

방사선치료시 물리학적 반음영의 검토

고려대학교 의료원 치료방사선과 · 고려대학교 보건전문대학 방사선과*

김영범 · 황웅구 · 김유현*

Study on Physical Penumbra of Radiation Therapy

Young Bum Kim · Woong Ku Whang · You Hyun Kim*

Dept. of Radiation Therapy, Korea University Medical Center

*Dept. of Radiotechnology, Junior College of Allied Health Science, Korea University**

Proper evaluation about the penumbra is very important to improve the efficacy of radiation therapy.

There are two kinds of physical penumbra, geometric penumbra and transmission penumbra. In this study, we evaluated the variation of physical penumbra according to the varying energy level, changing the field size and depth.

Physical penumbra width was decreased as the source size decreased, and as the SDD increased, but the consideration about the scatter radiation and mechanical stability is an important factor.

For the two adjacent beams, upper collimator should be used and especially for Co-60 unit, it is efficient to use the extended collimator.

I. 서 . 론

종양의 치료에 사용되는 기기는 크게 코발트 원격치료기와 선형가속기로 구분되는데 코발트 원격치료기는 방사선 발생장치가 필요없고, 출력 안정성이 있다는 장점때문에 1970년대까지는 주종을 이루었으나 현재는 에너지의 선별이 가능하고 심부 선량 백분율이 높은 선형 가속기로 교체되고 있다.

1928년 Widröe에 의해 중이온을 가속함으로써 발전하게 된 선형가속기 이후 사용의 증가 추세는 물론 외조사의 암치료에 있어서 중추적인 역할을 담당하고 있다. 선형가속기에 의해

발생되는 고에너지 X-ray(megavoltage X-ray)는 orthovoltage 방사선에 비해 선량분포가 균등하고 측방산란이 감소하며 피부 보호효과(skin sparing effect)가 있다는 장점이 있다.

하지만 이러한 장점을 지닌 megavoltage X-ray라도 반음영에 대한 정확한 고찰이 없이는 치료의 효율성은 향상시킬 수 없다.

따라서 본 연구에서는 조사야(field size)와 깊이(depth)를 변화시키고 각 에너지에 따르는 물리학적 반음영(physical penumbra)의 변화를 고찰해 봄으로써 치료의 효율성을 향상시키고자 한다.

II. 측정장비 및 실험방법

1. 측정장비

- 1) 선형가속기(Clinac 1800, 6, 10 MV, U.S. A.)
- 2) CO-60(Picker C-9, U.S.A.)
- 3) RTD(Multidata system, U.S.A.)
- 4) Water phantom
- 5) Ion chamber(PTW 0.3cc M233641, PTW 0.125cc M233643)

2. 측정방법

Physical penumbra에는 크게 transmission penumbra와 geometric penumbra가 있는데 Fig. 1에서 보는 바와 같이 transmission penumbra라 하면 collimator를 지나는 photon에 의해 조사되는 부분이며 geometric penumbra라 함은 단지 source로부터 직접 나오는 primary photon에 의해 조사된 부분을 말한다.

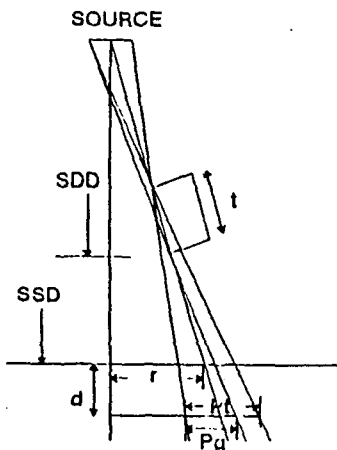


Fig. 1 Diagram for calculating geometric penumbra(P_g) and transmission penumbra(P_t).

