



저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#) 

2011 학년도
석사학위논문

구동팬텀 시스템을 이용한
중합체 겔 선량계와
가프크로믹 EBT2 필름의 선량분포

지도교수 : 권 수 일

경기대학교 대학원
의학물리학과 의학물리전공
박 채 희



구동 팬텀 시스템을 이용한 중합체 겔 선량계와
가프크로믹 EBT2 필름의 선량분포

이 논문을 석사학위논문으로 제출함

2011년 12월

경기대학교 대학원

의학물리학과 의학물리전공

박 채 희

박채희의 석사학위논문을 인준함

심사위원장 _____인

심사위원 _____인

심사위원 _____인

2011년 12월

경기대학교 대학원

목 차

표 목 차	iii
그림목차	iv
감사의글	vi
논문개요	vii
I. 서 론	1
II. 이론적 배경	3
1. 중합체 겔의 특성	3
2. 호흡에 따른 방사선치료법	5
III. 재료 및 방법	8
1. 중합체 겔 선량계 합성	10
2. 호흡 운동 시뮬레이터	14
3. 방사선 조사	16
4. 영상화	19
5. 분석	21
IV. 결과 및 토의	25
1. 선량 분포	25

2. 선량 프로파일과 심부선량 백분율 평가	30
V. 결론	35
참고문헌	36
Abstract	39

표 목 차

<표 1> 정지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름 조사 조건	17
<표 2> 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름의 반응영역, 대칭도, 평탄도 비교	34

그림 목 차

<그림 1> 호흡에 따른 (a) 호흡동기 방사선치료법 (b) 호흡 추적 방사선 치료법	7
<그림 2> 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름을 이용한 실험 진행 과정	9
<그림 3> 정상산소 중합체 겔 선량계 합성 과정	12
<그림 4> 호흡 운동 시뮬레이터에 사용된 중합체 겔 선량계의 아크릴 팬텀	13
<그림 5> 움직임을 모사하기 위한 호흡 운동 시뮬레이터	15
<그림 6> 정지 상태와 움직임 상태일 때 방사선 조사 후 중합반응이 일어난 중합체 겔 선량계	18
<그림 7> 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름 선량계의 영상을 획득한 (a)자기공명영상장치 (b)필름 스캐너	23
<그림 8> 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 가프크로 믹 EBT2 필름의 영상화된 모습	24
<그림 9> 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 가프크로 믹 EBT2 필름의 선량분포	27
<그림 10> 조사 선량 10 Gy에서의 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름의 정지 상태와 움직임 상태에서의 3차원적 선량분포 : (a) 정지 상태 (b) 움직임 상태에서의 중합체 겔 (c) 정지 상태 (d) 움직임 상태에서의 EBT2 필름	28
<그림 11> 정지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 겔의 깊이에 따른	

조사 면적과 반응영역의 선형성	29
<그림 12> 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름에 대한 정지 상태와 움직임 상태에서의 선량 프로파일 : (a) 5 Gy (b) 8 Gy (c) 10 Gy	32
<그림 13> 정지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 겔 선량계와 이온 전리함의 심부선량 백분율 비교	33

감사의 글

처음 실험실에 인턴으로 들어가서 대학원 석사과정을 시작하고 바쁜 2년의 시간이 지나 벌써 석사과정을 마무리할 시간이 되었습니다. 석사학위 논문이 나올 수 있게 도와주신 많은 분들께 감사의 인사를 드립니다.

대학원 생활동안 연구를 할 수 있게 후원해주시고 격려해 주신 권수일 교수님과 학부시절부터 아낌없는 가르침을 주신 임종수 교수님께 감사드립니다. 그리고 연구에 대한 조언과 논문심사를 해주신 공영건 교수님께 감사드립니다.

