

방사선 근접치료에 있어서 핵자기공명영상을 이용한 3 차원 방사선 선량분포도의 가시화를 위한 polymer 젤의 이용

아주대학교 의과대학 진단방사선과학교실, 경기대학교 의학물리학과*,
연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실**, 아주대학교 의과대학
치료방사선과교실***

강해진, 조삼주*, 정은기**, 강승희***, 오영택***, 전미선***, 권수일*

방사선의 측정방법으로 현재까지 여러 방법들이 쓰여져 왔다. 여기에는 필름을 이용하는 방법, TLD 를 이용하는 방법, 전리함(ion chamber)을 이용하는 방법 등이 대체로 가장 많이 쓰여지는 방법이다. 그러나 본 연구에서는 새로운 방사선측정 방법이 시도되었다. 고분자 젤과 핵자기공명영상(MRI)을 이용한 방법이 그 것이다. 본 연구의 목적은 방사선 측정을 위한 고분자 젤을 합성하고 합성된 젤을 사용하여 젤의 방사선 흡수선량과의 관계를 MRI 영상으로부터 구해서, 이 결과를 근접치료에 쓰이는 seed 선원의 선량분포를 측정하여 가시화 시키는데 있다. 이를 위해 지름 12 cm 원통형 팬텀에 젤을 합성하고, 이 젤을 뇌정위 방사선수술에 쓰이는 30 mm 콜리메이터를 이용하여 여러 단계의 선량을 젤에 조사하였다. 이렇게 조사된 젤은 MRI를 촬영하였고 이렇게 촬영된 MRI 영상으로부터 젤팬텀의 각 위치의 횡이완시간(T_2 time)을 영상분석 소프트웨어를 이용하여 계산하였다. 그 결과 젤의 흡수선량과 횡이완시간과는 17 Gy 근처까지는 거의 반비례($R^2=0.993$)하는 것을 알 수 있었으며, 이 보다 높은 흡수선량에 대해서는 또 다른 관계가 있음을 알 수 있었다. 또 이것을 이용하여 HDR afterloading system 의 Ir-192 seed 선원에 의한 선량분포와 2 mCi Ir-192 seed 선원에 의한 선량분포를 측정하였다. 그리고 이것을 각각 치료계획컴퓨터에 의한 선량분포곡선과 비교하였다. 본 연구의 결과로는 고분자 젤을 이용한 방사선의 측정방법을 시도하여 흡수선량과 젤의 특성과의 관계를 밝혔으며, 실제로 그접치료에 쓰이는 seed 선원에 의한 선량분포곡선을 얻는데 적용하였다.

중심 단어: 체외치료, 핵자기공명영상, 선량측정, 고분자 젤, 방사선 선량

서 론

방사선 치료의 한 부분으로써 방사성 동위원소를 이용한 근접치료는 Ra-226을 치료로 쓰기 시작한 이래로 현재까지 여러 가지 다양한 핵종이 시도되어 왔으며, 아직도 여러 종류의 방사성 동위원소가 각종 암의 치료에 쓰여지고 있다. 치료에 이용되는 각종

방사성 동위원소의 물리적인 형태도 seed 나 리본 혹은 선형(Wire)과 같이 여러 형태이며, Cyst wall 을 치료하는 경우에는 P-32 나 Ho-166 과 같은 개봉선원이 쓰이는 경우도 많이 있다. 그러나 이와 같은 방사성 동위원소로부터 받게되는 방사선 선량은 Monte Carlo 모의 계산 방법이나, Film 측정, TLD, 전리함, 그리고 다이오드 detector를 이용하여 측정되어 왔으며, 이런 결과들은 근접 치료를 위한 치료 계획 컴퓨터에 입력되어 여러 가지의 임상적인 조건 하에서 치료 부위의 모양이나 크기에 맞는 등선량곡선(isodose curve)을 그리는 데 이용되고 있다.¹⁻⁵⁾ 이때, Monte Carlo 모의 계산 방법이 아니고, 측정 방법으로 동위원소로부터의 선량을 측정할 때 사용되

주소: 강해진

경기도 수원시 팔달구 원천동

아주대학교병원 진단방사선과 442 - 721

Tel) 0331-219-5860, Fax) 0331-219-5862

Email) kanghk@madang.ajou.ac.kr

는 물질은 인체조직 동가물질(tissue equivalent) 이 이용되며, 측정방법에 따라서 방사성 동위원소로부터 거리에 따른 여러 지점에서의 선량의 변화를 측정하게 된다. 따라서 3차원적인 선량분포를 구하기 위해서는 이와같은 1차원적인 측정 결과를 컴퓨터에 입력하여 3차원적인 형태로 보여주는 수 밖에 없다. 그러나 대부분의 근접치료를 위한 치료계획 컴퓨터에는 차폐물에 의한 효과라든지 applicator 의 입체적인 형태에 의해 감쇄되는 선량의 입체적인 형태를 나타내주지 못하는 한계가 있으며, 실제 치료계획 컴퓨터에 의해 보여지는 결과는 이런 현상을 무시하거나, 아니면 각 지점에서의 평균적인 값만을 나타내줄 뿐이다.

