

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한
입체조형 방사선치료의 3차원 선량분포 측정

연세대학교 대학원

의 학 과

오 영 택

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한
입체조형 방사선치료의 3차원 선량분포 측정

지도 서 창 옥 부교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2000년 6월 일

연세대학교 대학원

의 학 과

오 영 택

오영택의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 서 창옥 인

심사위원 김기연 인

심사위원 추성실 인

심사위원 서진복 인

심사위원 김희중 인

연세대학교 대학원

2000년 6월 일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 시종 세심하게 지도하여 주신 서창옥 교수님과 김귀언 교수님, 추성실 교수님, 김희중 교수님, 성진실 교수님께 감사드리며, 특히 실험과정에 도움을 주신 강해진 선생님과 김미화 선생님께 감사드립니다.

아울러 오늘에 이르기까지 무한한 사랑과 격려를 아끼지 않은 부모님과 아내 그리고 저의 모든 가족들에게 깊은 감사를 드립니다.

저자 씀

차 례

그림 및 표 차례

국문요약	1
I. 서론	3
II. 재료 및 방법	7
1. Polymer 젤의 합성	7
2. 방사선량과 황이완시간의 상관관계 구하기	8
3. 입체조형 방사선조사 후 선량분포의 계산 및 측정	9
4. Gaf-Chromic 필름을 이용한 선량측정	11
5. TLD를 이용한 선량측정	11
III. 결과	13
1. 황이완시간과 방사선량과의 상관관계	13
2. 젤 선량분포도의 반복성 측정	13
3. 치료계획상의 선량분포와의 비교	13
4. 필름 선량계와의 비교	14
5. TLD 선량계와의 비교	14
IV. 고찰	15
V. 결론	20
참고문헌	21
영문요약	37

그림 차례

Figure 1. Schematic diagram of the set-up for the fabrication of polymer gel.	25
Figure 2. Gel phantom irradiation scheme and MR images of different echo times.	26
Figure 3. T2 map from MR images of different echo times.	27
Figure 4. Dose response curve for the polymer gel.	28
Figure 5. Repeated gel dosimetry: Coronal view.	29
Figure 6. T2 maps of orthogonal planes.	30
Figure 7. Comparison of isodose distributions of gel dosimetry to planning system.	31
Figure 8. Comparison of absorbed doses at points on Y axis of phantom.	32
Figure 9. Comparison of % depth doses at points on Y axis of phantom.	33
Figure 10. Images of the gel and film dosimetry	34
Figure 11. Dose response curve for the Gaf-chromic film.	35

표 차례

Table 1. Comparison of point doses on Y axis of phantom.	36
---------------------------------------------------------------	----

국문요약

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 입체조형 방사선치료의 3차원 선량분포 측정

입체조형 방사선치료(conformal radiotherapy)란 치료하고자 하는 부위에는 원하는 방사선량이 균일하게 조사되고, 동시에 주변의 정상조직에는 최소한의 방사선량만이 조사되는 새로운 치료방법이다. 컴퓨터 공학의 발달로 3차원적인 영상처리 및 방사선치료계획이 실시간에 가능해지고, 복잡하고 정교한 치료계획에 따라 효율적으로 방사선치료를 시행할 수 있는 치료 기기가 개발됨에 따라, 이 새로운 개념의 치료방법이 임상에서 활용 가능하게 되었다. 이 입체조형 방사선치료는 치료과정이 복잡하고 정교한 만큼 정도관리(Quality Assurance)가 더욱 중요하며, 3차원적인 치료계획에 따라 실제로 방사선량이 분포하는 것을 검증하기 위한 선량측정은 정도관리에 필수적이다. 일반적으로 널리 사용되고 있는 방사선량의 측정방법은 필름을 이용하는 방법, TLD를 이용하는 방법, 전리함(ion chamber)을 이용하는 방법 등이 있으며, 최근 들어 polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 새로운 선량측정법이 알려졌다. 이 측정방법은 기존의 선량측정법과는 달리 3차원적인 선량분포를 측정할 수 있다는 장점이 있다. 따라서 Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 3차원적인 선량측정법의 술기를 확립하고, 입체조형 방사선치료의 선량측정법으로서의 유용성을 평가하고자 본 연구를 실행하였다.

먼저 산소를 제거하면서 젤을 합성할 수 있는 장치를 제작하고 젤을 합성하였다. 만들어진 젤을 원통모양의 밀봉용기에 넣어 젤 판톰을 만들고, 정위방사선 조사방식으로 정해진 방사선량을 조사하였다. 자기공명영상촬영을 하여 조사된 방사선의 3차원 영상 및 횡이완시간을 구하고, 그 자료를 영상처리 무른모로 분석하여 횡이완시간과 방사선량과의 상관관계가 직선인 선량구간을 구하

였다. 다시 새로운 원구 모양의 젤 판통을 제작하여 입체조형 방사선치료에 준하는 모의 방사선치료계획에 따라 방사선을 조사하였고, 동일한 젤의 선량반응 관계를 구하기 위해 작은 원통형 유리병에 젤을 넣고 정해진 방사선량을 조사하였다. 화소 당 횡이완시간을 구하고, 선량반응관계에 따른 3차원 선량분포도를 구한 다음 치료계획용 컴퓨터상의 계산된 선량분포도와 비교하였다. 또한 같은 모의 방사선치료계획으로 같은 판통에서 필름과 TLD를 이용하여 선량을 측정하였고, polymer 젤을 이용한 선량측정 결과와 비교한 후 장단점을 분석하였다.

Polymer 젤의 횡이완시간과 방사선량은 2 Gy에서 15 Gy의 구간에서 비례상관관계를 이루고 있었으며, 이 선량구간에서 polymer 젤과 자기공명영상을 이용하여 3차원적인 선량분포를 구할 수 있었다. 매 측정 시마다 그 등선량곡선이 일정하여 측정 결과는 안정적이었다. 이 polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법은 치료계획 상의 선량분포와 거의 일치하였고, 절대선량과 %깊이선량에서 젤 선량측정법은 기존의 필름 선량계 및 TLD 선량계와 그 정확도에서 비슷하거나 우월하였다.

Polymer젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법은 아직 초기로 많은 개선점이 있으나 기존의 선량측정법과 비슷한 정확성을 가지고 있을 뿐만 아니라 3차원적인 선량분포를 보여줄 수 있는 큰 장점을 가지고 있어, 입체조형 방사선치료에 적합한 선량측정법으로 판단되며, 향후 좀 더 많은 연구가 필요할 것으로 판단되었다.

핵심되는 말: 입체조형 방사선치료, 자기공명영상, 방사선량측정, 방사선량, Polymer 젤

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 입체조형 방사선치료의 3차원 선량분포 측정

<지도 서 참 옥 부교수>

연세대학교 대학원 의학과

오 영 택

I. 서 론

컴퓨터 공학의 발전은 방사선치료의 영역에서도 많은 기술적인 발전을 가져왔으며, 이러한 기술적인 발전을 통합적으로 치료에 응용하고자 등장한 치료방법이 입체조형 방사선치료(conformal radiotherapy)이다. 이 치료방법은 고선량의 방사선이 조사되는 영역을 치료하고자 하는 종양의 모양에 일치시켜서 주변 정상조직에 조사되는 방사선량을 최소화하려는 시도에서 비롯되었다고 할 수 있다. 이러한 시도를 치료방법으로서 가능하게 한 기술적인 발전을 방사선치료 과정별로 살펴보면 첫째, 3차원적인 영상처리 방법의 발달로 종양과 정상조직을 공간적으로 좀 더 정확하게 구별할 수 있게된 것이고⁽¹⁾, 둘째, 3차원적인 치료계획기술의 발달로 종양에만 원하는 방사선량을 조사할 수 있는 정밀한 방사선치료 계획이 가능해졌을 뿐만 아니라 적정한 가격의 고성능 워크스테이션의 개발로 이러한 선량계산 및 그 결과인 선량분포도를 3차원적인 영상으로 도시하는 과정을 실시간에 시행하는 것이 가능해졌다는 점이고⁽²⁾, 셋째, 방사선 전달체계, 즉 치료기계 및 그 부속 장치의 발전으로 이러한 복잡한 치료 계획을 효과적이고도 정확하게 수행할 수 있게 되었다는 점이다^(3,4). 이러한 과정을 거쳐 치료하고자 하는 부위(target volume)에는 원하는 방사선량이 균일하게 조사되고, 동시에 주변의 정상조직에는 최소한의

방사선량이 조사되도록 하여, 최대의 치료효과와 최소의 정상조직 손상을 기대하는 치료가 바로 입체조형 방사선치료인 것이다. 즉 방사선량이 종양부위에만 집중되기 때문에, 종양에 좀 더 많은 양의 방사선을 부작용 없이 조사할 수 있게 되는 것이다. 정상조직이 견디는 한도에서 방사선량을 증가시키고, 방사선량의 증가에 따라 국소 제어율이 증가하고, 국소 제어율의 증가에 따라 생존율의 향상을 기하는 것이 입체조형 방사선치료의 최종목표인 것이다. 또한 방사선량을 높이지 않더라도, 종양 주변의 중요한 정상 장기의 부작용을 줄일 수 있다는 점만으로도 그 의의가 크다고 할 수 있다⁽⁵⁾. 이러한 입체조형 방사선치료가 임상에서 모든 환자를 대상으로 시행되고 있지는 않으나, 3차원적인 영상을 근간으로 하는 치료계획 과정은 방사선치료의 일반적인 치료계획 방법으로 활용되고 있으며, 점차 입체조형 방사선치료의 시행이 늘고 있는 상황이다. 또한 최근에는 intensity modulated radiation therapy (IMRT)라는 새로운 입체조형 방사선조사 기술이 개발되어 각광을 받고 있으며⁽⁶⁾ 그 외에도 여러 분야에서 입체조형 방사선치료가 급속히 발전하고 있다.

