

고에너지 방사선치료용 격자형 차폐기구의 제작과 특성

이화여자대학교의과대학부속 동대문병원 치료방사선과

이종걸 · 이병준 · 이호수

I. 서 론

격자형 차폐기구(grid block)를 이용한 고에너지 격자형방사선치료(grid radiation therapy)는 매우 큰 종양을 작은 체적으로 나누어 많은 선량을 일시에 조사하는 방법이다.

일반적으로 종양이 크고 깊은 곳에 위치한 부위에 대하여 통상적인 치료방법으로 치료할 경우 치료효과가 미약한 것이 사실이다.

이러한 부위에 대하여 격자형 차폐기구를 이용하여 선택적으로 치료하거나 대증적치료에 적합한 치료방법으로 알려져 있다.

격자형 차폐기구를 이용한 고에너지 방사선조사는 종양내 방사선량의 분포가 균일하지 않고 종양사이사이에 집중적인 선량투여로 종양이 괴사되며 따라서 인접한 종양은 영양차단에 의해 결과적으로 전체종양이 괴사되며 차폐된 부위의

정상조직은 재생되어 치료효과를 높이는 방법으로 일반적인 방사선치료방법과 다르다(그림 1).

이러한 부위에 대하여 격자형 차폐기구를 이용하고자 할 때 격자형 차폐기구의 제작과 특성 그리고 조직내 선량분포의 변화를 이해하고자 한다.

II. 대상 및 방법

격자형 차폐기구(grid block)를 제작하기 위하여 그림 2와 같이 두께가 0.3cm, 가로 15cm, 높이 5cm인 납판을 이용하여 밀면이 0.3cm, 윗면은 0.26cm 간격으로 조립하고 중심 축에서 최대 조사면이 20×20cm 되게 평판형으로 제작하여 tray위에 부착하여 grid block을 제작하였다(그림 3).

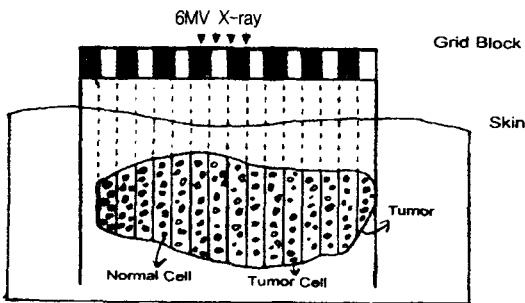


그림 1. Grid block 조사에 의한 종양치료기전

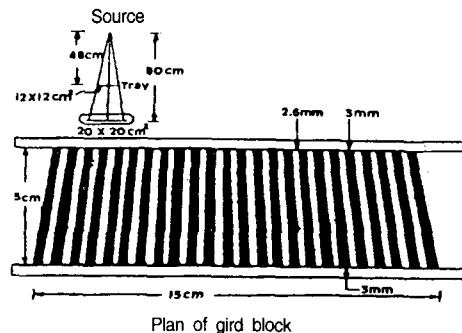


그림 2. 평판형 grid block의 제작 설계도

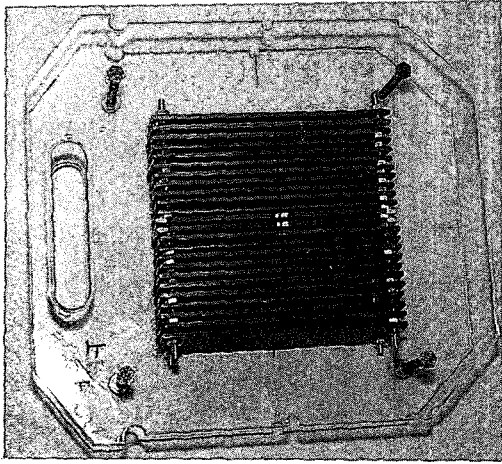


그림 3. 제작 완성된 grid block의 모양

표 1. 실험재료 및 측정장치

- * NEC Nelac-1006X 6MV X-ray
- * Beam profile monitor(Toshiba MLF-60)
- * Water probe ionchamber PR 0.125cm³
- * 원격조정 water phantom
- * Acryl phantom

