

반도체검출기를 이용한 종양선량의 정도관리*

서울대학교병원 치료방사선과

이재희 · 최병돈 · 최계숙 · 박흥득

I. 서 론

각종 암환자를 방사선치료시 인체내 종양부위(target volume)에 정확한 양의 방사선이 조사되도록 하는 것은 필수적이다. 그러나 방사선 출력의 불안정, 부정확한 치료자세의 재현 등 여러 가지 원인으로 인하여 종양에 조사되는 방사선량에 오차가 발생할 수 있다. 실제로 유럽의 방사선치료 통계자료(Chavaudraj, et, 1995)에 의하면 228대의 방사선치료기를 조사한 결과 33대의 기기에서 3-6%의 오차가 발생되었고, 12대의 기기에서는 6% 이상의 오차가 발생되었다. 또한 치료기 뿐만이 아니라 인체내 방사선량을 계산하는 장치인 치료계획용 컴퓨터를 이용하는 경우에도 입력된 데이터 또는 프로그램의 오류에 의한 오차가 발견되는 경우가 있어서 실제 환자에 조사되는 방사선량은 약 15%까지의 오차를 나타낸 것으로 보고하고 있다. 이러한 오차는 암치료의 성공여부를 좌우하며 방사선치료에 의한 방사선 부작용의 원인이 되기도 한다. 일반적으로 종양부위의 방사선량은 입사선량, 종양선량, 출구선량, 투과선량을 열형광선량계(TLD), 이온전리조(ion chamber), 반도체검출기(diode detector), 필름선량계 등을 이용하여 측정함으로써 알 수 있다. 이 중 종양부위에 직접측정기를 삽입하여 종양선량을 측정하는 방법은 4~6주간에 걸쳐 시행되는 방사선치료에 적용하기에는

불가능하며 출구선량, 투과선량측정 또한 체내의 불균질물질 존재(예: 뼈, 폐) 및 투과선량의 불규칙한 산란으로 인한 많은 교정인자의 부가측정이 요구되므로 간단하게 임상에 적용하기에는 부적합하다.

이에 본원에서는 반도체검출기를 이용하여 입사선량을 측정, 종양선량을 예측하며 방사선치료 선량의 오류를 조기에 발견할 수 있는 치료실시간 종양선량 정도관리 시스템에 대하여 보고하고자 한다.

II. 대상 및 방법

본원에서 방사선치료(4MV LINAC, Varian, 미국)를 시행하고 있는 각종 암 환자 50명(SSD=20명, SAD = 30명)을(표 1) 대상으로 반도체검출기(model 30-490, Nuclear Associates, USA)를 이용하여 입사선량을 10회 이상 측정하였다. 반도체검출기는 체온의 전도방지와 검출기의 방향성 유지 및 set-up이 용이하도록 마분지(두께: 약 1~2mm)에 부착하여 피부표면 조사야 중심에 위치시켰으며(그림 1), 정확한 입사선량 측정을 위해 표준이온함(Farmer type 0.6cc, NE 2071)으로 검교정 하였다. 또한 종양선량으로의 전환을 위해 방향, 차폐율, SSD변화에 따른 검출기의 특성 및 의존성을 조사 했으며 조사야의 증감, 섀키필터, 차폐선반의 사용 유무에 따른 교정계

*본 논문은 대한방사선사협회 1998년도 춘계학술대회('98. 5. 16 목포, 문화예술회관)에서 제5회 일성학술상을 수상한 논문임.

수를 구하였다(표 2). 입사선량의 종양선량으로의 전환은 반도체검출기용 선량계(model 37-720, Nuclear Associates, USA)에 검출된 입사선량을 자체고안한 선량전환 연산식에 적용하여 실제 조사된 종양선량으로 변환시켰으며, 치료계획된 종양선량과 비교하여 최대/최소오차, 오차평균, 표준편차를 구하여 방사선치료의 정확

표 1. 각종 암환자의 입사선량측정 대상

종양부위	SSD치료법	SAD치료법
두부(brain)	-	14
목(neck)	4	8
척추(spine)	12	-
기타	4	8
총 (명)	20	30

표 2. 반도체검출기의 방사선 특성

매개변수	범 위	교정계수
조사야 범위	5-20cm	0.999-1.005
선원-피부간 거리	80-120cm	1.000-1.016
썬기필터	15°, 30°, 45° 60°	0.995-1.000 0.965-1.000
차폐선반	-	1.000-1.004
차폐물	6×6, 10×10, 20×20	0.999-1.003
방향성	0°, 90°, 180°, 270°	1.000-1.005

