

방사선 치료 중 MOSFET 검출기를 이용한 체표면 선량측정법

*부산대학교 의과대학 방사선종양학교실, †경기대학교 의학물리학과, ‡고려대학교 의과대학 방사선종양학교실

조삼주*[†] · 김원택* · 기용간* · 권수일[†] · 임상욱[†] · 허현도[†] · 이 석[‡] · 권병현* · 김동원*

생체내선량측정법(in vivo dosimetry)은 방사선치료 시 선량학적 오차 및 치료장비의 비정상적인 작동을 검출할 수 있는 환자 치료검증방법이다. 본 연구에서는 생체내선량측정법 중 환자 체표면에 선량계를 부착하여 환자 치료와 동시에 치료 검증을 할 수 있는 체표면선량측정법을 연구하였다. 이를 위해 선량 재현성 및 방향성이 우수한 MOSFET 검출기를 이용하였다. 선량 검증의 유용성 평가를 위해 치료계획장비의 치료계획검증기능을 이용하여 선량측정지점의 전달선량을 획득하였으며, 이를 MOSFET 검출기의 측정 결과와 비교 분석하였다. 그 결과 MOSFET 검출기의 교정값 및 재현성은 제작사가 제시한 기준값에 대해 $\pm 2\%$ 이내에서 일치하였고, 각 환자에서의 체표면선량측정값은 치료계획에서 얻은 값과 $\pm 5\%$ 이내에서 일치함을 알 수 있었다. 기존의 전리함과 다이오드 검출기를 사용한 체표면선량측정법은 단순한 치료 기법에만 한정하여 사용할 수 있었다. 그러나 본 연구에서 이용한 MOSFET 검출기는 복잡한 방사선치료기법(3 dimensional radiotherapy, intensity modulated radiotherapy)에서 치료계획상의 전달선량을 환자 체표면에서 직접적으로 측정할 수 있어 임상적용의 유용함을 알 수 있었다.

중심단어: 체표면선량측정, MOSFET 검출기, 치료계획검증, 세기조절방사선치료

서 론

세기조절방사선치료(intensity modulated radiation therapy, IMRT)와 같은 복잡한 방사선 치료 기법은 선량분포의 복잡성 및 전달 선량의 정확성 때문에 치료 설계와 전달 선량 간의 검증과 같은 좀더 높은 수준의 정도관리가 필요하다.^{1,2)} 일반적으로 치료 전 팬텀을 이용한 측정을 실시하며 필요 시 추가로 생체내선량측정법(in vivo dosimetry)을 이용하고 있다.³⁾ 생체내선량측정법은 환자 신체 내부에 방사선검출기를 침습적으로 삽입하여 측정하는 방법, 환자 체표면 위에 방사선검출기를 위치시켜 측정하는 방법 및 환자 후면 출구 방사선량을 측정하는 방법 등이 있다. 생체내선량측정법은 치료 중에 이루어지기 때문에 방사선 치료 시 선량학적 오차 및 치료장비의 비정상적인 작동을 검출할 수 있는 직접적인 환자 치료검증방법이다. 현재 가용한 생체내선량측정 장비로는 전자포탈영상장치(electron-

ic portal imaging device, EPID), 열형광선량계(thermo luminescent dosimeter, TLD), 필름, 다이오드 검출기, MOSFET (metal oxide semiconductor field effect transistor) 검출기 등이 다양한 측정 요구에 따라 사용되고 있다. EPID와 필름 선량계는 환자 후면 출구 방사선량을 측정할 때 주로 사용하는데 시간 소모적이며 복잡한 선량측정이라는 단점이 있다.⁴⁾ TLD는 작은 크기 및 취급의 용이성으로 인해 환자 신체 내부에 침습적으로 삽입하여 사용하거나, 체표면 측정에 주로 사용되고 있다. 그러나 민감도 측면에서 변동의 폭이 크고, 재현성이 떨어지는 문제가 있다. 또한 측정에 앞서 장시간의 전처리 과정이 필요하며, 교정 절차가 필요한 시간소모적인 선량계이다.⁵⁾ 그래서 실시간 측정이 가능한 다이오드 검출기 및 MOSFET 검출기 등의 반도체 검출기가 최근 많이 이용되고 있다. 그러나 다이오드 검출기는 간단한 교정 절차와 실시간 측정이 가능하다는 장점을 가지고 있는 반면, 선원-체표면 간 거리(source to surface distance, SSD), 선량률, 온도 그리고 조사면 크기의 의존성이 있기 때문에 복잡한 방사선치료에는 제한이 있다.⁶⁾ 따라서 최근에는 기존의 고체검출기의 단점을 극복하고자 MOSFET 검출기를 이용하여 생체 내 선량측정 및 누설 선량 측정 등에 관한 많은 연구들이 보고되고 있다.^{2,6-11)} MOSFET 검출기는 다이오드 검출기보다 온도, 선량률에 있어

