

전자선을 이용한 방사선 치료에 있어서 Bayer-Dental을 이용한 내부차폐물의 제작과 그 특성

아주대학교 의과대학 치료방사선과학교실

강 해 진 · 전 미 선

The Characteristics of the Bayer-Dental Mold for Fabricating the Internal Shielding

Haejin Kang and Mison Chun

Department of Radiation Oncology, Ajou University School of Medicine, Suwon, Korea

During certain treatment using an electron beam, internal shielding using high atomic number material is used. But this high atomic number material as an internal shielding causes unnecessarily high dose to the tissue right above the internal shielding by the electron backscattering effect. This study shows the amount of the unnecessary dose delivered by the electron backscattering and the effectiveness of the Bayer-dental as a mold for fabricating internal shielding made with cerrobend.

Key Words: Bayer-dental, 내부차폐, 전자 후방산란

서 론

방사선 치료를 시작하기 전에 이루어지는 치료계획의 궁극적인 목표는 병소에 원하는 크기의 방사선량을 전달하고 그외에 주위에 있는 정상조직에는 최소한의 방사선 선량이 도달되도록 하는 것이다. 따라서 X 선의 경우 이와 같은 목표에 이르기 위해서는 여러 방향에서 조사되는 각 방향의 방사선의 가중치를 변화시켜 줌으로써 치료 계획 컴퓨터에 의한 최적의 치료 계획을 만들어 낼 수 있는 반면에, 전자선의 경우에는 한 병소에 한개의 조사면만 이용되므로 치료 부위에 눈이나 비강 혹은 잇몸 같은 부분이 포함될 때는 치료 부위 뒤쪽에 있는 정상 조직에 방사선이 도달되지 않도록 물리적인 내부 차폐물을 제작하여 전자선으로 부터의 노출을 최소로 줄여 주어야하는 과정이 반드시 필요하다.

이런 내부차폐물로 납(Pb)이 많이 쓰여 왔으나 이 경우 전자선의 후방산란에 의해서 내부차폐물 근처에 있

는 조직의 흡수 선량이 증가하는 것이 여러 학자들에 의해 알려졌다^{4,8,9,15}.

따라서 전자선의 후방산란에 의한 주위 조직의 선량을 줄여 주기 위해서는 원자번호가 작은 물질로 된 흡수체를 납으로 된 내부차폐물과 조직 사이에 위치시켜야 하는데, Sanders와 Peters는 납으로 된 내부차폐물 주위를 일정 두께의 알루미늄 판으로 씌울 것을 제안했다¹¹.

이들 내부차폐물은 납 이외에도 cerrobend(납(Pb), 주석(Sn), 비스무스(Bi), 카드뮴(Cd)의 합금)가 이용되는데 이 경우 이들 물질로 만든 차폐물은 눈꺼풀과 눈동자 사이나, 비강내 혹은 입술과 잇몸 사이, 혹은 입의 안쪽에 위치하게 되므로 다른 물질로 덮어 씌워서 이들 기관을 보호해 주어야 한다. 그리고 차폐물이 위치하는 곳의 동공의 형태와 같은 모양의 형틀로 만들어져야만 한다. 이를 위해 치과용 재료로 형틀 제작에 많이 쓰이는 Bayer-dental(실리콘 화합물, 독일 Bayer사 제품)은 다루기 쉽고 형틀 제작이 용이하므로 cerrobend와 함께 차폐물로 쓰일 경우 아주 유용하게 쓰일 수 있으며 후방산란 흡수체로서 작용하여 후방산란 전자들에 의한 내부차폐물 주위에 있는 조직이 받을 수 있는 흡수선량을 크게 줄이는데도 기여할 수 있다. 본 연구에서는

저자연락처: 강해진, (442-749) 경기도 수원시 팔달구 원천동 산 5번지, 아주대학교 의과대학 치료방사선과학교실, Tel (0331) 219-5880

cerrobend와 함께 Bayer-dental을 이용하여 차폐물을 제작하였을때 이들 차폐물의 전자선 에너지에 따른 특성을 조사하여 보았다.

