

방사선 치료용 고에너지 전자선의 조직 내 선량분포 특성에 관한 연구

김천대학 방사선과

나 수 경

Study on Characteristics of Dose Distribution in Tissue of High Energy Electron Beam for Radiation Therapy

Soo Kyung Na

Dept. of Radiology, Gimcheon College

The purpose of this study is directly measure and evaluate about absorbed dose change according to nominal energy and electron cone of medical accelerator on isodose curve, percentage depth dose, contaminated X-ray, inhomogeneous tissue, oblique surface and irradiation on intracavitary that electron beam with high energy distributed in tissue, and it settled standard data of high energy electron beam treatment, and offer to exactly data for new dose distribution modeling study based on experimental results and theory.

Electron beam with high energy of 6~20 MeV is used that generated from medical linear accelerator (Clinac 2100C/D, Varian) for the experiment, and water phantom and Farmer chamber and Markus chamber used for absorbed

dose measurement of electron beam, and standard absorbed dose is calculated by standard measurements of International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS 277.

Dose analyzer (700i dose distribution analyzer, Wellhofer), film (X-OmatV, Kodak), external cone, intracavitary cone, cork, animal compact bone and air were used for dose distribution measurement.

As the results of absorbed dose ratio increased while irradiation field was increased, it appeared maximum at some irradiation field size and decreased though irradiation field size was more increased, and it decreased greatly while energy of electron beam was increased, and scattered dose on wall of electron cone was the cause. In percentage depth dose curve of electron beam, Effective depth dose (R80) for nominal energy of 6, 9, 12, 16 and 20 MeV are 1.85, 2.93, 4.07, 5.37 and 6.53 cm respectively, which seems to be one third of electron beam energy (MeV). Contaminated X-ray was generated from interaction between electron beam with high energy and material, and it was about 0.3~2.3% of maximum dose and increased with increasing energy.

Change of depth dose ratio of electron beam was compared with theory by Monte Carlo simulation, and calculation and measured value by Pencil beam model reciprocally, and percentage depth dose and measured value by Pencil beam were agreed almost, however, there were a little lack on build up area and error increased in pendulum and multi treatment since there was no contaminated X-ray part. Percentage depth dose calculated by Monte Carlo simulation appeared to be less from all part except maximum dose area from the curve.

The change of percentage depth dose by inhomogeneous tissue, maximum range after penetration the 1 cm bone was moved 1 cm toward to surface then polystyrene phantom. In case of 1 cm and 2 cm cork, it was moved 0.5 cm and 1 cm toward to depth, respectively. In case of air, practical range was extended toward depth without energy loss.

Irradiation on intracavitary is using straight and beveled type cones of 2.5, 3.0, 3.5 cm \emptyset , and maximum and effective 80% dose depth increases while electron beam energy and size of electron cone increase. In case of contaminated X-ray, as the energy increase, straight type cones were more highly appeared then beveled type. The output factor of intracavitary small field electron cone was 15~86% of standard external electron cone(15 \times 15 cm²) and straight type was slightly higher then beveled type.

I. 서론

고 에너지 전자선은 음 전하를 가진 입자선으로서 일정한 조직 깊이에만 집중적으로 선량이 부여되기 때문에 조사범위 이외 부위에는 방사선에 대한 피폭이 거의 없는 장점으로 인하여 피부암, 전신 피부암, 유방암, 타액선암의 치료와 강내 및 수술 증 치료에 매우 효과적으로 이용되고 있지만 후유증 없이 암을 정확히 치료하기 위하여서는 고 에너지 전자선과 조직간의 상호작용에 의한 조직 내 선량분포를 정확히 파악하여야 한다. 고 에너지 전자선은 조직 내 구성물질의 원자와 충돌하여 이온화시키며 다중산란에 의한 선량분포의 변화가 매우 크며 전자선 에너지와 가속관 장, 산란막, 모니터 이온함, 조사통의 구성 및 조직의 구성물질에 따라 매우 민감하게 반응하게 된다. 이와 같이 고 에너지 전자선의 특성을 원자물리학적 이론을 통하여 물질 내에서 행동과 행위를 규명하고 암 치료에 적합한 에너지와 조사통, 조직의 구성 등에 따른 선량분포의 변화를 정확히 측정하여 종양치료에 적용하여야 한다.

특히 다양한 크기와 형태 및 일정한 깊이에 위치한 종양에 대하여 적합하고 정확한 전자선 선량분포가 필요한데 이러한 고 에너지 전자선의 선량분포를 표현할 수 있는 모형으로 Pencil beam¹⁾ 또는 Monte Carlo simulation²⁾을 이용하고 있다.

본 연구에서는 의료용 가속기에서 발생하는 명목 에너지와 외부 및 강내 치료용조사통 등에 따라 고 에너지 전자선의 조직 내 분포되는 선량분포, 심부선량 백분율, 오염 X선, 선량측면도, 경사면, 비 균질 조직 및 소조사면 강내 조사에 대한 흡수선량변화를 직접 측정하고 결과를 비교 평가하여 고 에너지 전자선 치료에 필요한 표준 자료를 정립하며, 방사선 치료계획 수립을 위한 새로운 선량분포 모형 연구에 필요한 자료를 얻고자 실험하였다.