입체조형 방사선치료의 일반적인 치료계획 과정을 보면, 우선 컴퓨터 단층촬영과 같은 영상 자료를 치료계획용 컴퓨터로 옮기고, 2차원적인 단층 촬영 영상에 치료할 부위와 주요 정상 조직의 윤곽을 표시한다. 2차원적인 영상자료를 3차원으로 조합하면, 치료부위의 모양 및 정상조직과의 위치관계를 3차원적으로 볼 수 있다. 이를 토대로 여러 가지 조사면 및 조사방법을 계획하고, 그 조합에 따른 여러 치료 계획의 선량분포를 비교하면 가장 이상적인 치료방법을 선택할 수 있게 된다. 가장 이상적인 치료계획에 따라 적절하고 효율적인 방사선 전달 방법(Radiation Delivery System)을 이용하여 입체조형 방사선치료가 시행되는 것이다⁽⁷⁾. 입체조형 방사선치료의 전 과정에서는 다른 모든 방사선치료 과정에서와 마찬가지로 정도관리(Quality Assurance)가 필요하며, 치료과정이 복잡하고 정교한 만큼 정도관리가 아주 중요하다. 정도관리는 여러 과정에서 여러 가지 방법을 활용하여 이루어지며, 그 중에

는 치료계획 대로 방사선이 조사되는가를 확인하는 과정이 포함된다. 즉 치료계획대로 판독에 방사선을 조사하고 선량분포를 측정한 다음, 측정된 선량분포를 치료계획상의 선량분포와 비교하여 계획대로 방사선이 조사되는가를 확인하는 정도관리의 과정이 필요한 것이다.

방사선량의 선량분포를 측정할 수 있는 일반적인 선량측정법으로는 필름을 이용하는 방법, TLD를 이용하는 방법, 전리함(ion chamber)을 이용하는 방법 등이 알려져 있다. 그러나 이들 선량측정법은 1차원 또는 2차원적인 선량측정법으로 3차원적인 입체조형 방사선치료의 선량측정법으로는 적당하지 않다. 최근 들어 젤과 자기공명영상을 이용한 새로운 선량측정법이 알려졌는데, 이 새로운 측정방법은 기존의 선량측정법과는 달리 3차원적인 선량분포를 측정할 수 있다는 장점이 있으며, Fricke 젤과 polymer 젤을 이용하는 방법이 알려져 있다⁽⁸⁻¹¹⁾. Fricke 젤은 제 1철이 함유된 젤로서 방사선이 조사되면 제 1철이 제 2철로 산화되고 그에 따라 자기공명영상의 종이완시간(T1 relaxation time)이 변하는 현상을 이용한 방법이다. 이 방법은 산화된 제 2철이 시간이 지남에 따라 확산하기 때문에 공간적으로 정확한 선량분포를 얻을 수 없고, 방사선량에 대한 민감도가 상대적으로 낮다는 단점을 가지고 있다⁽⁸⁻¹⁰⁾. 1993년 Maryanski 등⁽¹¹⁾은 이러한 단점을 극복한 새로운 형태의 polymer 젤을 소개하였다. 이 polymer 젤은 acrylic monomer가 녹아있는 젤라틴 젤로서, 방사선이 조사되면 방사선에 의해서 이 monomer가 연쇄중합반응(chain polymerization)을 일으키게 된다. 이렇게 형성된 polymer는 서로 교차연결(cross-link)되어 1 μm 이하 크기의 polymer 미세입자를 형성하게 되는데, 그 크기 및 농도는 흡수된 방사선량에 비례하게 된다. 이 미세입자들은 젤라틴 젤의 pore 크기보다 크기 때문에, 젤라틴 폴리펩타이드 안에 박혀있게 된다. 이 polymer의 분자생물학적인 구조는 자기공명영상의 횡이완시간(T2 relaxation time)에 강력한 영향을 미치기 때문에 방사선량의 분포를 자기공명영상으로 볼 수 있는 것이다. 이 때 형성된 미세입자는 고정되어 확산되지

않기 때문에 Fricke 겔과는 달리 안정적인 영상을 얻을 수 있게 되는 것이다. 또한 이렇게 형성된 polymer의 미세입자는 가시광선을 산란하기 때문에 투명한 겔에 하얀 구름과 같은 형태로 방사선량의 분포를 눈으로 확인 할 수도 있으며, 영구 보존도 가능하다. 또한 겔은 근육조직과 동일한 기본적인 구성과 밀도를 갖고 있어 조직등가물질이라는 장점도 가지고 있다⁽¹¹⁻¹⁵⁾. 이 방법은 3차원적인 선량분포를 안정적으로 측정할 수 있다는 점에서 입체조형 방사선치료의 새로운 선량측정법으로서 그 의의가 클 것으로 예상되지만, 아직 임상적인 연구가 드물기 때문에, 그 임상적인 유용성 여부를 단정하기는 어렵다. 따라서 polymer 겔과 자기공명영상을 이용한 3차원적인 선량측정법의 임상적인 술기를 확립하고, 입체조형 방사선치료의 선량측정법으로서의 유용성을 평가하고자 본 연구를 계획하였다.

이 새로운 선량측정법이 임상에서 활용하기 위해서는 술기 확립과 동시에 몇 가지 조건을 충족하여야 한다. 첫째, 안정적인 측정 결과를 나타내야 한다. 즉 측정할 때마다 매번 측정된 선량분포가 허용할 수 있는 오차의 범주 내에서 반복되어야만 임상에서 선량측정법으로 활용할 수가 있다. 둘째, 실제 이 polymer 겔과 자기공명영상을 이용한 3차원적인 선량측정법에 따른 선량분포도가 실제 선량분포를 허용할 수 있는 오차의 범주 내에서 일관되게 반영하여야 한다. 셋째, 임상에서 활용되는 기존의 선량측정법, 즉 TLD나 필름을 이용한 선량측정법과 비교하여, 입체조형 방사선치료의 선량측정법으로서의 특성을 규명하는 것이 필요하다.

이 3가지의 조건을 충족한다면, 입체조형 방사선치료의 이상적인 선량측정법으로서 임상에서 이용 가능한 기본조건을 충족한 것으로 생각할 수 있을 것이므로, 이에 대한 규명이 우선적으로 필요하다.

II. 재료 및 방법

1. Polymer 젤의 합성

Polymer 젤은 젤 내의 산소농도에 따라 방사선량과 자기공명영상 상의 횡이완시간이 변하게 되므로 먼저 외부산소와 접촉되지 않은 상태에서 젤을 합성할 수 있도록 밀봉된 아크릴 상자를 젤 합성용으로 제작하고, 젤 합성은 이 장치 안에서 시행하도록 하였다(Figure 1). Polymer젤을 만들기 위해 사용된 젤은 A형 젤라틴(Sigma Chemical Co. St. Louis, MO, USA)으로 젤의 경도를 나타내는 Broom 값은 300을 사용하였다. 그리고 고 순도의 N, N'-methylene-bisacrylamide (bis) (Sigma Chemical Co. St. Louis, MO, USA)와 acrylic acid (Sigma Chemical Co. St. Louis, MO, USA)와 수산화나트륨 및 3차 증류수가 사용된다. 각각의 구성비율은 젤라틴 젤 5%, acrylic acid 3%, bis 3%, 수산화나트륨(NaOH) 1%, 증류수 88%이었다⁽¹³⁾. 젤의 합성은 먼저 만들려고 하는 젤의 양에 의해 결정된 증류수를 유리로 만들어진 비커에 넣고 초고순도의 질소가스(산소함유량 1 ppm 미만)를 불어넣으면서 자석교반기(magnetic stirrer) 위에 놓고 가열하면서 약 1시간 동안 휘저어 증류수에 포함된 산소를 제거하였다. 그 후 밀폐된 상태에서 비커를 상온으로 냉각시켰다. 증류수가 상온으로 냉각된 후 젤라틴을 비커에 넣고 젤라틴이 물 속에 잠기면 용기를 50 °C의 수조에서 중탕하여 젤라틴을 녹였다. 이 때 빛에 의한 중합반응을 방지하기 위해 용기를 알루미늄 박막으로 씌운 후 젤라틴이 다 녹으면 acrylic acid, bis, 수산화나트륨을 넣고 자석교반기로 잘 섞어 주었다. 다 녹인 후에 유리 재질의 용기에 넣고 밀봉하여 판톰을 완성하였는데, 횡이완시간과 방사선량과의 상관관계를 구하기 위해서는 2 L 용량의 원통형 용기를, 선량분포를 비교하기 위한 판톰은 사람의 머리모양과 유사한 2 L 원구 플라스크 용기를, 선량분포

측정용 원구형 판톰 각각의 방사선량 반응곡선을 구하기 위해서는 작은 원통형의 유리병(직경 2 cm, 높이 8 cm)을 사용하였다. 아직 액체 상태인 밀봉된 판톰을 얼음물 속에 넣어 젤 상태로 굳혔다. 이 때 용기를 통한 산소와의 접촉을 피하기 위해 용기는 반드시 유리로 된 것을 사용하였고, 젤이 완전히 굳으면 밀봉하여 외부 공기와의 접촉을 차단하였다. Polymer 젤 내의 산소를 제거하기 위해 처음부터 밀봉하기까지의 모든 과정은 밀폐된 장치 안에서 질소가스를 불어넣으면서 시행하였다. 이렇게 만들어진 젤은 사용할 때까지 젤 상태로 유지하기 위해 24 °C 이하의 온도에서 어두운 장소에 보관하였다. 또한 방사선 조사시 젤의 반응은 온도에 영향을 받을 수 있기 때문에, 젤 전체가 일정한 온도를 유지한 상태에서 방사선조사가 시행되는 것이 바람직하므로 24 °C 이하의 온도에서 항온으로 유지되는 방사선치료실에 알루미늄 박막으로 싸서 보관하였다.