재료 및 방법

차폐물의 전자선의 에너지에 따른 차폐 효과와 전자선의 cerrobend에 의한 후방산란에 의한 효과를 측정하기 위해 필름 측정(film dosimetry) 방법을 이용하였다. 이 필름 측정 방법은 X선의 경우와는 달리 전자선의 에너지에 따른 변화가 매우 적으며, 선량의 상대적인 측정에는 쉽게 이용될 수 있다는 장점이 있다. 그리고 만일 H-D 곡선을 얻을 수 있다면 절대적인 선량의 측정도 가능하다.

1. H-D 곡선

H-D 곡선을 얻기 위해 먼저 고체 팬텀(solid water phantom)을 이용하여 필름(Kodak X-Omat V film)을 각 에너지에서의 최대선량 깊이(dmax)에 놓고 10, 20, 30, 50, 70, 90 cGy에 해당하는 Monitor Unit(MU)을 조사하였다. 이때 필름 사이의 변화를 최소화 하기 위하여 모든 필름은 하나의 같은 포장에서 나온 것을 썼으며, 자

동현상기에 의한 변화를 최소화하기 위해 모든 필름의 현상을 같은 시간에 시행하였다. 현상된 모든 필름을 video densitometer(모델: WD 700i, 제작사: Wellhofer)로 필름 흑화도(film density)를 측정하였다.

2. cerrobend 차폐물에 의한 전자선의 후방산란 측정

납이나 cerrobend로 만든 내부 차폐물을 사용할 경우 전자의 후방산란에 의해서 차폐면 바로 위에 집한 조직은 훨씬 많은 방사선량을 받는 것으로 알려져 있다^{1,3,4,5,8,12,14,15}. 이러한 현상은 특히 낮은 에너지의 전자선에서 보다 크게 나타나며, 크기는 30% 내지 70% 이상의 선량이 더 전달될 수도 있다. Fig. 1은 Bayer-dental과 cerrobend를 이용한 내부 차폐물을 사용할 경우의 전자선의 후방산란에 의한 효과를 측정하기 위한 실험 장치를 나타낸 그림이다. 이때 Fig. 1. a)는 1 cm 깊이의 공간이 치료 부위 바로 아래에 있을 경우에 아무런 내부 차폐물이 없을 경우 필름에 도달되는 선량을 측정하기 위한 그림이며, b)는 동공에 7 mm Bayer-dental층과 그 밑에 3 mm의 cerrobend로 된 내부 차폐물이 있을 경우 필름이 도달되는 선량의 측정을 나타낸 그림이고, 마지막으로 c)는 내부 차폐의 경우 cerrobend만을 사용하였을 경우 후방산란에 의한 선량의 증