따라서 이와 같은 방사성 동위원소에 의한 실제의 3차원 선량분포에 영향을 미칠 수 있는 모든 인자들에 의한 효과를 측정에 반영시킬 수 있는 측정 방법이야말로 더 정확한 방사성 동위원소에 의한 흡수 선량의 측정뿐만 아니라, 현재까지 근접치료에 무시되어왔던 applicator 주위의 정확한 방사선량의 분포를 측정하는데 필수적이라 할 수 있다. 따라서 이와 같은 목적을 달성할 수 있는 polymer 젤을 이용한 측정 방법은 비단 근접치료시의 선량분포 뿐만 아니라 가속기를 이용한 체외치료의 선량분포를 측정하는데도 이용할 수 있다.

이 방법이 방사선에 의한 3차원적 선량 분포를 측정하는데 가능하게 된 이유는 방사선에 의해 노출된 polymer 젤이 방사선에 의해 그 특성이 변하게 되는데, 이때 변화된 특성을 핵자기공명영상(MRI)으

로 영상화하거나 혹은 수치화할 수 있으며, 따라서 방사선에 의한 3차원적인 선량 분포의 측정이 가능하게 되는 것이다. 지금까지 알려진 어떤 물질의 경우에도 polymer 젤이나 Fricke 젤을 제외하고는 방사선에 의한 선량 분포를 영상 장치로 영상화할 수 있었던 예는 전혀 없었다.⁶⁻¹⁰⁾ TLD 의 경우도 방사선에 의한 영향을 일정 시간까지 유지하기는 하지만 polymer 젤이나, Fricke 젤과 같이 영상이 가능하지는 않다. 그리고, 이 고분자 젤은 거의 조직동가 물질(tissue equivalent)의 특성을 가지고 있다는 장점이 있다.¹¹⁾

재료 및 방법

고분자 젤의 합성

Fricke 젤과 핵자기공명영상(MRI)을 이용한 방사선 선량분포의 3차원적 가시화는 이미 뇌정위 방사선치료에 쓰이는 작은 방사선 조사면에 대해서 이미 그 유용성이 입증되었다.¹²⁾ 그러나 최근에 Maryanski 등에 의해 만들어진 BANG 젤은 기존에 쓰이던 Fricke 젤에 비해 여러면에서 우수한 특성을 나타내고 있다.^{13,14)} 방사선에 민감한 BANG 젤을 만들기 위해서 사용된 젤은 A 형 젤라틴(Type A gelatin)로 Sigma Chemical 회사(St. Louis, MO, USA) 제품이며 젤의 딱딱한 정도를 나타내는 수치인 Bloom 수치는 300을 사용하였다. 그외에 전기영동(electrophoresis)에 사용되는 고순도 N,N'-methylene-bisacrylamide(bis) (Sigma Chemical Company) 와 Acrylic Acid (Jun Sei Chemical, Japan) 가 사용되었으며, 젤을 만들기 위한 증류수는 3차 증류수를 사용하였다. 또 젤의 합성시 젤속의 산소를 제거하기 위해서는 초고순도 질소가스 -산소함유량 1 ppm 미만- 가 사용되었다. 젤의 구성성분의 비율은 acrylic acid 3%, bis 3%, 젤라틴 5%, 수산화나트륨(NaOH) 1%, 그리고 증류수 88% 가 사용되었다.^{14,15)}

젤의 합성은 다음의 과정에 의해 만들어 졌다. 먼저 만들려고 하는 젤의 양에 의해 결정된 증류수를 유리로 만들어진 비이커에 넣고 질소 가스를 불어 넣으면서 자석 교반기(magnetic stirrer) 위에 놓고 가열하면서 증류수에 포함된 산소를 약 한시간 정도 제거한다. 그후 밀폐된 상태에서 용기를 상온

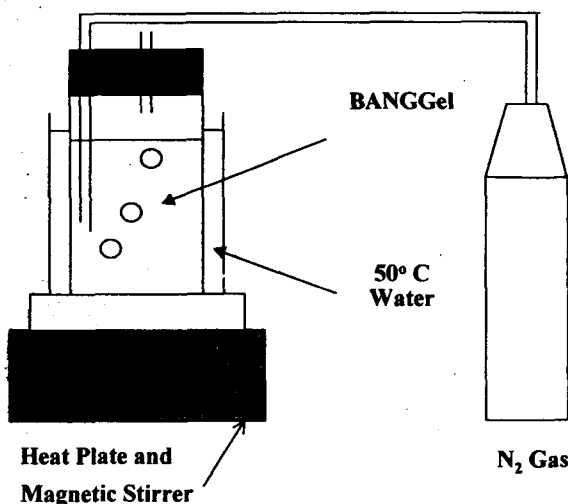


Fig. 1. Set-up for the fabrication of polymer gel.