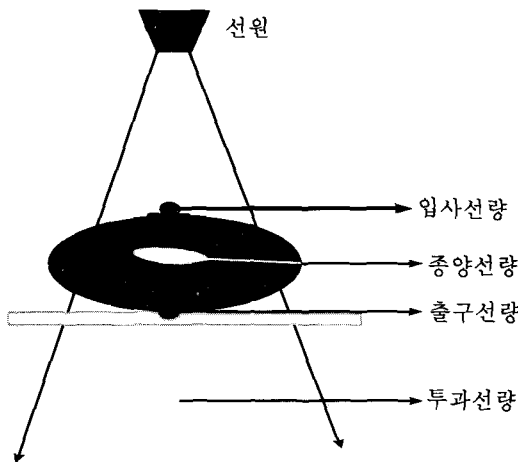


그림 1. 입사선량 측정에 의한 종양선량 측정방법

표 3. 치료계획선량과 실제 조사된 종양선량의 비교

	오 차 (최대/최소)	오차평균	표준편차
SAD set-up (%)	1.65/-1.43	0.09	±1.04
SSD set-up (%)	1.16/-0.81	0.42	±0.70

도를 알아보았다(표 3).

선원-종양간거리 치료법(SAD법)에 의해 치료하는 경우 입사선량을 종양선량으로 전환하기 위한 연산방식은 다음과 같다(식 1).

$$\text{종양선량} = \text{입사선량} \times \text{TMR} / [(\text{SAD}/\text{SAD-d} + \text{D}_{\text{max}})^2 \times \text{FSD}_c / \text{FSD}_d \times (1/\text{DCF}) \times (1/\text{SAD factor})] \dots\dots\dots \text{식 1}$$

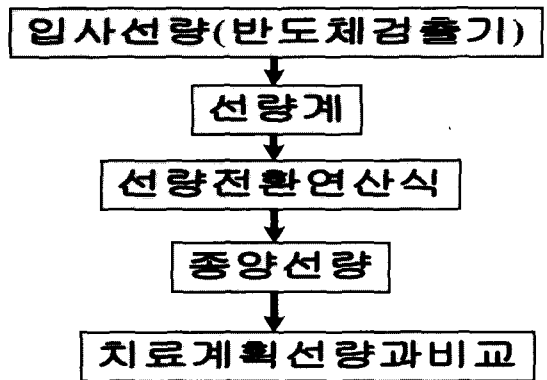
FSD_c: 표준이온함에 의한 FSD

FSD_d: 반도체검출기에 의한 FSD

DCF: 반도체검출기 교정계수(Dose at Dmax / diode reading)

SAD factor: 거리역자승법

반도체검출기를 이용하여 종양선량을 산출함에 있어서는 측정된 입사선량에 조직최대 선량율(TMR)을 곱하고 거리에 따른 고려인자인 거리역자승과 조사야 변화, 반도체교정계수, 선원-종양간의 거리에 따른 고려인자들로 나누어 준다(그림 2).