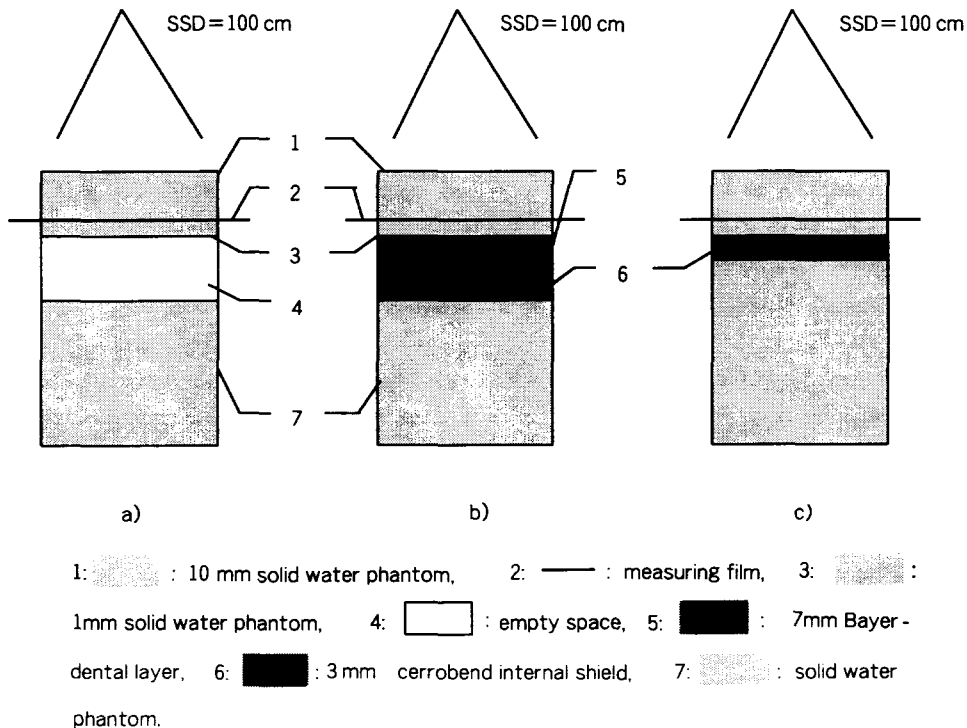


Fig. 1. Experimental set-ups for measuring electron backscatter factor. a): Empty space beyond the film position. b): 7 m Bayer-dental layer beyond the film. c): 3 mm cerrobend block right after the film. Field size=10×10 cm.

가가 어느정도인가를 측정하기 위한 그림이다. 실제 임상적인 상황에서는 전자선으로 치료하게 되는 피부암의 경우 침투 깊이에 따라 치료 깊이가 달라지겠으나, 대체로 피부에서 5 mm 이내가 치료 부위가 되는데 이때 bolus를 5 mm 내지 10 mm 정도 사용하므로 필름의 위치를 표면에서 부터 1 cm 깊이에 위치 시켜서 측정을 하였다. 이때 사용된 전자선 조사면의 크기는 10×10 cm였다.

3. Bayer-dental과 cerrobend로 만들어진 내부 차폐물의 전자선에 의한 투과도 측정

Fig. 2는 Bayer-dental과 cerrobend로 된 내부차폐물의 전자선에 의한 투과도를 측정하기 위한 장치이다. 이때 SSD(Source-to-Surface Distance)는 100 cm였으며 조사면의 크기는 10×10 cm이고 각각의 에너지에서 주어진 선량은 최대 깊이에 40 cGy가 되도록 하였다. 차폐물의 두께는 전자선의 에너지와 전자선의 투과 허용 정도에 의해서 결정된다. 여러 값의 전자선 에너지에 대한 cerrobend의 투과율은 문헌에서 쉽게 찾을 수 있는데 Fig. 2의 경우에는 내부차폐인 경우이므로 보고된 값들과는 다른 값을 가질 수 있다¹⁰.

결 과

1. H-D 곡선

Table 1은 각 전자선에 대한 필름 흑화도(film density)의 측정값을 나타낸 것이며 Fig. 3은 Table 1을 그래프로 나타낸 H-D 곡선이다. 이 그래프에서 볼 수 있

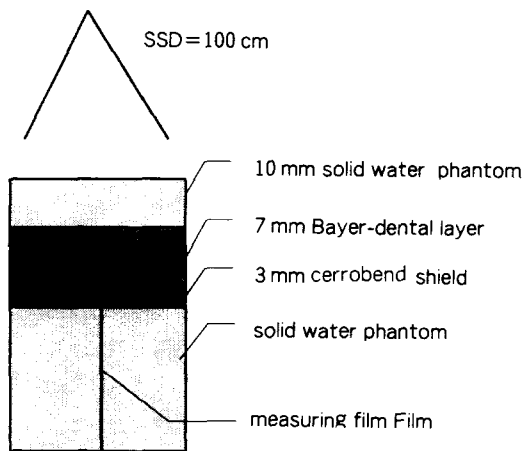


Fig. 2. Experimental set-up for measuring the electron beam penetration beyond the cerrobend shield. Field size=10×10 cm.

