을 사용하여 Bragg peak를 이용하면 쉽게 해결할 수 있지만, 아직 대부분의 환자들은 X-선으로 치료를 받고 있기 때문에 X-선으로 치료하면서 해결방법을 찾아야 하는 것이다.

그 해결책으로 일반적으로 회전조사를 많이 이용하고 있지만, 회전조사시에는 많은 어려움이 따른다. 첫째 환자의 위치가 정확해야 하며, 조금의 이동도 허용되지 않는다. 둘째 치료할 때 setting dose와 tumor가 받는 선량이 일치하는지 의문이며, 셋째 실제 치료를 하였을 때 정확하게 병변부위에 했는지를 파악하기 어려운 점이 회전조사가 갖고 있는 단점으로 들 수 있다.

이러한 문제점들에 대하여, Co-60 Teletherapy 치료기를 이용한 회전조사에 대해서는 많은 연구가 이루어졌으나,^{1~6)} 그 이후 등장한 X-선 치료기에 대한 회전조사에 관한 연구는 매우 빈약한 편이다.^{7~11)}

이에 저자들은 본 병원 18 MeV 선형가속기 (NELAC-1018, NEC)를 사용하여 앞에서 열거한 여러가지 문제점들을 보완하기 위하여 아크릴 페넨으로 직접 측정하여 컴퓨터 계산식과 비교, 검토하

였으며 또한 회전각도에 따라 최고선량지점이 이동되는 정도를 정확히 측정하기 위하여 실제의 측정치를 기초로 하여 이동되는 정도를 제산하여 tumor region에 있어서의 tumor center를 보정함으로써 회전조사시 실제 임상에서 정정확한 적용을 유도하고자 한다.

재료 및 방법

1. 이론

선원이 환자로부터 충분히 멀리 있어서 X-선 빔 (Beam)이 서로 평행하다고 가정하면, 그림 1)에서와 같이 좌표계를 사용하여 수학적으로 표현할 수 있다.

OS선이 X축 아래 $\frac{\pi}{2} - \theta$ 의 각을 가질 때 강도 분포는 거리 r과 OS와 이루는 각도 θ 의 함수 $f(r, \theta)$ 로 주어진다.

근사적으로 이 선상에서의 선량분포는 일정하며, $f(r, \theta)$ 에 비례한다. 그림 1)에서 극좌표를 도입하여 p점을 나타내면, 극좌표 (p, ϕ)는 환자에 고정되어 있는 점이다. 여기서 p점이 받는 선량 $\vec{p} = f(p \cos(\theta - \phi), \theta)$ 가 되며, 따라서 360° 회전할 때 p점이 받는 총선량 $\vec{F}(p, \phi)$ 는

$$\begin{aligned} \vec{F}(p, \phi) &= (1/\pi) \int_{-\pi/2}^{\pi/2} f(p \cos(\theta - \phi), \theta) d\theta \\ &= (1/\pi) \int_{-\pi/2}^{\pi/2} f(p \cos \psi, \psi + \theta) d\psi \end{aligned} \quad (1)$$

* 이 논문은 1988년도 영남대학교 의과대학 임상의학연구비에 의해 이루어 졌음.

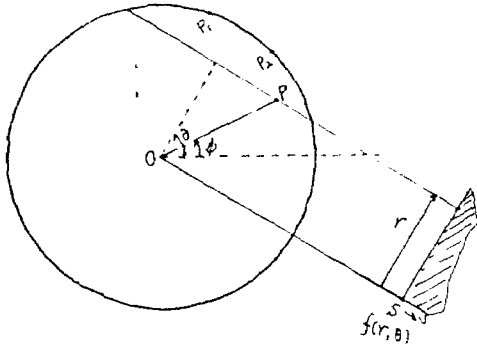


Fig.1. Intensity $f(r, \theta)$ at point p which is a distance r from OS

여기서 $\frac{1}{\pi}$ 은 상수로서 도입되었으며, (1)식은 직경 OP 를 가지는 원에 대한 $f(r, \theta)$ 의 평균값으로, 원주 πp 로 나누어진 이 원에 대한 f 의 적분이다. 또한 p_1 과 p_2 사이의 원에서 f 의 값은 일정하며, 이 영역에서 F 는 $(f/\pi \times (\text{angle } P_1OP_2))$ 이며, 여기서 i 작은 계산할 수도 있으며, 혹은 각도기로 측정할 수도 있다. p 가 $-$ 일때는 대칭성을 이용하여

$$\vec{F}(-P, \phi + \pi) = \vec{F}(P, \phi) \quad (2)$$

(2)식을 고려하여, (1)식을 다시 쓰면 p 점이 받는 총선량 $\vec{F}(P, \phi)$ 는

$$\vec{F}(P, \phi) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(p \cos(\theta - \phi), \theta) d\theta \quad (3)$$

(3)식으로 표현된다.