Penumbra의 width는 일정한 depth에서 특정한 두개의 isodose curve사이의 lateral-distance인데 우리는 90%와 20%, 80%와 20%의

isodose level을 이용하였으며 이때 field size는 linac에서는 5×5 cm에서 30×30 cm까지, cobalt-60에서는 4×4 cm에서 20×20 cm까지 변화시켰고 depth는 linac에서는 D_{max} 와 5, 10 cm, cobalt-60에서는 D_{max} 와 8.5 cm depth에서 각각 측정하였다. 이론상 구하고자 하는 geometric penumbra와 transmission penumbra는 아래 식과 같다.

$$P_g = \frac{S}{2} \left[\frac{(SSD+d) \sqrt{SSD^2+r^2}}{SSD} \left(\frac{1}{SSD} + \frac{1}{SSD-t} \right) - 2 \right]$$

$$P_t = S \left[\frac{(SSD+d) \sqrt{SSD^2+r^2}}{SSD(SSD-t)} - 1 \right]$$

S : diameter of a source

r : one half of a side of field at SSD

t : thickness of collimator

d : depth in tissue

SDD : source to diaphragm distance

SSD : source to skin distance

여기서 S 즉 source의 diameter는 Linac이 3 mm, CO-60이 2 cm이며 source로부터 upper collimator의 low margin까지의 거리 즉 SDD는 Linac이 35.4 cm Cobalt가 42.5 cm이며, collimator thickness t는 Linac과 Cobalt-60에서 각각 7 cm과 9 cm으로 계산하였다.

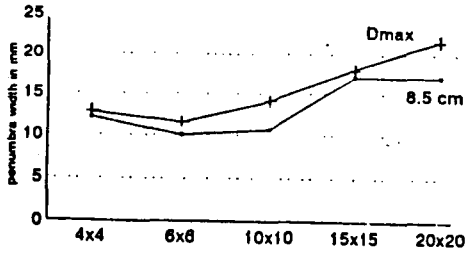
III. 결 과

Cobalt-60에서 계산된 geometric과 transmission penumbra의 width는 Fig. 2에서 보는 바와 같다.

Depth가 깊어지고 field size가 커짐에 따라 penumbra width의 증가를 알 수 있었으나 source의 diameter가 Linac에 비해 상대적으로 크기 때문에 penumbra 또한 큰 것으로 사료된다.

6 MV의 penumbra 측정에서도 depth와 field size의 증가에 따라 physical penumbra 또한 증가함을 알 수 있었으며 physical penumbra width보다 계산식에 의해 산출된 penumbra가 더 큰

Co-60 Penumbra
20%~80%



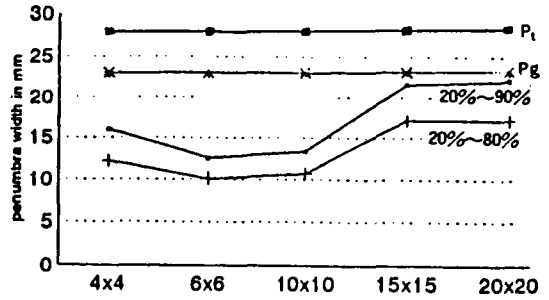
Dmax	12.12	10.06	10.69	17.12	17.12
8.5 cm	12.75	11.56	14.06	18.06	21.63
	field size				

source dia. : 2 cm

SDD : 42.5 cm

Fig. 2-1

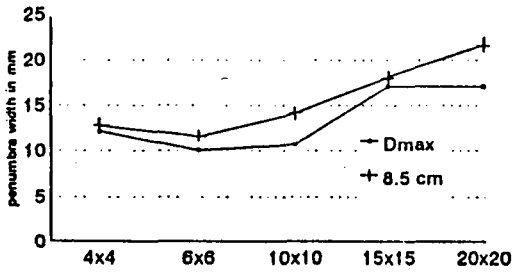
Co-60 Penumbra
Dmax



20%~90%	15.93	12.5	13.31	21.62	22.12
20%~80%	12.12	10.06	10.69	17.12	17.12
Pg	22.98	23	23.05	23.16	23.3
Pt	28.01	28.03	28.09	28.21	28.37
	field size				