II. 재료 및 방법

실험을 위해 선형가속기(Clinac 2100C/D, Varian)와 전위계(192X Digital Dosimeter, Capintec), 0.6 cm³ 원통형 이온함(PR-06, Capintec), 20 mm ϕ 평행평판형 이온함(PS-033, Capintec)과 물 팬텀(50 \times 50 \times 50 cm³, Wellhofer)과 폴리스틸렌 팬텀(30 \times 30 cm²), Kodak X-OmatV 필름과 이를 밀착하여 고정할 수 있도록 조임쇠가 있는 팬텀, Wellhofer 700i 선량분석기 그리고 6 \times 6 cm², 10 \times 10 cm², 15 \times 15 cm², 20 \times 20 cm², 25 \times 25 cm²의 조사통, 수직형과 30 $^{\circ}$ 경사형으로 제작된 2.5, 3.0, 3.5 cm ϕ 크기의 소조사면 조사통을 각각 제작하여 이용하였다.

1. 물 팬텀에 의한 심부선량 측정

고 에너지 전자선의 명목 에너지 6, 9, 12, 16, 20 MeV를 대상으로 선원과 물 표면까지의 거리를 100 cm로 고정시키고 검출기를 물 표면에서 10 cm 깊이까지 이동시키면서 측정하였다. 선축 상 최대선량지점(Dmax)을 결정하기 위하여 검출기를 1 mm/sec의 속도로 물 표면에서 심부로 이동시키면서 측정하였으며 신호 변화가 심한 영역에서는 1 mm 깊이마다 선량변화를 기록하고 그 외 영역에서는 2 mm 깊이마다 기록하였다. 조사면의 크기에 따른 전자선의 선량분포를 측정하기 위하여 조사통의 크기 6 \times 6 cm², 10 \times 10 cm², 15 \times 15 cm², 20 \times 20 cm², 25 \times 25 cm²를 대상으로 각각 측정하였으며³⁻⁵⁾ 출력흡수선량은 최대선량깊이에서 각 에너지별로 조사면 2 \times 2 cm²에서 25 \times 25 cm²까지 1 \times 1 cm² 간격으로 100 모니터 단위(monitor unit)를 조사하여 측정하였다.

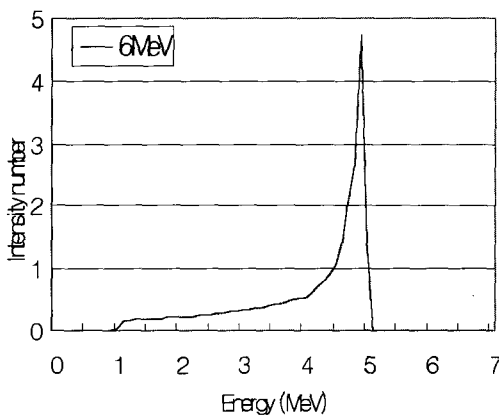
소조사면 조사통의 출력선량율은 15 \times 15 cm² 외부조사용 조사통의 출력과 각각의 강내 치료용 소조사면 조사통의 비로 결정된다. 출력선량 또는 모든 조사통의 최대선량 점을 찾기 위해 물 팬텀 내에서 중심 축을 따라 에너지별, 조사통의 크기 및 형태에 따라 각각 스캔하면서 측정하였다.⁶⁻⁷⁾

2. 필름을 이용한 선량분포 측정

X-OmatV, Kodak[®]을 각 각의 에너지를 대상으로 선원 표면간 거리를 100 cm로 하였고, 경사면 조사인 경우는 110 cm, 조사면 크기 10×10 cm²로 하여 80 cGy씩 일정 선량을 조사하였으며, 소조사면 강내 조사의 경우 실제 임상에서 강내 치료를 위해서 기계적인 구조상 치료거리가 113 cm일 때 가장 적합하기 때문에 선원표면간 거리를 113 cm로 하여 에너지 및 조사통의 형태별로 조사하여 고성능 광밀도계(700i photodensitometer, Wellhofer)로 스캔하고 이것을 컴퓨터에 의하여 심부선량 백분율, 선량 측면도, 등선량 분포곡선 및 50% 비정(R₅₀), 오염 X선(D_x) 등을 분석하였다.⁹⁾

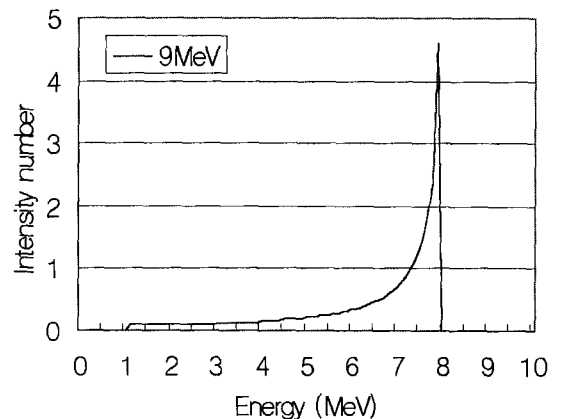
III. 결과 및 고찰

6~20 MeV의 전자선의 명목에너지와 조사통 크기에 따른 에너지 변화, 심부선량 백분율, 출력흡수선량 비, 비 균질 조직에 의한 선량분포, 소조사면 강내 조사에 대한 선량분포 등을 측정 비교 정립한 결과는 다음과 같다.