Table 1. Tumor dose calculations in ARC therapy (tumor depth 8 cm)

회전각도	Field Size	계산치	측정치	차 이
90°	5 × 7	99.8	104.5	4.7
	6 × 10	99.9	104.0	4.1
120°	5 × 7	99.5	104.0	4.5
	6 × 10	99.6	103.8	4.2
180°	5 × 7	99.8	103.4	3.6
	6 × 10	99.9	103.3	4.3
240°	5 × 7	99.5	102.2	2.7
	6 × 10	99.6	101.9	2.3
360°	5 × 7	99.8	101.8	2.0
	6 × 10	99.9	101.6	1.7

2. 측정방법

본 병원에 설치되어 있는 18 MeV 선형가속기의 회전조사시 출력측정은 실린더형 아크릴 페텀을 그

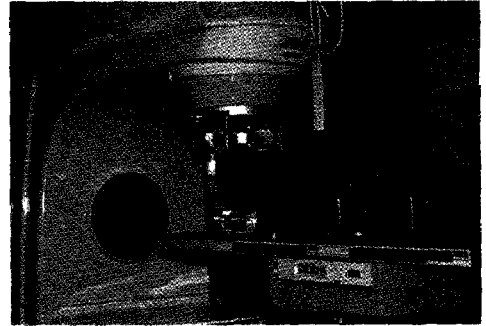


Fig.2. A measuring apparatus of ARC Therapy in 18 MeV Linear Accelerator.

림 2)와 같이 SAD 100cm가 되도록 setting 하였으며, 0.6cm Farmer type ionization chamber PTW 30-350을 사용하여 Electrometer(Victoreen model 500)로 측정하였다.

회전각도는 90°, 120°, 180°, 270°, 360°로 회전하여 회전조사에 대한 특성을 조사하였다.

성 적

본 병원에서 사용하고 있는 18 MeV 선형가속기를 회전각도에 따라 출력 특성을 조사하여 다음과

Table 2. Tumor dose calculations in ARC Therapy (tumor depth 4.5 cm)

회전각도	Field Size	계산치	측정치	차 이
90°	5 × 7	99.7	104.7	5.0
	6 × 10	99.9	104.1	4.2
120°	5 × 7	99.7	104.3	4.6
	6 × 10	99.7	103.8	4.1
180°	5 × 7	99.4	104.2	4.8
	6 × 10	99.8	103.5	3.7
240°	5 × 7	99.5	103.6	4.1
	6 × 10	99.7	102.0	2.3
360°	5 × 7	99.5	102.1	2.6
	6 × 10	99.6	101.7	2.1

같은 성적을 얻었으며, 회전각도에 따른 등선량곡선은 그림 3)에서 6)과 같다.

여기서 Table 1은 tumor가 body center에 위치하고 있는 것으로 field size 5×7cm, 6×10cm으로 90

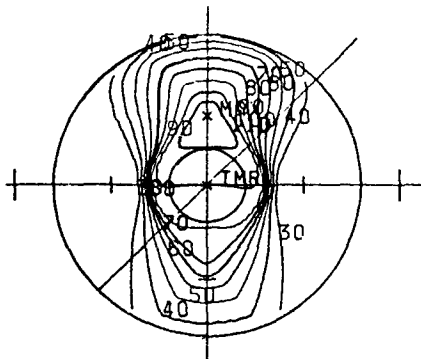


Fig. 3. Isodose Distribution of 90° ARC Therapy (tumor depth 8 cm)

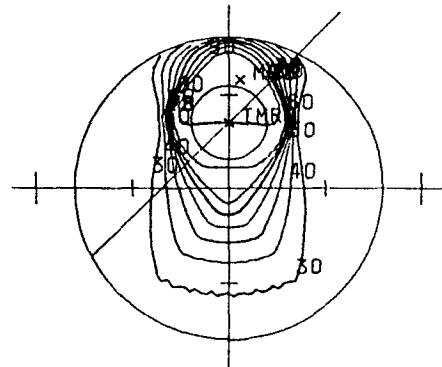


Fig. 5. Isodose Distribution of 90° ARC Therapy (tumor depth 4.5 cm)

