

碩士學位論文

MOSFET 선량계를 이용한 전신조사
(TBI) 방사선치료 선량확인

濟州大學校 大學院
醫工學科




2005年 12月

MOSFET 선량계를 이용한 전신조사 (TBI) 방사선치료 선량확인

指導教授 李 光 萬
姜 大 圭

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2005年 12月

 제주대학교 중앙도서관
姜大圭의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 _____ 印

委 員 _____ 印

委 員 _____ 印

濟州大學校 大學院
2005年 12月

Dose Verification using MOSFET Dosimeter in Total Body Irradiation Therapy

Dae-Gyu Kang

(Supervised by Professor Kwang-Man Lee)

A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements
for the degree of master of engineering

2005. 12.

Department of Biomedical Engineering
GRADUATE SCHOOL
CHEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

Summary	1
I. 서 론	2
II. 이 론	5
1. 흡수선량 측정법	5
2. MOSFET 선량계	10
3. 전신조사(TBI) 방사선 치료	14
III. MOSFET 선량측정 시스템	16
1. 특성 분석	16
2. 일반적인 치료환경	22
3. 일반적인 치료환경에서의 확인	27
IV. 전신조사(TBI) 방사선 치료에서의 선량확인	31
1. 전신조사 방사선 치료환경	31
2. Phantom에서의 확인	36
3. Humanoid Phantom에서의 확인	38
V. 결 론	44
참고문헌	46

Summary

In-vivo dosimetry is an essential tool of quality assurance programs in radiotherapy. And the most commonly used techniques to verify dose are thermoluminescence dosimeter(TLD) and diode detectors.

The detector is a metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor(MOSFET) device which causes a permanent shift in the threshold voltage of the transistor when irradiated. The threshold voltage is defined as the voltage required to allow current flow between the source and the drain of a MOSFET device. This shift is directly proportional to the absorbed radiation dose. MOSFET has been recently proposed for use in radiation therapy with several advantages.

In total body irradiation(TBI) setup, the patient represents a very irregular and extended field. This is particularly apparent when opposed lateral fields are employed. When such treatment is used as part of the preparation for bone marrow transplant(BMT), it is also important to know the dose delivered throughout the patient to ensure that it is neither too low nor too high in any area. Most TBI protocol guidelines specify that the midline dose throughout the body should vary no more than $\pm 10\%$ from the dose at the prescription point.

In this thesis, experimentally evaluated the characteristics of MOSFET dosimeter for reproducibility, linearity, isotropy, dose rate dependence and verification of MOSFET dosimeter's availability. therefore this study can be improve TBI therapeutic planning procedure and minimize of treatment error.

I. 서론

방사선을 이용한 종양의 치료에 있어서 치료 선량의 결정은 그 무엇보다도 중요하다. 그리고 결정된 치료선량의 확인 및 근접한 중요 장기의 허용 선량 초과여부의 확인 역시, 성공적인 치료를 하기 위하여 반드시 검토 되어야 한다. 전달된 선량의 확인은 오래전부터 여러 가지 측정 장비를 통하여 이루어져 왔는데 TLD(thermoluminescence dosimeter)와 다이오드가 가장 대표적으로 사용되고 있으며 특성 및 확인 방법에 대한 많은 연구를 통하여 그 유효성이 입증되어 왔다(Marion and Ben, 1999), (Millwater 등 1998), (Shakeshaft 등 1999), (Robert and Matthew, 1997), (조성구 와 김찬형, 2004), (Paola 등 1999), (Serge 등 2005), (Chuang 등 2002), (Wang B 등 2005).

MOSFET(metal oxide semiconductor field-effect transistor) 선량 측정 시스템은 최근 들어 여러 가지 장점을 가지고 그 사용이 점차 증가 추세에 있는 장비로서 동작 특성과 더불어 여러 치료 상황에 대하여 점차 그 연구가 증가되고 있다(Ramasehan 등 1997), (Esther 등 2003), (Peet and Pryor, 1999). 기본 작동 원리는 MOSFET에 조사되는 방사선에 의해 산화 절연층(SiO₂)에서 생성되는 전자 정공 쌍 중 Si/SiO₂ 경계면에 누적되는 정공의 수와 조사된 방사선량의 비례를 이용하는 것으로 누적된 정공의 수와 비례하여 MOSFET의 문턱 전압이 변화하고 선량의 측정은 문턱전압의 변화를 측정함으로써 이루어진다. MOSFET 선량계는 특히 작은 작동 면적(0.2mm×0.2mm)으로 크기가 작고 기존의 측정 장비들보다 우수한 공간분해능을 가지고 있으며, 조사 후 바로 실시간으로 선량을 확인할 수 있는 등의 장점을 가지고 있다. 따라서 전신조사(TBI, total body irradiation) 방사선 치료의 선량확인에 있어서는 인체의 여러 측정 지점과 그에 따른 입사 및 출구 선량 지점 선측과의 보다 정교한 일치를 이룰 수 있고 길어진 선원 표면간 거리(SSD, source surface distance)에 의한 선량률 감소로 증가된 조사시간에 의해 발생할 수 있는 치료실 밖에서의 누설 선량을 줄일 수 있는 장점이 있다. 이밖에 선량률에 대한 비의존성, 등방성 및 선형성 등에 있어서도 우수한 특성을 가지고 있다. 하지만 아직 국내에서는 재래식 장비의 보유로 인해 널리 보급 되어 있지 않은 실정으로 이에 따른 연구가 많이 이루어

지지 않고 있다.

방사선 치료의 확인은 여러 가지 치료 상황에서 조금씩 다르게 적용되어 지는데 특히, 전신조사 방사선 치료에 있어서는 치료의 특성상 일반적인 치료에 비해 훨씬 더 많은 주의가 요구 되어 진다. 특히 전신조사 방사선(TBI) 치료는 전신에 퍼진 악성 임파종의 증상을 완화시키거나 골수이식 시술 전에 골수 파괴를 위해, 또는 조직 이식 시 면역억제를 위해 이용 되고 있으며 골수이식의 성공에 훌륭한 연구가 보고 된 이래 그 중요성이 한층 증가 되었다. 하지만, 일반적인 치료와는 다르게 전신이 모두 방사선에 조사 되고 전신에 걸쳐 균일한 선량분포($\pm 10\%$)가 요구되기 때문에 이를 위한 특별한 치료 환경이 필요하다(Azam, 1991), (Charles 등 1996), (Greig 등 1996), (Planskoy 등 1996), (Thomas 등 1988). 특히, 증가된 선원 표면간 거리에서 발생하는 선량률 변화와 보상체 또는 블록에 의한 선질의 변화는 여러 변화 되는 요소와 더불어 세심하게 측정 되어야 하고 측정 장비를 통한 확인에 있어서도 장비별 특성에 맞는 확인법이 필요하다. 이러한 전신조사 방사선 치료는 대개의 경우 3 내지 4일 동안 연속해서 하루에 두 차례의 치료를 받게 되는데 첫 치료 시에 선량확인 과정이 권고 되고 더불어 지속적인 확인도 필요하다. 이때, 선량 확인의 방법으로는 TLD와 다이오드가 현재 가장 널리 사용 되고 있으나 Jornet 등(1996), Greig 등(1996), Thomas 등(1988), Paola 등(1999), M. Amor 등(1998), Takako 등 (2002), 현재 국내 대다수 병원에서는 TLD에 비해 다루기 쉽고 더 좋은 결과를 보이고 있는 다이오드의 사용이 일반화 되어 있다. 이외에 다른 여러 방법도 연구 되어 지고 있다(Ronald 등 1998), (Paolo and Francescon, 1997), (Bloggi 등 2002).

의료용으로 사용 되어지는 선량계는 기본적으로 주어진 특성에 대하여 실제 병원마다 사용에 앞서 실제적인 유효성의 확인이 필요하다. 이에, 본 논문에서는 전신조사 방사선 치료에서의 선량확인에 앞서 선행연구로서 MOSFET 선량계의 여러 가지 특성들에 대하여 제조사 및 여러 특성 분석 연구들과 비교 분석하고 보다 정확한 선량확인을 위한 기준을 보였고, 기존의 측정 장비들과의 특성비교를 통하여 우수성을 확인하였다(Montserrat 등 1998), (Ronald 등 1998), (Marion and Ben, 1999), (M. Amor 등 1998), (Millwater 등 1998). 직접 팬텀을 통한 선

량확인에서는 MOSFET 선량계를 이용할 경우 고려되어야 할 요소들에 대하여 정의하였고 특히, 전신조사 방사선 치료시에 특별히 사용되는 보상체 및 spoiler의 영향도 측정 분석해 보았다. 본 논문에서의 중심선량 확인은 실제 각 환경에서 측정된 깊이 선량 비(PDD, percent depth dose)를 이용한 방법을 도출하여 사용하였다. 위의 실험들을 통해 본 논문에서는 MOSFET 선량계를 사용한 일반적인 선량확인과 전신조사 방사선 치료에서의 선량확인에 있어 기존의 선량확인 방법보다 우수한 MOSFET 선량계의 유효성을 검증하였고 이를 통해 치료계획의 수립과 치료시에 발생할 수 있는 에러를 최소화시킴으로서 보다 정확한 치료를 가능하게 할 수 있을 것이다.



II. 이 론

1. 흡수선량 측정법

1) 이온 전리함 측정법(Ionization Chamber Dosimetry)

방사선량을 측정하는 1차 표준으로 방사선에 의한 이온화정도를 측정하는 선량측정법이다. 본 논문에서는 MOSFET 선량계의 측정값을 비교하는 기준 선량계로 사용하였다. 기본적인 구성은 일정한 체적을 갖는 기체전리함과 고감도 전류계로 이루어지며 전리함내의 기체는 아르곤이나 질소 등의 불활성 기체가 쓰이기도 하지만 일반적으로 공기를 사용하고 공동 벽은 공기등가 물질로 되어 있으며 흡수선량을 측정할 때에는 입사 방사선의 에너지에 맞는 전자평형을 이루는 조직등가의 build up cap이 사용 된다.

기본 측정 원리는 그림 1과 같이 방사선에 의해 전리함내부 기체 내에서 생성된 이온-전자쌍을 전량 수집하여 고감도 전류계를 통해 선량을 측정하는 것이다.

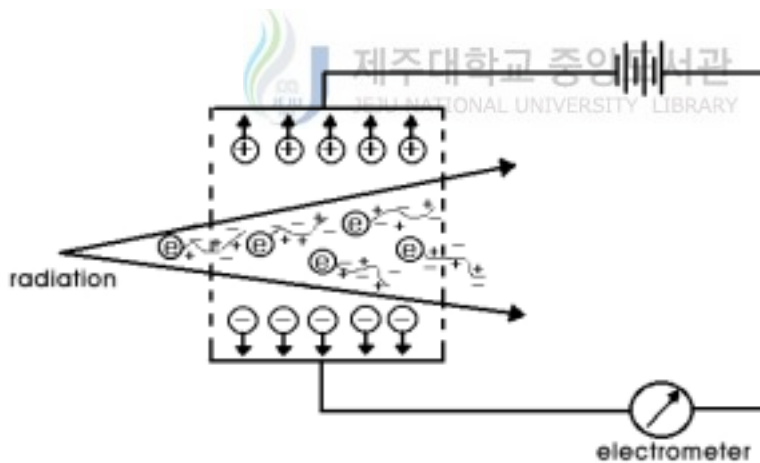


Fig. 1. Schematic overview of the basic principle of ionization chamber.

2) 열량 측정법(Calorimetry)

물질에 흡수된 선량(absorbed dose)을 측정하는 기본적인 방법으로, 물질이 에너지를 흡수하면 흡수한 선량에 비례하여 적은 양이지만 온도의 상승을 유발하고 이를 정확하게 측정함으로써 흡수된 선량을 알아내는 것이다. 흡수한 선량과 그에 따른 열량과의 관계는 다음과 같다. 즉

$$1\text{Gy} = 1 (\text{J kg}^{-1}) = \frac{1}{4.18} (\text{cal kg}^{-1}) \quad (2.1.1)$$

이다. 따라서 1Gy의 흡수선량에 의해 상승하는 온도(ΔT)는

$$\begin{aligned} \Delta T &= \frac{1}{4.18} (\text{cal kg}^{-1}) \cdot \frac{1}{10^3} (\text{kg cal}^{-1})(^\circ\text{C}) \\ &= 2.39 \times 10^{-4} (^\circ\text{C}) \end{aligned} \quad (2.1.2)$$

이다. 이는 이론적으로는 가능하지만 방사선 치료에 있어서 측정기를 직접 체내의 측정 지점에 놓고 측정하기가 어려운 경우가 더 많기 때문에 그 사용의 범위가 극히 제한적이다.