이 논문은 2005년 12월 1일 접수하여 2006년 3월 21일 채택되었음.

책임저자 : 조삼주, (602-739) 부산광역시 서구 아미동 1가 10

부산대학교병원 방사선종양학과

Tel: 051)240-7924, Fax: 051)248-5747

E-mail: atilla@paran.com

서 덜 의존적이며, 누적선량에 있어서 감도가 일정하다. 또한 측정 부피가 매우 작으며, 최대선량깊이(d_{max})보다 큰 깊이에서는 방향성이 2% 이내인 것으로 알려져 있다.^{5,6)} 한편 기존의 체표면선량측정법은 단순한 방사선 치료에서 입사방사선의 최대선량깊이에 대한 선량을 구하거나 입사방사선 및 출구방사선을 측정하여 체내 특정 깊이에 대해 수학적으로 계산하는 방법을 사용하고 있다. 따라서 사용하고자 하는 검출기의 물리적 특성 및 방사선학적 특성을 측정하고 적절한 알고리즘의 선택 및 복잡한 수학적 계산을 수행해야 하는 한계가 있다.^{3,12)}

본 연구에서는 생체내선량측정법 중 환자 체표면에 선량계를 부착하여 환자치료와 동시에 직접적으로 치료계획 검증에 수행할 수 있는 체표면선량측정법을 제시하고, 이의 임상적용의 유용성을 평가하고자 하였다.

대상 및 방법

1. MOSFET 검출기의 특성

MOSFET 검출기(TN-RD-50, Thomson Nielsen, Canada)는 판독기와 9 V 역전압 공급기가 연결된 MOSFET 검출기로 이루어져 있다(Fig. 1). 9 V 역전압 공급기는 방사선에 대해 민감도가 높은 고설정(high setting) 방식과 민감도가 낮은 표준설정(standard setting) 방식을 선택하여 사용할 수 있다. 고설정 방식은 20에서 100 cGy 영역의 선량 측정에 이용하며, 표준설정방식은 100 cGy 이상의 영역에서 사용한다. 일반적으로 고설정 방식에서는 1 mV/cGy의 민감도를 가지며 표준설정방식에서는 3 mV/cGy의 민감도를 가지고 있다. 한 개의 역전압 공급기에는 5개의 검출기를 연결하여 동시에 측정할 수 있으며, 총 4개의 역전압 공급기를 사용할 수 있다. 검출기는 1.4 m 길이의 얇고 긴 반투

명 polyimide laminate로 이루어져 있고, 검출부는 1 mm 두께의 검은 에폭시 층 끝에 장착되어 있으며 0.1 mm² 이하의 검출 면적으로 이루어져 있다. MOSFET 검출기의 구조는 P형 실리콘 반도체로 이루어진 금속 게이트로 분리된 적층 형태이다(Fig. 2). 측정 원리는 MOSFET 구조에서 게이트(gate) 전극에 음의 전압이 걸려 있을 때만 전류가 소스(source)에서 드레인(drain)으로 흐를 수 있는데 이때 최소 전압을 문턱전압(threshold voltage)이라 한다. MOSFET 검출기는 TLD의 원리처럼 전리 방사선이 조사되면 선량에 비례하여 전자쌍이 생성되고, 생성된 전자쌍이 실리콘 층에 누적됨에 따라 전리 방사선 조사 전보다 소스에서 드레인으로 전류가 흐르기 위한 더 높은 문턱전압을 필요로 하게 된다. 즉 MOSFET 검출기는 방사선 조사 전과 후의 문턱전압 차이를 이용하여 선량을 측정하는 원리이다.^{4,5)}