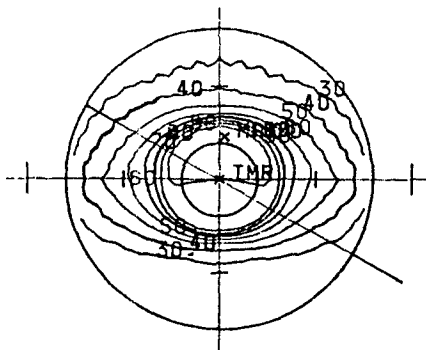


Fig. 4. Isodose Distribution of 240° ARC Therapy (tumor depth 8 cm)

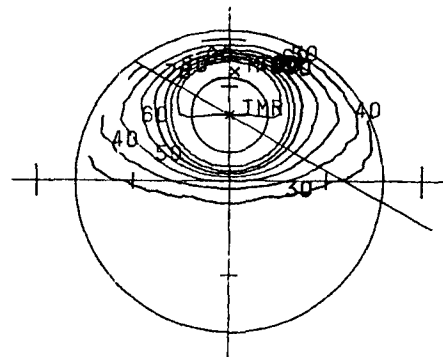


Fig. 6. Isodose Distribution of 240° ARC Therapy (tumor depth 4.5 cm)

°, 120°, 180°, 240°, 360° 회전조사하여 얻은 성적
으로 회전각도가 커질수록 측정치와 계산치의 오차
는 적었으며, 또 tumor center가 몸의 중심에 가까
울수록 오차가 감소됨을 보였다.

고 찰

1960년을 전후하여 Co-60 치료기를 사용한 회전
조사에 관한 많은 연구들이 이루어졌으나, 서론에
서 열거된 어려움 때문에 선형가속기가 개발된 이후
최근에는 회전조사에 관한 연구가 빈약한 편이었
다.

그러나 선형가속기로서 치료할 때, 추가 선량을
주어야 할 경우 주위에 중요 장기가 있어 이 장기를
치료부위에서 제외시켜야 할 경우나 skin이 많이 손
상되어 skin dose를 감소시켜야 할 경우라면 회전조
사를 시행해야 한다.

회전조사에서 등선량분포는 계산이나 측정에 의
해서 얻어질 수 있는데 측정에 대해서는 여러가지
방법이 있으나, Dahl등이⁶⁾이 Masonite Phantom
에 매우 작은 ion chamber을 사용하여 측정한 것이
가장 보편적인 방법으로 이용되고 있다. 고에너지
방사선에 대해서는, 방사선에너지의 세기에 무관
한 photographic film을 phantom에 넣어 즉각적으
로 등선량분포를 확인할 수도 있으며, Lithium
fluoride capsules을 회전조사의 선량분포를 측정하
는데 이용하기도 한다.

Pfalzner는⁴⁾ Co-60 치료기로 회전조사를 시행할
때 비균질한 조직내에서 계산치와 측정치 사이에
20%에서 30% 정도의 오차를 보고 하고 있으며,
Mooney 등은¹⁾ 계산치에서 측정치와의 오차를
10% 정도로 보고하고 있으며, Birchall 등도³⁾ 360°
회전조사는 couch등에 의한 흡수로 인하여 계산
치보다 측정치는 7% 정도 감소된다고 보고하고 있
다.

Tsien 등은⁶⁾ 회전각도가 작아짐에 따라 최고선량
지점이 이동되는 정도가 크며, 밑부분의 선량분포
가 더욱 평평해진다고 밝히고 있으며, 또한 회전조
사시 치료부위의 세로길이는 등선량곡선에 거의 영

향을 미치지 않으며, 가로길이가 커짐에 따라
tumor volume의 바깥부위에 받는 선량이 증가함을
보고하고 있다.

이에 저자들은 본 병원에 설치되어 있는 18 MeV
선형가속기의 회전각도에 따른 컴퓨터 계산치와 실
제 임상에서 환자가 받는 선량과의 차이를 알아보기
위하여 실린더형 아크릴 펜덱으로 실제 측정하여 본
결과 회전각도에 따라 1.7%에서 5.0%까지의 차이
를 보여 매우 만족한 결과를 얻을 수 있었다.