1. 전산모형과 측정에 의한 에너지 비교분석

Fig. 1은 Monte Carlo 모형에 의한 조사면의 크기 15×15 cm²에서 명목상 전자선 에너지 6, 9, 12, 16, 20 MeV에 대한 에너지 빛 띠(spectrum)로서 납 0.2 mm 두께를 가진 산락박에 대한 Monte Carlo 모형의 EGS4 값으로 최대 에너지가 각각 5.9, 9.0, 11.9, 16.0, 20.0 MeV로 계산되었고 최빈 에너지는 각각 4.9, 7.9, 11.0, 14.6, 18.6 MeV로 측정되었다. Fig. 2는 전자선의 명목상 에너지에 대하여 실용비정(R_p)을 실제 측정하고 조사면 15×15 cm²에서 전자선의 최빈 에너지 및 평균 에너지를 측정 한 것으로서 이때 최빈 에너지가 각각 5.94, 8.76, 11.8, 15.84, 20.02 MeV로 측정되어 몬테칼로 모형에 의한 계산과는 약간의 차이가 있는 것으로 나타났다.¹⁰⁻¹³⁾



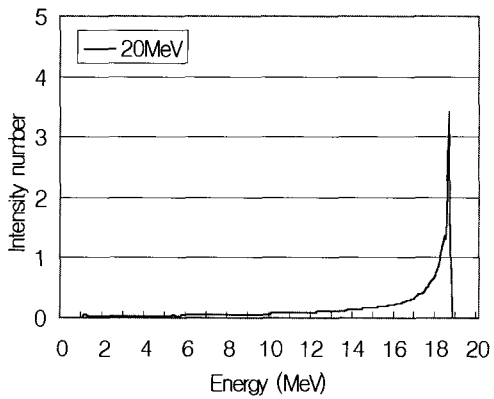
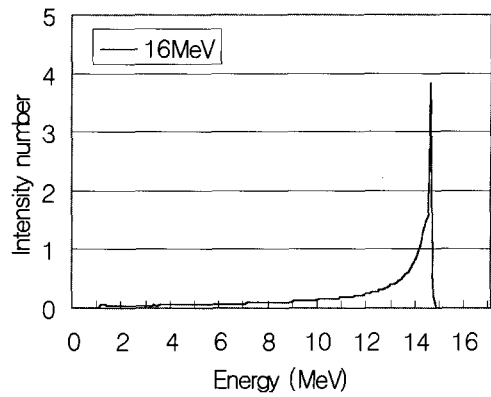
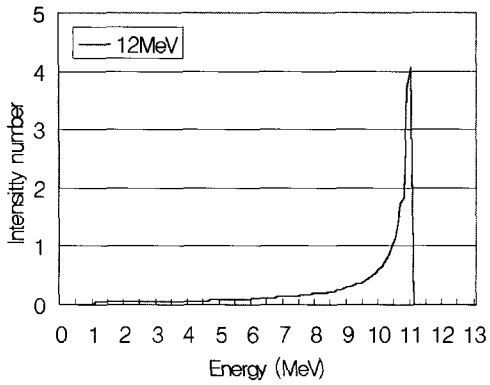


Fig. 1. Energy spectrum for 6, 9, 12, 16, 20 MeV of nominal electron energy at field size $15 \times 15 \text{ cm}^2$ by Monte Carlo

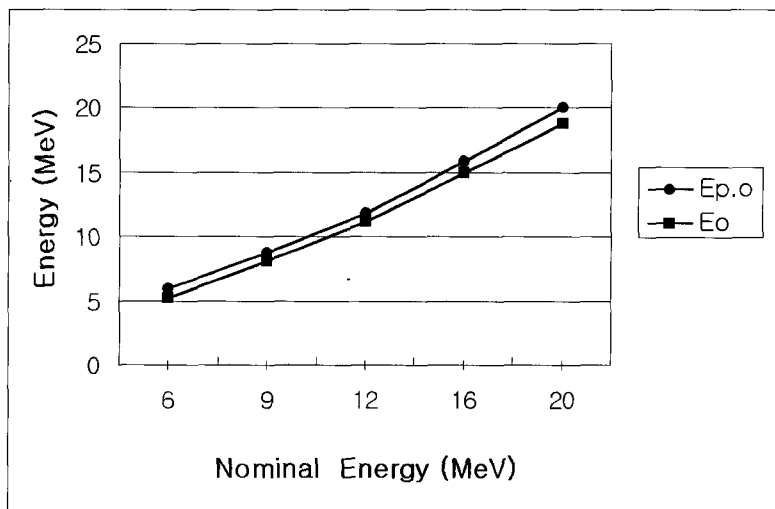


Fig. 2. Electron most probable and mean energy for various nominal electron energies at cone size $15 \times 15 \text{ cm}^2$ of

2. 출력흡수선량 비교 분석

Fig. 3에서 출력흡수선량 비는 모든 에너지에서 조사면이 클수록 증가하다가 어떤 조사면 크기에서 최대치를

나타내었으며 조사면이 더욱 커질 수록 감소되었고 전자선의 에너지가 높아질 수록 감소되는 정도가 커지는 이유는 조사통 벽면의 산란선량이 줄어들기 때문이다.