2. MOSFET 검출기의 교정

역전압 공급기 설정은 표준설정 방식을 채택하여 각 검출기를 교정하였다. MOSFET 검출기의 한 면은 에폭시 소재의 둥근 부분이고 그 반대면은 평평한 면으로 되어 있는데, 두 면의 방사선에 대한 민감도 차이가 2% 정도 있으므로 교정 절차에서 사용한 면을 환자 측정 시에도 사용해야 한다.⁹⁾ 교정 절차에서 선량에 대한 반응이 더욱 민감한 평평한 면이 빔 입사 방향으로 향하도록 하였다.⁸⁾ 재현성을 위하여 MOSFET 검출기를 9 V 역전압 공급기에 연결한 상태에서 1시간 이상 예열하여 100 cGy 선량 당 약 100 mV의 전압신호를 얻도록 하였으며 측정 간 30분 이상의 지연시간을 두었다. 각 MOSFET 검출기의 교정을 위해 검출기를 고체팬텀(sp34, IBA, Belgium) 내 2 cm 깊이에 위치시키고 의료용선형가속기(CL21EX, Varian, USA)의 6 MV 에너지, 10×10 cm² 조사면으로 100 monitor unit의

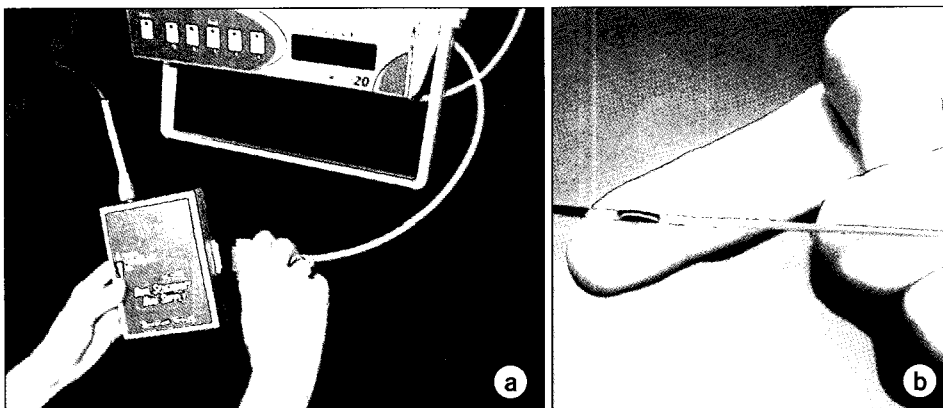


Fig. 1. TN-RD-50 system: (a) 9 V bias supply box and reader, (b) MOSFET detector. It has less than 0.1 cm² active area. This picture shows that one side is round and the other side is flat. MOSFET dosimeter used in this study is available to use five detectors at the same time.

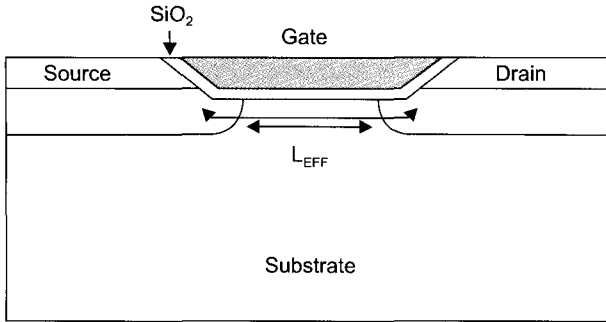


Fig. 2. Schematic cross section of MOSFET structure: MOSFET is located in the epoxy layer laminated with semi-opaque polyamide. The absorbed dose is higher the threshold voltage between source to drain is higher. It determines the absorbed dose by the difference of threshold voltages after and before it irradiated.