2. 방사선량과 황이완시간의 상관관계 구하기

원통모양의 젤 판톰에 정위방사선수술에 이용되는 30 mm의 조사용 콘으로 1, 2, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17, 19 Gy의 방사선을 조사한 후 자기공명영상촬영을 시행하여 황이완시간을 구하고 방사선량과 황이완시간과의 상관관계를 구하였다(Figure 2). 방사선조사 후 젤 판톰을 자기공명영상 촬영실로 옮긴 후 최소한 24시간이 지난 후에 자기공명영상 촬영을 시행하였다. 그 이유는 중합반응(polymerization)은 30분이면 충분하게 일어나지만, 자기공명영상의 영상 대조도를 결정하는 종이완시간(T1 relaxation time) 및 황이완시간(T2 relaxation time)은 물체의 온도에 따라 다르기 때문이다. 즉 젤을 항상 일정한 온도로 유지되고 있는 자기공명영상 촬영실과 온도 평형상태를 만들기 위해서이다. 사용할 자기공명영상 장비는 1.5 Tesla Signa (General Electric Medical System Company, Milwaukee, WI, USA)로서 젤 판톰의 조사된 방사선의 3차원 영상을 보기 위해서 FSE(Fast Spin Echo)펄스대열을 사용하였으며, 이 때 영상변

수는 TR은 3000 msec, TE는 96 msec, ETL(Echo Train Length)는 12, FOV(Field of View)는 24 x 24 cm, Matrix는 256 x 256, Slice thickness는 1.5 mm, NEX는 2를 사용하였다. 그 다음에 조사된 방사선량에 따른 횡이완시간의 변화를 보기 위해서 젤의 일정한 위치에서 SE(Spin Echo) 펄스대열을 사용하고, 6개의 서로 다른 TE값으로 자기공명촬영을 시행하였다(Figure 2). 이때의 영상변수는 TR은 3000 msec, TE는 100, 200, 300, 400, 500, 600msec, FOV는 24 x 24 cm, Matrix는 256 x 256, Slice thickness는 1.5mm를 사용하였다. 젤의 중합반응은 방사선량에 비례하고, 이렇게 생긴 polymer 주변의 물분자들은 monomer 주변의 물분자와 다른 횡이완시간을 갖게 되며, 따라서 측정된 횡이완시간은 조사된 방사선량과 비례관계를 갖게 되는 것이다. SE 펄스대열을 이용해서 6개의 서로 다른 TE를 사용해서 얻은 영상을 PC로 옮기고, 영상처리 전문 무른모인 IDL(Interactive Data language, Research system, Boluder, Co, CA, USA)을 사용하여 영상의 각 화소(pixel)당 횡이완시간을 계산하였다. 이 때 연산은 IDL에 포함되어 있는 linear least square fit를 사용하였고, 이것으로 흡수된 방사선량에 따른 횡이완시간을 구하였다. 방사선량에 따른 횡이완시간이 결정되면, X축은 방사선량 Y축은 횡이완시간 또는 R2시간(횡이완시간의 역수)으로 그래프로 그려서 그 상관관계를 구하였다. 조사된 방사선량과 횡이완시간이 비례하는 방사선량 구간을 확인하고, 선량분포도를 구하기 위한 원구형 젤 판톰에 조사할 방사선량은 선량반응관계가 비례하는 구간 내에 위치하도록 하였다.

3. 입체조형 방사선조사 후 선량분포의 계산 및 측정

원구 모양의 유리 플라스크를 사람의 머리 판톰으로 간주하고, 입체조형 방사선치료에 준 하는 치료계획을 수립하기 위하여 컴퓨터 단층촬영을 시행하였다. 이 때 원구형 머리모양 젤 판톰의 좌표를 일정하게 맞추기 위해, 정위방사

선치료용 고정기(Localizer)를 사용하여 고정된 후 시행하였다. 컴퓨터 단층촬영 영상 자료를 정위방사선치료 계획용 컴퓨터(Brain Lab Co. Heimstetten, Germany)로 옮겨서 방사선 조사 중심 축 및 방향에 따른 선량분포 및 조사시간을 구하였고 조사선량은 선량반응관계상 비례관계인 선량구간 내에 있도록 하였다. 방사선 조사 방법으로 정위방사선치료 방법을 선택한 이유는, 선량분포를 구하는 기본 연산식이 콘의 크기에 따라 이온 전리함으로 선량분포를 측정할 자료에 근거하기 때문에 치료계획용 컴퓨터 상에 나타난 선량분포도가 실제 방사선량 분포와 가장 근접하게 됨으로써, 젤 선량측정법으로 구한 선량 분포도의 정확성을 비교, 검증하는 기본 선량분포도로 활용할 수 있기 때문이다. 또한 정위방사선조사 방식이 방사선조사에 따른 오차를 가장 최소화할 수 있는 방법이기 때문에 정위방사선치료 방법을 준용하였고, 단지 arc로 회전하지 않고 고정 빔을 사용하였다. 방사선 조사 중심 축은 원구의 중심으로 하였고, 방사선 조사 방향은 치료용 테이블 각도 90 °와 Gantry 각도 90 °, 90 °와 45 °, 90 °와 135 °, 45 °와 90 °, 135 °와 270 °의 다선 방향에서 각각 2.5 Gy를 조사하여 중심점에 총 12.5 Gy의 방사선량이 조사되도록 하였다. 이 때 정위방사선치료 방식으로 고정기를 이용하여 치료계획과 좌표를 일치시켰다.

이 때 polymer 젤은 만들 때의 상황에 따라 그 비례상수가 다를 수 있으므로 방사선량과 횡이완시간의 상관관계를 각각의 판톰마다 동일한 젤에서 구하여야 한다. 따라서 새로운 젤을 사용할 때마다 원통모양의 작은 유리병 여섯 개에 젤을 넣고, 물 판톰 안에서 각각의 젤에 0, 2.5, 5, 7.5, 10, 12.5 Gy의 방사선량을 조사하고 판톰과 같이 자기공명영상 촬영을 시행한 후 방사선량 반응곡선을 구하였다. 이 때 물 판톰을 사용하는 이유는 유리병내의 젤에 조사된 방사선량을 균일하게 하기 위해서이다.

자기공명영상 촬영은 II-2의 방법과 같은 방법으로 시행하였으며, 영상변수는 TR은 7000 msec (수평 절단면), 1500 msec (수직 절단면), 800 msec (선량반응측정용 유리병), TE는 60, 120, 180, 240, 300, 360, 420, 480 msec, FOV는 24

x 24 cm, Matrix는 256 x 256, Slice thickness는 1.5mm를 사용하였다. 방사선을 조사한 후 II-2 에서 기술한대로 조사된 방사선량의 자기공명영상을 이용하여 횡이완시간 및 횡이완시간에 따른 방사선량의 분포를 IDL 무른모로 구하였고, 치료계획용 컴퓨터 상의 선량분포도와 비교하였으며, 이를 3회 반복하여 측정하였다.

4. Gaf-Chromic 필름을 이용한 선량측정

사람 머리 모양의 원구형 젤 판톰 내로 치료용 테이블에 평행하게 Y축 방향으로 선량측정용 Gaf-chromic 필름, MD-55 type, Model No:37-041, Lot No.:941206(ISP Technologies Inc., Wayne, NJ, USA)을 위치시킨 후 II-3과 같은 정위방사선치료법으로 방사선을 조사하였다. 방사선이 조사된 필름의 광학밀도(optical density)는 Wellhofer WD 700(Wellhofer Dosimetrie, Schwarzenbruck, Germany)의 video-densitometer system을 이용하여 구하였고, 광학밀도와 조사선량의 상관관계 그래프를 이용하여 조사선량을 구하고 젤 선량측정법으로 구한 측정값과 비교하였다. 이 때 측정에 사용한 Gaf-Chromic 필름의 광학밀도와 조사선량과의 상관관계 그래프는 Co-60 방사선치료기로 이미 알고있는 절대선량의 방사선을 조사하고 그에 따른 광학밀도를 Wellhofer WD 700으로 구하여 사용하였다.