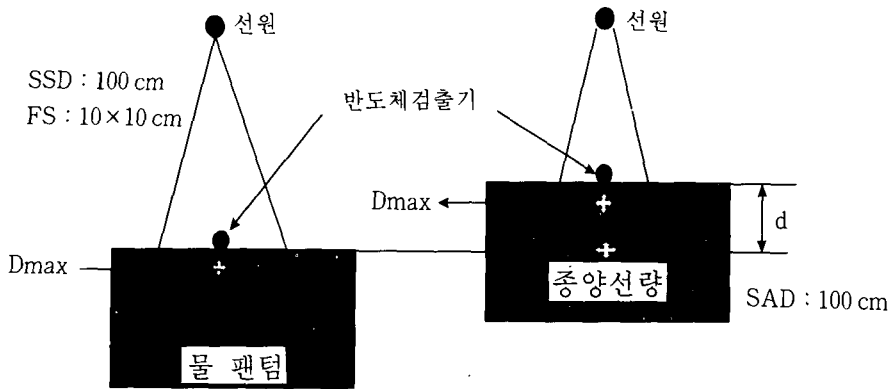


그림 2. SAD치료법에 의하여 환자를 치료할경우의 선량전환

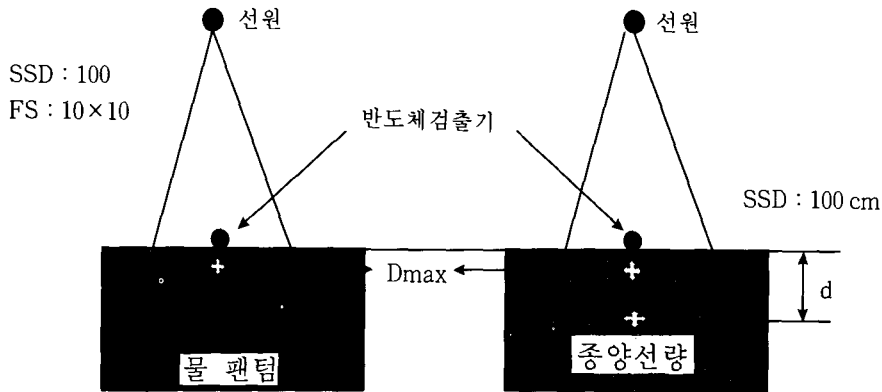


그림 3. SSD치료법에 의하여 환자를 치료할경우의 선량전환

선원-피부간거리 치료법(SSD법)에 의해 치료하는 경우 입사선량을 종양선량으로 전환하기 위한 연산방식은 다음과 같다(식 2).

검증한 결과 ±1%의 정확도를 유지함을 확인할 수 있었다.

$$\text{종양선량} = \text{입사선량} \times \text{PDD} / [\text{FSDc} / \text{FSDd} \times (1/\text{DCF})] \dots\dots\dots \text{식 2}$$

- FSD_c : 표준이온함에 의한 FSD
- FSD_d : 반도체검출기에 의한 FSD
- DCF : 반도체검출기 교정계수(Dose at Dmax/diode reading)

측정된 입사선량에 심부선량분율(PDD)을 곱하고 조사야 변화, 반도체교정계수로 나누어 준다(그림 3).

위에서 언급한 자체고안한 종양선량 전환연산식은 고체팬텀(polystyrene phantom), 엔드스팬텀과 치료계획용 컴퓨터를 이용하여 정확도를

Ⅲ. 결과 및 고찰

선원-피부간거리 치료방식(SSD법)에 의한 방사선치료 환자의 경우(20명) 치료계획선량과 실제 종양부위에 조사되는 종양선량의 오차는 0.42% (±0.70:1STD) 이내로 이는 100명의 환자 치료시 약 93명의 치료환자가 ±1.4%(2STD)의 종양선량의 오차를 나타내는 것으로써 국제방사선방어위원회(ICRP)에서 권고하는 허용오차(±5%)보다 훨씬 정확한 방사선치료가 시행되는 것으로 나타났다(표 3, 그림 5). 선원-종양간거리 치료방식(SAD법)에 의한 방사선치료 환자의