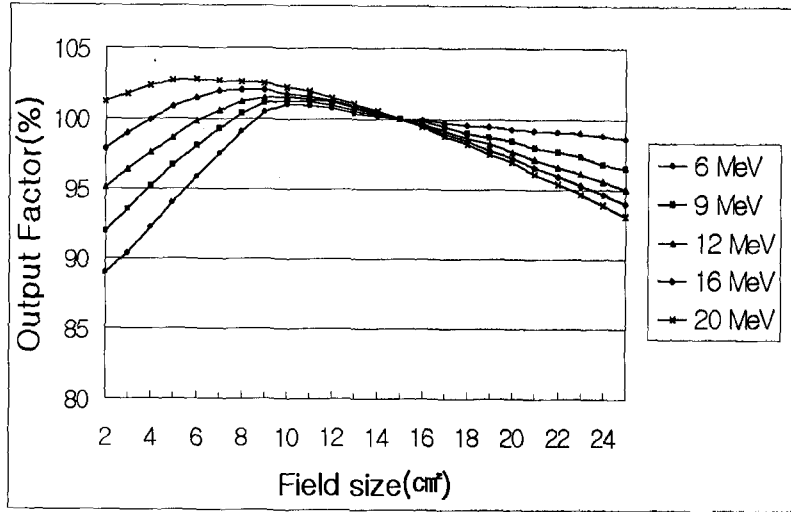


Fig. 3. Output factor for various field size of electron beam energies on Clinac 2100C/D.

3. 선량분포 비교 분석

필름에 의한 전자선의 선량분포는 Kodak X-OmatV 필름에 전자선을 조사하여 측정된 흑화도-선량곡선 (Hunter and Driffield curve)을 이용하였으며, 선량 5 cGy 조사하였을 때 광학밀도는 0.4이고, 70 cGy일 때는 3.6으로 측정되었다.

이때 Fig. 4에서와 같이 20 MeV 전자선에서 가는 선속

모형에 의한 등선량분포 곡선의 경우는 조준기 및 조사통과의 상호작용을 고려하지 않은 상황에서 오염 X선이 나타나지 않는데 비하여 실제 측정에 의한 선량분포 곡선에서는 1.8%정도의 오염 X선이 나타나고 있으며, 에너지가 높아질수록 오염 X선의 발생률은 증가하는 것으로

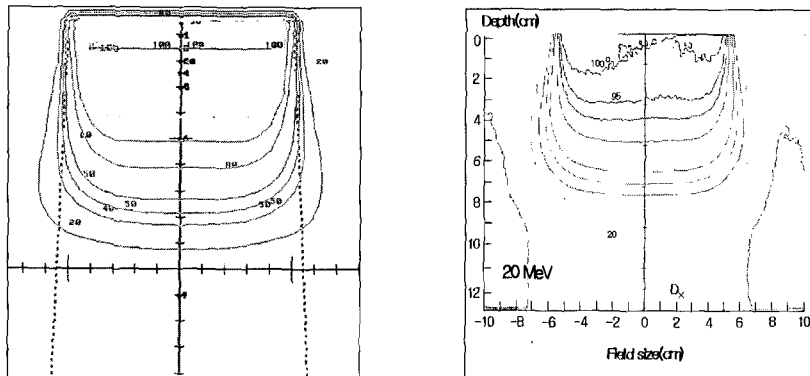


Fig. 4. Isodose curves of field size 10×10 cm² by 20 MeV electron beam for Pencil beam model(a) and measurement data(b).

4. 심부선량 백분율 비교 분석

Table 1은 선원 물 팬텀표면간 거리 100 cm, 조사통 크기 15×15 cm²에서 전자선 명목에너지 6, 9, 12, 16, 20 MeV에 대한 결과로서 각 에너지의 최대선량 비에 대한 유효선량 80% 깊이(R80), 최대선량 비에 대한 50% 선량 깊이(R50), 실용비정 깊이(Rp) 및 오염 X선의 선량율(Dx)을 나타내고 있다. 이때 에너지가 높아짐에 따라 심부선량 백분율은 증가하였지만 최대선량 깊이는 12 MeV 전

자선까지는 에너지 및 조사통 크기에 따라 증가하다가 그 이상 에너지가 커질수록 오히려 감소하고 조사통 크기에 따른 변화는 일정하지 못한 것으로 나타났다. 이것은 에너지가 높아질수록 전방산란선의 비율이 많아지기 때문이다.

오염 X선은 최대선량의 0.3~2.3% 정도이며 에너지가 높을수록 오염 X선의 발생률이 증가하는 것으로 나타나 필름에 의한 측정과 같은 결과로 나타났다.