실험을 하는 데 많은 도움과 관심을 가져주신 이상훈, 이석, 조삼주, 조광환 선배님 그리고 원자력 의학원의 지영훈 박사님, 정해조 박사님, 김경민 박사님, 김금배 선생님, 박승우 선생님께 감사드립니다. 그리고 실험을 함께 해주신 신상훈 선생님과 고인옥 선생님께 감사드립니다. 대학원 실험실 생활을 연구를 시작할 때부터 함께한 애란언니, 재춘오빠 그리고 뒤늦게 들어와 함께한 시간은 얼마 되지 않지만 실험실 갈 때 마다 반갑게 맞이해준 상희오빠, 유경이, 상현이에게도 감사한 마음을 전합니다. 특히 대학원 생활 동안 친언니처럼 많은 것을 도와주고 의지할 수 있었던 유라언니에게 고맙고, 원자력 의학원을 함께 다니며 진정한 벗이 되어버린 지혜에게 고마움을 전합니다.

마지막으로 가장 사랑하는 우리 가족, 부족한 저를 믿고 무슨 일이든 든든한 후원자가 되어주신 엄마, 아빠에게 감사드립니다. 그리고 늦은 귀가시간에 마중 나와 준 나의 듬직한 동생 찬용이에게 고마움을 전합니다.

본 논문은 과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원에 의해 수행되었으며, 이에 감사드립니다.

2011년 12월

박 채 희

KGU



논문개요

방사선 치료는 호흡으로 인한 장기의 움직임에 고려하여 정상조직의 방사선 조사를 최소화하여야 한다. 따라서 최근 연구는 정상조직의 피해를 줄이기 위해 호흡동기방사선치료(respiratory gated radiation therapy), 호흡조절 방사선 치료(respiratory breath-holding radiation therapy), 그리고 동적 병소추적 방사선치료(dynamic tumor tracking)등과 같은 방사선치료가 활발히 진행되고 있다.

본 연구에서는 호흡 운동으로 인해 움직이는 장기 및 종양에 방사선량이 정확하게 전달되는지를 검증해보기 위해 3차원적 선량 측정이 가능한 중합체 겔 선량계를 이용하였다. 그리고 비교 선량계로는 가프크로믹 EBT2 필름(Gafchromic EBT2 film, International Specialty Products; ISP, USA)을 사용하였다. 겔 선량계는 증류수, 젤라틴, 메타크릴산, 히트로퀴논, 테트라키스를 첨가하여 합성되었다. 만들어진 겔 선량계는 구동을 하였을 때의 반응영역을 고려하여 제작한 아크릴 팬텀에 채웠다.

중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름은 코발트-60(Theratron 780, Canada) 감마선을 이용하여 5, 8, 10 Gy 만큼 조사하였고, 조사 면적은 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, 선원-표면까지의 거리(source to surface distance, SSD)는 80 cm, 움직임 상태에서의 움직인 거리는 $\pm 1.5 \text{ cm}$ 이었다. 조사된 중합체 겔 선량계는 자기공명장치를 이용하여 영상을 획득하였다. 그리고 가프크로믹 EBT2 필름은 필름 스캐너를 이용하여 영상을 획득하였다. 획득한 두 영상을 통해 선량 프로파일(dose profile)과 반응영역(penumbra width)에 대해 분석 및 비교하였다.

이온 전리함과 10 Gy가 조사된 중합체 겔 선량계는 심부선량 백분율

(percent depth dose, PDD)을 비교하였다.

이온 챔버를 기준으로 정지 상태일 때 7.1%, 움직임 상태일 때 10.9%의 차이가 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

선량 프로파일은 평탄도와 대칭도를 구할 수 있었다. 평탄도의 경우 정지상태일 때 중합체 겔 선량계와 필름은 5 Gy와 10 Gy에서 오차 범위인 3%이내에서 일치함을 보였지만, 8 Gy에서는 오차 범위를 초과하였다. 움직임 상태일 때에는 모든 선량에서 오차 범위를 초과하였다. 대칭도는 정지상태일 때 선량 5, 8, 10 Gy에서 중합체 겔 선량계와 필름은 9.2%, 34.4%, 11.7%의 차이를 보였으며, 움직임 상태일 때는 12.3%, 7%, 24.4%의 차이를 보였다.