듯이 필름 흑화도와 방사선량 사이에는 정확한 비례 관계가 성립하지 않는다. H-D 곡선은 사용한 필름의 특성에 따라 달라질 수 있는 것으로 방사선량의 절대 값을 구하기 위해서는 필름 흑화도와 받은 방사선량이 비례 관계를 나타내는 필름을 써야 한다. 그러나 이들 사이에 비례 관계가 성립하지 않는 경우에도 정밀한 절대값을 계산할 수는 없다고 하더라도 상대적인 값을 얻을 수 있으며, 곡선의 직선부분을 이용한다면 ±3%의 오차 한계내에서 절대적인 값도 구할 수 있다^{2,6,7,9}.

2. 전자선의 후방 산란

Table 2는 Fig. 1의 a), b), c) 각각의 측정 방법의 경우 필름 위치에서 받게 되는 선량을 H-D 곡선으로 부터 산출된 선량을 나타낸 표이다. Fig. 1의 a)은 동공을 비워 놓은 상태이므로 이 동공으로부터 전자의 후방산란에 의한 공헌이 없으므로 실제 동공에 Bayer-dental을 채워넣었을 때(Fig. 1의 b)의 경우) 보다 적은 양의 방사선량이 도달되고 있음을 볼 수 있다. Fig. 1의 c)은 측정용 필름과 cerrobend 사이에 단지 1 mm의 고체 팬텀만이 존재하므로 전자선의 후방산란에 의한 측정용 필름 위치에서의 선량이 증가하여 나타나는 것을 볼 수 있다. Fig. 1 b)의 경우는 7 mm의 Bayer-dental 부분이 인체 조직과 거의 비슷한 특성을 지니고 있음을 보여주고 있다. 이것은 필름 바로 밑의 공간을 Bayer-dental로 채웠을 경우 그 공간을 비워 놓은 상태보다 필름이 받은 흡수선량이 더 큰 것으로 부터 알 수 있으며 이 물질에 의한 전자의 후방산란에 의한 선량의 증가가 없으므로 부터 알 수 있다. 전자의 후방산란은

Table 1. The film density measurements with the various electron beam energies for making H-D curve

Dose(rad)	Film density				
	6MeV	9MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
10	0.521	0.548	0.548	0.573	0.610
20	0.855	0.896	0.873	0.910	0.935
30	1.126	1.150	1.187	1.210	1.217
50	1.580	1.615	1.642	1.662	1.678
70	1.908	1.920	1.953	1.983	1.996
90	2.115	2.142	2.193	2.199	2.236
Background					
Density	0.140	0.151	0.147	0.153	0.197