Table 1. Parameters for defining the shape of central percentage depth dose curves for the electron beam of the Clinac 2100C/D

Energy (MeV)	DD		D _s (%)	D _x (%)	R _{max} (cm)	R ₈₀ (cm)	R ₅₀ (cm)	R _p (cm)	E _o (MeV)	E _{p.o} (MeV)
	F.S									
6	6×6		80.7	0.3	1.2	1.88	2.28	2.91	5.31	6.0
	10×10		81.0	0.3	1.11	1.79	2.19	2.93	5.1	6.0
	15×15		80.4	0.3	1.15	1.85	2.25	2.88	5.24	5.94
	20×20		80.6	0.2	1.25	1.87	2.27	2.9	5.29	5.98
9	6×6		85.0	0.6	1.86	2.86	3.41	4.25	7.95	8.68
	10×10		85.0	0.6	1.86	2.85	3.41	4.25	7.94	8.68
	15×15		84.3	0.5	1.91	2.93	3.48	4.29	8.11	8.76
	20×20		84.3	0.6	1.91	2.94	3.50	4.31	8.16	8.80
12	6×6		90.9	0.6	2.54	3.97	4.72	5.85	10.9	11.6
	10×10		89.6	0.6	2.66	4.01	4.72	5.85	10.9	11.6
	15×15		89.3	1.0	2.59	4.07	4.78	5.81	11.14	11.8
	20×20		90.4	0.9	2.64	4.07	4.79	5.86	11.16	11.9
16	6×6		96.0	1.8	1.61	5.06	6.22	7.78	14.50	15.6
	10×10		94.8	2.0	2.31	5.27	6.31	7.8	14.7	15.7
	15×15		94.4	1.8	2.11	5.37	6.43	7.81	14.98	15.84
	20×20		94.6	2.0	2.35	5.38	6.43	7.81	14.98	15.85
20	6×6		97.2	2.0	0.91	5.80	7.64	9.83	17.8	19.93
	10×10		96.0	1.8	1.26	6.34	7.96	9.9	18.55	19.95
	15×15		95.2	2.0	2.16	6.53	8.08	9.88	18.83	20.02
	20×20		94.9	2.3	1.71	6.52	8.09	9.89	18.85	20.05

Fig. 5에서는 전자선 에너지 16 MeV, 선원표면간 거리 100 cm에서 조사통 15×15 cm²에 대한 심부선량 백분율의 변화를 이론에 의한 몬테칼로 모형과 가는 선속 모형에 의한 계산 및 측정치를 상호 비교하였다. 그림에서 가는 선속에 의한 심부선량 백분율의 경우 실제 측정에 의한 측정값과는 거의 일치하였으나 선량보강 영역이 조금 부족하고 오염 X선 부분이 없기 때문에 진자 및 다중치료에서 오차가 증가하게 된다. 또한 몬테칼로 모형으로 계산된 심부선량 백분율은 선속 상 최대 선량 부근을 제외한 모든 부분에서 약간 낮게 나타났다. 그 이유로는 모형에 의한 심부선량은 전자선이 주위 물

질과 상호작용이 전혀 없이 그대로 입사하는 것으로 한 계산 값인데 비하여 실제 측정에 의한 경우는 주위의 조준기 및 조사통 등과 상호 작용하여 에너지의 감소를 동반한 전자선이 동시에 입사하여 표면에 도달하기 때문에 나타나는 현상이다. 즉 실제 측정치의 경우 산란된 전자선이 표면선량에 부가되어 표면선량이 증가하지만 계산에서는 전자선이 단일 에너지로 입사하기 때문에 주위에서 산란된 선량을 고려하지 않아 측정치보다 낮게 나타나고 산란선의 영향이 거의 없는 선속 상 최대 선량지점 부근은 거의 일치하였다.

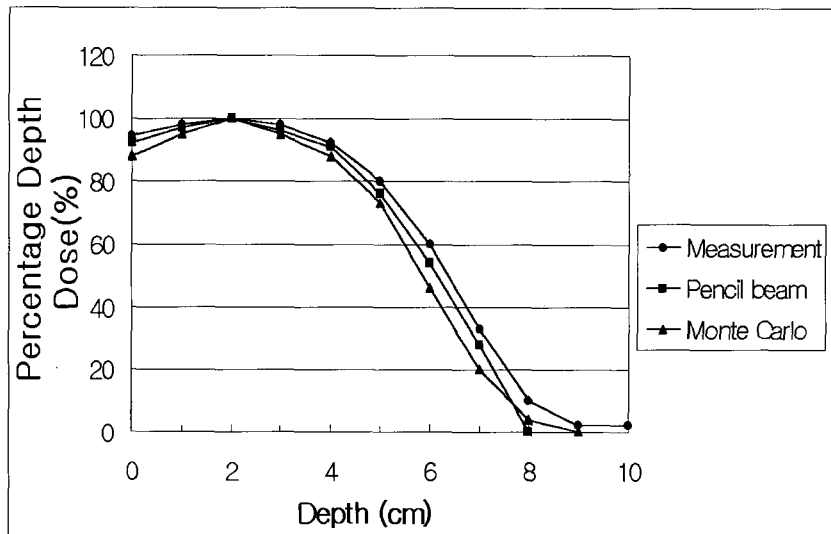


Fig. 5. Percentage depth dose curves of 16 MeV electron beam for measurement, calculated by Pencil beam and Monte Carlo method.