선량 분포는 정지 상태일 때 5 Gy에서 필름이 1.6 mm 작게 나왔으나, 8 Gy와 10 Gy에서 각각 3.0 mm, 2.8 mm로 중합체 겔 선량계의 반응영이 작게 나왔다. 움직임 상태에서도 5 Gy에서 2.6 mm 필름이 작게 나왔고, 8 Gy와 10 Gy에서 각각 2.7 mm, 2.0 mm로 중합체 겔 선량계의 반응영이 작게 나타난 것을 확인 할 수 있었다. 움직임 상태일 때 반응영은 정지 상태보다 중합체 겔 선량계에서 평균 76.7%, 필름에서는 57.0% 더 크게 나타나는 것을 확인 할 수 있었다.

본 연구의 결과 타겟의 위치가 깊고 크기가 클 때 반응영 효과는 치료 계획시에 고려해야 할 중요한 요소이며, 방사선 조사 시 아크릴 팬텀의 두께가 영향을 미친다는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 문제점만 해결된다면 3차원적 선량계로서 유용할 것으로 평가된다.

I. 서론

이상적인 방사선 치료는 방사선이 치료 부위에 정확히 전달되어야 하며, 계획된 방사선량과 실제 투여된 방사선량이 일치해야 하는 것이다. 그러나 폐, 간, 신장과 같은 호흡으로 인해 움직이는 내부 장기 및 종양의 경우 방사선 치료 시 선량 분포가 좋지 않고 정상조직에 불필요한 선량이 분포하게 된다. 이러한 움직이는 장기에 대해 방사선치료를 시행하는 방법으로는 계획용표적 체적(planning target volume, PTV) 설정 시에 임상표적체적(clinical target volume, CTV)의 경계영역을 증가시키는 방법, 세기조절방사선치료(Intensity modulated radiation therapy, IMRT)시에 동적 다엽 콜리메이터(dynamic multileaf collimator, DMLC)의 움직임을 이용하여 치료하는 방법, 호흡 주기에 따라 방사선을 조사하는 호흡동기방사선치료(respiration gated radiotherapy)와 호흡 조절 방법(breath-hold technique)이 있다.

호흡 운동으로 인해 움직이는 장기 및 종양에 방사선량이 정확하게 전달되는지를 검증하기 위한 논문은 내부 장기의 움직임 감소 장치의 유무에 따른 선량분포 측정, 호흡주기에 따른 장기의 움직임에서 문턱값(Time Gating Threshold, TGT)를 설정하고 선량 분포를 분석 하거나, 다중 콜리메이터(Multileaf Collimator, MLC)와 구동 팬텀의 움직임 유무에 따른 선량분포 측정 등이 있었다.[1-3] 이러한 연구는 높은 공간 분해능을 가지고 있어 선량분석에 유리한 2차원적 선량계인 필름으로 대부분 연구되고 있다.

3차원 입체조형방사선치료는 종양에는 적절한 선량과 정상조직에는 가능한 최소선량이라는 관점에서 타겟 용적과 최대한 일치하는 선량을 가하는 치료방법이다. 이러한 의미에서 3차원 선량측정이 가능한 겔 선량계를 이용하여 타겟 용적 조사축 방향에 대한 반응영을 측정하여 선량분포를 확인하는 것은 입

체조형방사선치료에서 중요한 의미가 있다.

겔 선량계도 이미 많은 연구 논문으로 발표되었으며 특히 S Ceberg.에 의해 정상산소 중합체 겔인 nMAG과 nPAG를 이용하여 정지 상태와 움직임 상태에서 선량분포를 측정하여 발표되었다.[4]

본 연구에서는 정상산소 상태에서 메타크릴산(methacrylic acid, MAA)을 단량체(monomer)로 갖는 중합체 겔 선량계를 제작하였다. 코발트-60(Theratron 780, Canada) 감마선을 사용하여 호흡 운동 시뮬레이터(Respiratory-motion simulator)에 겔 선량계와 필름을 설치하여 정지 상태와 움직임 상태에서의 선량분포 및 선량 프로파일, 심부선량 백분율을 분석하였다. 코발트-60 감마선을 이용하여 조사된 겔 선량계는 자기공명영상장치(magnetic resonance imaging, MRI)를 이용하여 영상을 획득하였다.[5-8]

II. 이론적 배경

1. 중합체 겔의 특성

겔 선량계는 방사선에 의해 변화된 물질의 화학적 변화량을 분석하여 흡수 선량을 측정하는 화학적 선량 측정 도구이다. 중합체 겔 선량계의 장점으로는 선량계를 원하는 형태의 팬텀으로 제작하여 치료 위치 정확도, 흡수선량 및 선량분포를 동시에 얻을 수 있고, 화학적 변화량을 이용함으로써 높은 공간 분해능을 가지고 있다고 알려져 있다.[9-11] 따라서 중합체 겔을 방사선에 노출시키면 중합반응이 이루어 질 뿐만 아니라 중합반응에 의해 겔 선량계는 흡수선량에 따라 점점 하얀색으로 변화하게 되므로, 육안으로도 겔 선량계의 변화를 관찰할 수 있다.