Fig. 2-3

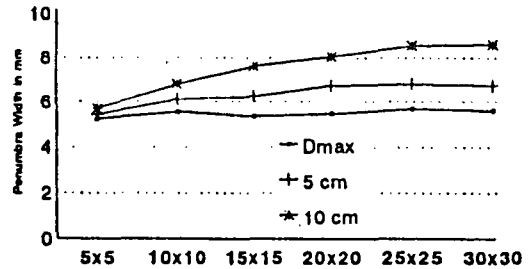
Co-60 Penumbra
20%~90%



Dmax	15.93	12.5	13.31	21.62	22.12
8.5 cm	16.69	14.69	18	24.75	31.5
	field size				

Fig. 2-2

6 MV Penumbra
20%~80%



Dmax	5.25	5.56	5.37	5.5	5.69	5.63
5 cm	5.43	6.12	6.25	6.75	6.81	6.75
10 cm	5.69	6.81	7.62	8.06	8.56	8.62
	field size					

Fig. 3-1

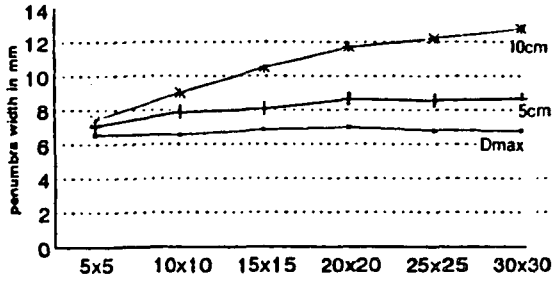
upper collimator

것으로 나타났고 isodose curve의 20%~80% level physical penumbra와 20%~90% level physical penumbra는 그 pattern이 비슷하게 나타났다.

10 MV의 penumbra는 Fig. 4-3에서 보는 바와 같이 6 MV와 비교해서 크게 차이가 없으며

계산식에 의해 산출된 geometric penumbra와 transmission penumbra는 그 변화가 2% 이내로 field size의 크기는 penumbra width에서 크게 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났다.

6 MV Penumbra
20%~90%



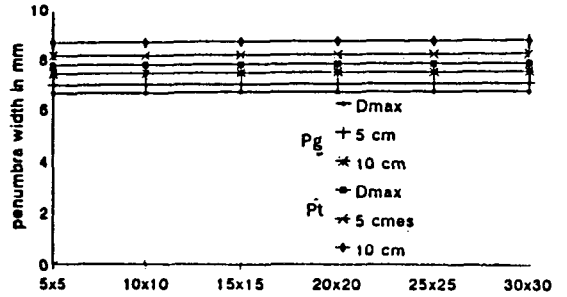
Dmax	6.56	6.56	6.87	7	6.82	6.81
5 cm	7.06	7.87	8.06	8.63	8.56	8.63
10 cm	7.44	9	11.69	12.81		

field size

upper collimator

Fig. 3-2

6 MV Penumbra
Calculated penumbra

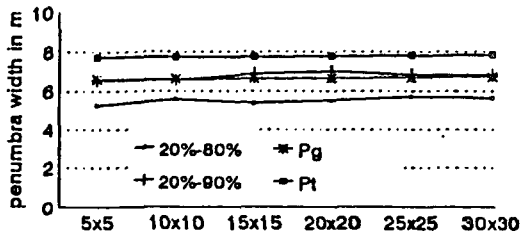


field size

upper collimator

Fig. 3-4

6 MV Penumbra
Dmax



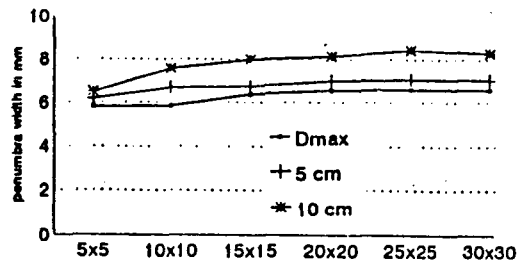
20%~80%	5.25	5.56	5.37	5.5	5.69	5.63
20%~90%	6.56	6.56	6.87	7	6.82	6.81
Pg	6.6	6.6	6.63	6.64	6.67	6.7
Pt	7.73	7.73	7.75	7.76	7.81	7.84