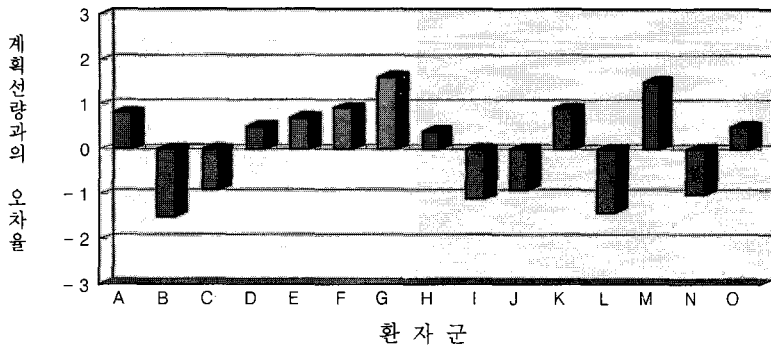


그림 4. SAD set-up시 계획선량과 종양선량의 오차

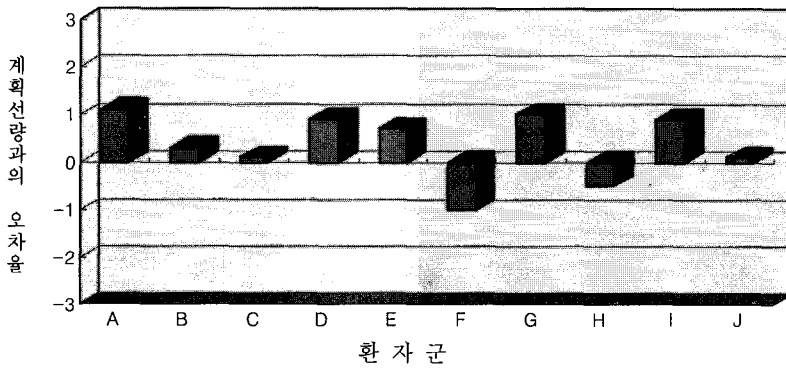


그림 5. SSD set-up시 계획선량과 종양선량의 오차

경우(30명)에 있어서도 0.09%(±1.04:1STD)의 종양선량의 오차를 나타냄으로써 그동안 측정하기 어려웠던 종양선량의 확인 및 정확한 치료가 수행되어짐을 알 수 있었다(표 3, 그림 4).

또한 통계자료에서 양, 음 오차합이 0에 가까운 것이 바람직하지만 양의 합이 전체적으로 큰 것과 SSD치료방식에 비해 SAD치료방식에서 오차율이 증가한 것은 종양부위에 조사되어지는 실제조사선량이 치료계획선량에 비해 증가하는율이 높은 것과 반도체검출기를 이용한 입사선량측정에 의한 종양선량 예측과정에서 구조적 오류(systemic error)에서 기인한 것으로 사료되며 이를 개선하기 위해서는 앞으로 지속적인 측정, 실험을 통해 종양선량의 정도관리방법을 보완하여야 하겠다.

IV. 결 론

본원에서 개발한 치료실시간 종양선량 정도 관리시스템은(real-time dosimetry) 반도체검출기를 이용해 입사선량을 측정함으로써 다른 측정방법과 비교하여 간편하고 set-up이 용이하였으며, 치료종료와 동시에 종양부위에 조사되는 방사선량을 고안된 선량전환연산식에 의해 즉시 예측할 수 있다. 또한 종양선량의 허용오차(본원:±2%) 초과시 치료과정에서 발생할 수 있는 구조적 오류를 점검하고, 수정함으로써 오차발생의 최소화 및 축적된 기술을 바탕으로 일일 방사선 출력점검(daily QA)에도 사용할 수 있다. 그리고 이러한 측정방법은 체외측정방법 연구에도 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. American Association of Physicists in Medicine : Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy. 1984 : AAPM Report 13
2. American Association of Physicists in Medicine : A protocol for the determination of absorbed dose for high energy photon and electron beams. Task Group 21, Radiation Therapy Committee : 1993
3. DeWerd, L. A : Price, J : Cameron, J. R : Goetsch, S J : Evaluation of a commercial diode monitor for mailed quality control of therapy units. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1990 : 19 : 1053-1059
4. Heukelom. S : Lason, J : Comparison of entrance and exit dose measurements using ion chamber and silicon diodes. *PHYS. MED. BIOL.*, 1991 : 36:47-59
5. Mijnheer, B. J. : In vivo dosimetry during pelvis treatment. *Radiother. Oncol.* 1992 : 25 : 111-120
6. Illinois Department of Nuclear Safety. Statutes and Regulation. 32 Illinois Administration Code : Chapter II, Part 335. 20. Use of Radionuclides in the healing arts. July 1991 : 335-7
7. International Commission on Radiation Units and Measurements : Determination of absorbed dose in a patient irradiation by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedure, 1976 : ICRU Report 24
8. Kirby, T. H. : Hanson, W. F. : Jonston, D. A. Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters. *Med. Phys.* 1992 : 19:1427-1433
9. Nuclear Regulatory Commission, Title 10, Chapter 1, Part 35. 20. Medical use of byproduct material, 34112, Federal Register 56, No.143. Thursday, July, 1991 : 25
10. Operating Instructions. Therapy silicone diode detectors for high energy electrons and photons. Nuclear Associates, Carle Place, NY 11514.
11. Reinstein, L. E. : Kalend, A. M. : Verga, M. : Meek, A. G. Evaluation and clinical application of multiple diode dosimetry system. *Med. Phys.* 1986 : 13:606
12. Rizzotti, A. : Compri, C. : Garusi, G. F. Dose evaluation to patient irradiated by Co-60 beam, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces. *Radiother. Oncol.* 1985 : 3 : 279-283
13. Soares. C. G. : Bright, E. L. : Ehrlich, Fricke dosimetry in high-energy electron beams. National Bureau of Standards (National Institute of Standards and Technology) Special Publication 1987 : 250-4