조건으로 선량을 전달하여 100 cGy 당 검출기로부터 얻은 값의 비로서 교정상수를 구하였다. 각 검출기의 시간에 따른 감쇠효과를 알아보기 위하여 방사선 조사 후 5분 이내 및 15분 경과로 나누어 측정하였다. 선량 증가 영역에서 조사면 크기에 따른 MOSFET 검출기의 특성을 결정하기 위해 MOSFET 검출기와 평행평판형 전리함(PPC05, IBA, Belgium)을 각각 고체팬텀의 0.5 cm와 1.0 cm 깊이에 위치시키고, SSD 100 cm의 조건으로 각 5×5, 10×10, 15×15, 20×20, 30×30 cm²의 조사면 크기에 대해 측정하였다. MOSFET 검출기의 에너지 의존성을 구하기 위해 선량 증가 영역 이후에서는 SSD 100 cm, 10×10 cm²의 조사면으로 고체팬텀 내에서 깊이선량백분율(percentage depth dose, PDD)을 측정하였다. MOSFET 검출기를 사용하여 측정된 깊이선량백분율의 평가는 다이오드 검출기(PFD, IBA, Belgium)를 이용하여 물팬텀(RFA-300 plus, IBA, Belgium) 내에서 SSD 100 cm의 조건과 10×10 cm²의 조사면으로 측정된 치료계획장비의 빔 데이터와 비교, 평가하였다.

3. 치료계획검증

체표면 선량측정지점의 흡수선량 및 측정위치를 정하기 위해 방사선치료계획장비(RTPs, Eclipse 7.2.24, Varian, USA)의 치료계획검증기능을 이용하였다. 치료계획검증기능은 세기조절 방사선치료계획에서 얻은 동일한 monitor unit (MU) 및 segment를 검출기가 삽입 가능한 팬텀에 모사하여 점선량 측정을 할 수 있는 기능이다. 따라서 이러한 치료계획검증기능은 대상 팬텀의 크기 및 종류에 관계없이 초기 치료 계획과 동일한 조건을 전달하므로 선량 측정을

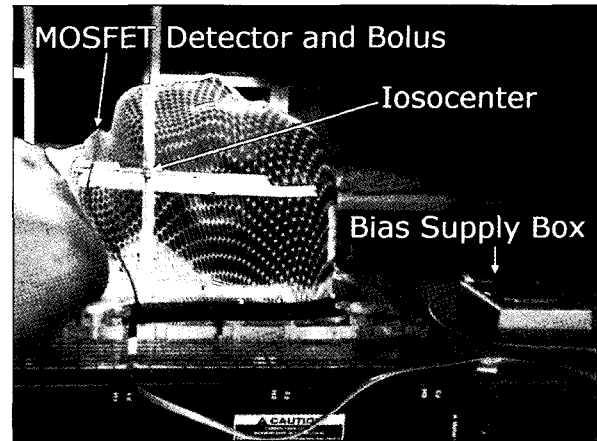


Fig. 3. Patient's set-up for this study: MOSFET detector covered with bolus was positioned at 4.7 cm off from the isocenter according to measurement point in TPS. The flat side of the detector is always faced to the beam for more sensitivity. By measuring the incident dose, the In Vivo dose in the patient could be predicted.

위해 환자 체표면에 약간의 변형이 있는 경우에 적합하다고 볼 수 있다. 이에 본 연구에서는 환자치료와 동시에 측정하고, 치료계획 설계 시 정도관리용 팬텀 영상을 대신하여 측정 치료환자의 CT 영상을 그대로 사용하여 측정 지점의 전달선량을 구하였다. 측정 지점 선정은 표적 중앙에 근접한 위치로서 선량경사가 급격하지 않은 부분을 선정하였고 체표면 선량 측정 시 MOSFET 검출기가 있는 부분의 선량증가를 위해 환자 영상에 1 cm 두께의 조직등가물질(bolus)을 환자 체표면에 위치시켰다. 세기조절 방사선치료를 시행한 두경부, 편도부, 흉부 및 대퇴부 치료부위에 대한 4명의 환자를 대상으로 치료계획의 검증계획을 수립하였다.