그리고 회전조사시 최고선량지점이 상부로 이동
하는(past pointing)정도는 회전각도에 따라,
tumor depth에 따라 조금씩 차이가 있었다. tumor
depth가 4.5cm일 때 90°부터 240°까지 회전할 때 1.
67cm에서 1.10cm 정도 상부로 이동하였으며, tumor
depth가 몸의 중심인 8.0cm일 경우에는 90°부터
240°까지 회전할 때 2.45cm에서 1.40cm정도 상부로
이동하였다. 이러한 사실에서 볼 때, 실제 임상에
적용할 경우 tumor의 위치보다 측정된 정도 만큼 아
래쪽에 tumor center를 정하여 회전조사 하여야 한
다는 것을 나타내고 있다.

요 약

회전조사시 회전각도에 따른 계산치와 측정치를
비교, 검토하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

90° 회전시에는 계산치와 측정치와는 4.5%의 차
이를 나타내었고 120° 회전시에는 4.4%, 180° 회
전시에는 3.9%, 240° 회전시에는 2.9%, 360° 회
전시에는 2.1%의 차이를 나타내어 회전각도가 클
수록 계산치와 측정치와의 차이는 적은 것으로 나타
났다.

또한 회전각도에 따라 최고선량지점이 상부로 이
동하는 정도는 90°에서 240°까지 회전할 때 tumor
depth가 4.5cm일 경우에는 1.67cm에서 1.10cm 정도
상부로 이동하였으며, tumor depth가 8cm일 경우에
는 2.45cm에서 1.40cm 정도 상부로 이동하는 것으로
나타났다.

참 고 문 헌

1. Braestrup, C. B., and Mooney, R. T. : Physical Aspects of Rotating Telecobalt Equipment, *Radiology*, 64 : 17-28, 1955.
2. Haynes, R. H., and Froese, G. : Averaged Tumor-Air Ratios for 360-Degree Cobalt-60 Rotation Therapy, *Radiology*, 70 : 507-511, 1958.
3. Jones, D. E. A., Inst, F., Gregory, C., and Birchall, I. : Dosage Distribution in Rotational Cobalt 60 Therapy, *Megavoltage Therapy*, 29 : 196-201, 1956.
4. Pfalzner, P. M. : Transit-Dose Measurements in Cobalt-60 Rotation Therapy Dosimetry, *Radiology*, 70 : 503-506, 1958.
5. Fowelr, J. F., Farmer, F. T., and Inst, F. : Measured Dose Distributions in ARC and Rotation Therapy, 30 : 653-659, 1957.
6. Jones, H. E., and Cunningham, J. R. : *The Physics of Radiology*, Charles C. Thomas, Illinois, p. 439-444, 1983.
7. Jennings, W. A., and McCrea, A. L. : Dose Distribution in Conical Rotation Therapy with a 2-MeV Generator, *Radiology*, 68 : 689-697, 1957.
8. Cormack, A. M. : A Problem in Rotation Therapy with X Rays, *Int. J. Radiology, Oncology Biol. Phys.*, 13 : 623-630, 1987.
9. Altschuler, M. D., and Censor, Y. : Feasibility Solutions in Radiotherapy Treatment Planning, *Proc. 8th. Int. Conf. on Use of Computers in Radiation Therapy*, 220-224, 1984.
10. Boyer, A., and Mok, E. : A Photon Dose Distribution Model Employing Convolution Calculations, *Med. Phys.*, 12 : 169-177, 1985.
11. Brahme, A., Roos, J. E., and Lax, I. : Solution of an Integral Equation Encountered in Rotation Therapy, *Phys. Med. Biol.*, 27 : 1221-1229, 1982.

—Abstract—

A Study on ARC Therapy of 18MeV Linear Accelerator

Sung Kyu Kim, Sei One Shin, and Myung Se Kim

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

In recent years there has been a growing interest in all forms of rotational therapy, and many different types of therapy machines designed for this kind of treatment have become available. To the medical radiation physicist, the dosimetry of rotation therapy has presented a number of interesting problems, and much useful work has been published on the basic data of dose distribution and dosage calculation.

The setting dose for ARC therapy were obtained by computer calculation and measurement with cylindrical phantom.

Authors compared computer calculation with measured value. And in ARC therapy, the region of maximum dose is shifted from the tumor center. The extent of shift was analyzed by isodose distribution for ARC therapy techniques.