생체 내 선량측정을 위한, TLD홀더에 넣은 LiF TLD

고신대학교 의학부 의예과*, 인하대학교 의과대학 방사선종양학과†

김수길* ·노준규† ·민병님†

목 적 : 생체 내 선량측정은 TLD에 의한 것이 전반적인 선량측정 확인 방법 중에 가장 효과적인 방법이긴 하지만 LiF TLD의 경우 생체 내에 사용하고자 할 때 가장 큰 문제점은 LiF가 갖고 있는 독성이다. 본 연구에서는 LiF TLD 이용하여 생체 내 선량측정에 유용한 새로운 방법를 개발하고자 한다.

대상 및 방법 : 이를 위하여 LiF TLD를 넣을 수 있는 테프론 상자(이후 TLD홀더라 칭함)를 설계 제작하였다. TLD홀더의 외형적 크기는 4×4×1 mm^2 이다. TLD을 TLD홀더에 넣어서 방사선량을 측정할 경우 TLD홀더가 TLD 반응값에 미치는 영향을 알아보기 위해 먼저 TLD홀더에 넣은 TLD 반응값의 방사선량에 대한 선형성을 측정하였다. TLD홀더와 같은 크기의 홈을 가진 고체 팬텀 내에 TLD홀더를 넣어서 치료용 가속기로부터 나오는 10 MV의 방사선을 조사하여서 반응값을 측정하였다. 또한 방사선 치료시 선량 계산을 위해 필요로 하는 선량계수의 TLD홀더에 의한 방사선량 변화를 측정하기 위하여 PDD와 고체 팬텀의 두께 변화에 따른 TMR을 구하였다.

결 과 : 실험 결과 본 연구에서 개발한 TLD홀더에 넣은 TLD 선량계의 경우 다양한 측정 조건에서 구한 TLD홀더에 넣은 TLD 선량계의 반응값과 TLD홀더에 넣지 않은 경우의 반응값이 거의 같은 값을 갖는 것으로 나타났다.

결 론 : TLD홀더가 TLD 반응값에 그다지 영향을 미치지 않으므로 TLD홀더에 넣은 TLD 선량계가 생체 내 선량측정에 적합한 것으로 판명되었다.

핵심용어 : 테프론, TLD홀더, PDD, TMR, 생체내 선량

서 론

방사선치료 시 임의의 위치에 따른 방사선의 삼차원적 흡수선량 분포(spatial dose distributions)를 고도로 정밀하게 측정하는 것이 매우 중요하다. 특히 생체 내 선량측정(in vivo dosimetry)은 방사선 치료와 정위적 방사선 수술(stereotactic radiosugery)을 위한 사전 QA (quality assurance)프로그램에 필수적인 것이다. 사진 필름법과 반도체 다이오드, 그리고 열자극 발광 선량계(thermoluminescent dosimetry : TLD)가 방사선 치료에 있어서 흡수선량 단면 분포(cross distribution)를 측정하는 보편적인 방법이다. 사실 처방선량과 실제로 환자에게 흡수된 흡수선량사이의 불확실함에 대한 최종적인 확인은 TLD에 의한 것이 전반적인 선량측정 확인 방법 중에 가장 효과적인 방법이다. 사진 필름법은 위치 해상도(spatial resolution)가 가장 뛰어난 반면에 흡수선량 값은 상대적인 값만이 얻어진다. 중심 위치에서의 흡수선량이 알려진 경우에서조차도 광학적 농도(optical density)만 구할 수 있을 뿐이며, 등선량분포는 구할 수 없고, 임의의 위치에 대한 선량분포는 측정된 농도값에 대한 보정이 이루어진 뒤에야 구해진다.[1] 반도체 다이오드장치는 위치 해상도와 방사선 반응감도(radiation sensitivity)가 탁월한 편이나 반도체 물질이 조직 등가물질이 아니므로 이와 관련되어 절대적인 흡수선량을 측정하기 어렵다.[2] 또한 다이오드는 방향성이 있으며, 다이오드내의 실리콘(Si)성분의 광전효과로 인하여 낮은 에너지(< 100 keV)의 광자(photon)에 높은 반응값을 나타낸다. 그 뿐만 아니라 다이오드는 도선이 연결된 온라인 기록장치가 있어야만 한다. 가장 실용적인 반도체로는 조직내의 특정한 깊이에서의 입사 선량을 측정할 수 있게 만들어진 것이 있다. 그러나 다이오드는 대체로 계기에 덮개(cap)가 달려있어서 x선의 build-up효과가 허용되는 범위인 0.5 cm에서 2.0 cm가 실제로 흡수선량이 측정되는 깊이이다.[3]