3) 화학적 측정법(Chemical Dosimetry)

이온화 방사선에 의한 물질의 화학적 변화(산화, 환원)량으로서 흡수된 선량을 측정하는 것으로 100eV당 반응(분해, 생성)하는 분자수(원자수)로서 정의 되는 화학변화 기준치 G값을 기본으로 한다.

$$G = \frac{M}{E} \times 100 \quad (2.1.3)$$

여기서, E는 흡수된 에너지이고 M은 생성된 분자수이다. 가장 대표적으로 사용되는 화학적 측정 장치로는 철 선량계(Fricke Dosimeter)가 있다. 이는 황산

제 1철의 산화 반응($\text{Fe}^{2+} \rightarrow \text{Fe}^{3+}$)을 이용한 것으로서 G값은 15.5이며 측정범위는 1Gy부터 10^4 Gy로서 방사선 멸균, 식품 조사, 방사선 가공 등의 조사시설에서의 안전관리를 주목적으로 사용 되어지고 있다.

4) 형광 측정법(Luminescence Dosimetry)

형광 작용을 하는 물질을 통해 선량을 확인하는 방법으로 열형광 선량계(TLD, thermoluminescence dosimeter)를 통한 흡수선량 측정이 오래전부터 사용 되어 왔다. 이는 불순물을 포함한 열형광 물질(LiF, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, CaSO_4 등)을 사용하는 것으로 기본 원리는 열형광 물질이 방사선에 조사 되면 고체내의 전자가 여기(exciting)되면서 전자(electrons)와 정공(holes)이 생성 되고, 이때 생성된 전자들이 충만대에서 전도대로 이동 후 다시 충만대로 돌아오지 못하고 불순물에 의한 포텐셜 우물에 갇히게 된다. 갇힌 전자들은 열형광 물질에 열을 가하게 되면 포텐셜 우물의 장벽을 넘어 천이 하게 되는데 이때 에너지차를 가시광선의 형태로 방출한다. 따라서 이때 방출 된 가시광선을 광증배관을 통하여 검출함으로써 흡수선량을 알 수 있다. 형태는 가루, 막대, 칩 등의 형태로 상황에 맞게 제작할 수 있다.

여러 가지 물질로 조합된 각기 특성 있는 TLD들은 특성이 서로 다르며 각기 특유의 glow curve가 있으므로 실제 측정에 있어서는 측정 범위와 상황에 맞는 물질을 선택하여야 하고 세심한 주의와 함께 많은 시간이 필요하다. 그러나 주의 깊게 교정하였을 경우에는 3%이내의 정확도를 가질 수 있기 때문에 측정 할 때에 다른 연결이 필요 없고 운송이 편리하며 피부 등가물질로 제작 될 수도 있고 오랜 기간 선량 정보를 가지고 있을 수 있는 등의 여러 장점을 가지고 있다. 환자 몸에 직접 넣거나, buildup region, 강내 치료용 동위원소에 적용 하여 많은 부분 널리 사용 되고 있다.

5) 반도체 측정법(Semiconductor Dosimetry)

반도체 측정법은 현재 가장 보편적으로 널리 사용 되고 있는 선량 확인 방법으로서 기존의 실리콘 다이오드 선량계를 주로 사용하고 있다. 또한 본 연구에

사용 되는 MOSFET 선량계 역시 크기는 반도체 측정법의 예라고 볼 수 있다.

실리콘 다이오드 선량계는 p-n 접합 다이오드로 p형 다이오드가 n형 다이오드에 비해 방사선에 대한 손상이 적으며 에너지에 대한 민감도가 적기 때문에 많이 사용 되고 있다. 기본 동작 원리는 그림 2와 같이 다이오드에 역방향 전압을 인가하면 p-n 접합부에는 넓은 공핍층이 생성되고 이때 방사선이 공핍층에 조사되면 방사선량에 비례하여 전자-정공쌍이 형성되어 전기적 신호를 출력한다. 따라서 이를 측정함으로써 방사선량을 알 수 있다. 다이오드 선량계는 그 사용 목적 및 에너지에 맞는 자체 build up을 가지고 있다. 따라서 선량의 확인에 있어서는 반드시 먼저 정확한 선량계의 측정 범위 확인이 필요하다.

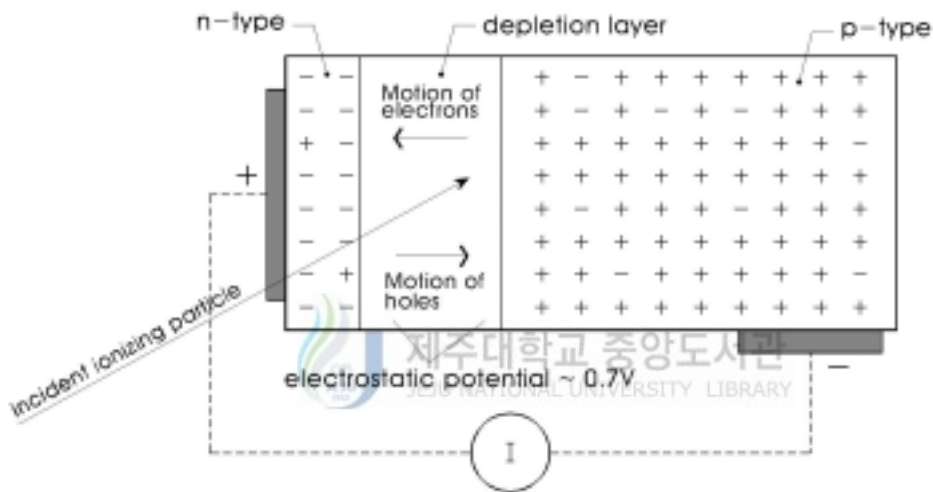


Fig. 2. Schematic overview of the basic principle of p-type silicon diode.

주요 장점으로서는 작은 작동면적, 높은 기계적 안정성과 온라인(on-line) 연결을 통한 실시간 선량확인을 들 수 있다. 하지만 온도 변화, 빔의 조사 방향 및 선량률에 대하여 반응의 차이를 보이기 때문에 측정에 앞서 이러한 특성의 파악이 선행 되어야 한다.

6) 필름 선량법 (Film Dosimetry)

필름을 이용한 선량 확인은 크게 Radiographic과 Radiochromic으로 나눌 수 있다. Radiographic 필름 선량계는 일반적으로 사용 되어온 방법으로 필름에 방사선이 조사 되면 증착된 AgBr 결정은 광화학 작용을 통하여 흑화 되고, 이때 흡수된 방사선량과 흑화도는 비례한다. 선량의 확인은 필름의 광 투과율을 이용한 OD(optical density)를 사용한다.

$$OD = \log_{10}(I_0/I) \quad (2.1.4)$$

여기서, I_0 는 초기 빛의 강도이고, I 는 필름을 투과한 빛의 강도이다. 이러한 OD 값과 선량과의 관계는 선형적이지 않기 때문에 사용하는 필름에 대한 선량과 OD와의 관계 곡선을 먼저 확실하게 알아야 된다. 특징으로는 에너지, 선량률, 온도 및 방향에 대한 의존성이 있고, 장점으로는 공간분해능이 높아 상대 선량 측정에 적합하고, 선형가속기 및 방사선 발생장치의 선질과 선량 분포의 확인 등에 널리 사용 된다.

Radiochromic 필름 선량계는 수 μm 두께의 특수염료를 사용한 필름을 사용하는 것으로 현상이 필요 없고 에너지, 선원 및 선량률 의존성이 양호한 장점을 가지고 있다. 현상은 필요 없지만 방사선에 의한 색변화가 약 24시간에 걸쳐 진행됨으로 판독은 24시간 이후에 할 수 있다. 측정 범위는 Radiographic 필름 선량계의 수 Gy의 측정 범위에 비해 종류에 따라 수백 Gy 이상의 측정 범위를 갖고 있어 고선량 측정도 가능하다.

이러한 필름을 이용한 방법은 흡수선량의 정확한 양을 측정하기도 하지만 필름이 가지고 있는 고유의 특성으로 한 점에서의 선량뿐 아니라 선량의 분포를 알 수도 있다. 그리고 기계적 오차를 확인 하는 방법으로도 널리 사용 되고 있다.

2. MOSFET 선량계

1) MOSFET 센서의 작동 원리

본 연구에 사용되는 MOSFET 센서는 p-채널 MOSFET으로 실리콘 반도체가 산화 절연층에 의하여 절연 되어 있는 샌드위치형 장치로 그림 3은 센서부분의 개략적인 단면 그림이다.

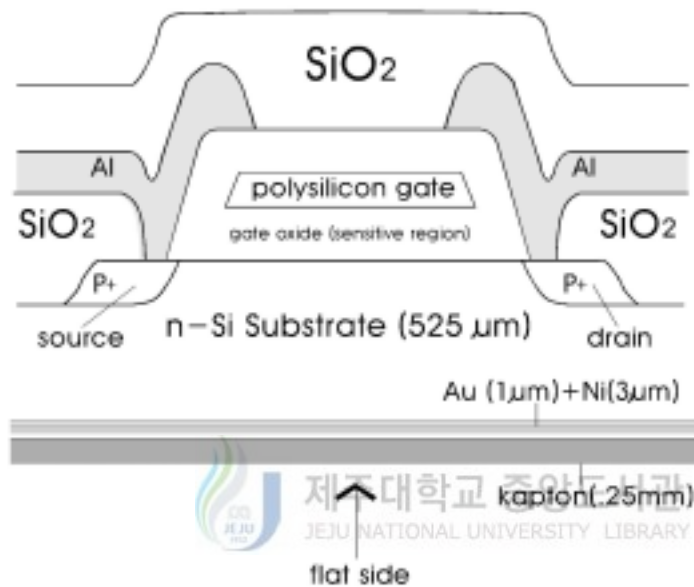


Fig. 3. Schematic diagram of the structure of p-channel MOSFET sensor.

작동 원리는 큰 음전압이 폴리실리콘 게이트에 걸린다면 전장은 정공을 실리콘 회로기판으로부터 Si/SiO₂ 경계면으로 끌어당기고 이것은 소오스(source)와 드레인(drain) 사이에 흐르는 전류를 허용하는 도체 밴드로부터 정공을 끌어당긴다. 전류의 흐름이 시작되기 위해서 필요한 게이트 전압은 일반적으로 문턱 전압 (V_T , threshold voltage)으로 알려져 있다. 일반적인 MOSFET의 실제 문턱 전압 (V_T)은 평탄 대역 전압(V_{FB})과 이상적인 문턱 전압(V_T^{ideal})의 합으로, 다음과 같

다.

$$V_T = V_{FB} + V_T^{\text{ideal}} \quad (2.2.1)$$

여기서

$$V_{FB} = \Phi_{ms} - \frac{Q_i}{C_i} \quad (\text{평탄 대역 전압}) \quad (2.2.2)$$

$$V_T^{\text{ideal}} = -\frac{Q_s}{C_i} + 2\Phi_F \quad (\text{이상적인 문턱 전압}) \quad (2.2.3)$$

이다. 위에서 Φ_{ms} 는 금속과 반도체의 일함수 차이, Q_i 는 산화 절연층의 전하량, C_i 는 산화 절연층의 정전용량, Q_s 는 공핍층과 반전층의 전하량의 합, Φ_F 는 Fermi 전위이다.

방사선이 MOSFET의 게이트에 조사되면 검출부위(SiO_2) 등에 전자-전공쌍이 생성되고 생성된 정공들은 전장에 의해 Si/ SiO_2 경계면을 향하여 이동하고, 최종적으로 정공들 중의 일부는 경계면 주위에서 영구적으로 고정되며 이것은 식 (2.2.2)의 Q_i 를 변화 시키고, 따라서 문턱 전압은 식(2.2.4)와 같이 조사후의 문턱 전압(V_{T2})에서 조사전의 문턱전압(V_{T1})을 뺀 ΔV_T 만큼의 문턱전압이 그림 4와 같이 변화 된다.

$$\Delta V_T = |V_{T2} - V_{T1}| \quad (2.2.4)$$

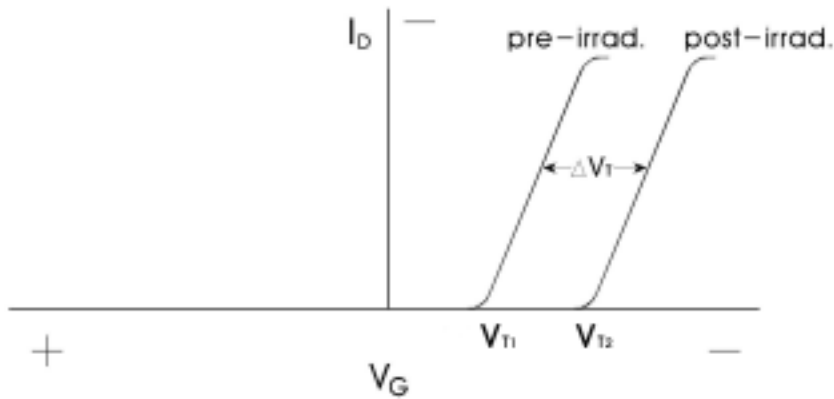


Fig. 4. Effect of radiation on threshold voltage variation.