5. 비 균질 조직에 의한 선량분포 비교 분석

Fig. 6은 12 MeV 전자선을 선원 팬텀 표면간 거리 100 cm, 조사통 크기 10×10 cm²로 조사하여 에너지에 따른 비 균질 조직 내 전자선의 선량분포 변화에 대한 결과를 얻은 것으로 1 cm 두께의 폴리스틸렌 팬텀 밑에 동물 뼈, 공기층을 각각 1 cm 두께, 콜크는 1 cm와 2 cm 두께로 하여 얻은 심부선량 백분율로서 다른 조직에 비하여 골 조직 후면에서 선량율의 감소현상을 보였으며

최대 비정거리는 약 1 cm 줄어들었다. 이것은 골 조직의 선량흡수 현상에 따른 전자선의 감약과 골 조직에서 산란되는 산란선의 영향을 받게 되므로 골 조직 전면은 선량이 증가하고 후면은 급격히 감소하지만 팬텀 제작 상의 어려움으로 인하여 골 조직 전면에서는 측정하지 못하였다. 1 cm 와 2 cm 두께의 콜크 경우에는 전자선의 심부 깊이가 50% 에서 각각 0.5 cm 및 1 cm로 증가하였다. 폐 조직의 밀도는 0.2~0.9g/cm³로서 위치에 따라 다소

의 차를 나타내며 평균 0.35g/cm^3 으로 보고 되고 있으나 실험에 이용한 팬텀의 밀도는 인체의 밀도와는 약간의 차이가 있어 실제 측정치에 있어서는 약 15%의 차이가 있는 것으로 나타났다.

1 cm의 공기층에 대한 결과는 폴리스틸렌 팬텀에 비하여 실용비정 깊이는 에너지 감소 없이 실용비정이 심부 쪽으로 연장되었다.

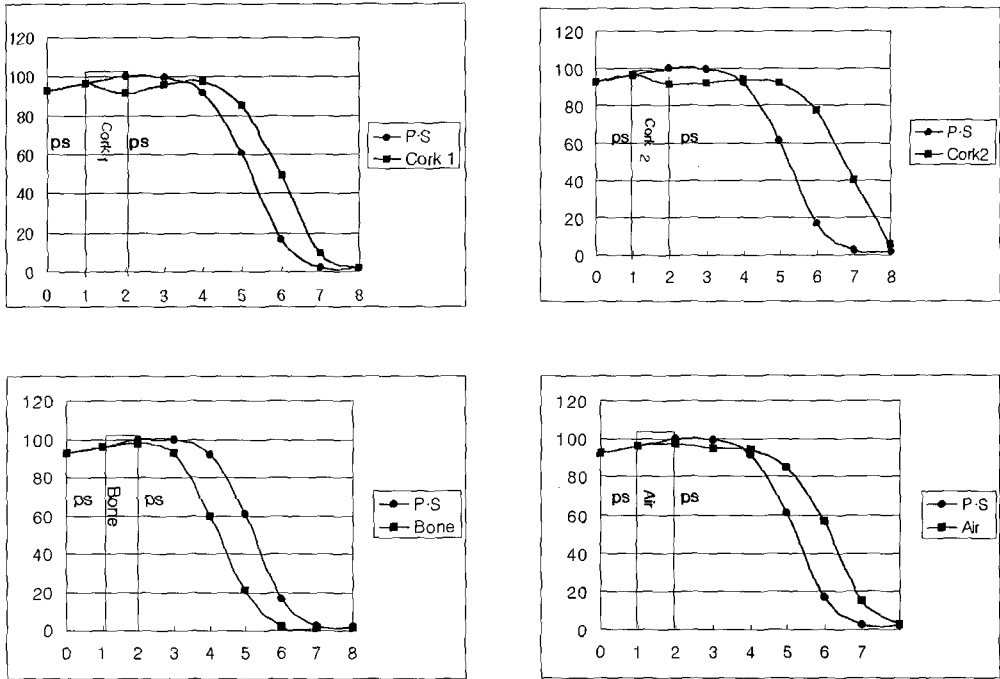


Fig. 6. Percentage depth dose of 12 MeV electron in inhomogeneous tissue like cork bone, and air cavity.

6. 강내 조사에 대한 선량분포 비교 분석

(1) 소 조사면 조사통의 흡수선량분포

선원표면간 거리 113 cm에서 3 cm ϕ 소조사면 조사통에 의한 6, 12 MeV 전자선으로 조사하여 얻은 흡수선량에 대한 흑화도로 각 각 수직형과 30 $^\circ$ 각도를 가진 경사형 조사통에 의하여 얻은 필름의 흑화도를 선량으로 환산하여 최대선량을 100%로 하고 10% 간격으로 표시한 등선량분포 곡선으로서 어떤 일정 깊이에서 선량이 급감하며, 수직형이 경사형보다 약간 증가하는 것으로 나타나지만 거의 비슷하였고, 에너지가 증가할 수

록 표면선량이 증가하였으며, 경사형에서 수직형보다 약간 높게 나타났다. 이것은 이론에 의한 결과와 동일하였으며 외부 조사통의 경우와 같은 추세의 결과를 얻었다.