위에 열거한 여러 가지 방사선 흡수선량 측정 방법 중 TLD가 가장 널리 쓰이는 이유는 TLD는 사용하기 간편하고, 정확한 위치 해상도를 가지고 있으며 시간간격을 두고 방사선을 조사하여도 시간 경과에 별 영향을 받지 않고 물질에 전달된 총 흡수선량을 잴 수 있기 때문이다.[4] 따라서 TLD는

이 논문은 1999년도 인하대학교 교내 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임

이 논문은 2001년 4월 4일 접수하여 2001년 8월 9일 채택되었음.

책임 저자 : 김수길, 고신대학교 의학부 의예과

Tel : 051)990-6427, Fax : 051)241-5458

E-mail : affipany@ns.kosinmed.or.kr

피부선량측정과 특수한 방사선 치료방법 즉, TSEI (total skin electron irradiation), TBI (total body irradiation), 그리고 근접 방사선치료(brachytherapy) 등에 매우 적합한 방법이다.[5] 특히 TL 선량계는 인체 모형 팬텀(Anthropomorphic phantom)를 이용한 실험과 환자의 생체 내 선량측정에 유용한 도구로 쓰일 수 있는 장점을 갖고 있다. 그러나 TLD chip의 정확도와 재현성(reproducibility)은 대략 3% (1 SD)이나 TLD의 반응값은 TLD에 흠이 생기거나 오염이 되면 그 값에 큰 오차가 생긴다.[6] 따라서 표면선량 측정 시에는 환자 피부와의 직접적인 접촉을 방지하기 위해 아주 얇은 비닐이나 랩에 TLD를 싸서 측정을 하게 된다. 그리고 방사선량 측정시 가장 많이 쓰이는 LiF TLD의 경우 생체 내에 사용하고자 할 때 가장 큰 문제점은 LiF가 갖고 있는 독성이다. LiF의 독성에 관련된 문제는 내열성이 강한 테프론(teflon) 등으로 LiF TLD를 덮어씌움으로서 해결이 가능할 수 있다. 그리고 이렇게 함으로서 조직이나 겔(gel)내에 있음으로 인해 생기는 영구적인 신호강도의 손실(signal loss)을 막을 수도 있게 된다.[7]

따라서 본 연구에서는 LiF TLD를 넣을 수 있는 PTFE (Poly tetra fluoroethylene, Teflon, DuPont) 상자(이 후 TLD홀더라 칭함)를 설계 제작하여 TLD-100을 TLD홀더에 넣어 방사선을 쪼인 뒤 TLD홀더로 인한 방사선량의 변화를 측정하고, 이 결과로부터 내열성이 강한 테프론 TLD홀더에 TLD를 넣어둔 상태에서 TLD 반응값을 바로 읽을 수 있는 생체 내 TLD선량계의 개발 가능성을 알아보고자 한다.

대상 및 방법

1. TLD 선량계

본 연구에서는 환자의 방사선량 측정에 주로 사용되는 그 크기가 3.2×3.2×0.9 mm^3인 LiF TLD 칩(TLD-100, Solon/Harshaw, USA)을 총 50개 사용하였다. 방사선으로는 환자 치료 시와 유사한 조건하에서 치료용 선형가속기(MEVATRON, SIMENS, Germany)로부터 나오는 10 MV의 X-선을 사용하였다. 가속기의 선량은 SSD 100 cm에서 조사면의 크기가 10 cm×10 cm일 때 최대선량깊이(dmax = 2.2 cm)에서 100 MU당 100 cGy가 되게 보정되었다. 각 각의 TLD 역시 100 cGy의 흡수선량으로 보정하였다. 반응값은 TLD 측정기기(Model 5500, Harshaw, Solon, USA)에 연결된 컴퓨터로부터 바로 읽을 수 있었으며, TLD의 정확도는 3% (1 SD)였다.[8]