으로 냉각시킨다. 증류수가 상온으로 냉각된 후 젤라틴을 용기에 넣고 젤라틴이 물에 다 잠긴 후에 용기를 50 °C 수조에 증탕하여 젤라틴을 용해시킨다. 빛에 의한 중합반응을 방지하기 위해 용기를 알루미늄 박막으로 씌운 후 젤라틴이 다 녹은 후에 Acrylic Acid, bis, NaOH를 넣고 자석 교반기로 잘 섞는다. 이와 같은 과정동안 질소 가스는 계속 불어 넣어지고 있는 상태를 유지한다. bis 와 NaOH 가 다 녹은 후 용기를 얼음물에 넣고 젤 상태로 굳힌다. 젤을 굳히는 과정 동안에도 질소 가스는 용기 안의 젤 표면 위에 불어 넣어지고 있는 상태를 유지하며 이것은 젤이 굳어서 용기를 밀봉할 때 까지 계속 유지한다. Fig. 1 은 젤을 만들기 위한 장치를 나타낸 개략도 이다. 이렇게 만들어진 젤은 24 °C 이하로 유지하며 25 °C 기온이 이상이 될 경우 다시 용액 상태로 될 가능성이 높아진다.

MRI 및 방사선 선량분포 곡선

위와 같이 만들어진 젤은 정해진 양의 방사선을 쬐인 후 MRI 실로 옮긴 후 하루정도 지난 후 MRI 촬영을 시작하였다. 이것은 MRI 의 영상대조도 (image contrast)를 결정하는 횡이완시간(T_2 relaxation time) 과 종이완시간(T_1 relaxation time)

이 물체의 온도에 따라 다르기 때문에, 젤을 항상 같은 온도로 유지되고 있는 MRI 실과 온도 평형상태로 만들기 위해서이다. 사용된 MRI 장비는 1.5 Tesla GE Signa (General Electric Medical System Company, Milwaukee, WI, USA)를 사용하였다. 먼저 정해진 양의 방사선이 조사된 젤팬텀의 조사된 방사선의 3차원 형상을 보기 위해 FSE (Fast Spin Echo) 펄스대열을 사용하였으며, 이때 사용된 영상 변수는 TR= 3000 msec, TE(echo time)=96msec, ETL(Echo Train Length)=12, FOV=10x10 cm, matrix=256x256, slice thickness= 1.5 mm, NEX=2 이다. 그 다음에 가해진 방사선 선량에 따른 횡이완 시간의 변화를 보기 위해 이번에는 젤팬텀의 일정한 위치에서 SE (Spin Echo) 펄스대열을 이용하여 8개의 서로 다른 TE 값을 사용하여 MRI 촬영을 하였다. 이때 사용된 변수는 TR=1000 msec, TE= 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 msec, NEX=2, FOV= 10x10 cm 또는 15x15 cm, Matrix=256x256, Slice Thickness=1.5 mm 이다.

앞에서 언급한대로 젤은 방사선을 받으면 중합반응이 일어나게 되는데 이때 발생하는 중합반응의 정도는 받은 방사선 선량에 비례하여 변한다는 것은 이미 알려진 대로이다.¹⁵⁾ 그런데 이렇게 생긴 고분자(polymer) 주위에 있는 물분자들은 단량체(monomer) 주위의 물분자와는 다른 횡이완시간을 가지게 되므로 MRI 영상으로부터 젤의 횡이완시간을 계산할 수 있다면, 젤이 받은 방사선 선량과 젤의 횡이완시간과의 관계를 구하여 젤이 임의의 방사선 선량을 받았을 때 MRI 영상을 실행하여 젤의 횡이완시간을 측정함으로써 젤이 받은 방사선의 양을 계산할 수 있다. Fig. 2 지름 12 cm 의 비이커에 만들어진 젤에 뇌정위 방사선수술에 사용하는 콜리메이터(BrainLab Company 제작, Germany)를 사용하여 Siemens 사의 6MV 선형가속기로 방사선을 조사시키는 것을 나타낸 그림이다.

방사선 선량과 횡이완시간과의 관계를 계산하기 위해 SE 펄스대열을 이용해서 8개의 서로 다른 TE 를 사용하여 얻은 영상을 PC로 옮기고 영상처리 소프트웨어인 IDL(Interactive Data Language, Research System, Boluder, Co, USA)을 사용하여 영상의 각 화소(pixel)당 횡이완시간을 계산하였다. 이 때 사용된 연산은 IDL 에 포함된 linear least

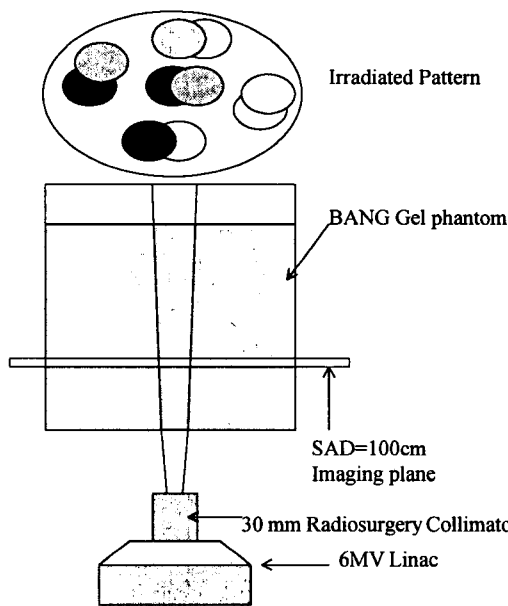


Fig. 2. Gel phantom irradiation scheme. The imaging plane was set to SAD = 100 cm position.