이러한 문턱전압의 변화는 조사된 선량에 비례하고 이것을 이용하여 조사된 방사선량을 실시간으로 측정할 수 있다(Ramasehan 등 1997), (조성구 와 김찬형, 2004).

2) MOSFET 선량계

본 논문에서 사용하는 MOSFET 선량계는 캐나다의 Thomson and Nielson Electronics, Ltd의 제품으로 센서부분은 본 논문에서와 같은 고에너지 방사선에서의 흡수선량의 측정에 사용되는 표준형(TN-502RD) 센서와 이에 비해 3배의 감도를 가지고 진단영역의 저 선량 및 산란선을 측정하기 위한 고감도형(TN-1002RD) 센서의 두 가지 제품이 공급 되고 있다.

그림 5는 실제 MOSFET 센서의 모습이다. 구조는 1 mm^2 면적과 0.25 mm 두께의 실리콘 칩이 에폭시 벌브(epoxy bulb)의 0.85 mm 층 밑에 위치한다. 두 가지 선량계는 모두 20V 의 문턱전압이동(ΔV_T)이 되면 더 이상 사용할 수 없으며, 약 $17\sim 18\text{V}$ 까지를 유효 수명으로 볼 수 있다. 그림 6은 선량계 시스템 전체를 나타내고 있다. 시스템은 선량계, bias supply(TN-RD-22) 및 reader(TN-RD-10)로 구성되어 있고, 측정 한시간전에 선량계와 bias supply는 연결되어 있어야 하고, 측정이 끝나면 일정 시간 내에 reader를 통해 확인 되어야 한다.

선량의 확인은 우선 각 선량계마다 조금씩 다른 교정값(CF, calibration factor)

이 정확하게 측정되어야 한다. 이를 위해 표준형의 경우는 200mV이상의 지시 값을 갖는 치료기의 정확한 선량을 이온 전리함을 통해 확인하고 이에 대한 MOSFET 선량계의 지시 값을 3회 측정하여, 평균을 각 선량계마다 reader에 입력해 놓는다. 이 값을 주기적으로 측정 되어야 한다. 이온전리함에 대한 MOSFET 선량계의 교정 값은 아래의 식(2.2.5)으로서 이온전리함을 통해 얻은 알고 있는 방사선량에 대한 MOSFET 선량계의 지시 값으로서 구할 수 있고, MOSFET 선량계에서의 흡수선량은 식(2.2.6)으로서 각 센서별로 구해진 교정값(CF)에 대한 MOSFET 선량계의 지시 값으로서 구할 수 있다.

$$CF = \frac{MOSFET\ reading(mV)}{Known\ Radiation\ Value(Gy)} \quad (2.2.5)$$

$$Gy = \frac{MOSFET\ reading(mV)}{CF} \quad (2.2.6)$$

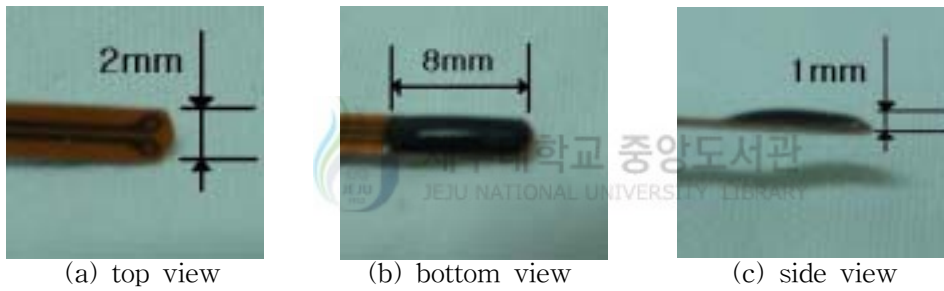


Fig. 5. Photograph of MOSFET sensor.



Fig. 6. Photograph of MOSFET dosimetry system.

3. 전신조사(TBI) 방사선 치료

1) 치료 목적

전신조사(TBI) 방사선 치료는 골수이식에 앞서 면역기전을 저하시켜 거부반응을 방지하며 기존 골수의 파괴를 목적으로 하고, 전신에 퍼진 악성 임파종의 증상을 완화시키거나, 그 외 재생 불량성 빈혈 등 여러 병의 치료에 사용되고 있다. 특히, 골수이식에 있어서 화학요법(chemotherapy)과의 병행으로 높은 성공률을 보이고 있어 그 중요성이 증가되고 있다.

2) 기술적 요소

전신조사 방사선 치료의 환경은 일반적인 치료와는 크게 다르다. 우선, 전신이 모두 방사선에 조사 되어야 하기 때문에 전신을 모두 조사야에 넣기 위한 증가된 선원 피부간 거리(SSD, source surface distance)가 필요하고 이때, 증가된 SSD에 따른 치료 조사야 내의 선량 분포와 물질 내부의 깊이 선량 비(PDD, percentage depth dose)의 변화가 반드시 측정을 통해 확인 되어야 한다. 전신조사 방사선 치료를 성공적으로 수행하고 부작용을 최소화하기 위해서는, 기본적으로 전신에 걸쳐 균일한 선량분포($\pm 10\%$)가 요구 되는데 이를 위해서 여러 가지로 연구 되어 왔다(Azam, 1991), (Chester 등 1996), (Raymond 등 1994), (Anthony 등 1998), (Sherali and Greg, 1995).

치료 환자의 자세는 크게 앞/뒤로의 대향 2문 조사(AP/PA technique)와, 좌/우 측면으로의 대향 2문 조사(bi-lateral technique)로 나뉘며, 전자의 경우는 전신의 두께차이가 크지 않고 두껍지 않기 때문에 저선량을 조사할 수 있고 폐를 제외한 부분에 대하여 특별한 보상체를 두지 않는 장점이 있지만, 환자가 어리거나 체력이 약할 경우 치료시간 동안 자세 유지에 어려움이 있다. 후자의 경우는 환자를 고정하기는 쉽지만 신체의 기준 두께(일반적으로 배꼽 위치)에 대해 머리, 목, 다리 부분에서 더 높은 선량 분포를 유발한다. 따라서 보상체의 사용이 필요하고 준비 시간이 길어지며 고선량을 조사하여야 하기 때문에 치료 시간이 오래

결린다.

이러한 두 가지 자세 모두 폐(lung)에 대해서는 신중한 고려가 필요한데, 폐의 총 흡수선량은 $10 \pm 0.5 \text{Gy}$ 를 초과하지 않게 계획 되어야 한다. 이를 위해서 폐 블록을 이용하여 부분적으로 투과 되는 방사선의 강도를 줄이고 폐가 위치한 가슴 표면의 저 선량 부분에 대하여 전자선을 이용하여 보상하거나, 보상체를 사용하여 한계 선량의 초과를 막는 방법을 사용한다.

다음으로 중요하게 고려되어야 할 것은 광자선 에너지의 특성에서 오는 피부의 저선량 문제인데, 이는 1cm 두께의 아크릴 스포일러(acrylic spoiler)의 사용으로 해결할 수 있다.

3) 선량의 확인

성공적인 전신조사 방사선 치료를 위해서는 각 병원에 맞는 치료 방법을 선택하고 치료실 내부의 허용 범위 안에서 치료용 지지대의 위치와 거리를 정하고 정해진 조건에서의 선량률, 치료 조사야의 선량분포, 치료 중심축에서의 변화된 조직 최대 선량 분포(TMR, tissue maximum ratio)의 정확한 측정이 필요하다.

그리고 치료에 있어서도 전달된 선량의 확인이 권고 된다. 전달된 선량의 확인은 여러 가지 측정 장비를 통하여 확인 되어 왔고 특히, 전신조사 방사선 치료에서는 그 치료 환경이 일반적인 치료환경과 많이 다르기 때문에 특별히 많은 사항이 고려되어야 된다.

이를 위해 대표적으로 TLD, 다이오드, EPID(electronic portal imaging device), MOSFET 등이 선량확인에 사용 되고 있으며 그에 대한 많은 연구가 이루어져 오고 있다.

Ⅲ. MOSFET 선량측정 시스템

본 논문에서는 MOSFET 선량측정 시스템을 이용한 선량확인에 앞서 선량계로서 요구되어지는 특성을 확인, 분석하기 위하여 선행연구의 목적으로 MOSFET 선량측정 시스템에 대하여 실제 측정을 통하여 특성을 분석하고 계수들을 정의하여, 이를 일반적인 치료환경에서 적용하였으며 팬텀을 통하여 확인해봄으로서 MOSFET 선량계의 유효성을 알아보았다.

1. 특성 분석

1) 측정 조건

본 연구에서 특성분석을 하기위한 측정 조건은 그림 7과 같이 물 등가 팬텀인 plastic water 팬텀을 가상의 인체로 하고 팬텀 표면에 대하여 치료기의 기준 조건인 SSD 100cm에서 표면에서의 조사야(field size)가 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 일 때, 팬텀 내부에서 최대의 선량을 이루는 각 에너지에 맞는 전자평형(electronic equilibrium) 깊이에 이온 전리함(IC-70 Ionization Chamber, Wellhofer, Germany)을 위치시키고 팬텀의 표면에는 MOSFET 선량계를 위치 시켰다.

2) 기준 교정 계수(RCF)

기준 교정 계수(reference calibration factor; RCF)는 일반적인 치료환경에서 그림 7과 같은 기준 측정 조건일 때 기준 교정 계수는 식(2.2.5)과 같이 이온 전리함의 지시 값과 MOSFET 선량계의 지시 값의 비로 표현 된다. 이러한 기준 교정 계수는 입사(entrance) 교정 계수(CF_{em})로도 표현할 수 있다.

그림 8은 실제 RCF 측정시의 사진이다.

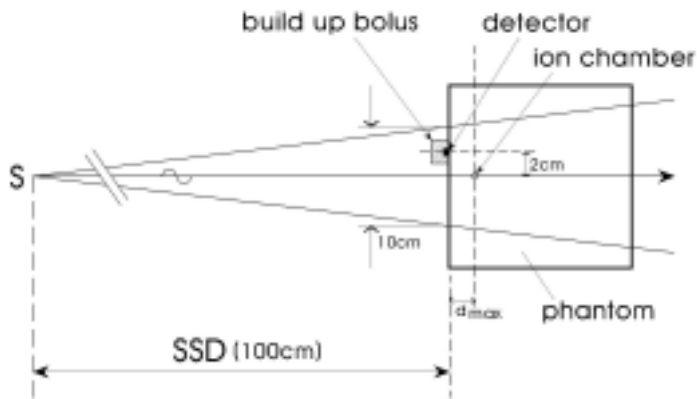


Fig. 7. Schematic diagram of experimental measurement setup.

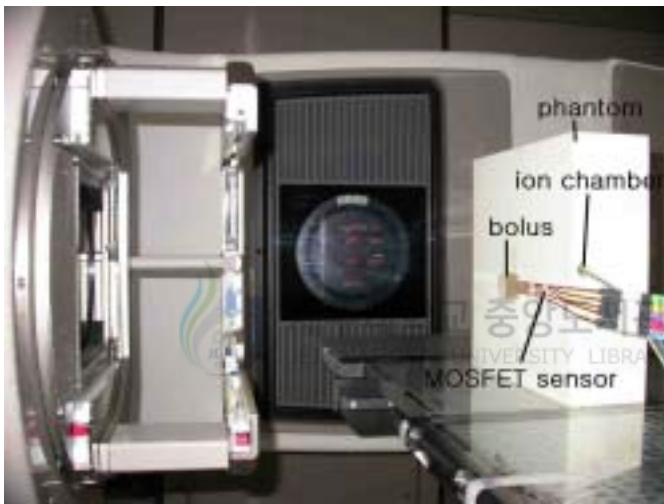


Fig. 8. Photograph of RCF measurement setup.