2. TLD홀더(holder) 제작

생체 내 선량측정에 사용할 수 있도록 테프론(teflon)을 이용하여 TLD를 넣을 수 있는 TLD홀더를 설계 제작하였다. TLD홀더는 TLD를 넣을 수 있게 TLD와 딱 맞는 크기의 홈이 파인 사각형의 상자형태이고, 아래 위 두 조각으로 이루어져 있다. 테프론으로 만든 TLD홀더의 외형적 크기는 4×4×1 mm^3 이다. TLD홀더는 피부 위에 바로 놓을 수 있으며, 수평이 아닌 경우에는 양면 테잎을 사용하여 부착시킬 수 있다.

3. TLD홀더에 넣은 TLD 반응값의 방사선량에 대한 선형성 측정

TLD를 TLD홀더에 넣어서 방사선량을 측정할 경우 TLD홀더가 TLD 반응값에 미치는 영향을 알아보기 위해, TLD홀더에 넣은 TLD 반응값의 방사선량에 대한 선형성을 측정하였다. 먼저 10 MV 광자선의 최대 선량 깊이 dmax (2.2 cm)에 TLD홀더 없이 TLD 칩만을 두고, SSD 100 cm, 조사면 10 cm×10 cm 에서 100 cGy의 방사선량을 쪼인 뒤 TLD 반응값을 구하여 나머지 모든 TLD 반응의 기준값으로 사용하였다. 동일한 실험조건 하에서 방사선량을 100 MU에서 400 MU까지 변화시키면서 광자선을 조사한 뒤 TLD 반응값을 측정하였다. 그 다음에는 TLD홀더로 인한 TLD 반응값의 변화를 알아보기 위하여 TLD를 TLD홀더에 집어넣은 뒤 방사선량을 100 MU에서 400 MU까지 변화시키면서 그에 관한 TLD 반응값을 측정하였다.

4. 피부 표면으로부터의 깊이에 따른 TLD 반응값 변화

방사선치료시 선량 계산을 위해 필요로 하는 선량계수로는 PDD, TMR 등이 잘 알려져 있다. 이들 선량계수의 TLD홀더에 의한 변화를 측정하기 위하여 PDD와 고체 팬텀의 두께 변화에 따른 TMR을 구하였다.

1) PDD 측정

피부 표면으로부터 각 깊이에 따른 TLD 흡수선량에 대한 TLD홀더의 영향을 알아보기 위하여, PDD (percentage depth dose)분포를 SSD 100 cm, 조사면 10 cm×10 cm에서 고체 팬텀을 이용하여 중심축을 따라 측정하였다. 실험장치는 Fig. 1.와 같다. 즉, 10 mm 두께의 고체 팬텀(PTWRT3, 면적 30×30 cm^2)의 표면 중앙에 TLD홀더와 크기가 같은 사각형의 홈(4×4×1 mm^3)을 파서 TLD홀더가 홈에 꼭 맞게 들어갈 수 있게 하고, 완전한 후방산란(backscattering)을 위해 그 홈이 있는 고체 팬텀 판 아래에 20 cm 두께의 다른 고체 팬텀을 놓았다. 그리고 SSD 100 cm, 조사야 10 cm×10 cm의 조건하에서 균질한 고체팬텀의 최대 선량 깊이 dmax (2.2 cm)에 고정된 방사선량 100 cGy가 조사되도록 10 MV 가속기를 조절해 놓고 깊이에 따른 TLD 반응값을 측정하였다. 먼저 Fig.