최근에는 항산화제를 이용하여 겔 수용액의 산소를 제거함으로써 기존의 산소 문제점을 해결한 겔 선량계가 개발 되었으며 이를 정상산소 겔 선량계라 한다. 따라서 항산화제를 이용한 최초의 정상산소 중합체 겔이 MAGIC 겔 선량계는 아크릴 단량체로 메타크릴산을 사용하였고, 항산화제로 아스코르브산 (ascorbic acid)과 구리염 ($\text{Cu(II)SO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$)을 사용하였으며, 방사선 조사 전에 발생하는 중합을 방지하기 위해 하이드로퀴논 (Hydroquinone, Sigma-Aldrich, USA, HQ)을 사용하였다.[12] MAGAT 중합체 겔 선량계는 항산화제를 수용액내의 산소 제거 효과가 우수한 테트라키스 (tetrakis hydroxymethyl phosphonium chloride, THPC, Sigma-Aldrich, USA)를 사용하여 선량반응비를 높였으며, nPAG는 항산화제 테트라키스 및 bis와 아크릴 아마이드 (acrylamide)를 사용하여 선량 민감도는 떨어지지만 온도에 대한 영향 및 선량을 의존성에서 우수한 특성을 보였다.[13] 이에 따라 중합체 겔은

자기공명영상을 이용하여 흡수선량 분포를 구하여 중합체 겔 선량계의 3차원적 선량계로서의 가능성을 보여준다.[14]

2. 호흡에 따른 방사선치료법

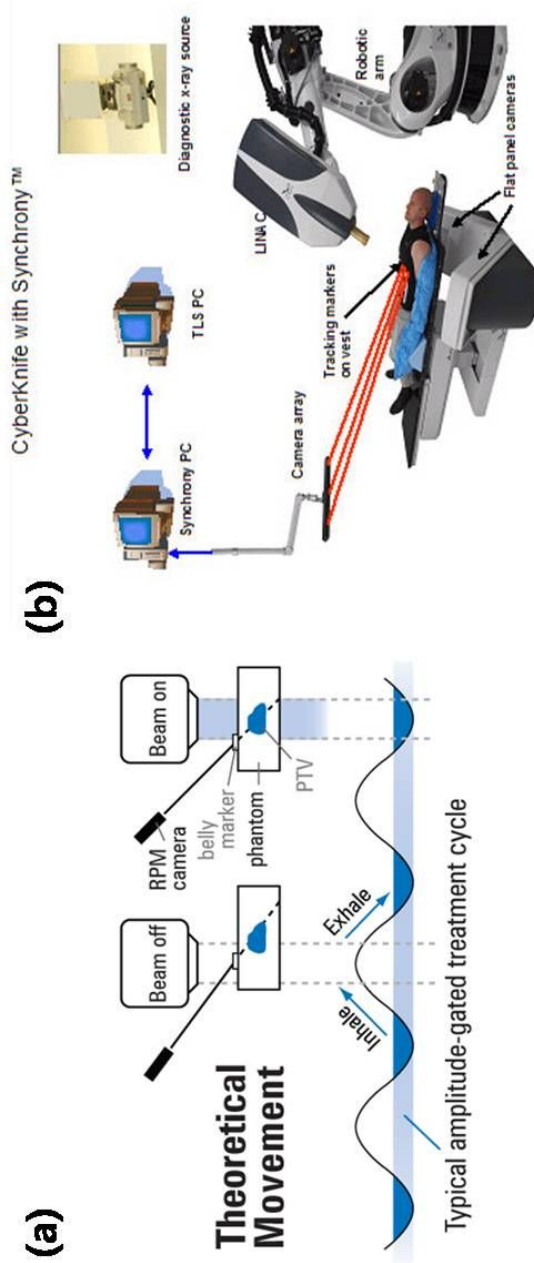
폐암, 유방암, 간암, 췌장암, 전립선암 등과 같이 호흡, 심장박동, 위장관의 운동 영향에 따라 그 위치가 변한다. 이런 호흡에 의한 장기의 움직임은 전산화단층촬영장치(Computed tomography, CT) 또는 자기공명장치 촬영 시 선량체적히스토그램(dose-volume histogram, DVH)에 영향을 줄 수 있다. 이러한 장기 움직임을 고려한 치료는 호흡 동기 방사선 치료법, 호흡 조절 방사선 치료법, 동적 병소추적 방사선치료법을 들 수 있다.[15]