field size

upper collimator

Fig. 3-3

10 MV Penumbra
20%~80%



Dmax	5.82	5.83	6.37	6.56	6.6	6.6
5 cm	6.18	6.69	6.751	7.005	7.06	7.06
10 cm	6.5	7.57	8	8.15	8.44	8.31

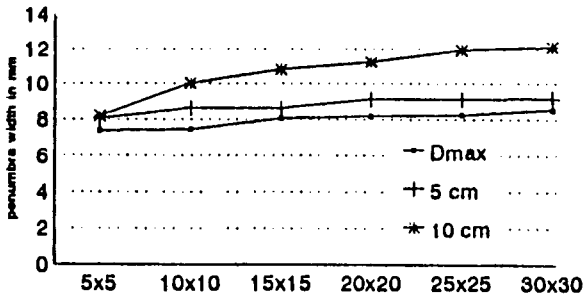
field size

upper collimator

Fig. 4-1

10 MV Penumbra
20%~90%

IV. 결 론



Dmax	7.36	7.45	8.06	8.19	8.25	8.54
5 cm	8.06	8.63	8.63	9.12	9.13	9.16
10 cm	8.19	10	10.81	11.25	11.94	12.12

field size

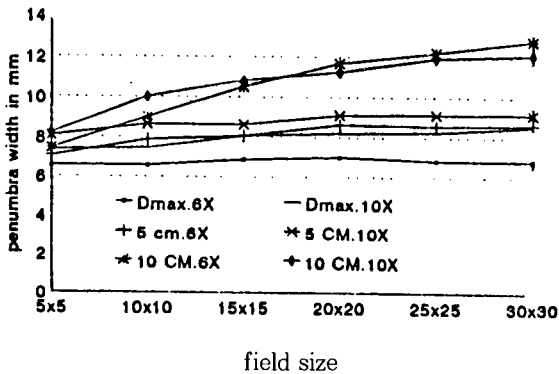
upper collimator

Fig. 4-2

Collimator가 radiation을 완전히 차폐한다면 penumbra width는 isodose level의 0에서 100% 사이의 lateral distance를 의미하지만 physical penumbra width는 두 개의 특정한 dose level 90%에서 20%, 또는 80%에서 20% 사이의 lateral distance를 상대적으로 정한다. 특히 실제의 source size, 측정에 사용된 ion chamber의 air volume, dosimetry system의 기계적 오차는 physical penumbra width에 영향을 주는 데 physical penumbra를 줄이기 위해서는 source size가 작을수록, SDD가 길수록 좋으나 scatter radiation에 대한 고찰 및 기계적 안정성을 고려해야 한다. 또한 두개의 인접한 beam에서는 upper collimator를 사용해야 하며 Cobalt-60 Unit는 extended collimator를 사용하는 것이 효과적이다.

COMPARISON OF 6x AND 10x

참 고 문 헌



upper collimator

Fig. 4-3

1. Gunilla C. Bentel : Radiation Therapy Planning, pp. 20~30, 69~70, 1992.
2. Faiz M. Khan : The Physics of Radiation Therapy, pp. 63~65, 1984.
3. The Journal of Korean Society of Therapeutic Radiology Vol. 9, No. 2, pp. 333~336, 1991.
4. International Commission on Radiation Unit, ICRU Report 24, 1976.
5. John Robert Cunningham : The Physics of Radiology, pp. 369~370, 1983.
6. Joseph Selman : The Fundamentals of X-ray Radium-Physics, pp. 339~343, 1985.