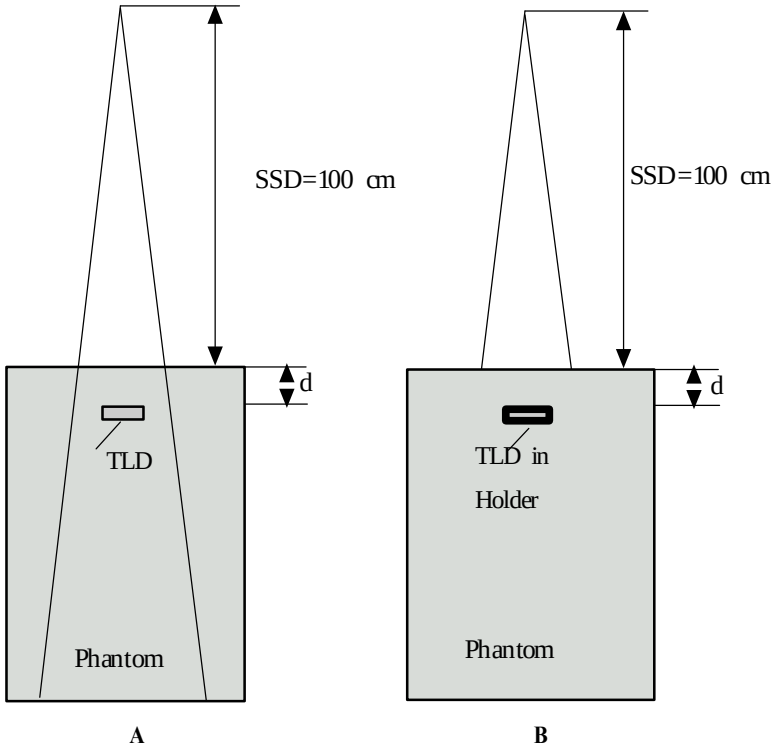

Fig. 1. Schematic drawing of two experimental setups for percentage depth dose (PDD) measurement. Fig. 1A is for TLD only used as dosimeter. Fig. 1B is for TLD in TLD holder used as new dosimeter. d means the depth of TLD from the phantom surface at SSD=100 cm. Note that the distance from source to phantom surface and the field size are unchanged. Primary photon fluence in both situations is the same.

1A에 나타나 있는 것 같이 TLD를 TLD홀더 없이 팬텀 표면에서 40 mm 깊이까지 1 mm 단위로 깊이 변화를 주면서 방사선을 쪼여 TLD 반응값을 측정하였다. TLD의 깊이의 변화는 SSD는 100 cm로 고정시키고 얇은 고체 팬텀 판을 TLD 위에 하나씩 쌓아 올려서 TLD의 방사선원으로부터의 수직거리(SAD)와 고체팬텀 표면으로부터의 깊이를 동시에 변화시켰다. 그 다음 Fig. 1B에 나타나 있는 것과 같이 동일한 조건하에서 TLD를 TLD홀더에 넣어서 깊이 변화에 따른 TLD 반응값을 측정하였다.

2) **TMR 측정**

인체의 두께변화에 따른 TLD 흡수선량에 대한 TLD홀더의 영향을 알아보기 위하여, TMR (tissue-maximum ratio) 분포를 SAD 102.2 cm에서 고체 팬텀을 이용하여 중심축을 따라 측정하였다. 실험장치는 Fig. 2에 나타나 있는 것과 같다. 즉 10 mm 두께의 고체 팬텀(PTWRT3, 면적 30×30 cm^2)의 표면중앙에 TLD홀더와 크기가 같은 사각형의 홈(4×4×1 mm^3)을 파서 TLD홀더가 꼭 맞게 들어갈 수 있게 하고, 완전한 후방산란(backscattering)을 위해 그 아래에 20 cm 두께의 다른 고체 팬텀 놓아두었다. TLD위의 고체 팬텀의 두께변화는 TLD 위에 얇은 고체 팬텀 판을 층층이 쌓아올려서 0 mm에서 40 mm까지 1 mm씩 변화를 주었다. SAD 102.2 cm로 고정시켜 놓은 뒤 먼저 TLD를 TLD홀더 없이 TLD 위에 놓은 팬텀의 두께를 변화시키면서 방사선을 쪼여 TLD 흡수선량을 측정하였다. 그 다음 동일한 조건하에서 TLD를 TLD홀더에 넣어서 고체팬텀의 두께 변화에 따른 TLD 흡수선량을 측정하였다.