4. 체표면선량측정

환자치료 전 MOSFET 검출기를 10분 이상 충분히 예열 후 환자치료 시 MOSFET 검출기를 치료계획과 동일한 측정점에 위치시키고 체표면의 선량증가를 위해 치료계획 시 설계한 1 cm 두께의 선량증가물질(superflab bolus, Medtec, USA)을 환자 체표면에 위치시킨 후 체표면선량측정을 시행하였다(Fig. 3). 환자 선량 측정 시 선량증가물질의 환자와 접하는 면은 검출기용 흡을 만들어 MOSFET 검출기를 환자 체표면에 고정시키기 용이하게 하였고, 그 반대면은 선량측정지점 위치 재현성을 위하여 십자선을 표시하였다. 각 환자에 대한 체표면선량측정은 방사선 치료가 끝

난 후 5분 이내에 검출기를 판독기에 연결하여 측정하였다.

5. 치료계획 장비의 선량 분포 검증

치료계획장비의 선량 분포 검증을 위해 전리함을 이용하여 점선량을 측정할 수 있는 치료 검증 계획을 설계하였다. 치료계획에 사용한 팬텀(I'mRT Phantom, IBA, Belgium)은 두경부 및 복부에 모두 사용할 수 있는 조직등가 물질로 이루어져 있으며, 1 cm 두께의 격판을 사용하여 임의의 위치에서 Farmer형 전리함을 삽입하여 점선량을 측정할 수 있는 구조로 되어 있다. 총 4건의 치료계획에 대해 환자체표면 치료 검증 계획과 동일한 과정으로 선량 분포 검증 계획을 설계하였다.

점선량 측정 전에 고체팬텀을 사용하여 5 cm 깊이에서 Farmer형 전리함의 측정값을 구하고 기준 조건에서 최대 선량깊이에서의 기준값으로 확립하였다. 정도관리용 팬텀에 Farmer형 전리함을 삽입하고 계획된 선량을 전달하여 측정된 값을 기준값으로 나누어 치료계획에서 얻은 선량과 비교하였다.

결 과

1. MOSFET 교정 및 재현성

5개의 MOSFET 검출기에 약 100 mV 정도의 문턱전압을 얻을 수 있도록 선량을 전달하고, 각각 9번 측정하여 그 결과를 Table 1에 나타내었다. 교정 결과 검출기 1은 2 cm 깊이에 전달된 선량인 98.5 cGy 선량에 대해 평균 106.24 mV의 문턱전압을 얻었고, 이에 대한 교정값으로 1.08 mV/cGy의 값을 얻었다. 이때 검출기 1의 표준편차는 1.66 이었다. 다른 검출기 역시 비슷한 값의 교정값을 얻었으나, 검출기 2만 약간 높은 1.11 mV/cGy를 얻었다. Fig. 4는 검출기 1에 MOSFET 검출기의 교정 절차에서 얻은 교정값을 입력하고, 교정절차와 동일한 과정으로 12번 측정하여

Table 1. Calibration factors of the MOSFET detectors used in this study.

Detector number	Average (mV)	Median (mV)	STD	Calibration factor (mV/cGy)
1	106.24	105.84	1.66	1.08
2	108.98	109.00	1.86	1.11
3	107.36	107.36	1.60	1.09
4	106.75	106.82	1.98	1.08
5	107.19	107.00	1.70	1.09

얻은 재현성 결과 그래프이다. 교정값을 측정기에 입력한 후 측정된 결과, 검출기 1은 100 cGy 선량에 대해 평균 99.2 cGy 값에 표준편차는 1.34였다. 검출기 1의 선량재현성 결과는 그래프에서 보듯이 ±2% 이내였다. 각 MOSFET 검출기의 시간에 따른 감쇠효과를 보정하기 위해 방사선 조사 후 5분 이내와 15분 경과 후 측정된 결과 ±2 mV 문턱전압 증감을 보였는데, 이는 제작사가 제시한 3% 이내의 허용 오차를 만족하였다. Fig. 5는 선량증가 영역에서 조사면 크기에 따른 MOSFET 검출기와 전리함의 측정값을 보여주는 그래프이다. MOSFET 검출기와 전리함 간