본 연구에서는 우선 하나의 Bias supply에 연결할 수 있는 최대 MOSFET 센서 갯수인 5개의 MOSFET 센서를 한 번에 모두 조사시킴으로서 그림 9의 결과를 얻었다. 이 때, 조사된 에너지는 6MV이었고 $d_{max}(1.5cm)$ 에 200cGy의 선량을 조사하였다. 선량계별로 평균 지시값에 대하여 최대 편차는 $\pm 1.2\%$ 이내의 재현성을 보였으며 이러한 재현성은 TLD의 경우 세심한 주의를 기울였을 경우 최대

±2%까지의 재현성과 다이오드의 일반적인 재현성 ±3%보다 우수한 결과를 나타냈다. 선량계 간의 RCF는 1.09~1.11의 값을 나타냈다.

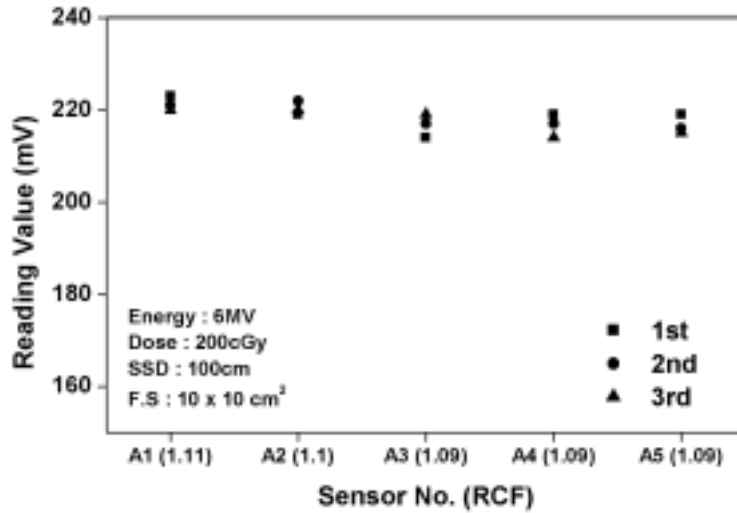


Fig. 9. Individual MOSFET's RCF measurement.

3) Fade effect

선량계에 방사선이 조사된 후 확인까지의 시간 경과에 따라 지시 값이 변화하는 현상으로, MOSFET 선량계에서의 Fade effect는 식 (3.1.1)과 같이 구할 수 있고 그 값이 3%를 넘을 경우에는 해당 선량계의 측정을 제한하는 것이 권고된다.

$$|F| = \frac{|X_{15} - X_0|}{X_0} \times 100 \quad (3.1.1)$$

여기서, X1은 조사 후 1분 후의 지시 값이고, X15는 15분 후의 지시 값이다. 이에, 본 연구에서는 조사 이후에 reading 시간의 변화에 따른 지시 값의 변화를 관찰함으로써 보다 유효한 지시 값을 획득할 수 있는 조사 후의 reading 시간을

알아 볼 수 있었다. 그 결과, 치료기 조종실에서 치료실 안의 MOSFET 선량계까지의 이동시간과 reading까지의 시간을 고려하여 최적화된 reading 시간을 선택하고 RCF 및 모든 측정값에 동일한 reading 시간을 선택함으로써 Fade effect의 영향을 줄일 수 있을 것으로 판단된다. 이에, 본 논문에서의 reading 시간은 1분 20초를 선택하였다.

4) 선형성(linearity)

흡수된 선량 변화에 대한 선량계의 반응 값을 나타내는 것으로 이상적인 선량계의 경우에는 선량의 변화에 대하여 선형적으로 비례한 값을 나타내야 한다. 따라서 측정에 앞서 측정하고자 하는 선량 범위 안에서의 선형성 확인은 반드시 필요하다.

본 연구에서는 임상에서 주로 사용되어지는 치료선량 범위인 100cGy~300cGy까지의 범위에 대해 6MV, 15MV 및 전자선들에 대하여 각각 측정하였다. 이때 Reader기의 지시 값은 CF를 적용하여 식 (2.2.6)에 의하여 cGy단위로 사용하였다. CF값은 각 에너지별로 측정하여 적용하였다. 선형성을 확인해본 결과, 그림 10에서와 같은 결과로서 이온 전리함 지시 값에 대하여 최대편차는 광자선의 경우 $\pm 1\%$ 이내, 전자선의 경우 $\pm 3\%$ 이내의 선형성을 보였다. 이 값들은 모두 $\pm 1.2\%$ 편차 이내로 재현성의 범위 안에 있었다. 이러한 선형성은 TLD와 다이오드의 일반적인 선형성 $\pm 3\%$ 보다 우수한 결과로서 특히 광자선에 대해서는 매우 우수한 선형성을 보였다.

5) 등방성(Isotropy)

조사되는 방사선의 입사각도에 따른 선량계의 반응 정도에 대한 특성으로 선량계로서 좋은 등방성을 갖고 있다는 것은, 현재 치료 장비의 발달로 인하여 치료하고자 하는 부위에 대해 일정한 방향에 대하여 방사선이 조사되지 않는 경우가 많기 때문에 큰 장점이라 할 수 있다.

이에 MOSFET 선량계에 대해 공기 중에서 치료 중심축 상에 buildup cap을 적용하여 그 등방성을 측정해 보았다. 선량은 200MU를 조사하였으며 0° 의 값을

기준으로 다른 각도의 값들을 비교하였다. 그림 11은 각 30°간격으로 조사 한 MOSFET 선량계의 등방성을 측정 한 결과이며, 0°에 대하여 최대 ±2%이내의 오차를 가지고 균일한 등방성을 보여주고 있다. 이 값은 Ramasehan 등 (1997)의 최대18%의 오차와 그 후 Paolo 와 Prancescon (1998)의 최대 7%의 오차에 비해 상당히 발전 된 값을 나타내고 있는데 이는 과거에 비해 선량계 자체가 개량되었기 때문으로 생각된다. 그리고 본 실험에서의 오차는 최근에 보고 된 Chuang 등 (2002)의 측정값인 ±2.5% 오차와 비슷한 값을 보이고 있다.

이러한 등방성은 TLD의 경우 측정 목적에 따라 그 형상의 부피적 차이에 의해서 서로 다른 등방성을 갖는 것과, 다이오드의 경우 자체 build up cap의 전 방향에 대하여 균일하지 않은 기하학적 구조에서 오는 특정 각도에서의 큰 비등방성과 비교해 볼 때, MOSFET 선량계에서의 균일한 등방성은 매우 우수한 선량계로서의 장점이라고 할 수 있다.

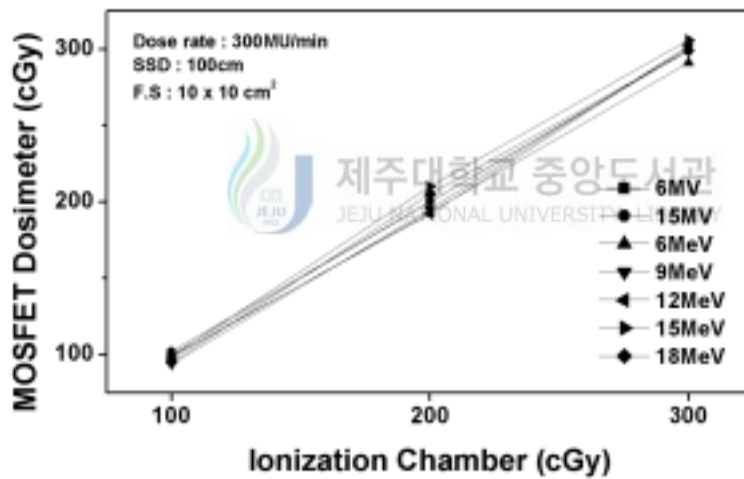


Fig. 10. Linearity of the MOSFET dosimeter.

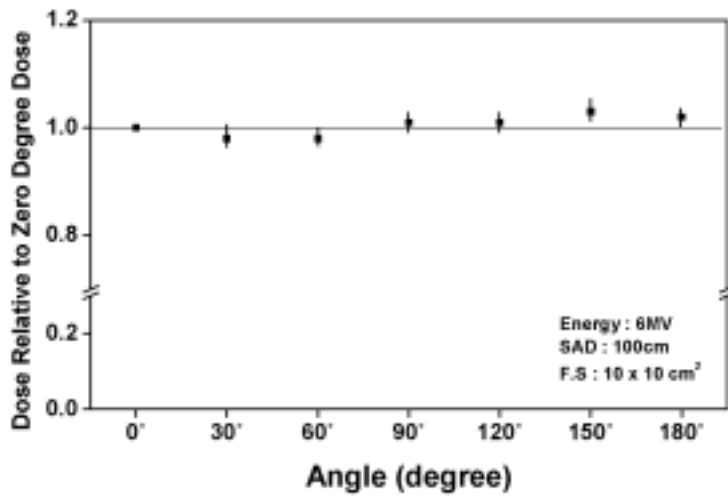


Fig. 11. Isotropy of the MOSFET dosimeter.

6) 선량률 의존성(Dose rate dependence)

방사선의 선량률에 따른 변화를 6MV에 대하여 측정하였고 임상에서 주로 사용되는 분당 200~500MU에 대하여 측정하였다. 선량률 의존성은 그림 12에서와 같이 기준 선량률 300MU/min에 대하여 최대편차 $\pm 2\%$ 이내의 범위에서 안정된 값을 보이고 있다.

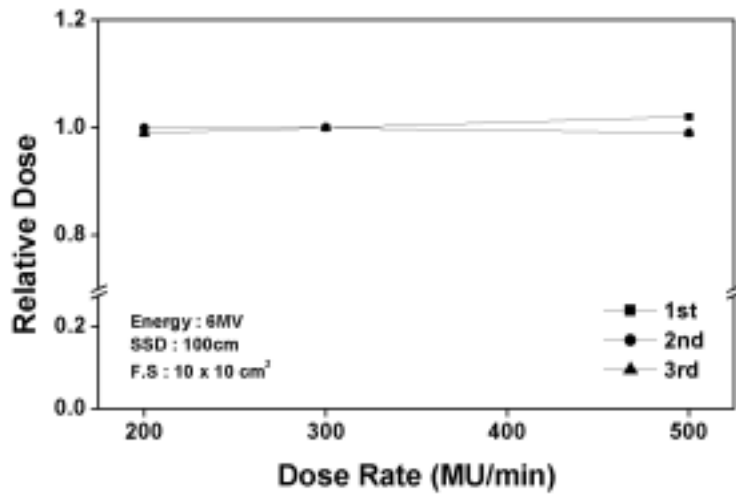


Fig. 12. Dose rate dependence of the MOSFET dosimeter.

2. 일반적인 치료환경

방사선 치료에서 선량계를 사용하여 흡수선량을 결정하기 위해서는 실제 측정에 앞서 선량계 고유의 특성과 약과 더불어 사용 환경에 따른 보정 요소들을 알아야 한다. 이에 우선 일반적인 치료환경에 대하여 알아보았다. 측정 기준 조건은 장비의 선질 결정 기준 조건인 선원 표면간 거리 100cm, 조사야 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 이고, 선량계에는 충분한 전자평형을 이룰 수 있게 하기 위하여 bolus를 사용하였다.

1) Build up의 고려

방사선 치료에 사용되는 고에너지 방사선은 각 에너지별로 서로 다른 전자평형을 이루는 build up 깊이를 갖는다. 따라서 흡수선량의 결정을 위해 선량계를 사용할 때에는 반드시 전자평형을 이룬 상태에서 측정 되어야 한다. 따라서 상

용화된 다이오드 선량계의 경우에는 각 에너지별로 각기 다른 build up 물질을 포함하여 구분 되어 있고, 측정 시에는 에너지에 맞는 선량계를 선택하여 측정한다. 이와는 다르게 MOSFET 선량계는 모든 에너지에 대하여 하나의 선량계로 측정함으로, 측정 시에는 측정하고자 하는 에너지의 build up을 고려하여야 한다.

본 연구에서는 6MV의 에너지에 대한 전신조사 방사선 치료를 기본으로 하므로 6MV에 맞는 전자평형 조건인 1.5cm의 전자평형 조건을 보정하기 위하여 bolus($3 \times 3 \times 1.5 \text{cm}^3$)를 사용하였다. 그림 13은 물질내부에서의 입사선량과 출구선량 및 중심선량의 위치를 표현한 그림이다.