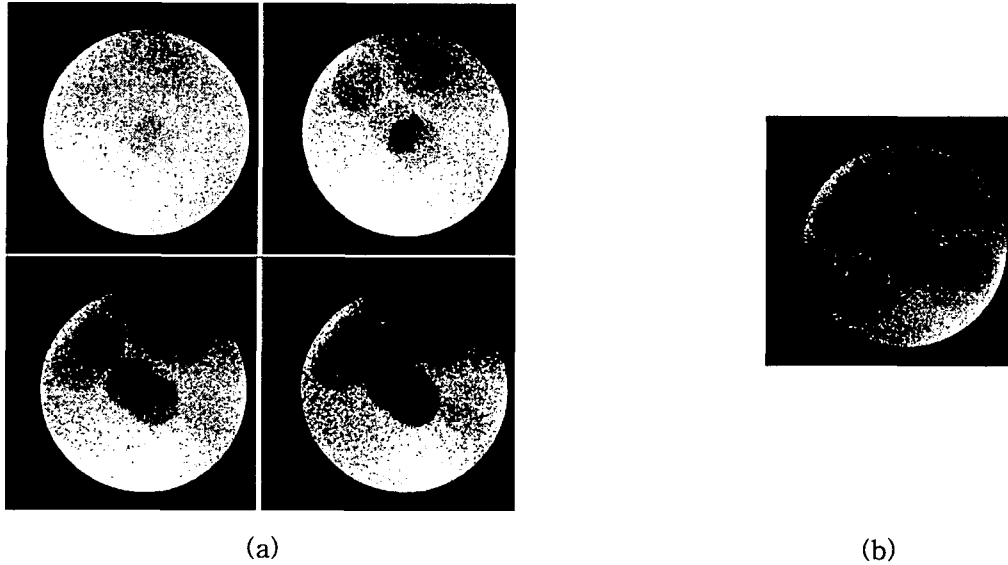


Fig. 3. MRI Imaging of the 12 cm diameter gel phantom at the imaging plane. (a) shows MRI image contrasts for TE time of 100msec, 150 msec, 200msec, and 250 msec respectively, from upper left to lower right. (b) shows the resultant T_2 map image calculated from the left images. In this image each pixel's contrast indicates the T_2 value of itself.

square fit 연산법을 이용하였다. 이것으로부터 흡수된 방사선 선량에 따른 횡이완시간이 결정되었으며 이것을 그래프로 나타내었다.

근접치료용 Ir-192 seed source 와 HDR(High Dose Rate) Afterloading system 의 Ir-192 source 에 의한 젤의 방사선분포 측정

근접치료용 Ir-192 seed 선원을 이용하여 젤을 방사선 조사 시켰다. Ir-192 선원은 한국원자력연구소에서 구입하였으며 젤의 조사 당시의 방사능은 2.0 mCi 였다. Ir-192 seed 선원으로 젤을 조사하기 위해서 젤을 만들 때 미리 용기에 외경이 1.3 mm 인 폴리에틸렌 재질의 도관을 삽입하였다. 그리고 Ir-192 선원은 이 도관 안에 넣는 방법으로 젤을 조사하였다. Ir-192 seed 에 의한 젤의 총 조사시간은 24 시간이었다. 같은 방법으로 HDR Afterloading system (모델명:microSelection, Nuclotron사 제조)을 이용해서 젤을 조사시켰는데 이 때 사용된 도관은 외경이 6 French 짜리를 사용하였고, seed 선원일 때와 마찬가지로 젤을 만들 때부터 도관을 삽입하여 젤을 만들었다. 젤을 조사시킬 때의 afterloading system 에 들어 있는 Ir-192 선원의 방사능은 약 4.95 mCi 였다. 이와 같이 Ir-192 선원에 의해 조사

된 젤은 위에 이미 기술한 방법대로 MRI 촬영을 하였고 IDL 영상분석 소프트웨어를 사용하여 영상을 분석하였다.

결 과

Fig. 3은 12 cm 비이커에 위에서 기술한 대로 방사선을 조사시킨 후 선형가속기의 Isocenter 위치에 있던 단면의 MRI 사진을 나타낸 것이다. 이때 각 콜리메이터 위치당 주어진 선량은 1, 2, 4, 7, 10, 13, 17, 22 Gy 였으며 두 개의 빔이 겹쳐지게 조사하였다. Fig. 3 (a) 방사선 선량에 따른 횡이완시간의 감소를 계산하기위해 8 개의 서로 다른 에코시간(TE) 가운데 왼쪽 위로부터 TE=100 msec, 150msec, 200msec, 250 msec 로 찍은 영상을 나타낸 것이며 영상에서 볼 수 있듯이 에코시간이 길어짐에 따라 방사선 선량에 따른 신호의 강도의 차이가 더 잘 나타남을 볼 수 있다. Fig. 3 (b) 는 Fig. 3 (a) 에 보인 서로 다른 8 개의 에코시간을 갖는 영상으로부터, 각 화소에서의 MRI 신호의 에코시간의 지연에 따른 exponential 감쇄현상을 이용하여 영상 소프트웨어를 이용하여 계산된 T_2 map 영상이다. 이 때 T_2 map 영상은 각각의 화소가 나타내는 값이 각 화소에서의 T_2 값을 나타냄을 의미한다. 이 T_2 map 영상으로부터