5. TLD를 이용한 선량측정

TLD는 Harshaw TLD 100(Harshaw Bicron Inc., Solon, Ohio, USA)으로 π 1 mm, 길이 6 mm 의 원통막대형을 사용하였으며, 나무막대에 1 cm 간격으로 Y축에 직각 되게 고정하고 젤 판톰의 Y축으로 위치시킨 후 II-3에서와

같은 정위방사선조사 방식으로 방사선을 조사하였다. 이 때 중심 TLD의 위치는 각 조사면의 중심에 일치시켰고 방사선조사 후 TLD 판독기인 Harshaw TLD System 4000(Harshaw Bicron Inc., Solon, Ohio, USA)을 이용하여 조사선량을 구한 후 젤 선량측정법으로 구한 측정값과 비교하였다.

III. 결 과

1. 횡이완시간과 방사선량과의 상관관계

젤 판톰의 자기공명 영상으로부터 횡이완시간 분포를 구하였고(Figure 3), polymer 젤에 조사된 방사선량과 횡이완시간의 상관관계를 구할 수 있었다(Figure 4). Polymer 젤의 횡이완시간은 0 Gy에서 15 Gy의 구간에서 서로 비례하는 상관관계를 나타냈으며, r^2 값이 0.997로 비교적 높은 비례 상관관계를 나타냈다. 특히 2 Gy에서 15 Gy구간에서 직선관계가 명확하여 치료계획에 각 빔 당 조사선량은 2.5 Gy로 하였고, 다섯 개의 빔을 사용하여 전체 조사선량은 12.5 Gy로 결정하였다.

2. 젤 선량분포도의 반복성 측정

서로 다른 젤 판톰으로 반복하여 측정하였을 때, 젤 판톰마다 선량반응의 직선관계식은 달랐지만, 원구형 젤 판톰의 선량분포도는 각각의 단면마다 육안 상 거의 일치되어, 대부분에서 오차의 크기가 화소크기 이하인 안정적인 선량측정법임을 보여주었다(Figure 5).

3. 치료계획상의 선량분포와의 비교

방사선조사 후 시행한 자기공명영상의 횡이완시간 분포영상(T2 time map)은 치료계획용 컴퓨터 상에 나타난 치료계획과 이미지 상으로 거의 일치하는 양상을 보여주었다(Figure 6). 선량분포도상에서도 그 분포 모양이 대체로 일

치하는 양상을 보여주었으나 20% 등선량곡선은 그 모양에서 명확한 차이를 보이고 있었다(Figure 7). Y축에서 1 cm 간격으로 측정된 조사선량 및 선량 분포를 치료계획상의 조사선량 및 %깊이선량을 비교하면 절대선량에서는 -32.9% 에서 26.8%까지, %깊이선량은 -32.4% 에서 -0.9%의 차이를 보였지만, 2 cm 에서 -2 cm까지의 비교적 높은 선량이 조사된 영역에서는 조사선량에서 -1.8%부터 8.1%, %깊이선량에서는 -0.9% 에서 5.7%의 차이를 보이고 있어서 고선량 영역일수록 더 정확한 양상을 보여주었다(Figure 8, 9, Table 1).

4. 필름 선량계와의 비교

Y축에 일치하는 중심면에서의 젤 선량계와 필름 선량계의 이미지는 서로 비슷한 양상을 보여주었다(Figure 10). Gaf-chromic 필름과 방사선량과의 상관관계를 구하여(Figure 11), 필름에서 구한 광학밀도를 절대선량으로 전환하여 필름 선량계의 Y축 상의 점에서의 절대선량 및 %깊이선량을 구하였는데, 절대선량 및 %깊이선량의 정확성(계획선량-측정선량)은 전체적으로는 그 차이가 없었으나 2, 1, 0, -1, -2 cm Y축 상의 점에서는 젤 선량계가 더 정확하였다(Table 1).

5. TLD 선량계와의 비교

Y중심축에서의 절대선량 및 선량분포의 정확도는 전체적으로 비슷하였지만 비교적 저선량 영역인 3 cm과 -3 cm 절단면의 Y축 상의 점에서는 절대선량 및 %깊이선량에서 TLD 선량계가 더 정확하였고 2, 1, 0, -1, -2 cm Y축 상의 점에서는 젤 선량계가 비슷하거나 더 정확하였다(Table 1).

IV. 고 찰

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법은 선량분포를 3차원적으로 측정할 수 있을 뿐 만 아니라, 자기공명영상을 통해 선량분포의 영상을 보여줄 수 있다는 장점이 있으며⁽¹⁶⁾, 기존의 필름 선량계나 TLD 선량계와 비교할 때 그 정확도가 떨어지지 않기 때문에, IMRT를 비롯한 입체조형 방사선치료의 새로운 선량측정법으로 유용할 것으로 보고되고 있다⁽¹⁷⁻²⁰⁾. 선량측정법의 정확성을 검증하기 위해서는 기준이 되는 선량측정치가 필요한데, Low 등⁽¹⁹⁾은 ion chamber로 측정한 값을 기준으로 하였고, De Deene 등^(17,18)은 필름 선량측정법과 비교하여 선량분포도상의 오차 범주가 3% 이하임을 보고하였다. 본 연구에서는 정위방사선치료용 치료계획 프로그램으로 구한 치료계획상의 선량분포도 및 선량계산 값을 기준으로 하여 polymer 젤 선량측정법으로 구한 측정값과 비교하였을 뿐 만 아니라, 필름 및 TLD로 구한 선량측정값과도 비교하였고, 필름과 TLD측정용 판톰도 젤 선량측정시와 동일한 판톰을 뇌정위방사선치료 방식으로 고정하여 사용함으로써 같은 판톰의 동일한 좌표에서의 선량측정값을 비교하고자 하였다. 본 연구에서도 polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법은 필름 선량측정법 및 TLD선량측정법에 비해 그 정확성이 비슷하거나 우월하였고, 특히 임상적인 선량측정에서 관심이 높은 비교적 고선량의 영역에서 정확도가 높았다. 또한 매 측정시마다 횡이완시간과 조사선량과의 직선상관 구간의 관계식의 상수는 달라도, 일관되고 안정적인 선량측정 결과를 보여주었고, 선량분포의 양상도 치료계획상의 선량분포도와 거의 일치하여 입체조형 방사선치료에 유용한 선량측정법으로 평가되었다. 특히 방사선조사 중에 multileaf collimator나 independent jaw가 움직이는 기법을 활용하는 IMRT나 동적 입체조형 방사선치료(Dynamic Conformal Radiation Therapy)에서는 3차원적인 선량측정법

으로서 기존의 선량측정법이 갖는 한계를 극복한 새로운 방법으로 각광받을 것으로 판단된다⁽¹³⁻¹⁵⁾.

그러나 점 선량의 측정값은 기준으로 삼은 선량분포도인 치료계획상의 방사선량 계산값과는 많은 차이를 보이고 있으며, 비교적 정확도가 높은 고선량 영역에서도 거의 10%에 가까운 오차범주를 보여주고 있어 아직은 개선해야 할 점이 많은 선량측정법으로 생각되었고, 선량측정의 과정은 기존의 선량측정법, 즉 ion chamber나 필름이나 TLD에 비해 절차가 복잡하였다. 또한 임상에서 효율적인 선량측정법으로서 정확한 선량측정을 시행하기 위해서는 몇 가지 점을 고려하여야 할 것으로 생각되었다.

그 첫째는 젤 판톰의 온도와 선량측정의 시점이다. 자기공명영상의 횡이완 시간은 온도에 따라 변하게 되고, 따라서 polymer 젤을 이용한 선량측정법도 온도에 따라 다른 측정결과를 나타낼 수 있다⁽¹⁸⁾. 그렇기 때문에 젤 판톰 전체가 일정한 온도를 유지하도록 하여야 한다. 본 연구에서는 2리터 용량의 원추형 및 원구형 플라스크 내의 젤이 일정한 온도를 유지하도록 하기 위해서 방사선조사 후 항온으로 유지되고 있는 자기공명촬영실에서 Maryanski 등^(11,13,15)과 같이 최소한 24시간 이상 보관한 후에 자기공명영상 촬영을 시행하였다. 일정한 온도에서 충분한 시간을 보관할수록 젤 전체의 온도가 일정하게 같아지겠지만, 시간이 갈수록 선량측정의 정확성이 떨어지는 양상을 보이고⁽¹⁹⁾, 임상에서 활용하기 위해서는 선량측정에 너무 오랜 시간이 걸리는 것은 바람직하지 않으므로 방사선조사 후 24시간 정도 보관한 후에 촬영을 시행하는 것이 적절할 것이다. 따라서 polymer 젤을 미리 준비하고 있다고 하여도 방사선조사 후 선량측정의 결과를 얻기까지는 최소한 24시간 이상이 소요되므로, 필름이나 TLD에 비해서는 시간이 오래 걸린다는 단점이 있다. 방사선조사할 때에도 온도가 연쇄 중합반응에 영향을 미칠 수 있기 때문에 polymer 젤을 방사선조사할 때까지 방사선치료실에서 보관하는데, 방사선치료실 또한 항온 기능이 가능하므로 방사선치료실과 자기공명영상실의 항온온

도를 동일하게 할 수 있다면, 방사선조사 후 연쇄 중합반응에 필요한 시간 (약30분) 이후에는 자기공명촬영이 가능하므로 선량측정에 걸리는 시간을 줄일 수 있을 것이다.