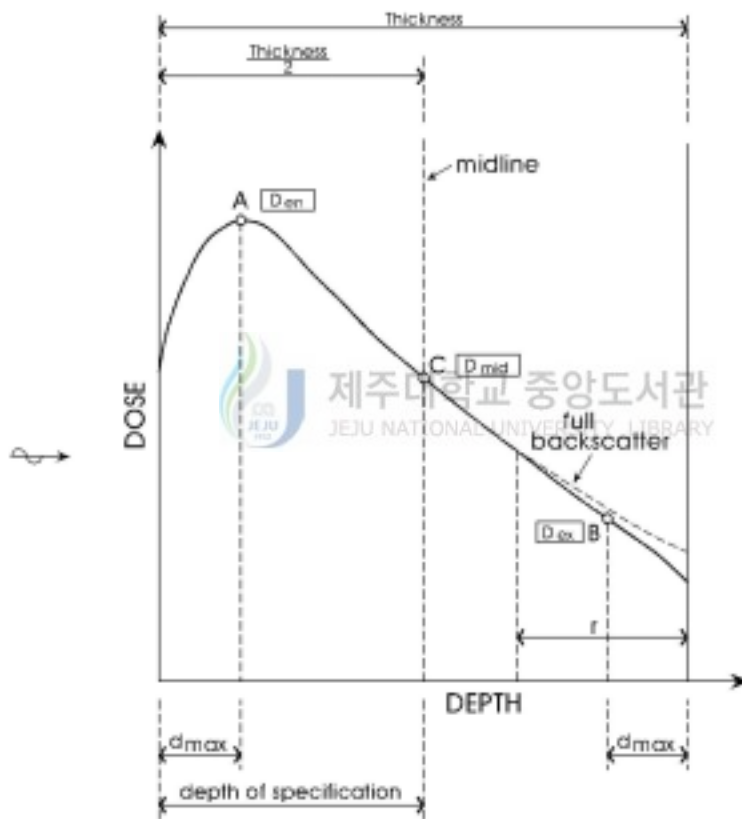


Fig. 13. Schematic diagram of D_{en} , D_{ex} and D_{mid} .

2) 입사선량(Entrance dose)

입사선량(D_{en})은 방사선이 물질에 입사 될 때, 입사 표면으로부터 각 에너지에 따른 최대 선량 깊이는 그림 13의 점 A에서의 선량을 말하며, 선량계를 이용한 측정시의 입사선량은 표면의 선량계에 대하여 충분한 build up이 이루어진 상태에서 선량계가 지시하는 선량을 말한다. 본 연구에서는 이를 위하여 그림 7과 같이 표면에 선량계를 위치시키고 선량계위로 6MV용 bolus를 사용하였다.

3) 출구선량(Exit dose)

출구선량(D_{ex})은 물질에 입사한 방사선이 물질을 통과하고 나가는 면에 대하여 입사방향으로 최대선량 깊이인 그림 13의 점 B에서의 선량으로 그림 14와 같이 선량계를 이용한 측정에서는 방사선의 투과 면에 위치한 선량계에 대하여 입사선량과 동일하게 build up을 이룬 상태에서의 선량계 지시 값을 말한다. 본 연구에서는 이를 위하여 입사선량 측정 시와 동일한 6MV용 bolus를 사용하였다.

4) 중심선량(Midline dose)

중심선량(D_{mid})은 물질내의 선량분포 중 물질의 두께에 대하여 중심축 상에서 전체 두께의 1/2에 해당하는 깊이인 그림 13의 점 C에서의 선량으로, 본 연구에서의 전신 조사 방사선 치료와 같은 대향 2분 조사의 경우 중심선량이 처방선량과 같다. 따라서 중심선량을 측정한다는 것은 전체적인 치료의 확인이라고 할 수 있다. 선량계를 이용한 흡수선량의 확인에서 물질 내부의 중심선량은 입사선량과 출구선량의 측정값으로부터 계산되어질 수 있는데, 이때 각 측정값은 입사선량과 출구선량의 경우 서로 각기 다른 교정 값을 적용하여야 하고, 선량계 개개에 대해서도 정확한 측정을 통하여 적용하여야 한다.

이에 우선 이온전리함을 통하여 치료기의 기준 빔 데이터인 물에서 측정된 기준 깊이 선량 비(PDD) 데이터에 대하여 본 연구에서 사용 되어지는 플라스틱 워터 팬텀을 이용, 다른 두께 대하여 출구선량을 확인하였다. 결과는 기준 빔 데이터에 대하여 30cm에서 최대 1.4%의 오차를 가지고 안정한 값을 보였다. 따라서 MOSFET 선량계를 사용한 본 연구에서의 선량측정의 확인은 플라스틱 팬텀에

서의 이온 전리함의 값을 기준으로 하였다.

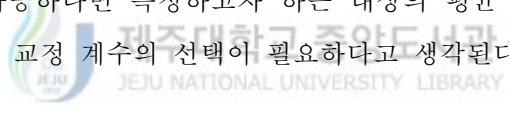
5) 출구선량 교정 계수(Exit dose calibration factor; CF_{ex})

우선 기준 교정 계수를 측정 기준 조건에서 구하고 출구선량에 대해서는 그림 14와 같이 투과 면에서 -1.5cm의 빔축 위치에 이온전리함을 위치시키고 이온전리함의 영향을 피하기 위하여 빔 축과 2cm의 간격을 두고 MOSFET 선량계를 build up cap을 적용하여 위치 시켰다. 이때 팬텀은 두께의 영향을 고려하기 위하여 12.5cm, 16cm, 22cm, 26cm 및 30cm로 하여 각 두께에 대하여 MOSFET 선량계의 출구선량 보정 계수를 구하였다.

그림 15는 실제 CF_{ex} 측정시의 사진이다.

$$CF_{ex} = \frac{MOSFET \text{ reading}(mV)}{Known \text{ Radiation Value}(Gy)} \quad (3.2.1)$$

그림 16은 두께에 따른 출구선량 보정 계수를 나타내는 그림으로 두께에 따라 다소 다른 값을 보이고 있지만 전체적으로 일정한 선형성을 보였다. 그러나 보다 정확한 측정을 위해서는 가능하다면 측정하고자 하는 대상의 평균 두께와 비슷한 두께의 팬텀에서의 출구 교정 계수의 선택이 필요하다고 생각된다.



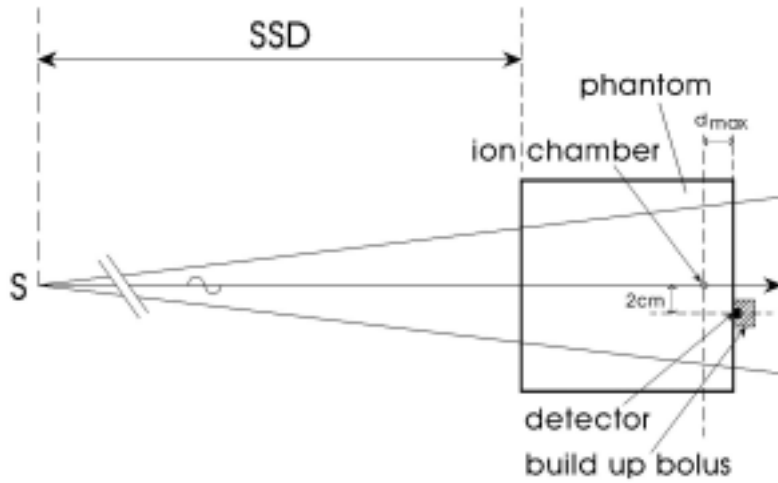


Fig. 14. Diagram to illustrate definition of CF_{ex} .



Fig. 15. Photograph of CF_{ex} measurement setup.

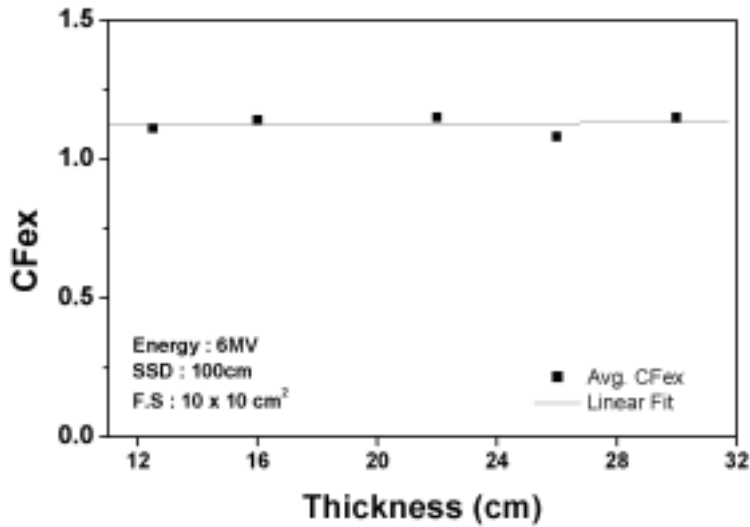


Fig. 16. Exit dose calibration factor as a function of thickness.

3. 일반적인 치료환경에서의 선량확인



1) 측정 조건

일반적인 치료의 기준 조건인 선원 표면간 거리(SSD) 100cm, 조사야(Field size) 10×10cm²에 대하여 플라스틱 워터 팬텀의 두께를 달리하며 측정하였다. MOSFET 선량계는 입사면과 출사면에 전자평형을 위하여 3×3×1.5cm³의 bolus를 사용하여 중심축에 대하여 2cm의 간격을 두고 위치 시켰고 중심 선량의 확인을 위하여 팬텀의 중심에는 이온 전리함을 위치 시켰다. 조사된 선량은 임의의 선량 200MU이었다. 측정은 동일조건에서 3회 조사 되었고 MOSFET 선량계 및 이온 전리함의 측정값은 평균값을 사용하였다. 입사 교정 계수와 출구 교정 계수는 3장 2절에서 정의하고 측정된 계수를 적용하였다.

2) 분석 방법

중심 선량을 확인하는 방법으로는 입사 선량과 출구 선량에 대하여 여러 가지 방법이 연구 되어 왔다(Ronald 등 1998), (Greig 등 1996), (Thomas 등 1988), (Bloggi 등 2002), (Pacyna 등 1997), (Montserrat 등 1998). 본 연구에서는 실제 측정된 깊이 선량 비의 데이터를 기초로 하여 입사 선량과 출구 선량의 비를 깊이 선량 곡선에서 찾아서 중심 선량을 유도하는 방식을 택하였다. 이는 실제 치료시에 인체에서 폐 등의 비균질 영역을 투과하는 중심축 상에 대해서도 실제 투과 되어 나오는 출구 선량에 대한 비를 사용함으로써 실제 인체내부에서의 총 투과량을 알 수 있다.

$$\text{real PDD} = \frac{D_{ex}'}{D_{en}'} \times 100 \quad (3.3.1)$$

여기서, D_{en}' 은 보정된 입사 선량이고(식 3.3.3), D_{ex}' 는 보정된 출구선량(식 3.3.4)이며 각 D_{en}' 과 D_{ex}' 의 값은 깊이 선량 비를 구할 때의 조건인 선원 표면간 거리 100cm에 대하여 보정 되었다. 입사 선량과 출구 선량의 보정은 기준 SSD(본 연구에서는 100cm)에 대하여 실제 측정 시의 선원 표면간 거리 변화에 따른 PDD의 변화를 식 (3.3.2)의 Mayneord F factor를 이용하여 보정하였다.

$$F = \left(\frac{f_2 + d_{\max}}{f_1 + d_{\max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (3.3.2)$$

여기서, f_1 은 기준 SSD, f_2 는 측정 시의 선원 표면간 거리, d_{\max} 는 최대 선량 깊이이며 d 는 표면에서부터 관심점 까지의 거리이다.

$$D_{en}' = D_{en} / \left(\left(\frac{f_2 + d_{\max}}{f_1 + d_{\max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \right) \quad (3.3.3)$$

$$D_{ex}' = D_{ex} / \left(\left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \right) \quad (3.3.4)$$

여기서, D_{en} 는 입사 선량이고 D_{ex} 는 출구 선량이다. 식 (3.3.3)은 실제 관심점 d 가 바로 d_{max} 이기 때문에 $D_{en}' = D_{en}$ 으로 표현 할 수 있다.

3) 중심 선량의 확인

앞에서 언급한 분석 방법을 통하여 본 연구에서는 다음과 같은 식 (3.3.5)를 도출하여 그 정확도를 확인하였다.

$$D_{mid} = (D_{en}' \times mid \text{ PDD})/100 \quad (3.3.5)$$

여기서, D_{mid} 는 중심 선량이고, mid PDD는 식 (3.3.1)에서 구한 real PDD에 해당하는 두께의 1/2두께 PDD 값이다. 그림 17은 식 (3.3.5)에 의해 SSD 100cm 조건에서 여러 두께에 대해 MOSFET 선량계를 통해 얻은 입사 선량과 출구 선량을 적용하여 실제 중심 부분에 위치시킨 이온 전리함 값과의 차이를 나타냈고, 모든 두께에 대하여 2%이내의 오차를 보이며 그 유효성을 확인 할 수 있었다. 이에, 일반적인 치료 기준 조건(SSD = 100cm)에서는 그림 17의 약 2%의 과선량을 측정값에 적용하여 보다 정확한 선량을 측정할 수 있을 것이다.