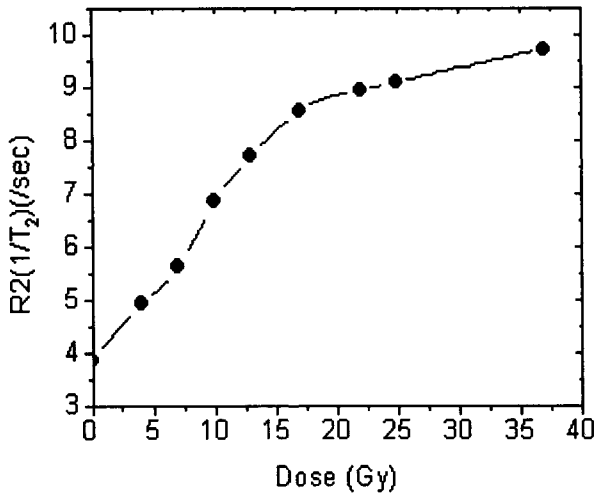


Fig. 4. The dose to T_2 time curve. Up to 17 Gy the curve maintains linearity. Above the 17 Gy point the curve gives a different relationship between the dose and T_2 time.

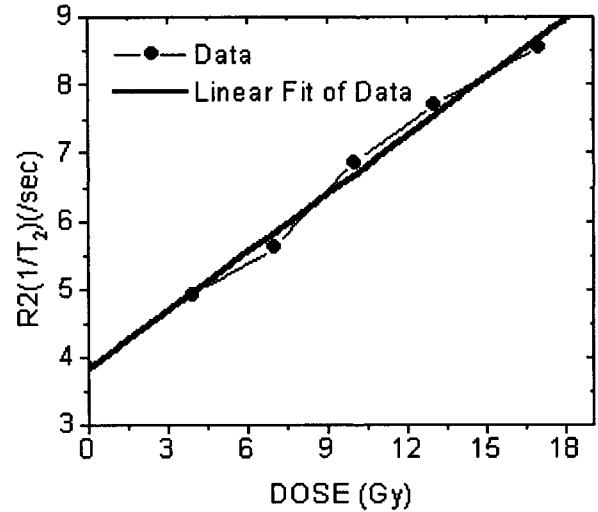


Fig. 5. The linear region of the Fig. 4. The linear curve fitting gives $R_2 = 0.286 \cdot D + 3.822$, and $R^2 = 0.993$ ($P < 0.0001$).

터 방사선 선량과 젤 팬텀의 횡이완 시간과의 관계를 구할 수 있으며 Fig. 4는 이와 같이 구한 결과를 그래프로 나타낸 것이다. 그래프에서 볼 수 있듯이 이번 실험에 쓰여진 젤은 17 Gy 보다 더 큰 선량에 대해서는 그 이전의 선량과 다른 방사선 민감도 (sensitivity)를 보이고 있음을 보여주고 있다. 그러나 17 Gy 아래 영역에서는 방사선 선량에 따른 횡이완

시간의 감소는 거의 비례하여 변하고 있음을 볼 수 있다. Fig. 5는 Fig. 4에서 17 Gy 아래영역을 다시 그린 것으로, 일직선은 이들 값을 linear fitting 한 결과를 보여주고 있다. 이 fitting 결과에 의하면 젤의 횡이완 시간의 역수, $R_2 (=1/T_2)$ 와 흡수선량 D 와의 관계식은, $R_2 = 0.286D + 3.822$ 로 나타났다. 또 이 값에 대한 선형 그래프의 선형성(linearity)을