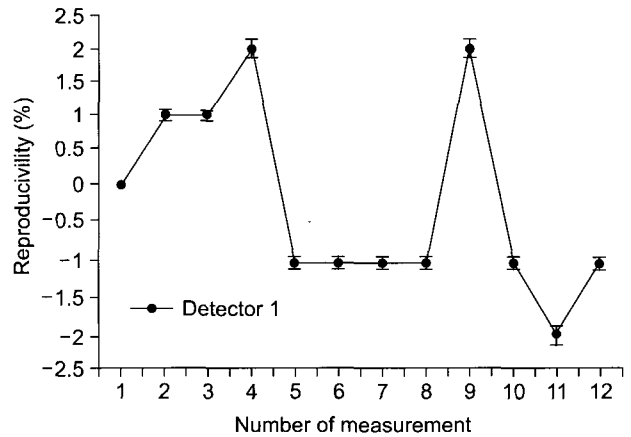


Fig. 4. Reproducibility of MOSFET detector 1. To investigate the reproducibility of MOSFET detector for photon beam, every detector was irradiated photon beam with same condition twelve times.

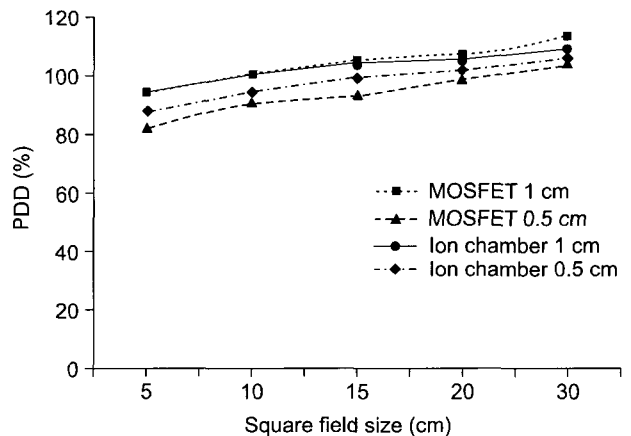


Fig. 5. Comparison of MOSFET detector and ion chamber response for photon beam by varying its field size and depth. This figure shows responses of MOSFET detector and ion chamber according to field size and depth. Discrepancies are smaller when the field size is larger and the depth is deeper.

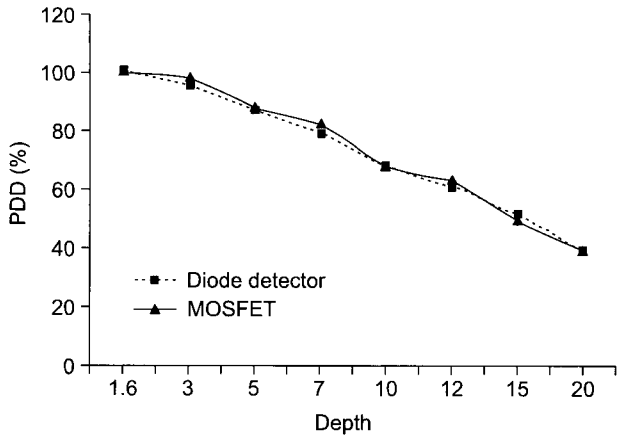


Fig. 6. Comparison of percent depth dose for MOSFET detector and diode detector. Our RTP beam data were acquired by diode detector. Both percent depth dose data agree well in every depth.

의 차이는 0.5 cm 깊이와 5×5 cm² 조사면에서 최대 6.6%였으며 평균 4.3%로 조사면 크기가 작을수록 차이가 커짐을 알 수 있었다. 반대로 1.0 cm 깊이와 30×30 cm²의 조사면에서 최대 4.3%의 차이가 있었으며, 평균 1.4%로 0.5 cm 깊이에 비해 MOSFET 검출기와 전리함 간의 차이가 크지 않음을 알 수 있었다.

Fig. 6은 치료계획 장비에서 사용한 깊이선량백분율과 MOSFET 검출기로 측정된 깊이선량백분율을 나타낸 그래프이다. 두 검출기 간의 차이는 평균 1.3%로 에너지에 따른 MOSFET 검출기의 특성이 치료계획 장비의 빔 데이터와 유사한 것을 알 수 있었다.