둘째는 산소에 매우 민감하다는 점이다⁽²¹⁾. 산소농도가 조금만 높아도 방사선조사에 따른 자유 래디칼의 연쇄 중합반응이 일어나지 않기 때문에, 밀폐된 공간에서 고순도의 질소가스를 불어넣으면서 산소가 없는 상태에서 젤을 만들어야 할뿐만 아니라, 용기는 산소투과가 거의 이루어지지 않는 유리용기를 사용해야 하고, 완전 밀봉하여 polymer 젤이 산소에 노출되는 것을 피해야 하는 복잡한 과정을 필요로 한다. 직접 젤을 만들어 사용한 본 연구에서는 완전 진공상태를 유지하지 못하여서 밀봉할 때 용기 안에 잔류한 공기와 접촉하게 된 젤 표면은 방사선에 반응하지 않는 양상을 보여주었다. 따라서 젤을 용기에 붓고 밀봉할 때 진공상태로 만들거나, 그렇지 못한다면 되도록 젤을 용기 가득 채워서 공기의 양 및 공기가 젤과 접촉하는 단 면적을 줄이는 것이 좋겠으며, 젤 합성 후 될 수 있으면 빠른 시간에 방사선이 조사되는 것이 바람직하다. 상업적으로 판매되는 젤 판톰은 아직까지는 필름이나 TLD에 비해 가격이 비싸지만, 진공상태로 판매되기 때문에 이러한 문제를 해결할 수 있는 방법으로 생각된다.

셋째로 polymer 젤 선량측정법은 아직 초기 단계라서 다양한 판톰이 없으며 특히 humanoid 판톰이 없다는 점이다. 본 연구에서는 원구형 플라스크를 사람 머리 모양의 판톰으로 활용하였는데, 향후 polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법이 입체조형 방사선치료를 비롯한 외부 방사선치료의 선량측정법으로 널리 이용되려면 여러 종류의 판톰이 필요하며 특히 humanoid 판톰의 개발이 필요하다.

넷째로 젤 선량측정계가 고선량 영역에서는 필름이나 TLD보다도 그 정확도가 우수하지만 저선량 영역에서는 상대적으로 부정확한 선량측정 결과를 보여주었는데, 다른 연구에서는 저선량이나 고선량영역 모두에서 비슷한 정

확도를 나타낸 것으로 보고하고 있다^(18,19). 그 이유는 젤의 선량반응곡선의 차이에서 기인하는 것으로 생각된다. 기존의 연구에서 선량반응 곡선은 10-15 Gy 이하의 선량구간에서는 직선 상관관계를 보이는 것으로 보고하고 있기 때문에⁽¹¹⁻¹⁹⁾ 본 연구에서도 0 Gy에서 15 Gy구간에서의 직선 관계식으로 선량을 구하였는데, 본 연구에서 보여준 선량반응곡선은 엄밀하게 보면 0-2 Gy 구간과 17 Gy이상 구간에서 기울기가 완만해지는 S자 형이기 때문에 저선량 영역에서 상대적으로 조사선량이 낮게 측정되는 것은 당연하다. 그러나 다른 연구에서는 왜 그러한 현상이 관찰되지 않았는지는 또는 왜 우리연구에서는 그러한 현상이 현저하게 나타났는지는 확실하지 않다. 단지 한 가지 생각할 수 있는 이유라면 영상 잡음이 저선량 영역에서는 고선량 영역에 비해 상대적으로 크게 평가되기 때문에, 선량측정의 부정확성에 기여하고 그에 따라 이러한 차이가 나타나지 않았나 하는 정도이다. 그러나 어떤 경우든지 입체조형 방사선치료는 본 연구에서와 같이 고선량 영역에서 저선량 영역으로 급격히 선량분포가 변하게 되며, 임상적인 주 관심은 고선량 영역이므로 선량측정법으로서의 유용성이 반감되지는 않는다고 생각된다. 그러나 저선량영역의 감수성을 높이기 위해서 아크릴 아마이드와 bis의 농도를 높임으로써 직선 비례관계의 선량영역을 낮게 변경할 수 있다^(12,20,22). 그러나 아직 외부 방사선치료시 가장 많이 이용되는 2 Gy 전후의 조사선량에서 적절한 acrylic acid 및 bis 농도는 좀 더 연구가 필요하며, 새로운 구성성분의 polymer 젤도 보고되고는 있으나⁽²³⁾ 좀 더 다양한 선량반응특성을 가지고 있는 여러 종류의 젤 개발이 필요할 것이다.

다섯째는 자기공명영상의 영상왜곡(distortion) 현상이다. 본 연구에서와 같이 판툼이 작은 경우에는 그 정도가 문제가 되지 않을 뿐만 아니라, 문제가 된다면 컴퓨터 단층촬영 영상과 영상합성(image fusion)을 통해 교정할 수는 있지만, 판툼이 커질수록 자기공명영상의 영상왜곡현상은 선량분포도의 정확도에 현저한 영향을 미칠 수 있음을 고려해야 할 것이다.

여섯째는 화소의 크기이다. 본 연구에서는 FOV가 24x24cm 이고, matrix 수가 256x256으로 화소의 크기가 약 0.94 mm 정도이다. 일반적으로 선량측정법에서 1 mm 이내의 오차는 수용 가능한 범위로 간주할 수 있으므로 본 연구에서는 문제가 되지 않았지만 FOV와 matrix 수에 따라 화소의 크기가 1 mm 이상으로 커질 수 있으므로 선량측정 시 화소의 크기 적절한 지도 항상 고려하여야 할 것이다. 화소의 크기가 1 mm 이하로 작아질수록 영상잡음이 많아지고, 영상잡음을 줄이려면 영상신호의 취합(signal averaging)을 더 많이 해야하고, 그러려면 촬영시간이 길어지고 비용이 증가하게 된다⁽²⁴⁾.

마지막으로 젤의 중합반응을 선량으로 전환하기 위해서는 젤과 방사선량과의 선량반응곡선이 필요한데, 젤마다 그 반응곡선이 다르기 때문에^(20,22) 매번 젤이 바뀔 때마다 선량반응곡선을 새로 구해야 한다. 선량반응곡선을 구하는 방법은 본 연구의 II-1의 방법처럼 큰 원통형 젤에 여러 선량의 방사선을 조사하든지, II-2의 방법처럼 작은 유리병에 젤을 넣어 각각에 정해진 방사선량을 조사하는 방법이 있다⁽²¹⁾. 후자의 방법을 개선하여 작은 유리병 젤 두개만을 이용하여 선량반응 곡선을 구하는 방법도 제시되고 있다⁽²¹⁾. 작은 선량반응용 젤 용기로 선량반응 곡선을 구하는 것이 젤의 양을 줄일 수 있어 경제적으로 평가되지만, 젤의 크기가 방사선조사 후의 중합반응에 영향을 끼칠 수 있으므로⁽¹⁹⁾ 합리적으로 선량반응곡선을 구할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하다. 특히 젤마다 선량반응곡선이 다른 가장 큰 이유로 젤에 녹아있는 산소농도의 차이 때문일 가능성이 높으므로, 젤 내의 산소농도에 따라서 선량반응곡선을 표준화하는 방안에 대한 연구도 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

Polymer 젤과 자기공명영상을 이용한 선량측정법은 선량분포를 3차원적으로 측정할 수 있었을 뿐 만 아니라 그 결과가 안정적이며 정확하였다. 아직 초기 단계로 여러 가지 단점과 해결하여야 할 점들이 있지만 입체조형 방사선치료에 적합한 선량측정법으로 평가되며 향후 임상 이용을 위한 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Charney EL, Pizer SM. Defining anatomical structure from medical images. *Semin Radiat Oncol* 1992;2:215-25.
2. Kessler ML, McShan DL, Frass BA. Displays for three-dimensional treatment planning. *Semin Radiat Oncol* 1992;2:226-34.
3. Fraass BA, McShan DL, Kessler ML. Computer-controlled treatment delivery. *Semin Radiat Oncol* 1995;5:77-85.
4. LoSasso TL, Kutcher GJ. Multileaf collimation versus alloy blocks: analysis of geometric accuracy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32:499-506.
5. Leibel SA, Kutcher GJ, Mohan R, Harrison LB, Armstrong JG, Zelefsky MJ, et al. Three-dimensional conformal radiation therapy at the Memorial Sloan-Kettering Cancer Center. *Semin Radiat Oncol* 1992;2:274-89.
6. Wang XH, Mohan R, Jackson A, Leibel SA, Fuks Z, Ling CC. Optimization of intensity modulated 3D conformal treatment plans based on biological indices. *Radiother Oncol* 1995;37:140-52.
7. Goitein M. The comparison of treatment plans. *Semin Radiat Oncol* 1992;2:246-56.

8. Johansson SA, Magnusson P, Fransson A, Olsson LE, Chritoffersson JO, Montelius A, et al. Dosimeter gel and MR imaging for verification of calculated dose distributions in clinical radiation therapy. *Acta Oncol* 1997;36:283-90.
9. Knutsen BH, Skretting A, Hellebust TP, Olsen DR. Determination of 3D dose distribution from intracavitary brachytherapy of cervical cancer by MRI of irradiated ferrous sulfate gel. *Radiother Oncol* 1997;43:219-27.
10. Balcom BJ, Lees TJ, Sharp AR, Kulkarni NS, Wagner GS. Diffusion in Fe(II/III) radiation dosimetry gels measured by magnetic resonance imaging. *Phys Med Biol* 1995;40:1665-76.
11. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiations: A new approach to 3-D dosimetry by MRI. *Magn Reson Imaging* 1993;11:253-8.
12. Maryanski MJ, Audet C, Gore JC. Effects of crosslinking and temperature on the dose response of Bang polymer gel dosimeter. *Phys Med Biol* 1997;42:303-11.
13. Maryanski MJ, Ibbott GS, Eastman P, Schulz RJ, Gore JC. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med Phys* 1996;23:699-705.