(2) 소 조사면 조사통의 심부선량 백분율

명목상의 에너지 6, 9, 12, 16, 20 MeV 전자선을 이용하여 직경 2.5, 3.0, 3.5 cm ϕ 수직형과 30 $^\circ$ 각도 경사형 조사통에 대해 물 팬텀의 중심 축을 따라 심부선량 백분율을 구하였으며 Table. 2는 각 에너지에 대한 3 cm ϕ 조

사통의 물리적인 인자를 나타내고 있다.¹⁴⁻¹⁵⁾

3 cm \emptyset 수직형 조사통의 경우 명목 에너지에 대한 표면에서의 최빈 에너지는 각각 5.2, 8.3, 11.2, 15.3, 18.5 MeV이고 평균 에너지는 각각 4.66, 5.6, 8.4, 12.6, 14.8 MeV로 측정되어, 15 \times 15 cm² 외부조사통과 비교하였을 때 최빈 에너지에서는 차이가 거의 없지만, 평균 에너지에서는 약 18.5%의 차이가 나타났다.

12 MeV 전자선에 대한 3 cm \emptyset 수직형 조사통의 경우 100%, 80%, 50%, 10% 심부선량 백분율 깊이는 각각 1.4, 3.1, 3.6, 5.4 cm 이었고 경사형 조사통은 각각 1.2, 2.9, 3.3, 5.2 cm로 수직형 조사통에서 약간 증가하였다.

Fig. 7은 12 MeV 전자선에서 수직형 조사통 2.5, 3.0, 3.5 cm \emptyset 대한 심부선량 백 분율을 나타낸 것이고, 최대선량 지점은 각각 1.2, 1.4, 1.5 cm 이었고, 유효선량 깊이는 2.8, 3.1, 3.3 cm로 두 경우 모두 조사통의 크기가 클수록 증가하였으며, 외부 조사통의 경우와 같은 추세로 나타났다.

X선 오염도는 수직형과 30 $^\circ$ 각도 경사형 모두에 있어 0.2~1.2%와 0.1~1.1%로 에너지가 증가할 수록 많이 발생하였으며, 미미하지만 수직형에서 약간 많이 발생하였다.

Table 2. Parameters for various electron beam of 3 cm \emptyset straight and beveled cones at 113cm SSD.

Nominal Energy (MeV)	6	9	12	16	20
$E_{p,o}$	5.2	8.3	11.2	15.3	18.5
E_o	4.66	5.6	8.4	12.6	14.8
	Straight cone ($\theta = 0^\circ$)				
$D_s(\%)$	84	85	87	88	90
$R_{max}(cm)$	0.9	1.2	1.4	1.6	1.9
$R_{80}(cm)$	1.4	2.1	3.1	3.8	4.3
$R_{50}(cm)$	2	2.4	3.6	5.4	6.3
$R_p(cm)$	2.5	4	5.4	7.5	9.1
$D_x(\%)$	0.2	0.4	0.7	1.1	1.2
	Beveled cone ($\theta = 30^\circ$)				
$D_s(\%)$	86	87	89	90	92
$R_{max}(cm)$	0.8	1.1	1.2	1.4	1.6
$R_{80}(cm)$	1.3	2	2.9	3.6	4.1
$R_{50}(cm)$	1.8	2.2	3.3	5.1	6
$R_p(cm)$	2.2	3.8	5.2	7.2	8.7
$D_x(\%)$	0.1	0.4	0.6	1	1.1

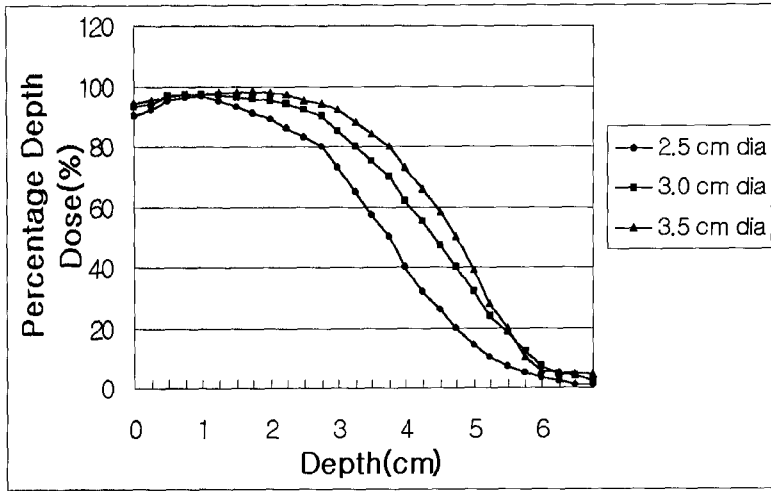


Fig. 7. Percentage depth dose for 12 MeV electron beam by 2.5, 3.0, 3.5 cm straight electron cones.

(3) 소 조사면 조사통의 출력흡수 선량을 강내 조사용 소조사면 전자선 조사통에 의한 전자선의 출력은 두가지 요소에 의해 영향을 받고 있는데 1차 전자선의 중심축 선량에 따라 영향을 받으며 조사통의 내부 벽에서 발생하는 산란선에 의해 달라지게 된다. Fig. 8은 전자선 에너지 영역에 대해서 수직형과 경사형 조사통의 크기별로 각각 측정하여 얻은 출력흡수 선량

율으로 선원표면간 거리 113 cm에서 2.5 cm \emptyset 경사형 조사통의 6 MeV 전자선 출력선량은 약 15 cGy이고, 3.5 cm \emptyset 직각형 조사통의 20 MeV 전자선 출력선량은 약 86 cGy로 나타났다. 이때 수직형 조사통의 출력흡수선량 비율의 영역은 17.5~85.6% 이었고, 경사형 조사통의 출력선량비 영역은 15.3~84.3%로 외부 조사통에 비하여 출력흡수 선량을의 변화가 많이 나타나고 있다.