이상적인 방사선치료는 환자의 몸속에 꼭 필요한 만큼만 방사선이 주어지도록 방사선의 분포를 조절하는 것이다. 그러나 폐, 간, 심장, 식도, 위 등은 장기의 움직임이 매우 큰 부위로 치료부위의 체적이 불가피하게 큰 경우가 많아 고정되어 있는 다른 장기에 비해 주변 정상조직에 조사되는 방사선량이 많은 것이 문제였다. 이런 경우 환자가 호흡하는 일부 호흡주기에만 방사선을 조사함으로써 정상조직에 조사되는 방사선량을 최소화하여 부작용 발생을 감소시킬 수 있는 최신 치료법인 호흡 동기 방사선치료기술(Respiratory Gated Radio Therapy, RGRT) 이다.[16] <그림 1> 현재 환자의 복부 또는 흉부에 적외선 반사체 마커를 올려놓고 전자 결합 소자(Charge-coupled device, CCD) 카메라를 이용하여 마커의 움직임을 측정하여 장기의 움직임을 파악하여 치료조정실에서 감시하게 되어 호흡이 일정주기에 도달했을 경우에만 방사선을 주게 된다. 이 장치는 위상모드(phase mode) 와 진폭모드(amplitude mode) 두 가지가 있는데 위상모드는 환자의 호흡이 일정하다는 가정 하에 호흡의 한 주기를 백분율로 나누어 치료범위를 정해주는 방법으로 호흡주기가 불규칙할 경우 자동으로 치료가 정지되고 다시 호흡이 일정해지면 치료가 시작된다. 진폭모드는 장기의 반복적 움직임의 위치를 실시간으로 파악하여 치

료하고자하는 치료범위를 정해주어 방사선을 조사한다. 방사선을 환자의 일정 호흡주기에 맞추어 주기 때문에 일반적인 치료보다 3~4배의 시산이 소요되며, 치료 시 환자의 호흡이 불규칙할 경우 치료시간이 더 소요된다.

호흡조절 방사선치료는 호흡동기 방사선치료의 한 종류로서 호흡동기 방사선치료와 달리 호흡을 강제로 제어시키는 방법이다.[17] 표적의 위치가 정해진 치료범위에 있을 때 환자의 호흡을 강제로 막아 호흡에 의한 장기의 움직임을 멈춘 상태에서 방사선을 조사하고 만약 환자가 호흡을 참기 힘든 경우 환자가 버튼을 즉시 눌러 호흡 할 수 있으며, 이 때 치료는 즉시 멈추게 된다. 이 치료법의 장점은 환자의 치료시간을 단축시킬 수 있으며, 정확한 위치에 방사선 조사가 가능하고 정상세포의 방사선조사를 최소화할 수 있다는 것이다.