그림 17에서 30(SAD)은 팬텀의 중앙이 선원 중심축(source axis; SA)에 있는 상황에서 두께 30cm인 경우로, 일반적인 치료 위치와 동일한 조건이며, 전신조사 방사선 치료 역시 본 연구에서는 궁극적으로 실제 치료 때와 동일한 SAD 472cm에서의 확인을 목적으로 하기 때문에 SAD조건에서의 적은 오차는 좋은 결과라고 볼 수 있다.

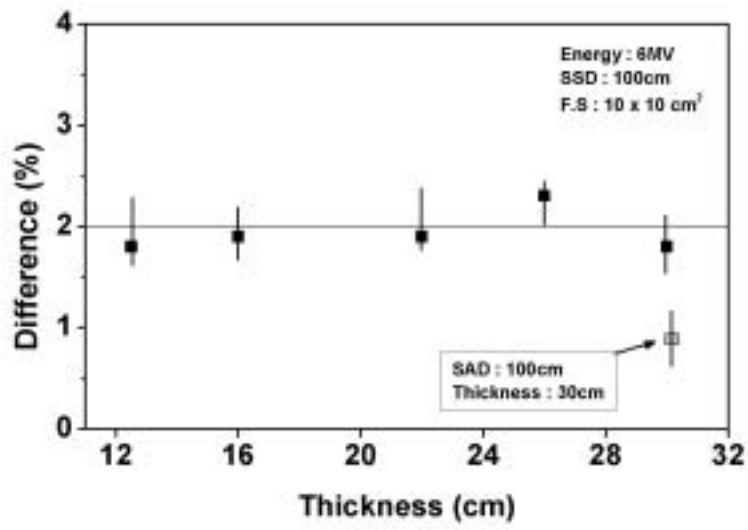


Fig. 17. The difference of D_{mid} between ion chamber and MOSFET as a function of depth.

IV. 전신조사(TBI) 방사선 치료에서의 선량확인

본 장에서는 제 3장의 MOSFET 선량계의 특성분석과 일반적인 치료환경에서의 선량확인 방법을 토대로 하여, 본 연구에서 확인하고자 하는 전신조사 방사선 치료에서의 정확한 선량확인을 위해 전신조사 방사선 치료환경에서 일반적인 치료환경과 달라진 요소들에 대하여 알아보고 다른 선량확인 시스템과의 비교를 통하여 MOSFET 선량계의 유효성과 선량확인에서의 보다 정확한 절차를 제시하고자 한다.

1. 전신조사 방사선 치료환경

전신조사 방사선 치료에서의 환경은 제 3장의 일반적인 치료환경과는 크게 다르다. 우선 전신을 모두 포함하기 위한 넓은 조사야를 위해 증가된 선원 피부간 거리(SSD)가 필요하고, 그에 따른 선량률 감소에 의한 증가된 MU의 지속적인 조사를 위해 치료기의 안정성 또한 요구된다. 이에, 만약의 기계적 이상에 대비한 2차 치료 장치의 확보와 근접한 다른 병원과의 협조도 필요하다.

전신조사 방사선 치료는 온 몸이 모두 방사선에 조사되기 때문에 신체의 중심축에 대하여 신체 부위별로 서로 다른 투과 깊이를 갖는다. 따라서 이로 인한 신체 각 부분의 선량분포 차이를 해결하기 위하여 기준 두께(배꼽 위치)에 대하여 보상체(compensator)를 사용하여 전신에 걸쳐 $\pm 10\%$ 이내의 선량분포를 만족시키고, 고에너지 광자선의 특성인 피부에서의 저선량은 피부에서 30cm의 위치에 spoiler를 위치시켜 표면선량을 최대선량과 유사하게 유도한다. 따라서 보상체와 spoiler에 의한 MOSFET 선량계의 선량 변화요인의 확인이 필요하다.

1) 측정환경

본 연구에서의 전신조사 방사선 치료의 환경은 그림 18과 같이 전신을 모두 포함하는 넓은 조사야를 위해 치료기의 갠트리를 270°로 하고 조사야는 최대 넓이 40×40cm²로 넓히고 측정용 팬텀은 SSD 472cm의 위치에 인체등가 팬텀을 위치시켰다. 입사선량과 출구선량을 확인할 때에는 bolus(3×3×1.5cm)를 MOSFET 센서 위에 위치 시켰다.

그림 19는 실제 치료실에서의 사진이다.

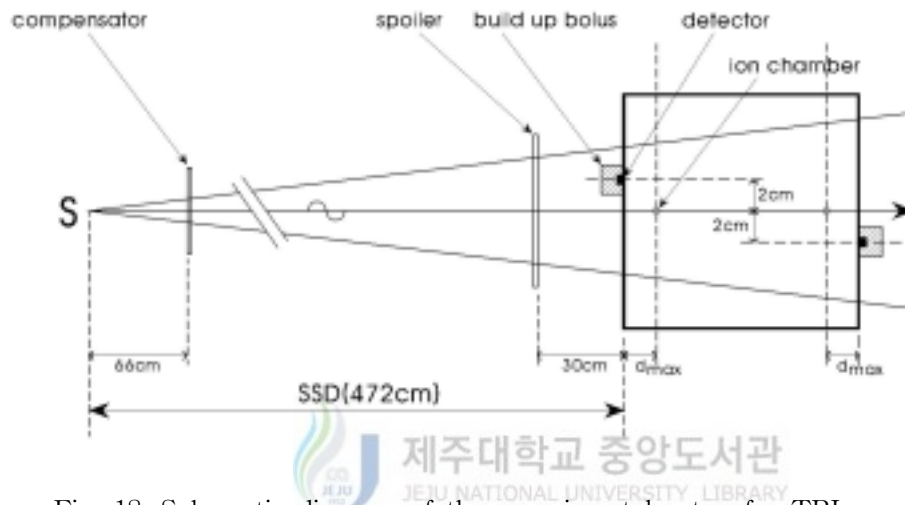


Fig. 18. Schematic diagram of the experimental setup for TBI.



Fig. 19. Photograph of the experimental setup for TBI.

2) 입사선량 교정계수(CF_{en})

전신조사 방사선 치료에서의 입사선량 교정계수는 일반적인 치료환경과 동일한 절차로 측정하였다. 주어진 MU는 증가된 SSD에 따른 선량률의 감소로 인해 이온 전리함에 의한 선량 149cGy의 MU인 3000MU를 약 10분에 걸쳐 SSD 100cm에서 300MU/min의 선량률로 조사하였고 그 결과 일반적인 치료환경과 비슷한 재현성을 보였으며 선량계 간의 CF_{en} 는 1.03~1.07의 값을 나타냈다.

3) 출구선량 교정계수(CF_{ex})

출구선량 교정계수 역시 일반적인 치료환경에서와 동일한 절차로 측정하였고 3000MU에 대하여 두께에 대한 영향을 고려하기 위하여 12cm, 22cm 및 30cm의 두께에 대하여 각각 측정하였다. 측정 결과 그림 20과 같이 일반적인 치료환경보다 선형적인 결과의 두께별 CF_{ex} 의 값을 보였다. 따라서 전신조사 방사선 치료시의 출구선량 교정계수는 보다 적은 MU로 높은 비례적 교정 계수를 얻기 위하여 10cm정도의 두께에서 측정하는 것이 유효할 것으로 판단된다.

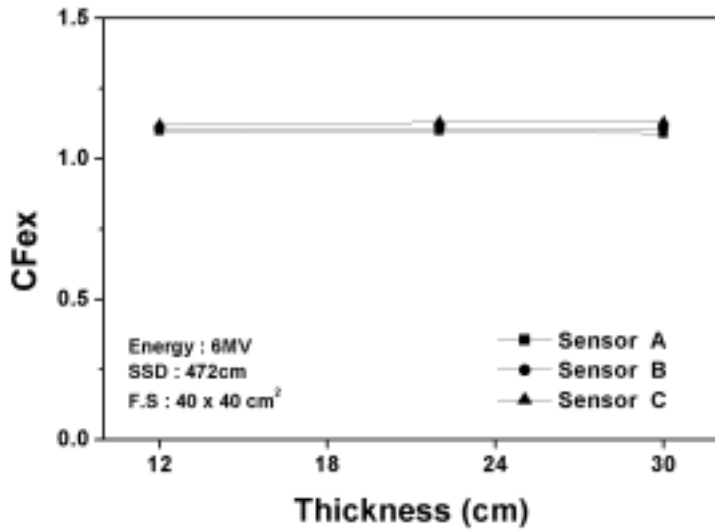


Fig. 20. TBI exit dose calibration factor as a function of thickness.

4) 보상체(Compensator)의 영향

전신조사 방사선 치료에서 신체에 고른 선량 분포를 유도하기 위해 보상체가 사용된다. 이러한 보상체는 치료기에서 나오는 에너지를 인체에 도달하기 전에 감쇠시켜 줌으로서 신체의 기준 두께에 대해 부족한 두께를 보상하는 장치로 알루미늄이나 납 등으로 제작 사용할 수 있는데, 납은 밀도가 너무 크기 때문에 작은 두께차이의 보상에는 제작의 어려움이 있어 대다수의 병원에서는 알루미늄으로 제작된 보상체를 사용하고 있다. 본 연구에서도 알루미늄 보상체를 사용하였다. 보상체는 그림 18과 같이 치료기 소스에서 66cm거리에 위치한 갠트리의 블록용 트레이에 설치한다.

그림 21은 실제 보상체의 적용 사진이다.

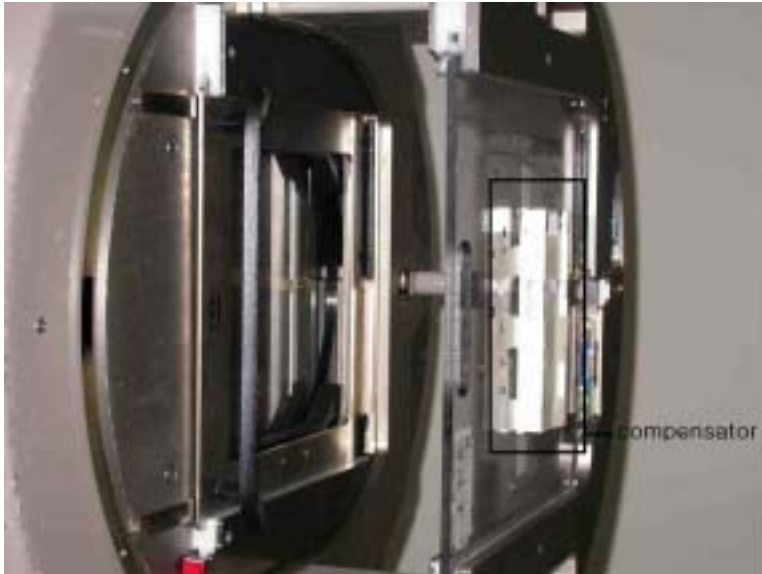


Fig. 21. Photograph of the compensator setting.

측정을 통한 보상체의 영향은 $\pm 1.5\%$ 이내의 오차로 이는 기준 교정 계수의 재현성과 유사한 오차로서 보상체에 의한 MOSFET 선량계의 보정계수는 필요하지 않다고 판단된다.



4) Spoiler의 영향

전신조사 방사선 치료에 사용 되는 광자선은 깊이 선량 분포(PDD) 특성으로 인하여 피부의 표면에서는 저선량 분포를 갖는다. 이에, 인체의 표면에서 30cm정도의 거리에 두께 1cm의 아크릴판 spoiler를 전신을 모두 포함할 수 있도록 제작하여 위치시킴으로서 피부 표면의 선량을 최대선량과 유사하게 유도할 수 있었다.

그림 22는 실제 spoiler의 적용 사진이다.



Fig. 22. Photograph of the spoiler setting.

측정을 통한 spoiler의 영향은 보상체에 의한 영향과 비슷한 $\pm 1.5\%$ 의 오차로서 spoiler에 의한 MOSFET 선량계에서의 보정계수 역시 필요하지 않다고 판단되었다.



2. Phantom에서의 확인

본 절에서는 humanoid phantom에서의 측정에 앞서 제 4장 1절의 전신조사 방사선 치료환경과 동일한 조건에서 보상체와 spoiler가 없는 상태로 여러 두께의 팬텀에 대하여 MOSFET 선량계의 유효성을 각각 확인하였다.