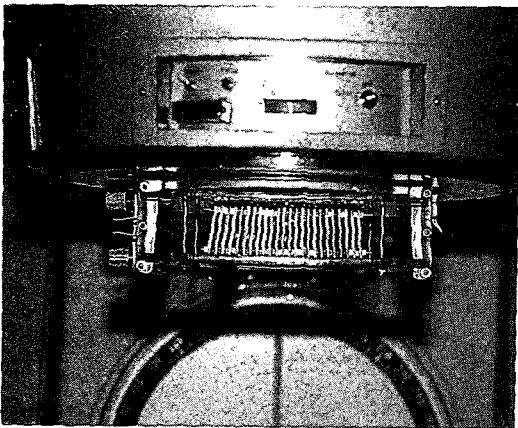


그림 4. Grid block을 tray holder에 삽입한 모습

제작된 grid block을 그림 4와 같이 tray holder에 삽입하고, 표 1에 나타난 beam profile monitor, water probe ionchamber PR 0.125cm³, 아크릴 phantom 등을 이용하여 심부선량백분율과

최소, 최대(vally to peak)선량비를 및 출력선량 등을 측정하였다.

III. 결 과

6MV X선을 이용한 심부선량백분율은 field size 10×10cm(그림 5)에서 open field와 grid block에 의한 심부선량백분율을 비교에서 grid block 사용시 10cm 깊이에서 open field보다 약 3.9% 증가하였으며, field size 20×20cm(그림 6)에서는 약 2.2% 증가하여 이는 beam hardening에 의한 증가임을 알 수 있었으며 또한 field size가 클 때 보다 적을 때가 증가율이 높아짐을 알 수 있다.

Grid block을 사용할 때 field size에 따른 심

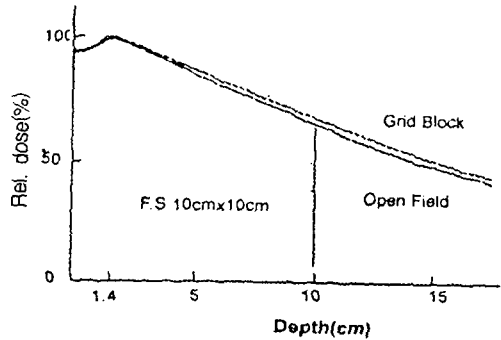


그림 5. F.S 10×10cm에서 grid block과 open field에 의한 심부선량백분율

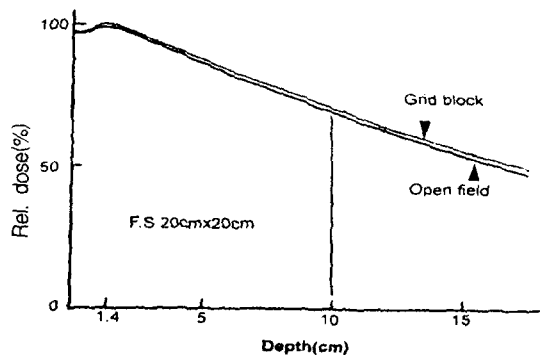


그림 6. F.S 20×20cm에서 grid block과 open field에 의한 심부선량백분율

표 2. Field size에 따른 심부선량백분율(%)

F.S(cm) depth(cm)	5×5 grid block	10×10 grid block	20×20 grid block
1.5	100.0	100.0	100.0
5	83.5	85.7	86.8
10	61.7	67.2	69.7
15	45.0	50.0	55.8