2. 체표면선량측정

Table 2는 각 부위별 환자 4명의 체표면선량측정 결과를 보여준다. 두경부 환자의 경우 thermoplastic 마스크(MT-APUR-1.6, Medtec, USA) 위에 MOSFET 검출기를 고정하여 체표면 선량을 측정하였고, 측정 결과는 계획된 선량 111.9 cGy에 대해 113 cGy로 0.97%의 차이를 보였다. 또한 편도부와 흉부의 체표면선량측정에서는 계획 선량이 100 cGy로 MOSFET 자체에 의한 ±3%의 선량 편차가 예상되었으나, 각각 0.37%, 0.11%로 계획 선량과 잘 일치함을 알 수 있었다. 비교적 체표면 선량이 높은 대퇴부의 경우 역시 계획 선량과 0.86%로 잘 일치함을 알 수 있었다.

3. 치료계획 장비의 선량 분포 검증

Table 3은 치료계획 장비에서 구현한 선량분포를 검증

Table 2. Comparison of calculated and measured dose for each point.

Site	Hypopharyngeal	Tonsil	Chest	Thigh
Calculated (cGy)	111.9	76.2	69.1	186.4
Measured (cGy)	113.0	76.0	69.0	188.0
Div. (%)	+0.97	-0.37	-0.10	+0.86

Table 3. Comparison of calculated and measured dose for TPS dose distribution verification.

Patient	No. of beam	Calculated (cGy)	Measured (cGy)	Div. (%)
Pt. 1	5	163.8	158.5	3.2
Pt. 2	5	162.3	160.4	1.2
Pt. 3	5	113.1	113.1	0
Pt. 4	7	187.0	186.5	+0.3

하기 위해 전리함으로 측정된 점선량 측정 결과이다. 치료계획의 계획 선량과 측정하여 얻은 선량에서 평균 1.2%의 차이가 나타났고, 최대 3.2% 차이가 남을 알 수 있었다.

고찰 및 결론

기존의 체표면선량측정법은 최대선량깊이의 선량을 구하여 체내 관심지점 깊이에 대해 수학적으로 구하는 방법을 사용하고 있다. 따라서 적절한 알고리즘의 선택과 복잡한 수학적 계산을 시행해야 하는 한계가 있으므로 단순한 방사선 치료에 한정하여 사용되어 왔다. Hingiss 등³⁾은 세기조절방사선치료 시 다이오드를 이용하여 체표면선량 측정을 시행하였다. 다이오드 검출기의 방향 의존성 때문에 각 조사면에 대해서 최대선량깊이에서의 선량을 구하고 이를 합산하였다. 그러나 Hingiss 등이 사용한 P형 다이오드 검출기의 사용에 따른 선량률, 조사면, 온도 의존성에 따른 제약으로 생체내선량측정법으로는 선량학적 한계가 있었다.¹³⁾ 한편 Serge 등²⁾은 이러한 문제점을 해결하기 위해 방향 의존성이 적은 MOSFET 검출기를 환자의 구강 내에 기술적으로 위치시켜 치료 중 선량측정을 실시하였다. 이러한 방법은 본 연구에서 제시한 생체내선량측정법과 달리 추가적 치료 계획을 세울 필요가 없을 뿐만 아니라 측정 위치의 정확도가 향상되어 측정 위치 불확실성에 대한 오차가 줄어드는 장점이 있다. 그러나 이 방법은 검출기를 환자 체내에 위치시킬 수 있는 일부의 두경부 환