1) 교정 계수의 결정

전신조사 방사선 치료환경에서의 교정계수를 구하기 위하여 그림 18과 동일하게 장치하였다. 입사선량 교정계수를 구하기 위해서는 팬텀 표면에 bolus를 적용

한 선량계를 위치시키고 출구선량 교정계수를 구하기 위해서는 10cm 두께 팬텀의 출구면에 역시 bolus를 적용한 선량계를 위치 시켰다. 조사한 MU는 3000MU였고 각각의 교정계수는 3회 조사의 평균값을 식 (2.2.5)를 이용하여 이온 전리함의 측정치와 비교를 통하여 구하였다.

2) 중심 선량의 확인

전신조사 방사선 치료에서의 중심 선량 확인 역시 식 (3.3.1)부터 식 (3.3.5)를 이용하여 확인하였다. 팬텀의 두께는 12cm, 22cm 및 30cm였고 각 팬텀 두께의 1/2에 해당하는 위치에는 이온 전리함을 위치 시켰다. 이온 전리함과의 비교측정 결과는 그림 23에서와 같이 일반적인 치료환경에서의 약 2%의 오차보다 우수함 최대 1.3%의 오차를 보이고 있다. 이는 전신조사 방사선 치료환경에서의 출구선량 교정계수가 일반적인 치료환경에서 보다 적은 교정값을 보인 것과 관계된 것으로 판단된다.

기존의 선량계에 의한 중심선량 확인은 다이오드에 대해서는 Greig 등 (1996), Planskoy 등 (1996), Marion 와 Ben (1999), Shakeshaft 등 (1999) 그리고 Sanches-Doblado F 등 (1995)에서 1.5~4%의 오차를 보였고, TLD에 대해서는 Pacyna 등 (1997), Thomas 등 (1988), Planskoy 등 (1996), Marion and Ben (1999), Montserrat 등 (1998) 그리고 Sanches-Doblado F 등 (1995)에서 3~5.5%의 오차를 보였다. 따라서 아직 MOSFET 선량계를 이용한 전신조사 방사선 치료환경에서의 정확한 비교 데이터가 없기 때문에 본 연구의 정확도를 비교할 수는 없지만, 본 연구의 결과에 의하면 기존의 선량계보다 우수한 선량확인 결과를 확인할 수 있었다.

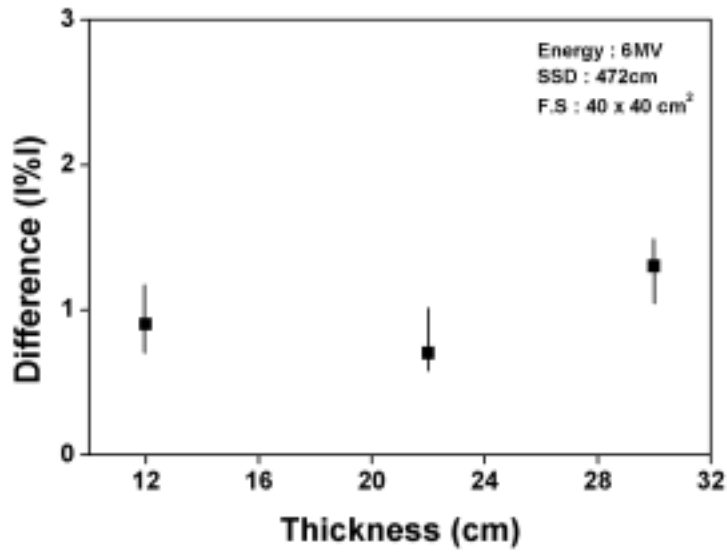


Fig. 23. The difference between ion chamber and MOSFET as a function of depth.

3. Humanoid phantom에서의 확인



본 절에서는 MOSFET 선량계를 이용하여 인체와 유사한 구조와 물리적 특성을 지닌 humanoid phantom에 대하여 실제와 동일한 전신조사 방사선 치료 환경에서 확인해 봄으로서 MOSFET 선량계의 유효성을 확인하였다.

1) Humanoid phantom

본 연구에서 사용하는 humanoid phantom(Radiology Support Devices사, The Alderson Therapy phantom(ART), USA)은 여성의 형태를 가지고 있으며 36개의 조각으로 나뉘어져 있다. 대부분의 조각은 2.5cm의 두께로 이루어져 있고, 각 조각에는 1.5×1.5cm의 간격으로 TLD용 구멍이 있으며 구멍은 위치에 맞는 등가

물질로 채워져 있다. 그림 24는 팬텀 전체의 사진이고 그림 25는 조각의 단면 사진이다.



Fig. 24. Photograph of the humanoid phantom.



Fig. 25. Photograph of a cross section of the humanoid phantom.

본 연구에서는 이온 전리함으로 중심선량을 확인하기 때문에 TLD용 구멍이 아닌 중심 부분에 대하여 이온 전리함용 구멍을 측정하고자 하는 머리와 폐 부위의 조각에 뚫어 이온 전리함의 위치를 확보하였다. 이에, 구멍에 대한 이온 전리함의 반응에 대한 확인에서는 일반 팬톰과 거의 유사한 값을 나타냈다.

2) 측정 환경

측정 환경은 전신조사 방사선 치료시와 동일한 환경으로 humanoid phantom의 중심축을 472cm에 위치시키고 치료기는 270°의 각도에서 최대 조사야인 40×40cm²를 적용하였다. spoiler는 humanoid phantom의 표면에 대하여 30cm 거리에 위치시켰고 보상체의 결정은 본 병원에서 실제 환자에 적용하는 순서에 의해 배꼽 부근의 기준 두께에 대하여 머리, 폐, 골반부위에서의 두께차이에 해당하는 보상체의 두께를 결정하여 치료기 갠트리의 블록용 트레이에 위의 그림 21과 같이 위치 시켰다. 그림 26은 humanoid phantom이 치료용 의자에 놓여 있는 측정 환경의 사진이고 머리, 가슴, 배꼽 및 골반 부위의 실제 인체에서 MOSFET 센서가 부착될 위치를 표시하였다.

3) 선량의 확인

본 연구의 전신조사 방사선 치료에서의 MOSFET 선량계의 유효성을 확인하기 위한 최종적인 확인 방법인 humanoid phantom에서의 선량 확인은 실제 환자에게 적용하는 계산 방법을 이용하여 humanoid phantom의 배꼽 부분의 두께에 대하여 매 치료시 200cGy를 조사하기 위하여 한쪽 방향에 대하여 중심에서 100cGy의 선량을 갖는 MU를 조사하였다. 이때 머리 및 가슴 부분에 대해서는 배꼽부분의 두께와 동일한 선량을 유도하기 위하여 보상체를 적용하였고 실제 치료시와 동일한 조건을 위하여 spoiler도 적용하였다. 그림 27은 전신조사 방사선 치료 환경에서 humanoid phantom에 대하여 MOSFET 선량계를 적용한 사진이다.

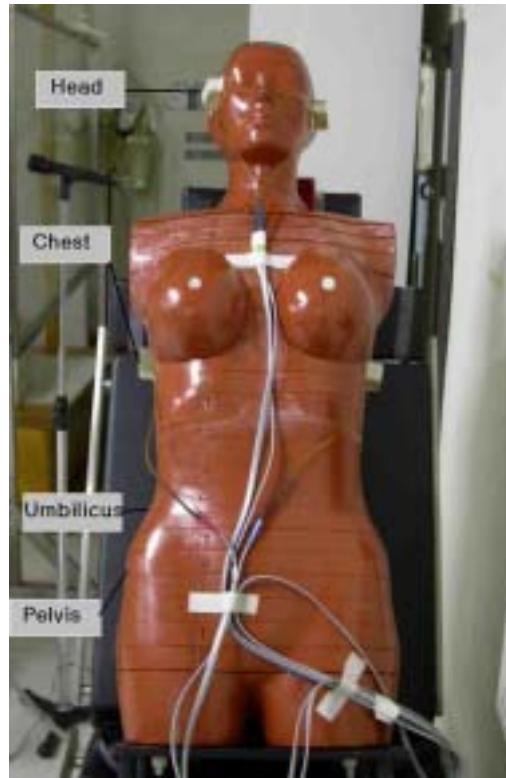


Fig. 26. Anterior photograph of the experimental setup for TBI.

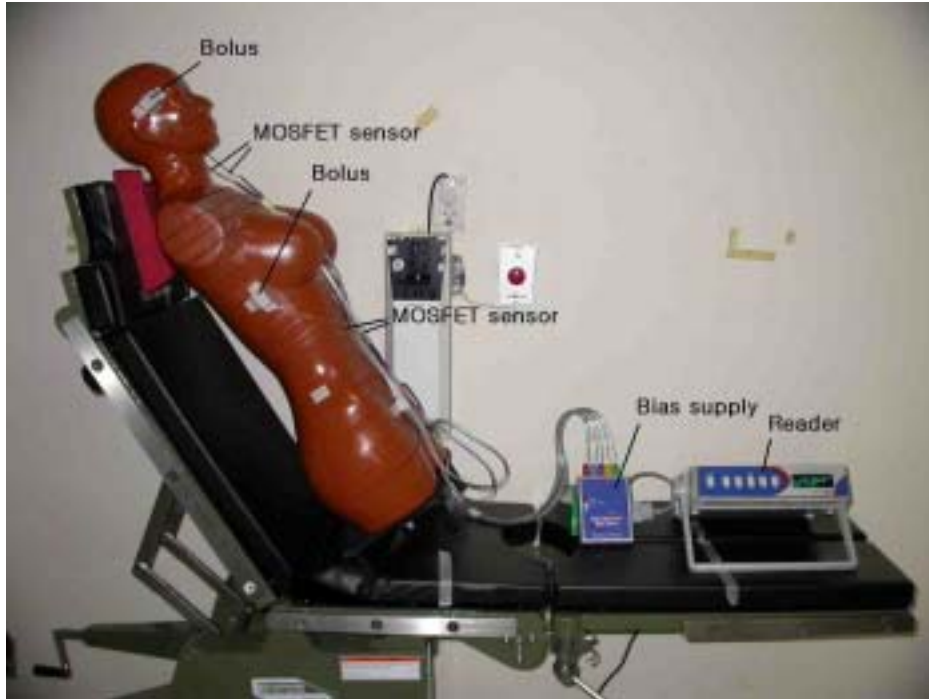
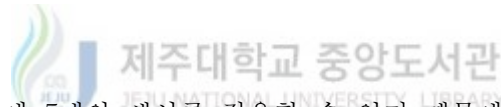


Fig. 27. Photograph of the experimental setup for TBI with MOSFET dosimetry system.



MOSFET 선량계는 한번에 5개의 센서를 적용할 수 있기 때문에 본 연구에서는 중요 장기이면서 가장 두께의 차이가 큰 머리 부분과 가슴의 폐부분에 대하여 각각 2개의 센서를 입사점과 출구점에 서로 간의 축을 피하여 배치하여 측정하였다. 이온 전리함을 통한 확인은 머리 부분과 가슴부분을 분리하여 동일한 조건에서 이온 전리함의 지시 값을 측정하고 MOSFET 선량계의 지시 값을 그림 27과 같은 조건에서 얻어 서로 비교함으로써 최종적으로 MOSFET 선량계의 실제 humanoid phantom에서의 유효성을 확인하였다. 결과는 머리 부분에 대해서는 -2%(SD 2.16)의 오차를 보였고 가슴 부분에서는 -3%(SD 4)의 오차를 보였다. 가슴부분에서의 조금 더 큰 오차는 가슴부분에 포함된 폐의 밀도차이에서 발생한 오차와 불규칙한 폐의 모양에 따른 MOSFET 센서의 서로 다른 입사점과

출구점의 측에 의한 오차 때문이라고 판단된다. 따라서 실제 환자에서 적용할 때에는 이러한 오차의 발생을 감안하여 머리 부분에서는 $\pm 3\%$, 가슴부분에서는 $\pm 5\%$ 정도의 제한 값을 가지고 이를 넘는 오차의 발생에 대해서는 다시 한 번 전체적인 치료의 순서를 검토하고 오차의 원인을 분석할 필요가 있을 것으로 판단된다. 이상의 실험을 통하여 MOSFET 선량계의 유효성을 확인함으로써 선량확인에 있어서 기존의 선량확인 방법들과 비교해 볼 때 우수한 결과를 확인하였고 다음 치료에 앞서 치료시에 발생될 수 있는 오차를 최소화시킬 수 있기 때문에 보다 정확한 치료 계획의 수립을 통하여 정확한 치료를 할 수 있을 것이다.



V. 결 론

본 논문은 전신조사 방사선 치료(TBI)에서 정확한 치료계획의 수립과 에러의 최소화를 위하여 MOSFET 선량계를 사용하여 유효성을 확인하고 보다 정확한 치료를 위한 방법을 제시하였다.