14. Maryanski MJ, Zastavker YZ, Gore JC. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gel: II. Optical properties of the BANG polymer gel. *Phys Med Biol* 1996;41:2705-17.
15. Maryanski MJ, Shultz RJ, Ibbott GS, Gatenby JC, Xie J, Horton D, et al. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer gel decimeter. *Phys Med Biol* 1994;39:1437-55.
16. Ibbott GS, Maryanski MJ, Eastman P, Holcomb SD, Zhang Y, Avison RG, et al. Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distributions using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel decimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:1097-103.
17. De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, Mersseman B, De Gersem W, et al. Validation of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy. *Magn Reson Med* 2000;43:116-25.
18. De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, De Neve W, Achten E. Three-dimensional dosimetry using polymer gel and magnetic resonance imaging applied to the verification of conformal radiation therapy in head-and-neck cancer. *Radiother Oncol* 1998;48:283-91.

19. Low DA, Dempsey JF, Venkatesan R, Mutic S, Markman J, Mark Haacke E, et al. Evaluation of polymer gels and MRI as a 3-D dosimeter for intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys* 1999;26:1542-51.
20. Oldham M, Baustert I, Lord C, Smith TA, McJury M, Warrington AP, et al. An investigation into the dosimetry of a nine-field tomotherapy irradiation using Bang-gel dosimetry. *Phys Med Biol* 1998;43:1113-32.
21. Oldham M, McJury M, Baustert IB, Webb S, Leach MO. Improving calibration accuracy in gel dosimetry. *Phys Med Biol* 1998;43:2709-20.
22. Baldock C, Burford RP, Billingham N, Wagner GS, Patval S, Badawi RD, et al. Experimental procedure for manufacture and calibration of polyacrylamide gel (PAG) for magnetic resonance imaging (MRI) radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 1998;43:695-702.
23. Pappas E, Maris T, Angelopoulos A, Papparigopoulou M, Sakelliou L, Sandilos P, et al. A new polymer gel for magnetic resonance imaging (MRI) radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 1999;44:2677-84.
24. Meeks SL, Bova FJ, Maryanski MJ, Kendrick LA, Ranade MK, Buatti JM, et al. Image registration of BANG[®] gel dose maps for quantitative dosimetry verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:1135-41.

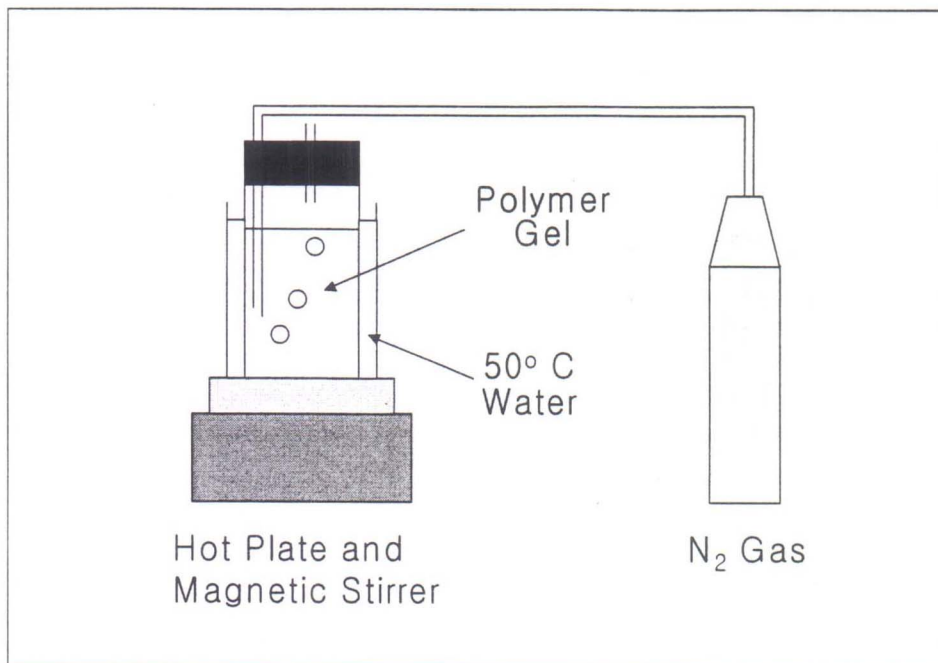


Figure 1. Schematic diagram of the set-up for the fabrication of polymer gel. The gel was stirred for a hour in the closed space and used highly pure N₂ gas (O₂<1ppm).

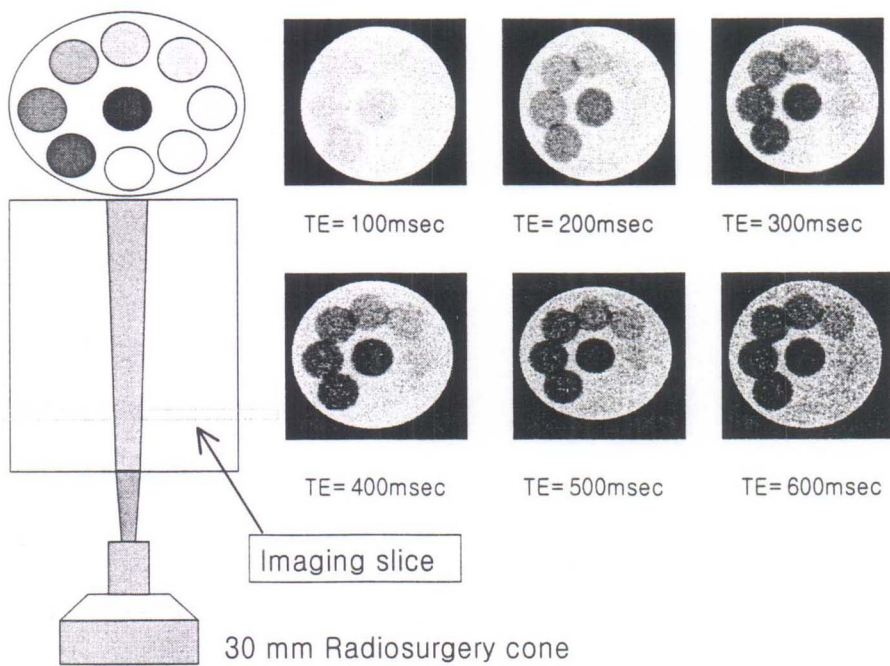


Figure 2. Gel phantom irradiation scheme and MR images of different echo times. The imaging plane was set to SAD=100cm position and irradiated using 6MV LINAC.

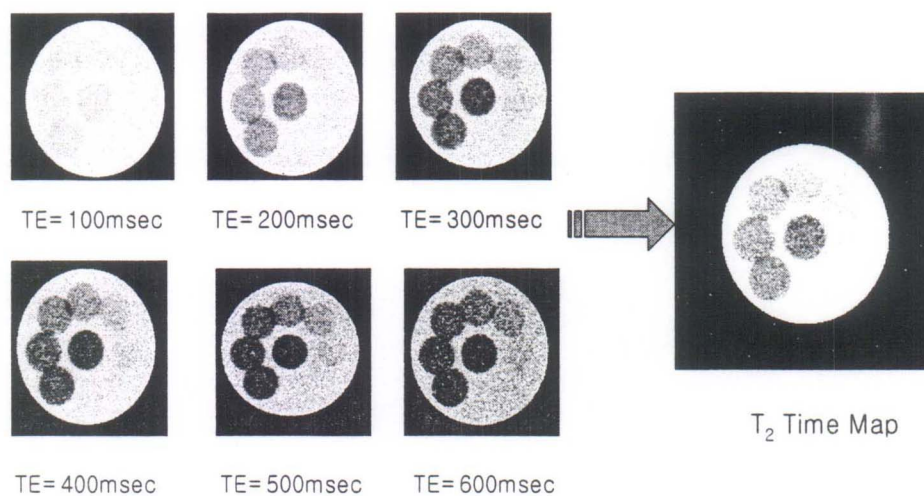


Figure 3. T₂ map from MR images of different echo times. The resultant T₂ map image (right side image) calculated from the images of different echo times (left side images) by linear least square fit in software IDL(Interactive Data Language). Each pixel value of T₂ map indicates the T₂ time itself.

$$1/T_2 = 2.449 + 0.206D, \quad r^2 = 0.997$$

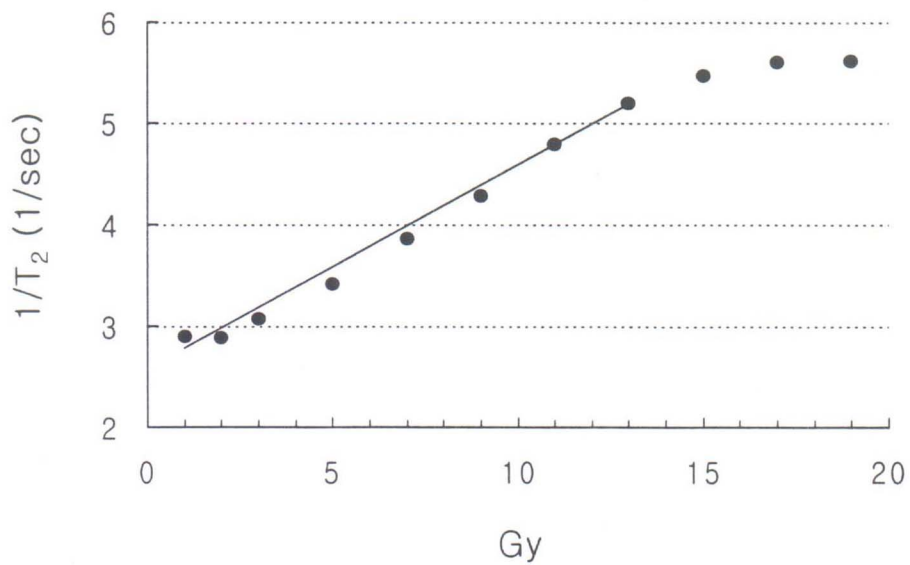


Figure 4. Dose response curve for the polymer gel.