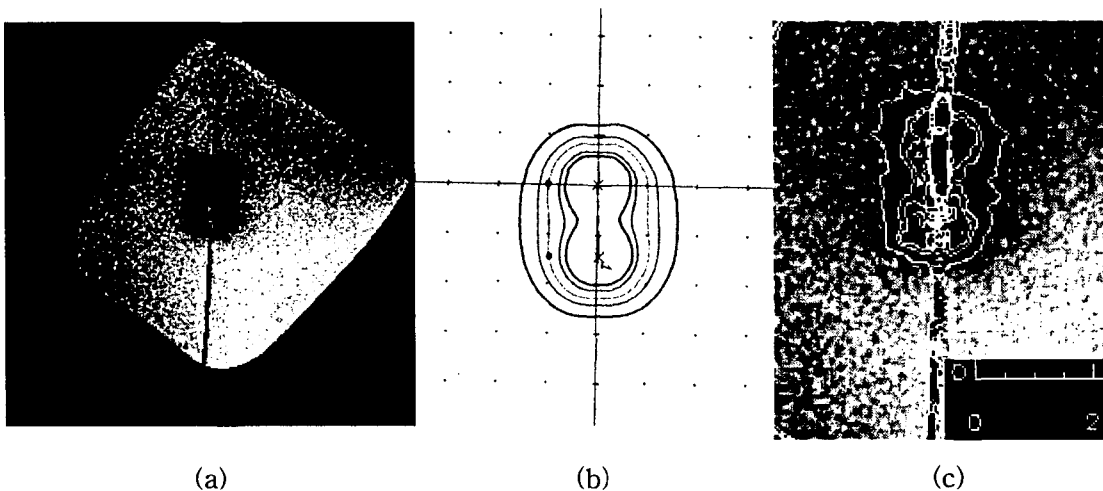


Fig. 6. Gel dosimetry of the HDR afterloading brachytherapy system. (a) T_2 map image of the irradiated gel. The black line in the image is a catheter inserted in the gel. (b) The dose distribution calculated by the treatment planning computer. The grid in the image indicates 1 cm. The lines indicate 7.5 Gy, 11.25 Gy, 15 Gy 22.5 Gy, and 30 Gy respectively, from the outer most one. (c) The isodose contour drawn on the T_2 map image. The scale on the lower right corner indicates 2 cm.

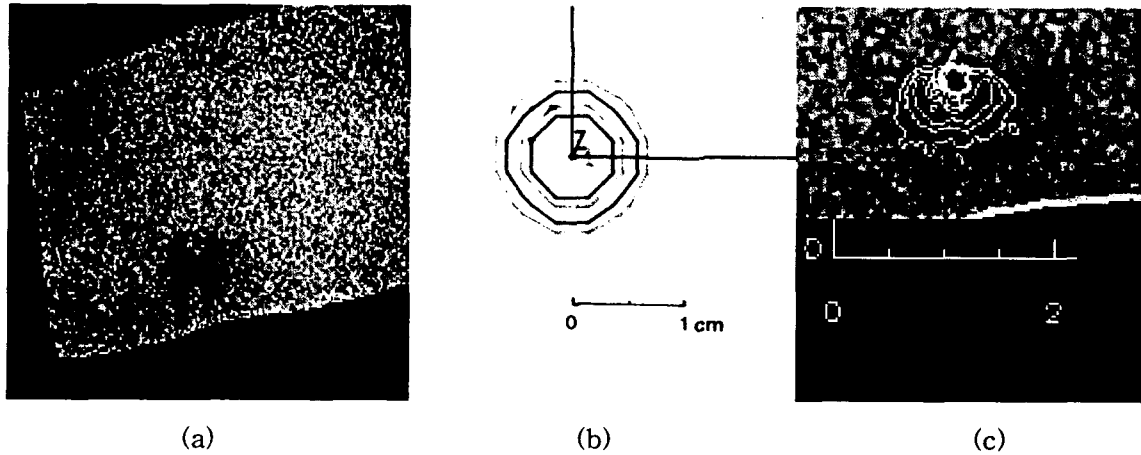


Fig. 7. Gel dosimetry of the 2 mCi seed source. (a) T₂ map image of the irradiated gel. The black line in the image is a catheter inserted in the gel. (b) The dose distribution calculated by the treatment planning computer. The scale in the image indicates 1 cm. The lines indicate 5 Gy, 7 Gy, 10 Gy and 20 Gy respectively, from the outer most one. (c) The isodose contour drawn on the T₂ map image. The scale in the bottom indicates 2 cm. This image was enlarged for easy comparison.

나타내는 R² 값은 0.993 이었다.

Fig. 6은 근접치료 HDR afterloading system을 사용하여 젤을 조사한 결과를 나타낸 것이다. 먼저 HDR system 으로 선원의 가상 치료 부위로 서로 1.5 cm 떨어진 선원의 위치를 정하고 이 들 선원 위치로부터 1 cm 떨어진 곳에 15 Gy가 도달하도록 가상 치료계획을 한 후, 치료계획한 대로 젤을 조사시켰다. 총 조사시간은 약 180 초 정도였다. 이렇게 조사한 젤은 MRI 촬영실로 옮겨진 후 약 하루를 경과한 후 MRI 영상을 얻었다. Fig. 6 (a)는 영상처리 소프트웨어로 계산된 젤의 T₂ map 영상이다. Fig.6 (b)는 HDR afterloading system 의 치료계획컴퓨터로 계산한 등선량곡선을 나타내고 있다. 이 그림에서 맨 바깥쪽의 등선량곡선으로부터 안 쪽으로 각각 7.5, 11.25, 15, 22.5, 30 Gy를 나타내고 있다. 그리고 이 그림의 바탕에 있는 점 사이의 거리는 1 cm를 나타내고 있다. Fig. 6 (c)는 Fig. 6 (a)를 이용하여 위에서 구한 방사선 선량과 젤의 T₂ 시간과의 관계를 이용하여 흡수선량이 맨 바깥쪽으로부터 7.5, 11.25, 15, 22.5, 30 Gy 에 해당하는 등선량곡선을 나타낸 것이다. 이 그림 안에 삽입된 눈금은 그림에서 2 cm 의 축적을 나타내기 위한 것이다. 바깥쪽에서 세 번째 까지의 등선량곡선 까지만 확실하게 보이고 있으며 그림 (b) 의 곡선과는 차이를 보이고 있으나 (b)에 나타난 아령 모양의 등선량곡선을 (b)에서와

같이 발견할 수 있음을 볼 수 있다.