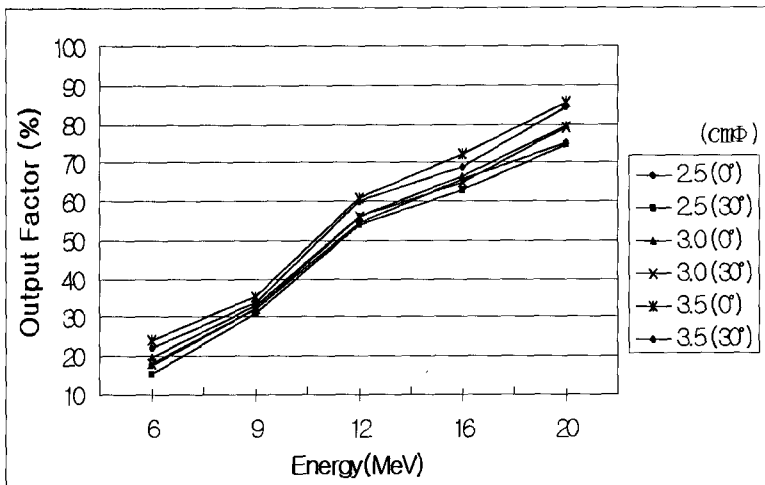


Fig. 8. Dose output factor of intracavitary small filed electron cones for various electron beam at SSD 113 cm.

IV. 결론

종양치료에 이용하는 의료용 고 에너지 전자선은 전자선 자체의 산란과 충돌 현상보다는 인체 조직 내 방사선의 선량분포와 종양에 조사할 선량을 우선적으로 고려하고 있기 때문에 의료용 선형가속기의 명목 에너지, 산란각, 선원표면간 거리 및 조사통 크기에 따른 선량의 변화에 더 많은 비중을 두고 있다. 본 연구는 의료용 선형가속기의 명목 에너지와 조사면에 따른 조직 내 고 에너지 전자선의 선량분포와 흡수선량을 측정하고 이론과 접목하여 실험 결과를 컴퓨터 프로그램화 함으로서 치료계획에 필요한 자료를 제공하고, 3차원 입체조형 방사선 치료와 세기변조 방사선 치료를 위하여 개발되고 있는 방사선 선량분포의 새로운 수학적 모형화에 필요한 자료가 될 수 있는데 의의를 두고 실험하였다.

참고문헌

1. Hogstrom KR, Mills MD., Aamone PR.: Electron beam dose calculations. Med. Phys. Biol. 26(3), 445-459, 1981.
2. Raeside DE: Monte Carlo Principles and Applications. Med. Phys. Biol. 21, 181, 1976.
3. International Atomic Energy Agency: Absorbed dose determination in photon and electron beams: An International Code of Practice, Technical Report Series 277 IAEA, Vienna, 1987.
4. International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50MeV, ICRU Report No. 35, ICRU Publications, Bethesda, MD, 1984.
5. Shiragai A: A formulation for high-energy photon and electron beam dosimetry 14, 31-33, 1989.
6. Hams WB, Low DA, Purdy JA, A quantitative dose calculation evaluation tools. Int J Rad Oncol Biol Phys. 30, 187-190, 1994.
7. Nyerick CE, Ochrans TG, Boyer AL, Hogstrom KR: Dosimetric characteristic of metallic cones for intraoperative radiotherapy. Int J Rad Oncol Biol Phys. 21, 501-510, 1991.
8. Michael D, Kenneth R, etal: Determination of electron beam output factors for a 20-MeV linear accelerator. Med. Phys. 12(4), 473-476, 1985.
9. O'Brian P, Michaels HB, et al: Characteristics of electron beams from a new 25-MeV linear accelerator. Med. Phys. 12(6), 799-805, 1985.
10. Brahme A, Svensson H: Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. Med. Phys. 3, 95, 1976.
11. Rogers DWO, Bielajew AF: Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships. Med. Phys. 13, 687, 1986.
12. Andero P: Depth-dose and stopping power data for monoenergetic electron beams. Nucl. Instr. Meth. B 51, 107-121, 1990.
13. Berger MJ, Seltzer SM: Tables of Energy-Deposition Distributions in Water Phantoms Irradiated by Point-Monodirectional Electron Beams with Energies from 1 to 60 MeV, and Applications to Broad Beams. Internal Report NBSIR. 82, 2451, 1982.
14. Dahl RA, McCullough EC: Determination of accurate dosimetric parameters for beveled intraoperative electron beam applicators. Med. Phys. 16, 130-131, 1989.
15. Ekstrand KE, Dixon RL. The problem of obliquely incident beams in electron beam treatment planning. Med. Phys. 9, 276-278, 1982.