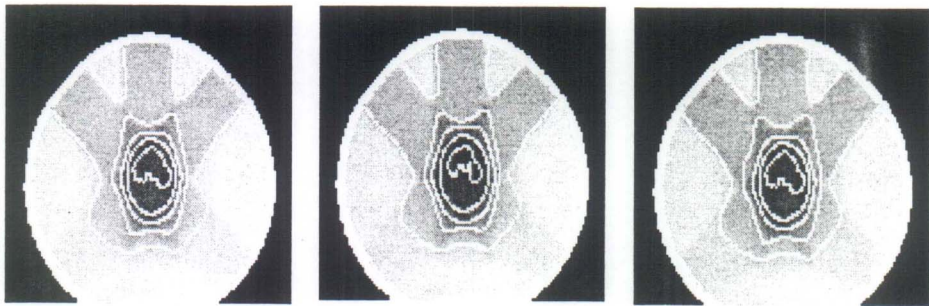


Figure 5. Repeated gel dosimetry: Coronal view. Each gel showed different gel response but the resultant isodose curves were identical. The isodose lines are 20%, 40%, 60%, 80%, and 100% and outer line indicates 20% isodose.

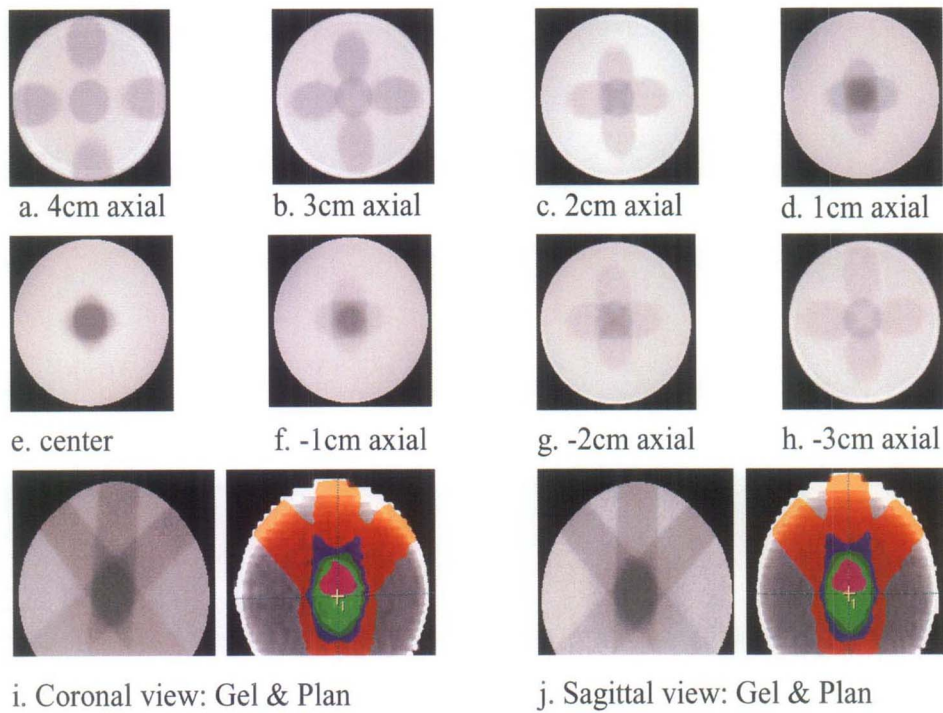
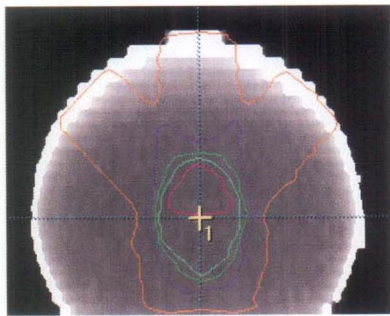
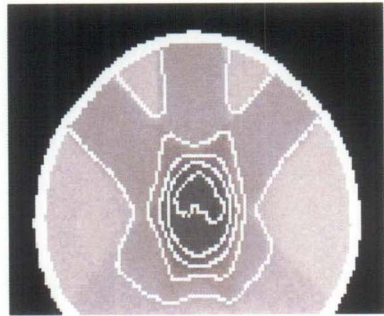


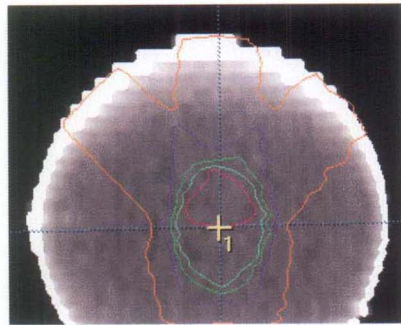
Figure 6. T2 maps of orthogonal planes. (a)-(h). axial MR images displays 3D radiation dose distributions and (i) and (j). Coronal and sagittal MR images are similar with the dose distributions from the treatment planning system.



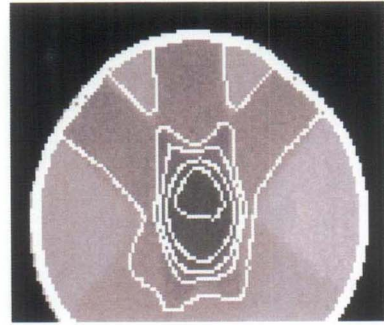
a. Coronal view : Plan



b. Coronal view : Gel



c. Sagittal view : Plan



d. Sagittal view : Gel

Figure 7. Comparison of isodose distributions of gel dosimetry to planning system. The isodose lines are 20%, 40%, 60%, 80%, and 100% and outer line indicates 20% isodose.

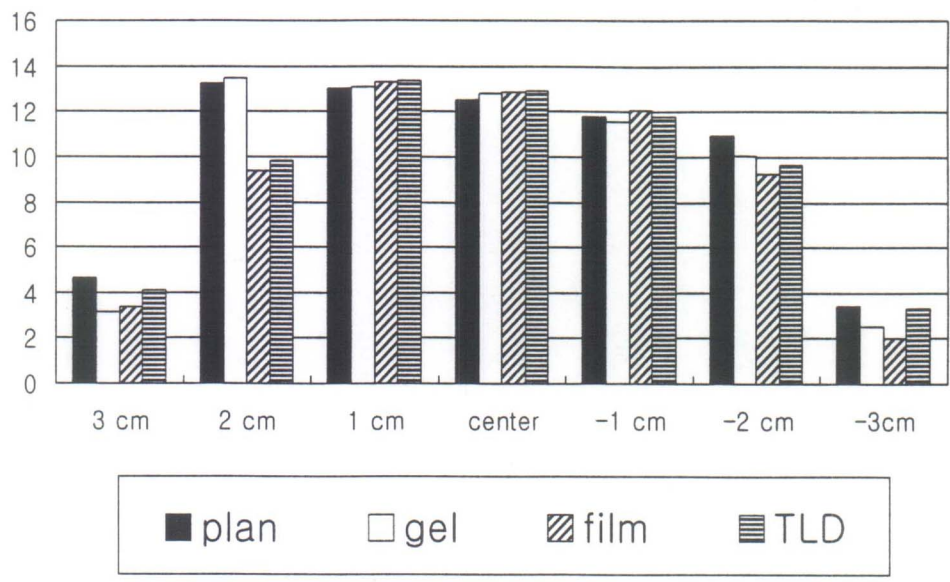


Figure 8. Comparison of absorbed doses at points on Y axis of phantom. The Y value of the graph indicates radiation dose(Gy) and the X value of the graph indicates the position on Y axis of the phantom.