자에만 적용할 수 있는 한계가 있다. 본 연구에서는 치료 계획 검증 기능을 이용하여 MOSFET 검출기가 위치한 지점의 선량증가물질에 의해 실제적으로 증가한 전달 선량을 알아낼 수 있었고, 치료계획의 검증계획 수립 시 원래 기능인 정도관리용 팬텀 영상을 대신하여 치료환자의 영상을 그대로 사용하여 환자치료와 동시에 체표면 선량 측정을 수행할 수 있었다. 체표면측정에 따른 선량학적 오차를 확인하기 위해 MOSFET 검출기를 광자선의 선량 증가 영역에서 깊이선량분율을 측정된 결과에서 1.0 cm 두께의 선량증가물질이 적합함을 알 수 있었다. 따라서 기존의 단순한 치료 기법에만 한정하여 사용한 전리함 및 다이오드 검출기를 대신하여, 본 연구에서 사용한 MOSFET 검출기와 치료계획 검증 기능을 이용한 체표면선량측정법은 세기조절 방사선치료 시 방사선량학적 오차 및 방사선 치료장비의 이상 작동 여부를 동시에 확인할 수 있는 생체 내 선량측정 시스템으로 유용할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. **Budgell G**: Intensity modulated radiotherapy (IMRT)—an introduction. *Radiography* 8:241-249 (2002)
2. **Serge M, Elisabeth C, Rene-Jean B, et al**: In vivo measurements with mosfet detectors in oropharynx and nasopharynx intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61:1603-1606 (2005)
3. **Higgins PD, Alaei P, Gerbi BJ, et al**: In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Med Phys* 30:3318-3123 (2003)
4. **Marion E, Ben JM**: In Vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43:245-259 (1999)
5. **Ramaseshan R, Stephen R, Peter OB**: Clinical dosimetry using mosfets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 37:959-964 (1997)
6. **Jorent N, Carrasco P, Jrado D, et al**: Comparison study of MOSFET detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 x-ray beams. *Med Phys* 31:2534-2542 (2004)
7. **Martin JB, Tsang C, Peter KNY**: Peripheral dose measurement with a MOSFET detector. *Applied Radiation and Isotopes* 62:631-634 (2005)
8. **Paolo S, Francescon P**: Calibration of a MOSFET detection system for 6 MV In Vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40:987-993 (1998)
9. **Rita C, Assunt P, Falbo F, et al**: In Vivo doseimetry with MOSFET: dosimetric characterization and first clinical results in intraoperative radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 63:952-960 (2005)
10. **Esther BVG, Wim DB, Peter V, et al**: Clinical dosimetry with MOSFET dosimeters to determine the dose along the field junction in a split beam technique. *Raiother Oncol* 67:351-357 (2003)
11. **Peet DJ, Prayor MD**: Evaluation of a MOSET radiation sensor for the measurement of entrance surface dose in diagnostic radiology. *Br J Radiol* 72:562-568 (1999)
12. **Halvorsen PH**: Dosimetric evaluation of new design MOSFET in vivo dosimeter. *Med Phys* 32:110-117 (2005)
13. **Jornet N**: Comment on "In vivo dosimetry for routine quality assurance in IMRT". *Med Phys* 31:1642-1643 (2004)

In Vivo Dosimetry with MOSFET Detector during Radiotherapy

Sam Ju Cho*[†], Won Taek Kim*, Yong Gan Ki*, Soo Il Kwon[†], Sangwook Lim[†],
Hyun Do Huh[†], Suk Lee[†], Byung Hyun Kwon*, Dong Won Kim*

*Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Pusan National University,
[†]Department of Medical Physics, Kyonggi University, [†]Department of Radiation Oncology,
College of Medicine, Korea University

In Vivo dosimetry is a method to evaluate the radiotherapy; it is used to find the dosimetric and mechanical errors of radiotherapy unit. In this study, on-line In Vivo dosimetry was enabled by measuring the skin dose with MOSFET detectors attached to patient's skin during treatment. MOSFET dosimeters were found to be reproducible and independent on beam directions. MOSFET detectors were positioned on patient's skin underneath of the dose build-up material which was used to minimize dosimetric error. Delivered dose calculated by the plan verification function embedded in the radiotherapy treatment planning system (RTPs), was compared with measured data point by point. The dependency of MOSFET detector used in this study for energy and dose rate agrees with the specification provided by manufacturer within 2% error. Comparing the measured and the calculated point doses of each patient, discrepancy was within 5%. It was enabled to verify the IMRT by using MOSFET detector. However, skin dosimetry using conventional ion chamber and diode detector is limited to the simple radiotherapy.

Key Words : In vivo dosimetry, MOSFET detector, Treatment plan verification, IMRT