이에, 선행적 연구로서 선량계로서 요구 되어지는 중요 특성인 재현성, 선형성, 등방성 및 선량률 의존성 등을 직접 측정을 통하여 기존의 선량계들과 비교해 보았다. 그 결과 $\pm 1.2\%$ 이내의 재현성과, 광자선에서는 $\pm 1\%$ 이내 전자선에서는 $\pm 3\%$ 이내의 선형성을 보였고, 0° 부터 180° 까지의 전 각도에 대한 반응에서도 $\pm 2\%$ 이내의 우수한 등방성을 보였으며, 임상에서 주로 사용하는 분당 200MU부터 500MU까지의 선량률 변화에서도 $\pm 2\%$ 이내의 우수한 선량률 의존성을 보였다. 이러한 결과로서 MOSFET 선량계가 선량확인에 필요한 여러 조건을 충족하는 우수한 선량계임을 알 수 있었다.

중심선량의 확인에 있어서는 실제로 측정된 깊이 선량 곡선비(PDD)를 이용한 공식을 유도하여 여러 두께에 대하여 이온전리함과의 비교를 통하여 공식의 정확성을 확인하였고, MOSFET 선량계를 이용한 일반적인 치료환경에서의 유효성에서는 약 $\pm 2\%$ 의 오차범위에서 중심 부분에 위치한 이온 전리함과의 차이를 보였다.

전신조사 방사선 치료환경에서는 인체 각 부위의 서로 다른 투과 깊이의 보상을 위한 보상체와 피부선량의 증가를 위한 spoiler의 영향이 선량계에 대하여 $\pm 1.5\%$ 정도의 오차를 갖는 것을 확인함으로써 추가적인 보정계수가 필요하지 않음을 알 수 있었다.

최종적으로 humanoid phantom을 이용한 전신조사 방사선 치료에서의 선량확인에서는 머리 부분에서 -2% , 가슴의 폐 부분에서는 -3% 의 오차를 확인하였고 따라서 실제 환자에서의 확인에서는 머리 및 폐 부분에서 각각 $\pm 3\%$ 와 $\pm 5\%$ 의 한계 오차를 설정하여 치료의 정확도를 높일 수 있을 것이다.

이러한 MOSFET 선량계의 특성 및 선량확인에서의 우수한 결과로서 전신조

사 방사선 치료에서 기존 선량계보다 우수한 유효성을 확인하였고 보다 정확한 치료계획의 수립과 치료시에 발생할 수 있는 에러를 보완함으로써 정확한 치료를 가능하게 할 수 있을 것이다. 이에 MOSFET 선량계는 작은 작동 면적과 실시간으로 선량을 확인할 수 있는 등의 장점을 가지고 기존의 선량계로 측정할 수 없었던 인체내부의 특정 부분과 조사야 사이의 경계면 등의 확인에서도 유효할 것이며, 고감도 센서를 활용한 산란선량의 확인 및 치료기술의 발달에 의한 여러 방향의 많은 방사선 조사에서의 선량확인에서도 그 활용가치가 클 것이다.



참고문헌

- Ali S.M., Keith S., Gwen M., 2002, "Evaluation of the VERIDOSE in vivo dosimetry system," *Medical Dosimetry*, Vol.27, No.1, pp.29-36.
- Andrew O.J., and Marc T.K., 2003, "Patient setup and verification for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)," *Medical Dosimetry*, Vol.28, No.3, pp.175-183.
- AAPM Report No.17. 1986, The physical aspect of total and half body photon irradiation, American Institute of Physics, New York.
- Azam N.R., 1991, "Physical aspect of total body irradiation of bone marrow transplant patient using 18MV x rays," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.20, pp.463-468.
- Anthony H., Steve K., and Gary P., 1998, "Partial lung shield for TBI," *Medical Dosimetry*, Vol.23, No.4, pp.299-301.
- Bloggi S., Fiorino C., and Calandrino R., 2002, "In vivo estimation of midline dose maps by transit dosimetry in head and neck radiotherapy," *The British institute of Radiology*, Vol.75, pp.974-981.
- Banjade D.P., Raj T.A., Ng B.S., Xavier S., Tajuddin A.A., and Shukri A., 2003, "Entrance dose measurement: a simple and reliable technique," *Medical Dosimetry*, Vol.28, No.2, pp.73-78.
- Chester R., Carla R., Jolanta D., John C.R., and Dennis H., 1996, "Eye shielding for patient treated with total body irradiation," *Medical Dosimetry*, Vol.21, No.2, pp.73-78.
- Charles L.S., Wei-Kom C., Myron R.G., David G., and Glenn V.D., 1996, "An analysis of the elements essential in the development of a customized TBI program," *Medical Dosimetry*, Vol.21, No.2, pp.49-60.
- Chuang C.F., Verhey L.J., and Xia P.I., 2002, "Investigation of the use of

- MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification," *Med. Phys.*, Vol.29, pp.1109-1125.
- 조성구, 김찬형, 2004, "고감도 MOSFET 선량계 방사선학적 특성 연구" *의학물리*, 제5권, 제4호, pp.215-219.
- Esther B-van G., Wim du B., Peter B., Iain B., Derk J., Joep H., and Philippe L., 2003, "Clinical dosimetry with MOSFET dosimeters to determine the dose along the field junction in a split beam technique," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.67, pp.351-357.
- Greig J.R., Miller R.W., and Okunieff P., 1996, "An approach to dose measurement for total body irradiation," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.36, No.2, pp.463-468.
- Jornet N., Ribas M., and Eudaldo T., 1996, "Calibration of semiconductor detectors for dose assesment in total body irradiation," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.38, pp.247-251.
- Khan F.M., 1994. *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins.
- Marion E., and Ben J.M., 1999, "In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.43, No.2, pp.245-259.
- M. Amor D., Merce G., Hamid C., Xavier O., Nuria J., and Montserrat R., 1998, "Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for total body irradiation techniques," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.47, pp.319-324.
- Millwater C.J., Macleod A.S., and Thwaites D.I., 1998, "In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance," *The British Journal of Radiology*, Vol.71, pp.661-668.
- Montserrat R., Nuria J., Teresa E., Dolores C., M. Amor D., Merce G., Gerardo G and Francisco S., 1998, "Midplane dose determination during total body irradiation using in vivo dosimetry," *Radiotherapy and*

- Oncology, 335, pp.91-98.
- Paola M., Claudio F., Alberto R., Giovanni M.C., Rossella P., Eugenio V., and Riccardo C., 1999, "In-vivo dosimetry by diode semiconductors in combination with potral films during TBI: reporting a 5-year clinical experience," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.52, pp.269-276.
- Paolo S., and Prancescon P., 1998, "Calibration of a MOSFET detection system for 6-MV in vivo dosimetry," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, Vol.40, No.4, pp.987-993.
- Pacyna L.G., Darby M., and Prado K., 1997, "Use of thermoluminescent dosimetry to verify dose compensation in total body irradiation," *Medical Dosimetry*, Vol.22, No.4, pp.319-324
- Peet D.J., and Pryor M.D., 1999, "Evaluation of a MOSFET radiation sensor for the measurement of entrance surface dose in diagnostic radiology," *The British Journal of Radiology*, Vol.72, pp.562-568.
- Planskoy B., Tappert P.D., Bedford A.M., and Davis F.M., 1996, "Physical aspects of total-body irradiation at Middlesex Hospital (UCL group of hospital), London 1988~1993: II. In vivo planning and dosimetry," *Phys. Med. Biol*, Vol.41, pp.2327-2343.
- Ramaseshan R., Stephen R., and Peter O., 1997, "Clinical dosimetry using MOSFETs," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, Vol.37, No.4, pp.959-964.
- Raymond M., Michel R., Eugene G., Philippe N., Sabine B M., Patrick B., Manuel M., and Jean C.P., 1994, "Can a total body irradiation technique be fast and reproducible?," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, Vol.29, No.5, pp.1167-1173.
- Robert J.M., and Matthew B.P., 1997, "Characterization of the response of commercial diode detectors used for in vivo dosimetry," *Medical Dosimetry*, Vol.22, No.1, pp.31-37

- Ronald B., Marion E., Marcel van H., and Ben J.M., 1998, "New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.41, No.2, pp.465-474.
- Serge M., Elisabeth C., Rene-Jean B., Gaston C., Joel H., Andre C., and Jean-Pierre G., 2005, "In vivo measurements with MOSFET detectors in oropharynx and nasopharynx intensity-modulated radiation therapy," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.61, No.5, pp.1603-1606.
- Sanches-Doblado F., Terron J.A., Sanches-Nieto B., Arrans R., Errazquin L., Biggs D., Lee C., Nunez L., Delgado A., and Muniz J.L., 1995, "Verification of an on line in vivo semiconductor dosimetry system for TBI with two TLD procedures," *Radiotherapy and Oncology*, Vol.34, pp.73-77.
- Shakeshaft J.T., Morgan H.M., and Simpson P.D., 1999, "In vivo dosimetry using diodes as a quality control tool-experience of 2 years and 2000 patients," *The British Journal of Radiology*, Vol.72, pp.891-895.
- Takako T., Noriyuki S., Yasunori O., Katuyoshi T., Syuuji K., Yuuichi A., Akiyo S., and Satoru K., 2002, "Dosimetry with phantom for total body irradiation (TBI)," *Japanese Journal of Radiological Technology*, Vol.58, No.4, pp.511-516.
- Thomas H.K., William F.H., and Douglas A.C., 1988, "Verification of total body photon irradiation dosimetry techniques," *Med. Phys.*, Vol.15, No.3, pp.364-369.
- Wang B., Xu X.G., and Kim C.H., 2005, "Monte carlo study of MOSFET dosimeter characteristics: Dose dependence on photon energy, direction and dosimeter composition," *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.113, No.1, pp.40-46.

감사의 글

힘든 일상 속에서도 이렇게 지금 이 자리에 있게 해주신 부모님께 이 논문을 바칩니다. 시간이 흐를수록 새삼 부모님의 은혜와 어른으로 살아가는 것이 얼마나 힘든 일인지 깨닫게 됩니다. 다시 한 번 부모님과 소중한 가족에게 감사를 드립니다.

바쁘신 연구 중에도 논문의 처음부터 끝까지 작은 하나까지도 세심하게 지도 해주시고 학문의 의미를 일깨워 주신 이광만 교수님께 진심으로 깊은 감사를 드립니다. 교수님의 가르침은 평생 제 학문의 밑거름으로 간직하겠습니다.

본 논문의 미비한 점들을 자세히 지적해주시고 격려해주시며 바쁘신 가운데도 심사해주신 박재우 교수님과 최국명 교수님께도 감사를 드립니다. 그리고 제가 제주대학교 의공학과에 들어올 수 있게 기회를 주시고 용기를 주신 최민주 교수님께도 깊은 감사를 드립니다. 또한 팽동국 교수님께도 감사를 드립니다.

2년 동안의 대학원 생활동안 바쁜 중에도 대학원 살림을 혼자 이끌어 가며 여러모로 도와준 강관석 조교에게도 감사를 드리며 과정을 함께하신 박경규 선생님, 남권호 선생님, 김진아 선생님, 문일남 선생님, 문상돈 선생님, 김영석 선생님께도 감사의 마음을 전합니다. 앞으로 모두 좋은 결과 있으시길 바랍니다.

제가 의학물리의 길에 발을 내딛을 수 있게 해주신 강영남 선배님께 깊이 감사 드리며, 친구이자 이 길로 인도해준 성일이 에게도 고마움을 전하며 밝은 앞날이 있기를 바랍니다. 또한 장지선 후배에게도 고마움을 전합니다. 그리고 나의 친한 벗인 차재영, 유종선, 오석원, 윤두웅 군에게도 고마움을 전하며 가정에 항상 기쁨이 가득하길 바랍니다.

병원생활에서 제가 어려울 때 진심으로 걱정해주시고 자리를 마련해주신 계철승 선생님께 진심으로 감사를 드립니다. 그리고 지금 근무하고 있는 성빈센트병원 김성환 과장님과 모든 선생님들께도 고마움을 전하며 가정의 평온을 기원 드립니다.

2년이라는 결코 짧지만은 않은 시간이 이렇게 지나서 돌아보니 힘들기도 하였

지만 많은 아름다운 추억으로 소중하게 생각 됩니다. 그리고 이 기간은 제게 있어 앞으로의 인생을 좌우할 많은 일들이 있었습니다. 그 중 대학원 과정의 졸업과 더불어 제 인생의 반쪽인 한 사람을 만난 것은 그 무엇보다도 값지고 소중한 일이었습니다. 늘 곁에서 걱정해주고 아껴준 정미에게 고마움과 사랑을 전합니다.

2005년 12월

강 대 규 올림