결 과

1. TLD홀더에 넣은 TLD 선량계의 흡수선량에 대한 선형성

TLD칩을 TLD홀더에 넣어 방사선량을 100 MU에서 400 MU까지 변화시키면서 광자선을 쪼인 뒤 TLD 반응값을 측정하였다. TLD홀더에 넣지 않은 TLD의 흡수선량과 TLD홀더에 넣어 구한 흡수선량 사이의 관계를 Fig. 3에 비교하여 나타내었다. Fig. 3으로부터 TLD홀더 내의 TLD가 가지는 반응값과 TLD홀더에 넣지 않은 경우의 값을 비교해 보면 그

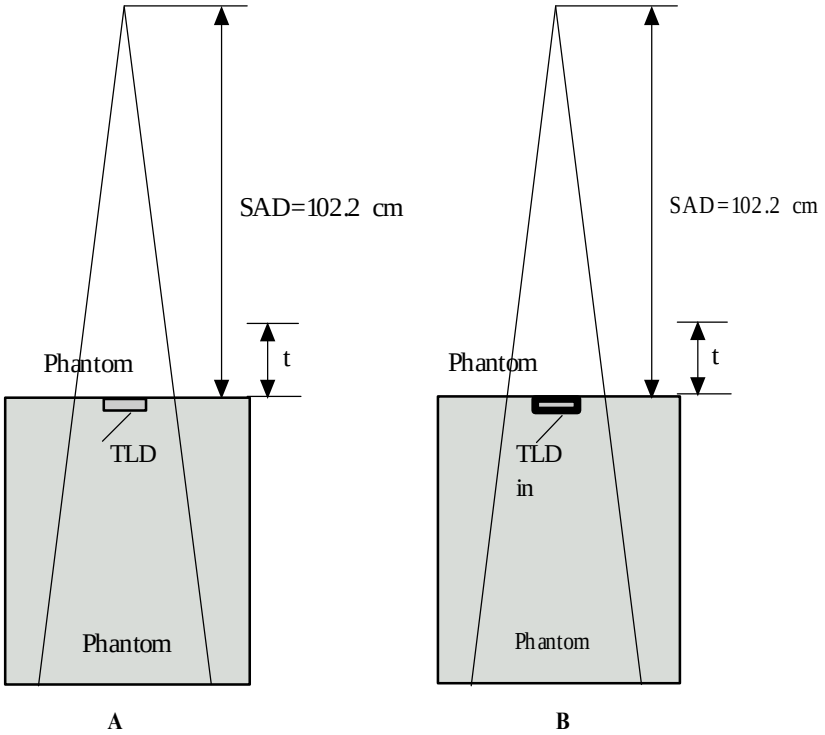

Fig. 2. Schematic drawing of two experimental setups for the measurement of tissue- maximum ratio (TMR). Fig. 2A is for TLD only used as dosimeter. Fig. 2B is for TLD in TLD holder as new dosimeter. t means the thickness of phantom overlying on TLD located at SAD=102.2 cm. Note that the distance from source to the TLD and the field size are unchanged. Primary photon fluence in both situations is the same.

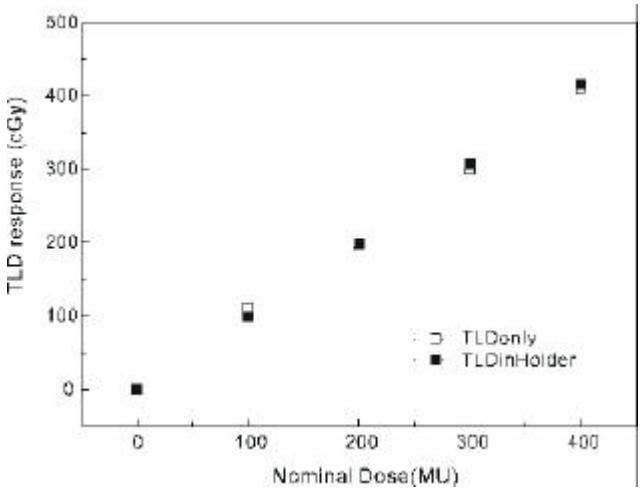

Fig. 3. The response of TLD (□) only used as dosimeter is shown as a function of nominal dose and compared to that of TLD in TLD holder (■) used as new dosimeter at the same condition. TLD dosimeter was located at depth of maximum dose (dmax=22 mm) in 10 MV linac beam.