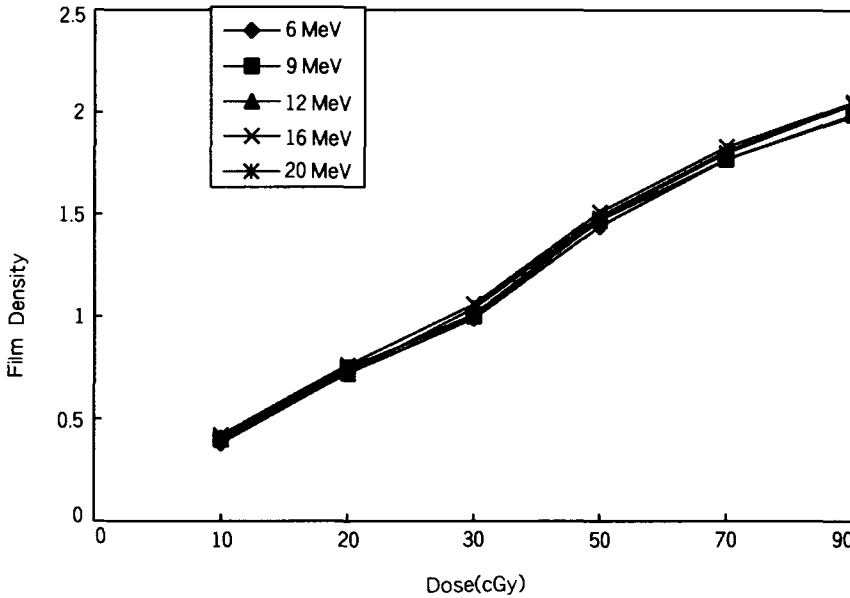


Fig. 3. H-D curves generated from the Table 1. in the text.

Table 2. The estimated delivered dose to the film in cGy for the three set-ups with the various electron beam energies. The dose to the film in set-up b) is higher than the one in set-up a). D_c/D_b shows the higher dose rate due to the electron backscattering

Set-up	6 MeV		9 MeV		12 MeV		16 MeV		20 MeV	
	Density	Dose	Density	Dose	Density	Dose	Density	Dose	Density	Dose
a	1.13	35	1.10	34	1.16	36	1.20	38	1.19	36
b	1.17	37	1.15	36	1.24	39	1.27	40	1.24	39
c	1.49	51	1.42	48	1.37	45	1.41	47	1.35	44
D_c/D_b	1.38		1.33		1.15		1.18		1.13	

차폐물의 원자 번호와 전자선의 에너지의 함수로 표시 되는데 차폐물의 원자번호가 클수록 그리고 전자선의 에너지가 작을수록 전자선의 후방산란이 더 크게 일어난다^{5,8,13}. Table 2에서도 전자의 후방산란이 전자선의 에너지가 커짐에 따라 작아지고 있음을 보여주고 있다. 이것은 후방산란에 의한 선량의 증가를 나타내지 않은 Fig. 2의 b)의 경우 필름이 받은 흡수선량, D_b 와 Fig. 2. c)의 경우 후방산란에 의해 필름이 받은 증가된 흡수선량, D_c 의 비, D_c/D_b 로 부터 볼 수 있다. 이들 후방산란 값들은 다른 문헌에 나오는 값들과 비교해 볼 때 10% 정도 작은 값을 나타내고 있다.

3. 전자선에 의한 내부차폐물의 투과정도

각 전자선 에너지에서의 내부차폐물 투과에 관한 결과는 Table 3에 나타나 있다. Table 3에서 필름 흑화도

Table 3. The electron penetration beyond the internal shield. Forty cGy is delivered to the maximum depth for each energy. The average film densities were measured on the first 5 mm depth

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
Film background					
Density	density	0.016	0.140	0.570	0.860
Estimated					
Dose(cGy)	0	≅0	≤1	15	24

는 전자선이 내부차폐물을 투과한 후 필름에 도달되는 선량을 계산하기 위한 것으로 필름의 처음 5 mm의 평균 흑화도를 측정하는 것이다. 이 결과에 의하면 12 MeV

전자선 에너지까지는 7 mm의 Bayer-dental과 3 mm의 cerrobend로 이루어진 내부차폐물이 5% 미만의 투과율을 보이므로 효과적임을 알 수 있으며 이보다 높은 에너지에서는 더 두꺼운 cerrobend가 필요함을 볼 수 있다. 또 이때 처음 5 mm 길이의 평균 투과율이 아닌 차폐물 바로 밑 부분에서의 차폐정도를 고려한다면 9 MeV나 12 MeV에서도 더 두꺼운 cerrobend가 필요하다.