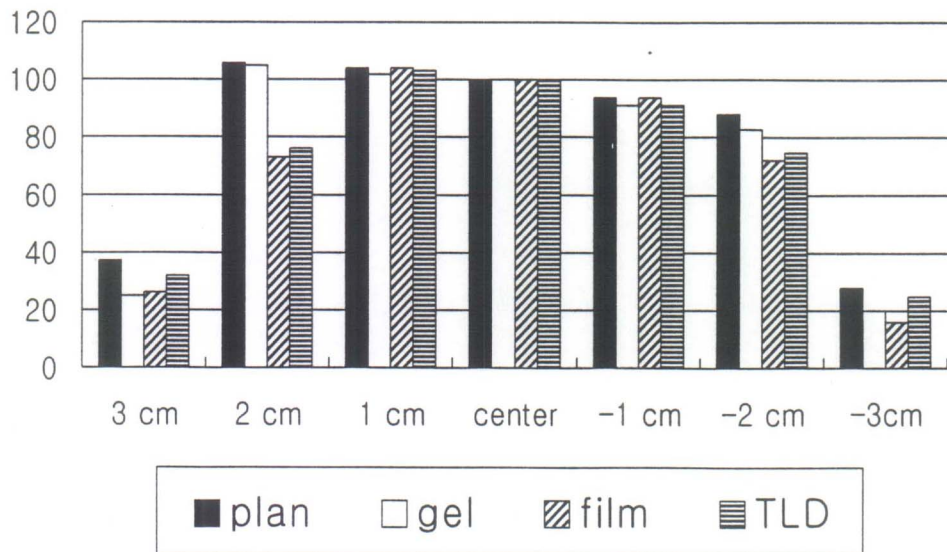
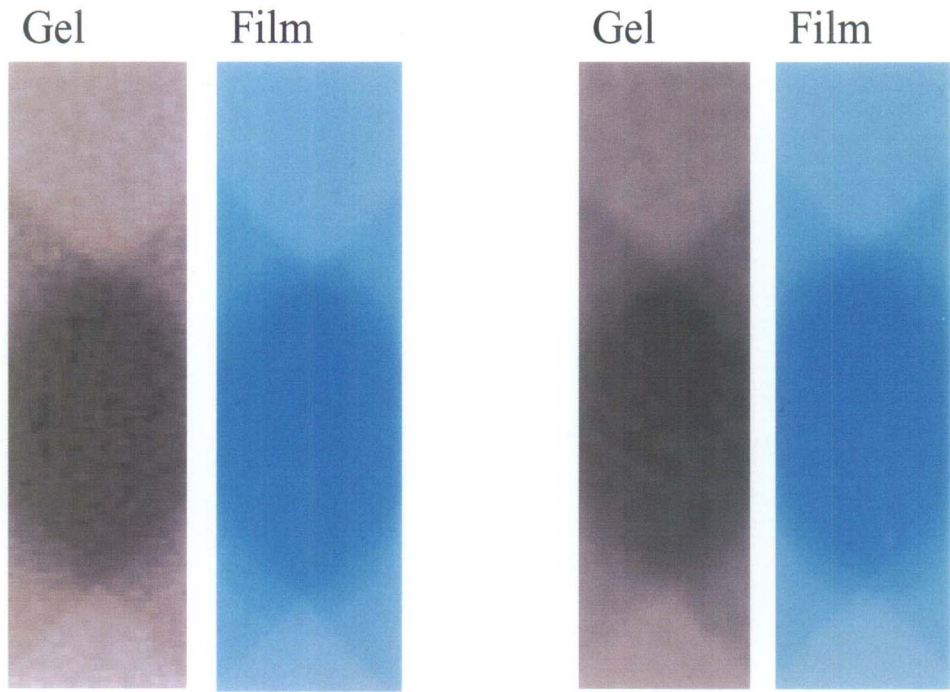


Figure 9. Comparison of % depth doses at points on Y axis of phantom. The Y value of the graph indicates percent depth dose(%) and the X value of the graph indicates the position on Y axis of the phantom.



A. Coronal View

B. Sagittal View

Figure 10. Images of the gel and film dosimetry. The images of coronal and sagittal planes from the film and gel dosimetry were similar.

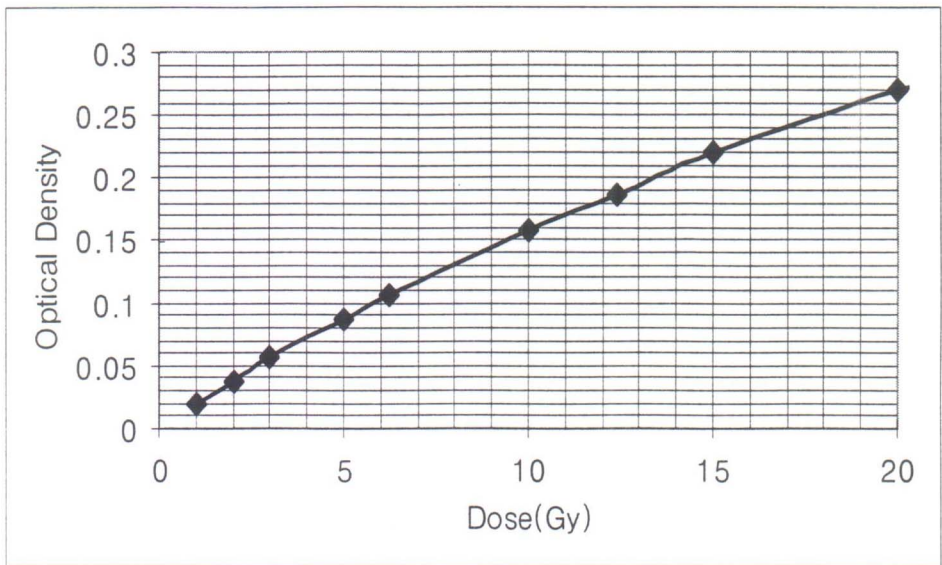


Figure 11. Dose response curve for the Gaf-chromic film.

Table 1. Comparison of Point Doses on Y axis of phantom.

Position on Phantom	Treatment Planning		Polymer Gel Dosimetry		Gaf-Chromic Film Dosimetry		TLD Dosimetry	
	calculated dose(cGy)	% depth dose(%)	measured dose(cGy)	% depth dose(%)	measured dose(cGy)	% depth dose(%)	measured dose(cGy)	% depth dose(%)
3	468±12	37±1.0	314±38	25±3.2	338±15	26±0.6	412±40	32±3.3
2	1323±8	106±0.6	1347±27	105±0.5	939±39	73±1.3	980±168	76±12.5
1	1301±7	104±0.5	1308±25	102±0.1	1332±41	104±1.5	1335±54	103±3.1
0	1250	0	1278±24	100	1286±38	100	1294±16	100
-1	1177±6	94±0.5	1156±13	91±2.3	1206±38	94±1.4	1180±26	91±3.0
-2	1093±6	88±0.5	1005±15	83±1.9	926±16	72±0.5	967±110	75±8.8
-3	343±11	28±0.8	251±42	20±3.5	204±16	16±1.4	329±17	25±1.6

Mean ± SD

Abstract

Three-dimensional dosimetry for conformal radiation therapy using magnetic resonance imaging of polymer gel

Young Taek Oh

Department of Medicine

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Associate Professor Chang-Ok Suh)

The basic idea of conformal radiotherapy is that homogeneous radiation is delivered on target volume with minimal radiation on surrounding normal tissue. This technique was possible by the development of 3-dimensional imaging process, 3-dimensional radiation therapy planning system and effective radiation delivering equipments. The planning of conformal radiation therapy is complex so that the quality assurance process including radiation dosimetry is essential. However, currently used dosimetric systems such as ion chamber, film dosimetry and thermoluminescent dosimetry are not 3-dimensional. Recently 3-dimensional radiation dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gel was introduced. This dosimetry system is based on radiation induced chain polymerization of acrylic monomers in a muscle equivalent gel and provide more accurate dose distribution than other gel system such as Fricke gel dosimetry. We planned this study to

evaluate the clinical value of this 3-dimensional dosimetry for conformal radiation therapy.

The polymer gel formula contains 3% N, N'-methylene- bisacrylamide, 3% acrylic acid, 1% sodium hydroxide, 5% gelatin, and 88% water. The gel was poured into a cylindrical glass flask and a spherical glass flask and cylindrical test tubes. Zero to 15Gy of radiation was delivered on a cylindrical flask and test tubes for dose response evaluation. The spherical flask, which is comparable to the human head, was irradiated with complex beam arrangement, which is similar to conformal radiation beams. Images of gels were acquired using a 1.5 Tesla Signa and a fast spin-echo pulse sequence. The images were transferred to a personal computer and the software program, IDL, calculated T2 maps on the basis of different echo time images, using a linear least square fit. The dose to T2 calibration function was obtained from gels irradiated with known doses. This function was applied to other T2 maps, so that a dose map was calculated and displayed. The images of dose distributions have been taken in orthogonal planes for the comparison with the isodose curves from computer plans. The same spherical flask of gel and the same irradiation technique was used for the film and TLD dosimetry.

The gel responded linearly with radiation doses in the range of 2 to 15 Gy ($r^2 = 0.997$). The repeated dosimetry of spherical gel showed the same isodose curves. These isodose curves were identical to dose distributions from treatment planning system especially in high dose range. In addition, the gel dosimetry system displayed comparable

results with both film and TLD dosimetry.

The 3-dimensional dosimetry for conformal radiation therapy using magnetic resonance imaging of polymer gel showed stable and accurate dosimetric results. Although further studies are needed to define the clinical usefulness, the 3-D polymer gel dosimetry appears to be a valuable tool for conformal radiation therapy.

Key Words: conformal radiotherapy, MRI, dosimetry, radiation dose, polymer gel