차이가 대체로 3%미만으로 나타나는 것을 알 수 있다. 그 이유는 테프론의 밀도(2.20 g/cm^3)가 고체팬텀의 밀도[9] (1.19 g/cm^3)보다 1.8배 정도 더 큰 관계로 TLD를 TLD홀더에 집어넣고 방사선을 쪼일 경우 TLD홀더의 테프론으로 인한 전자의 전방산란(forwardscattering)과 후방산란(backstattering) 효과가 동시에 작용가능한데 이 경우에는 전방산란과 후방산란 효과가 비슷하게 작용한 것으로 유추할 수 있다.[10]

2. PDD에 대한 TLD홀더의 영향

피부 표면으로부터 각 깊이에 따른 TLD 흡수선량에 대한 TLD홀더의 영향을 알아보기 위하여, PDD (percentage depth dose)분포를 SSD 100 cm에서 고체 팬텀을 이용하여 구하였다. TLD홀더 없이 TLD만을 고체팬텀 표면에서 40 mm 깊이까지 1 mm 단위로 깊이 변화를 주면서 방사선을 쪼인 뒤 구한 반응값과 TLD를 TLD홀더에 집어넣어 동일한 조건에서 구한 반응값이 Fig. 4에 나타나 있다. SSD를 100 cm로 고정시키고 방사선원과 TLD사이의 거리와 TLD의 고체 팬텀 내의 깊이가 동시에 바뀌는 실험조건에서 구한 이 그림은 두 부분, i) 최대선량깊이(dmax)보다 더 깊은 영역과 ii) dmax보다 깊이가 얕은 영역, 즉 build-up 영역으로 나누어 설명할 수 있다. Fig. 4를 보면 dmax보다 깊은 영역에서는 TLD홀더

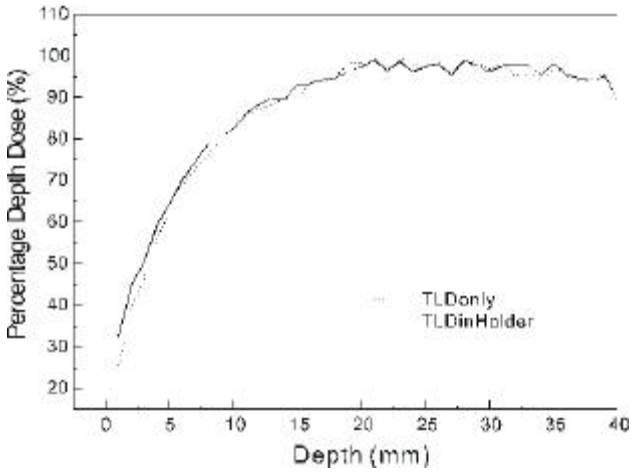

Fig. 4. Percentage depth dose (PDD) were measured with TLD only or with TLD in TLD holder at normal SSD 100cm. Solid line curve represents the PDD for TLD in TLD holder as new dosimeter and dotted line curve shows the PDD for TLD only. The curves are normalized to 100 as the response of TLD only used as dosimeter at the dmax=22 mm with SSD=100 cm.

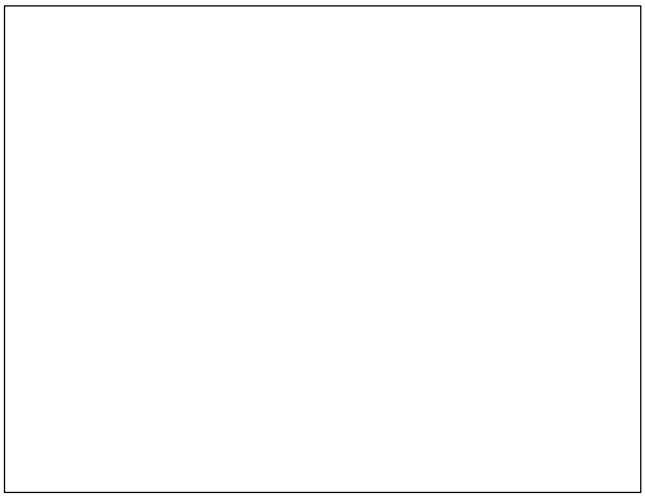

Fig. 5. The curves show tissue-phantom ratio (TMR) to overlying phantom thickness on TLD dosimeter. Solid line curve represents the TMR for TLD in TLD holder as new dosmeter and dotted line curve shows the TMR for TLD only used as dosimeter. The curves are normalized to 1 as the response of TLD only used with overlying phantom thickness t=22 mm at SAD=102.2 cm.