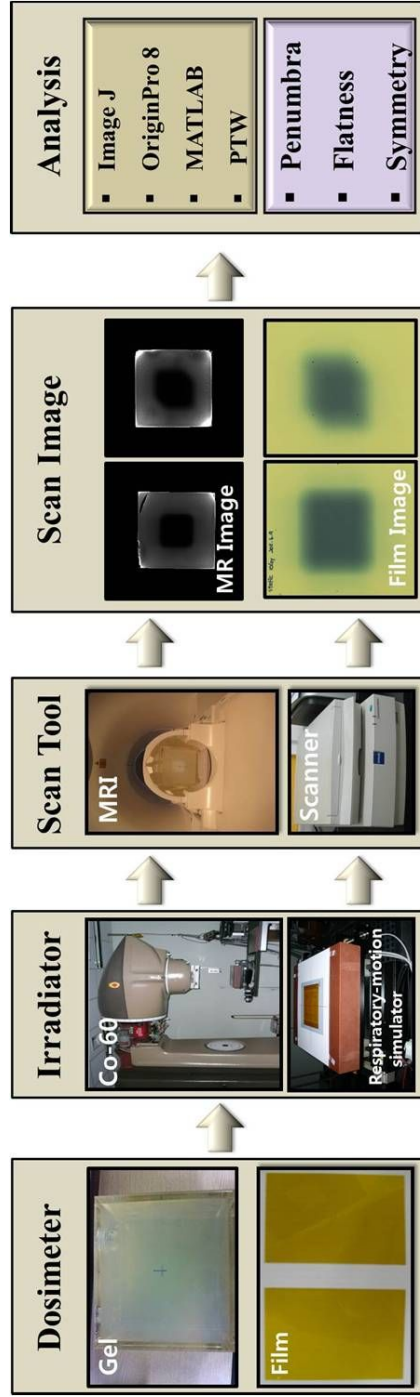
환자의 호흡은 자유롭게 하면서 표적의 위치를 실시간으로 파악하여 방사선이 표적의 움직임을 실시간으로 추적 치료하는 방법이다.[18] 병소추적 방법에 따라 두 가지로 나눌 수 있다. 첫째로 장기 움직임을 역 방향으로 치료테이블을 움직여 치료하는 방법이다. 그러나 환자를 올려 놓은 치료테이블을 병소를 따라 움직이기란 쉽지 않으며, 치료 중 셋업이 달라질 우려도 있다. 둘째로 치료테이블을 움직이지 않고 병소의 움직임을 따라 동적 다엽콜리메이터를 움직이며 방사선을 조사하는 방법으로 환자의 호흡이 규칙적이어야 한다.



<그림1> 호흡에 따른 (a) 호흡동기 방사선치료법 (b) 호흡추적 방사선 치료법

Ⅲ. 재료 및 방법

본 연구에서는 구동 팬텀을 사용한 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름의 선량 분포 비교 및 분석 실험을 진행하였다. 이 실험은 중합체 겔 선량계를 실험실 내에서 직접 합성하였으며, 합성된 겔 선량계를 이용하여 코발트-60 감마선을 이용하여 조사하였다. 조사는 정지 상태와 움직임 상태에 대해 조사하였으며, 호흡 운동 시뮬레이터 장비를 이용하여 움직임 상태를 모사하였다. 이렇게 조사된 중합체 겔 선량계는 자기공명장치로 이미지를 획득하였으며, 가프크로믹 EBT2 필름은 필름 스캐너를 이용하여 이미지를 획득하였다. 이렇게 획득한 이미지는 Image J, OriginPro, Matlab, PTW-VariSoft software 프로그램을 이용하여 분석하였다.<그림 2>