결 론

전자선을 이용한 방사선 치료에 있어서 치료부위 근처에 있는 방사선에 민감한 조직이나 치료부위 바로 밑에 있는 조직을 보호하기 위해서 납(Pb) 이나 cerrobend와 같이 원자번호가 큰 물질을 이용한 내부 차폐물을 이용하는 경우가 많은데, 이 경우 전자의 후방산란에 의해서 주위에 있는 조직에 계획된 선량보다 더 많은 선량이 전달되는 문제점이 있다. 본 연구에서는 cerrobend와 Bayer-dental을 이용해 내부 차폐물의 경우 전자의 후방산란에 의한 효과를 측정해 보았다. 이에 의하면,

1) 필름 측정 방법으로 상대적인 선량의 측정을 통하여 실리콘(Si)의 화합물인 Bayer-dental이 동공에 채워졌을 경우 물과 거의 비슷한 효과를 나타내었으며,

2) 내부 차폐물로 cerrobend를 사용할 경우 전자선 빔의 후방산란에 의해 내부 차폐물 바로 위에 있는 조직은 많게는 38% 이상 더 많은 선량이 전달될 수 있음을 확인할 수 있었으며,

3) 7 mm의 Bayer-dental층은 cerrobend에 의한 전자선의 후방산란 때문에 내부 차폐물 바로 위에 있는 조직에 계획된 선량보다 많은 선량이 전달되는 것을 막는데 충분한 두께였음을 알았으며,

4) 7 mm Bayer-dental과 3 mm cerrobend로 이루어진 내부차폐물은 처음 5 mm의 평균 선량을 고려한다면 12 MeV 에너지까지는 5% 미만의 투과율을 가지고 있음을 알았다.

본 연구와 아울러 내부 차폐물 바로 위의 조직과의 사이에 있는 Bayer-dental의 최소 두께가 어느 정도인지에 대한 연구가 더 진행 되어야 하겠고 전리함(Ion chamber)이나 TLD를 이용한 더 정량적인 측정을 고려해 보아야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Achard GD: Back scattering of electrons. J Appl Phys 32: 1505-1509, 1961
2. Ehrlich M: Photographic dosimetry of x- and gamma rays. National Bureau of Standards Handbook 57. Washington, D.C., U.S. National Bureau of Standards, 1954
3. Everhart TE: Simple theory concerning the reflecting of electrons from solids. J Appl Phys 31: 1483-1490, 1960
4. Gagnon WF and Cundiff JH: Dose enhancement from backscattered radiation at tissue-metal interfaces irradiated with high energy electrons. Br J Radiol 53: 466-470, 1980
5. Hunt MA, Kutcher GJ and Buff A: Electron backscatter correction for parallel-plate chamber. Med Phys 15: 96-99, 1988
6. Johns HE and Cunningham JB: The physics of radiology. 4th ed. Illinois, Charles C Thomas 1983, pp 323-325
7. Kahn FM: The physics of radiation therapy. 2nd ed. Baltimore, Williams & Wilkins 1994, pp 172-174
8. Klevenhagen SC, Lambert GD and Arbabi A: Backscattering in electron beam therapy for energies between 3 and 35 MeV. Phys Med Biol 27: 363-373, 1982
9. Okumura Y, Mori BS and Kitagawa T: Modification of dose distribution in high-energy electron beam treatment. Radiology 49: 683-686, 1971
10. Purdy JA, Choi MC and Feldman A: Lipowitz metal shielding thickness for dose reduction of 6-20 MeV electrons. Hed Phys 7: 251-261, 1980
11. Saunders JE and Peters VG: Backscattering from metals in superficial therapy with high energy electrons. Br J Radiol 47: 467, 1974
12. Tabata T: Backscattering of electrons from 3.2 to 14 MeV. Phys Rev 162: 336-347, 1967
13. Tabata T and Ito R: Simple calculation of electron backscatter factor. Med. Phys 19: 1423-1426, 1992
14. Tabata T, Ito R and Okabe S: An empirical equation for the backscattering coefficient of electrons. Nuc Inst Met 94: 509-513, 1971
15. Weatherburn H, McMillan KTP, Stedeford B and Durrant KR: Physical measurements and clinical observations on the backscatter of 10 MeV electrons from lead shielding. Br J Radiol 28: 229-230, 1975