Fig. 7 은 Ir-192 seed 선원으로 젤을 조사했을 경우를 나타낸 것이다. Fig. 6 와 마찬가지로 (a)그림은 T₂ map 영상을, (b)는 치료계획 컴퓨터에 의한 등선량곡선을, 그리고 (c)는 황이완시간과 흡수선량의 관계를 이용하여 그림 (b)와 같은 등선량을 나타내는 등선량곡선을 나타낸 것이다. 그림에서 가장 바깥쪽 등선량곡선부터 5 Gy, 7 Gy, 10 Gy, 20 Gy를 나타낸다. Fig. 7 (b)를 그리기위해 사용된 치료계획컴퓨터는 ADAC 사의 CADPLAN 모델을 사용했다. 이 컴퓨터는 Ir-192 seed 선원의 비등방성 (dose anisotropy)를 고려하지 않고, 모든 seed 선원을 점선원 (point source)로 가정하여 계산하며, Fig. 7 (b)는 이와 같은 방법으로 그린 등선량곡선이다. Fig. 7 (c)는 그러나 seed 선원의 길이 방향의 종단면을 나타내는 영상을 이용해서 얻은 등선량곡선을 나타내고 있다. 이 그림에서 볼 수 있듯이 seed 의 종단면 평면에서의 비등방성을 볼 수 있으며 컴퓨터 계획에 의한 등선량곡선과는 차이가 있음을 잘 보여주고 있다.

결론 및 고찰

단량체(monomer)로 이루어진 젤에 방사선을 가하면 방사선에 의한 중합반응이 일어나며 이때 일어난 중

합반응의 정도는 흡수된 방사선의 양에 비례하며, 이렇게 구조가 달라진 젤은 그 주위의 물분자의 NMR (nuclear magnetic resonance) 특성 가운데 하나인 횡이완시간을 변화시키는 결과를 초래하며, 본 실험에서는 MRI 영상을 얻어서 이런 현상을 관찰하였으며, 또 이와 같은 성질을 이용하여 방사선 선량의 분포를 구하였다. 먼저 방사선의 흡수선량과 젤의 횡이완시간과의 관계는 약 17 Gy 정도까지는 흡수선량에 비례하여 감소하였으나 이보다 큰 흡수선량 영역에서는 더 완만한 비율로 횡이완시간의 변화가 있었음을 알 수 있었다. 이와 같은 특성은 Maryansky et.al. 등이 발표한 것과 일치함을 알 수 있다.¹⁵⁾

근접치료에 쓰이는 Ir-192 seed 선원을 가지고, 젤을 이용한 방사선 흡수선량 분포를 MRI 영상을 이용하여 구한 결과, HDR system 의 Ir-192 seed 선원의 경우 치료계획컴퓨터에 의한 등선량곡선과 비슷한 모양의 선량분포를 얻을 수 있었다. 그러나 2 mCi 의 Ir-192 seed 선원으로 젤을 조사시킨 경우 치료계획컴퓨터에 의해 계산된 등선량분포도와와는 다른 모양을 보였다. 이렇게 서로 다른 선량분포를 나타낸 이유로는, 치료계획컴퓨터에 의한 선량분포곡선은 선원을 점선원(point source) 로 가정하여 계산된 결과이고, 젤을 이용한 선량곡선의 경우는 seed 선원의 길이 방향인 종단면에서의 선량분포곡선을 나타냈기 때문이다. 그리고 젤 영상에 겹쳐서 그려진 선량곡선이 위와 아래 방향으로 대칭을 이루지 않고 서로 다른 모양을 보인 것은 위쪽의 경우 삽입된 도관(catheter) 때문에 seed 선원이 있던 도관의 아래 끝부분과는 달리 공기로 채워져 있었으므로 방사선의 산란에 의한 영향이 적었기 때문으로 추정할 수 있다. 젤을 방사선에 노출시키면 중합반응에 의해 중합반응이 이루어 질 뿐만 아니라 육안으로도 젤의 변화를 관찰할 수 있는데, 방사선에 의한 중합반응에 의해 젤은 흡수선량에 따라 점점 하얀색으로 변화하게 된다. 따라서 방사선이 노출된 부위를 3 차원적으로 육안으로 관측하는 것이 가능하며 젤을 이용한 방사선의 측정방법만이 가질 수 있는 유일한 특성이 다. 이와 같이 중합반응에 의한 색의 변화를 이용하여 젤의 광학밀도(optical density)를 이용하여 흡수선량을 평가하려는 시도도 가능하다.¹⁶⁾ 그러나 이와 같은 고분자 젤을 이용하여 방사선의 측정에 이용하

는데는 세심한 주의가 필요하며 특히 자유라디칼로 작용할 수도 있는 불순물이나 젤 속의 산소는 방사선에 의한 중합반응을 방해하므로 극히 미량이나마 젤의 특성에 매우 큰 영향을 미칠 수 있으므로 젤을 합성하는 과정에서 반드시 주의해야할 사항이다. 이 두 가지를 완전히 배제하거나 혹은 일관성을 유지할 수 있다면 젤을 이용한 방사선 흡수선량의 분포나 혹은 흡수선량의 측정 그리고 방사선의 조사된 모양의 3 차원적인 관찰은 여러 가지 형태로 다양하게 응용될 수 있다.