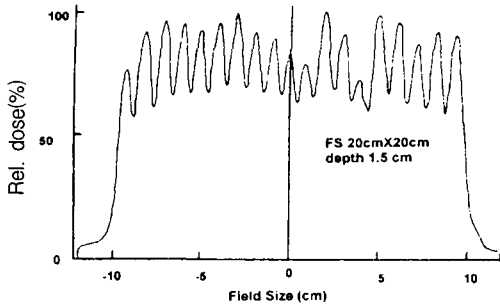


그림 7. Dmax에서의 isodose curve

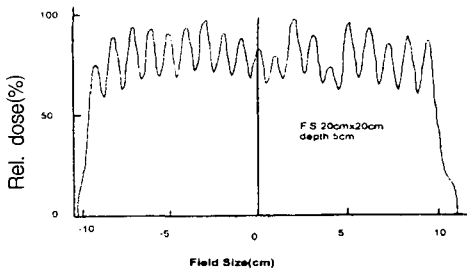


그림 8. Depth 5cm에서의 isodose curve

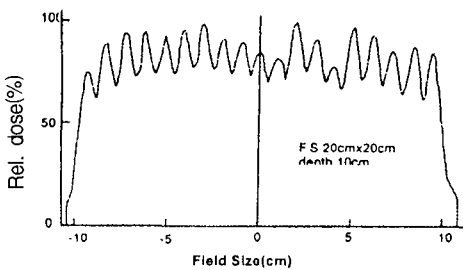


그림 9. Depth 10cm에서의 isodose curve

부선량백분율은 표 2에 나타난 바와 같이 field size가 적을 때 감소율이 커짐을 알 수 있었다.

표 3. 차폐부위의 최소, 최대 차폐율 비교

depth (cm)	minimum (%)	maximum (%)	average (%)
1.5	31.7	47.4	39.5
5	27.5	41.0	34.2
10	23.7	38.4	30.8

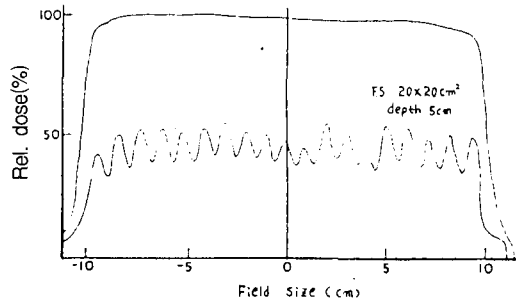


그림 10. 5cm 깊이에서의 출력선량비율

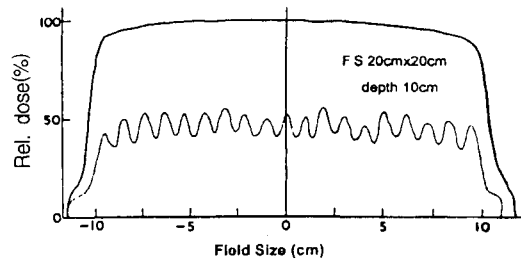


그림 11. 10cm 깊이에서의 출력선량비율

Grid block의 차폐부위와 조사부위에 의한 선량격차, 즉 최소, 최대 선량비율은 그림 7과 같이 field size 20×20cm에서 조직내 최대선량지점(Dmax), 즉 1.5cm 깊이에서는 52.6%로 측정되어 47.4%의 선량격차를 보였으며, 5cm와 10cm(그림 8, 9) 깊이에서는 59%, 61.6%로 측정되어 각각 41%, 38.4%의 선량격차를 보여 깊이가 깊어질수록 선량격차가 줄어들음을 알 수 있었다.

Field size 20×20cm에서 grid block에 의한 최소, 최대선량감소율은 깊이 1.5cm에서는 최소 31.7%, 최대 47.4%의 감소율로 나타나 평균 39.5%였으며 5cm와 10cm에서는 각각 평균 34.2%, 30.8%

로 측정되었다 이와 같이 차폐부위의 선량감소율의 차이를 보이는 것은 grid block의 제작과정에서의 문제점으로 발견되었다(표 3).