에 넣은 경우와 넣지 않은 경우 모두 깊이가 깊어질수록 반응값이 줄어드는 것을 관측할 수 있다. 이것은 방사선원과 TLD 사이의 거리증가와 고체 팬텀의 두께 증가로 인하여 선량이 감쇠된 결과인 것으로 보이며, dmax 보다 작은 영역에서는 TLD홀더의 두께로 인한 build-up효과로 인하여 TLD홀더에 넣은 경우의 TLD 반응값이, TLD홀더에 넣지 않은 경우의 반응값보다 평균적으로 3% 정도 크게 나타났다. 그리고 TLD홀더에 넣은 경우의 dmax는 홀더에 넣지 않은 경우보다 1 mm정도 더 얇은 곳에서 위치하는 것을 볼 수 있다. 전반적으로 TLD홀더로 인한 PDD 분포에 대체로 ±3%의 차이가 관측이 되나 이것은 무시할 수 있을 정도의 적은 값으로 볼 수 있다.

3. TMR에 대한 TLD홀더의 영향

인체의 두께 차이에 따른 TLD 흡수선량에 대한 TLD홀더의 영향을 알아보기 위하여, TMR (tissue maximum ratio)분포를 SAD 102.2 cm에서 고체팬텀을 이용하여 중심축을 따라 측정하였다. SAD 102.2 cm로 고정시켜 놓은 뒤 TLD 위의 고체팬텀을 0 mm에서 40 mm 까지 1 mm씩 두께 변화를 주면서 방사선을 조사한 뒤 구한 TLD 반응값은 Fig. 5에 나타나 있다. SAD 102.2 cm인 경우 build-up 효과가 나타나는 영역이상의 깊이에서는 TLD를 TLD홀더에 넣은 경우와 넣지 않은 경우의 TLD 반응값의 차이가 평균적으로 ±2%정도의 차이를 보인다. 그리고 이 경우 방사선원과 TLD 사이의 거리가 102.2 cm로 고정이 되어 있으므로 TLD에 도달하는 방사선에 영향을 미치는 것은 고체팬텀의 두께 변화밖에 없다. 따라서 팬텀의 두께가 dmax 보다 큰 경우에는 TLD를 TLD홀더에 넣은 경우와 넣지 않은 경우 두 TLD 반응값이 3% (1 SD) 내의 차이를 가진다. 즉 고정된 SAD 102.2 cm에서 TLD 위에 얹은 고체 팬텀의 두께 변화시킬 경우 TLD홀더가 TLD 반응값에 미치는 영향은 극히 미미한 것으로 생각할 수 있다.

결 론

LiF TLD는 반응감도의 감쇠효과는 무시해도 무방하나 생체 측정을 위하여 크기를 최소화하는 경우 반응값의 감소로 인하여 낮은 흡수선량의 경우 정밀한 측정이 어려울 뿐 더러 그것이 가진 독성과 수분으로 인한 TLD 반응값의 변화로 인하여 직접 생체 내에 이식은 지금까지 불가능하였다.

그러나 본 연구에서 개발한 TLD홀더에 넣은 TLD 선량계의 경우 방사선을 조사하게 되면 생체 표면으로부터의 깊이 변화에 따른 TLD의 반응감도가 TLD홀더에 넣지 않은 경우와 거의 차이가 없어 생체 내 선량측정에 매우 적합한 새로운 선량계로서의 사용 가능성이 판명되었다. 따라서 본 연구에서 개발한 TLD홀더에 넣은 TLD를 선량계로 사용할 경우 피부 표면 흡수선량 측정시의 TLD 오염으로 인한 반응감도의 변화를 방지할 수 있으며 생체 내 선량측정 시 조직내의

산도로 인한 신호강도의 손실을 방지할 수 있고 무엇보다도 LiF 독성으로 인한 인체 내에 미치는 피해를 줄일 수 있다. 또 TLD칩을 TLD홀더에 넣어 사용하는 경우 환자의 입사선량과 탈출선량을 정확히 측정할 수 있으므로 인체내의 특정한 기관의 흡수선량을 구할 수 있는 방법을 유도해 내는 것이 가능하며, 또 피부로부터의 오염을 막을 수 있고 양면 테이프을 이용하여 인체의 어느 부위에도 부착이 가능하므로 TBI와 TSEI를 위한 방사선 조사(irradiation)시 피부 흡수선량 측정에 적합하다. 그리고 LiF가 가진 고유의 독성을 테프론으로 차단하였고 CT를 이용하여 TLD 선량계의 위치를 확인할 수 있으므로 자궁암이나 직장암 치료 시 직접 intracavity 내에 선량계를 넣어서 생체흡수선량 측정이 가능하게 될 것이다.