감사의 글

본 연구는 학술진흥재단 1997년도 신진교수과제에 의해 지원되었습니다.

참고 문헌

1. Cameron J.R., Suntharalingam N., Kenney G.N.: *Thermoluminescent Dosimetry*. University of Wisconsin Press, Medison, Wisconsin, (1968)
2. Greening J.R., Law J., Redpath A.T.: Mass attenuation and mass absorption coefficients for LiF and Li₂B₄O₇ for photons from 1 to 150 keV. *Phys. Med. Biol.* 17:585(1972)
3. Holt J.G., Edelstein G.R., Clark T.E.: Energy dependence of the response of lithium fluoride TLD rods in high energy electron fields. *Phys. Med. Biol.* 20:559(1975)
4. Schulz R.J., Almond P.R., Kutcher G., et.al.: Clarification of the AAPM Task Group protocol. *Med. Phys.* 13:755(1986)
5. Cunningham J.R., Sontag M.C.: Displacement correction used in absorbed dose determination. *Med. Phys.* 7:672(1980)
6. Olsson L.E., Petersson S., Ahlgren L., et.al.: Ferrous sulphate gels for determination of absorbed dose distribution using MRI technique:basic studies. *Phys. Med. Biol.* 34:43(1989)
7. Olsson L.E., Westrin B.A., Rfasson A., et.al.: Diffusion of ferric ions in agarose dosimeter

- gels. *Phys. Med. Biol.* 37(12):2243(1992)
8. Luciani A.M., Capua S.D., Guidoni L., et.al.: Multiexponential T_2 relaxation in Fricke agarose gels: implications for NMR dosimetry.
 9. Rae W.I.D., Willemsse C.A., Swarts J.C., et.al.: Chelator effect on ion diffusion in ferrous-sulfate-doped gelatin gel dosimeters as analyzed by MRI. *Med. Phys.* 23(1):15(1996)
 10. Knutsen B.H., Skretting A., Hellebust T.P., et.al.: Determination of 3D dose distribution from intracavitary brachytherapy of cervical cancer by MRI of irradiated ferrous sulphate gel. *Radio. Onco.* 43:219(1997)
 11. Maryanski M.J., Ibbott G.S., Eastman P., et.al.: Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med. Phys.* 23:699(1996)
 12. Coffey C.W., Sanders M., Cashon K., et.al.: A tissue equivalent phantom for stereotactic radiosurgery localization and dose verification. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 61:130(1993)
 13. Maryanski M.J., Gore J.C., Kennan R.P., et.al.: NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiations: A new approach to 3-D dosimetry by MRI. *Magn. Reson. Imaging* 11:253(1993)
 14. Maryanski H.J., Schulz R.J., Ibbott G.S., et.al.: Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 39:1437(1994)
 15. Ibbott G.S., Maryanski M.J., Eastman P., et.al.: Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distribution using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel dosimeters. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 38(5):1097(1997)
 16. Tarte B.J., Jardine P.A., Doorn T.: Laser-scanned agarose gel sections for radiation field mapping. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 36(1):175(1996)

The Use of Polymer Gel for the Visualization of 3-D Dose Distribution in Brachytherapy Using Magnetic Resonance Imaging

Haejin Kang, Sam Joo Cho^{*}, Eun-Kee Jeong,^{**} Seung Hee Kang,^{***}
Young Taek Oh,^{***} Mison Chun,^{***} Soo Il Kwon^{*}

*Department of Diagnostic Radiology, Ajou University,
Department of Medical Physics, Kyungki University^{*},
Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University^{**},
Department of Radiation Oncology, Ajou University^{***}*

There have been many radiation measurement methods so far among which film dosimetry, TLD, and ion chamber are the most frequently used methods. But this study describes a new radiation measurement method which uses polymer gel and magnetic resonance imaging(MRI). The objective of this study is to fabricate a polymer gel sensitive to radiation and to generate a dose to MRI contrast relationship, and to apply this results to the radiation measurement for the brachytherapy. To do this, 12 cm diameter cylindrical gel phantom was made, and the phantom was irradiated using the 30 mm diameter circular collimator which was used for radiosurgery. And this irradiated phantom was scanned with MRI. To find out the relationship between the radiation dose and the transversal relaxation time, an image processing software(IDL) was used. From this study it is found out that the radiation dose showed linear relationship to the transversal relaxation time of the gel up to 17 Gy($R^2=0.993$) and they had a different relationship above 17 Gy. The dose distributions were calculated using these results for the Ir-192 sources, one for the HDR afterloading system and the other for a 2 mCi seed source. And these calculated dose distributions were compared to the ones from the treatment planning computers. From this study the dose to the irradiated gel's transversal relaxation time relationship was examined, and this result was tried for the measurement of the brachytherapy sources.

Key word: brachytherapy, MRI, radiation dosimetry, polymer gel, radiation dose