Grid block에 의한 출력선량비율은 그림 10과 같이 조사야 20×20cm, 5cm깊이에서 open field에 대하여 위치에 따라 33.3~56.4%까지 변화하였으며 평균 44.8%로 open field에 의한 출력선량비율보다 55.2% 감소하였다. 또한 10cm깊이에서는 그림 11과 같이 34.9-56.6%로 나타내어 평균 46.2%로 출력선량은 약 53.8% 감소하여 조사깊이 5cm와 10cm깊이에서의 선량격차는 크지 않았다.

IV. 결 론

1) 격자형 차폐기구의 제작상의 문제점이 보완되어야 한다.

2) grid block을 사용할 때 심부선량백분율은 open field보다 증가함을 알 수 있었으며 이는 beam hardening에 의한 증가임을 알 수 있다.

3) 고에너지 방사선치료시 grid block을 사용할 때 선량감소율은 깊이에 따라 다소 차이가 있으나 평균 약 50%의 선량감소율을 보였다.

4) depth가 증가할수록 선량격차가 감소하였다.

5) 따라서 grid block을 이용한 고에너지 방사선치료는 체적이 큰 종양을 미분적으로 분리하여 일시에 많은 선량을 투여하는 독특한 치료 방법으로서 이 기구의 제작과 특성을 이해함으로써 임상응용에 상당한 도움을 줄 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Harris, W. Recent clinical experience with the grid in the X-ray treatment of advanced cancer. Radiology 1952 : 58 : 343-350
2. Jolles, B. X-ray skin reaction and the protective role of normal tissues. Br. J. Radiol, 194 : 14 : 110-112

3. Jolles, B. Effective dosage levels in interstitial radium therapy. Am. J. Roent. 1948 : 60:745-749
4. Jolles, B.; Mitchell, R. G. Optimum skin tolerance dose levels. Br. J. Radiol. 1947 : 20: 405-409
5. Kohler, A. Theorie einer Methode bisher unmöglich anwendbar hohe Dosen Rontgenstrahlen in der Tiefe des Geweben zur therapeutischen Wirksamkeit zu bringen ohne schwere Schädigung des Patienten, zugleich eine Methode des Schutzes gegen Rontgenverbrennung überhaupt. Fortschr. a. d. Geb. d. Rontgenstrahlen 1909 : 14:27-29
6. Kohler, A. Zur Rontgentiefentherapie mit Massendosen. Muchen med. Wchnschr. 1909 : 56 :2314-2316
7. Krithivas, G.;Rao, S. N. Dosimetry of 24 MV X-ray from a linear accelerator. Med phys, 1987 : 14:274-281
8. Liberson, F. Value of a multiperforated screen in deep X-ray therapy. Radiology 1933 : 20:186-195
9. Loevinger, R. Grid-therapy. Physical part. Handbuch der Medizinischen Radiologie(Encyclopedia of Medical Radiology) 1960 : 8: 462-494
10. Marks, H. A new approach to the roentgen therapy of cancer with the use of a grid. J. Mt. Sinai Hosp, 1950 : 17:46-48
11. Marks, H. Clinical experience with irradiation through a grid. Radiology 1952 : 58:338 -342
12. Mitev, G;Suntharalingam, N. Semi-empirical calculation of dose distributions for high energy photon beam grid therapy. (Abstr.) Med. Phys, 1986 : 13:592
13. Mohiuddin, M.;Curtis, D. L;Grizos, W. T. ;Komarnicky, L. Palliative treatment of

- advanced cancer using multiple nonconfluent pencil beam radiation, *Cancer*, 1990 : 66:114-118
14. Palta, J. R.:Ayyangar, K.:Daftari, I.:Suntharalingam, N. Characterisits of photon beams from philips SL25 linear accelerators. *Med. Phys*, 1990 : 17:106-116
15. Stevens, J.:Reiff, J. E.:Huq, M. S.:Suntharalingam, N.: Mohiuddin, M. Multiple nonconfluent pencil beam (GRID) radiation for palliative treatment of advanced cancers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (submitted).