그리고 본 연구 결과로부터 내열성이 강한 테프론 TLD홀더에 TLD를 넣어둔 상태에서 TLD 반응측정기(TLD reader)로부터 TLD 반응값을 바로 읽을 수 있는 테프론 TLD선량계의 개발 가능성을 볼 수 있었다. 다만 TLD홀더의 크기를 줄일 수 있는 기술적인 제약은 테프론으로 TLD를 얇게 코팅하는 방법으로 해결할 수 있을 것이다. 그러나 TLD-100에 대한 기존의 post annealing 온도(400℃)가 테프론의 용융점보다 높으므로 코팅한 TLD선량계의 경우에는 적정한 post annealing 온도를 찾아야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. **Ertl A, Hartl RFE, Zehetmayer M, et al.** TLD array for precise dose measurements in stereotactic radiation techniques. Phys Med Biol 1996;41:2679-2686
2. **Ferguson S, Ostwald P, Kron T, et al.** Verification of surface dose on patients undergoing low to medium energy X-ray therapy. Med Dosim 1995;20:161-165
3. **Kron T, Elliot A, Wong T, et al.** X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. Med Phys 1993;20:703-711
4. **Kron T, Metcalfe P, Wong T.** Thermoluminescence dosimetry of therapeutic x-rays with LiF ribbons and rods. Phys Med Biol 1993;38:833-845
5. **Loncol T, Greffe JL, Vynckier S, et al.** Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosemeters : a comparison of methods and in vivo results. Radiother Oncol 1996;41:179-87
6. **Essers M, Mijnheer BJ.** In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics 1999;43:245-59
7. **Strand M, Strand SE.** In vivo absorbed dose measurements with mini-TLDs (Parameters affecting the reliability). Acta Oncologica 1996;35:713-719
8. **Ferguson HM, Lambert GD, Harrison RM.** Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997;38:899-905
9. **Attix FH.** Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York; A Wiley-Interscience Publication, 1986:531
10. **Kim Sookil.** Dependence of Tissue-Metal Interface Dose on Tissue Thickness above Metal Inhomogeneity. **대한온열종양학회지** 2000;5:82-91

Abstract

LiF TLD in TLD Holder for In Vivo Dosimetry

Sookil Kim, Ph.D.*, John J.K. Loh, M.D.† and Byungnim Min, M.S.†

*Department of Premedical Sciences, Kosin Medical College, Busan, Korea
†Department of Radiation Oncology, Inha University College of Medicine, Incheon, Korea

Purpose : LiF TLD has a problem to be used in vivo dosimetry because of the toxic property of LiF. The aim of this study is to develop new dosimeter with LiF TLD to be used in vivo dosimetry.

Materials and methods : We designed and manufactured the teflon box(here after TLD holder) to put TLD in. The external size of TLD holder is $4\times4\times1$ mm^3. To estimate the effect of TLD holder on TLD response for radiation, the linearity of TLD response to nominal dose were measured for TLD in TLD holder. Measurement were performed in the 10 MV x-ray beam with LiF TLD using a solid water phantom at SSD of 100 cm. Percent Depth Dose (PDD) and Tissue-Maximum Ratio (TMR) with varying phantom thickness on TLD were measured to find the effect of TLD holder on the dose coefficient used for dose calculation in radiation therapy.

Results : The linearity of response of TLD in TLD holder to the nominal dose was improved than TLD only used as dosimeter. And in various measurement conditions, it makes a marginnal difference between TLD in TLD holder and TLD only in their responses.

Conclusion : It was proven that the TLD in TLD holder as a new dosimetry could be used in vivo dosimetry.

Key Words : Teflon, TLD holder, PDD, TMR, in vivo dosimetry