<그림 2> 중합체 젤 선량계와 가프크로리 BBT2 필름을 이용한 실험 진행 과정

1. 중합체 겔 선량계 합성

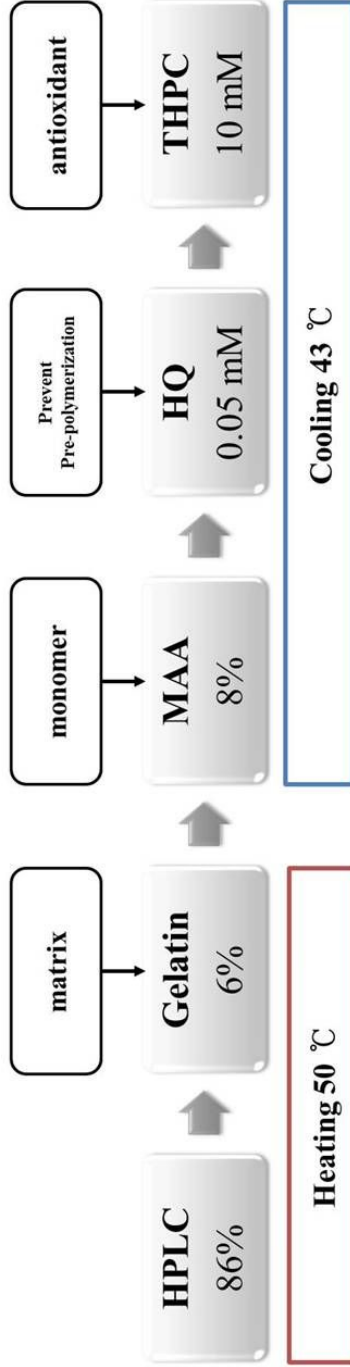
본 연구에서 사용한 정상산소 중합체 겔 선량계는 젤라틴(300 bloom, Sigma-Aldrich, USA), 메타크릴산(Methacrylic acid, MAA, Sigma-Aldrich, USA), 테트라키스(Tetrakis hydroxymethyl phosphonium, THPC, Sigma-Aldrich, USA), 하이드로퀴논 (Hydroquinone, sigma-Aldrich, HQ, USA), 증류수(high performance liquid chromatography, HPLC)을 사용하여 합성하였다.[19] <그림 3> 겔 합성과정은 반응 플라스크에 증류수를 전체 양의 86%을 넣고 젤라틴을 6%를 넣어 젤라틴이 완전히 부풀 때까지 기다렸다. 젤라틴이 완전히 부풀면 항온 수조(water bath)에 넣고 교반기를 이용하여 반응 플라스크를 50 °C까지 서서히 가열하면서 액체상태가 될 때까지 교반하였다. 젤라틴이 완전한 용액이 되면 가열을 멈추고 온도가 43 °C까지 교반하면서 냉각시켰다. 냉각된 젤라틴 용액에 다음 메타크릴산 8%, 하이드로퀴논 0.05 mM, 테트라키스 10 mM를 증류수와 각각의 비율로 혼합하여 순서대로 넣고 10분씩 교반을 했다.

젤라틴은 매트릭스, 메타크릴산는 단량체를 형성하기 위해 첨가하였고, 하이드로퀴논은 조사 전에 중합체 반응이 일어나는 것을 방지하기 위해 첨가하였다. 항산화제인 테트라키스는 겔 합성 시간 동안 산소가 유입되어 항산화제의 성능을 감소시키는 것을 방지하기 위해 마지막에 첨가하였다.

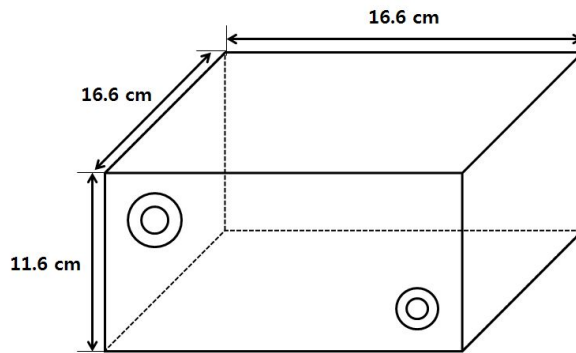
모든 합성 과정이 끝나면 실험에 적합하게 제작된 아크릴 팬텀에 중합체 겔 용액을 넣었다. 그리고 빛에 의한 사전 중합반응을 방지하기 위해 알루미늄 호일로 감싼 후 약 1시간 정도 실온에 보관한 후, 4 °C의 냉장고에 넣어 보관하였다.

겔 선량계를 넣은 아크릴 팬텀의 내부 규격은 $15 \times 15 \times 10 \text{ cm}^3$ 이며, 아크

릴 두께는 8 mm로 제작하였다. 아크릴 팬텀의 규격은 조사 면적과 반응영역까지 고려하였으며, 조사과정에서 발생할 수 있는 산란을 최소화하기 위해 최대한 얇은 아크릴 두께로 제작하였다. 또한 산소를 최대한 차단하기 위해 모든 테두리 부분을 밀봉시켰으며 겔 용액을 넣을 작은 구멍을 내어 겔 용액을 채운 후 같은 재질의 아크릴로 밀봉시켰다.<그림 4>



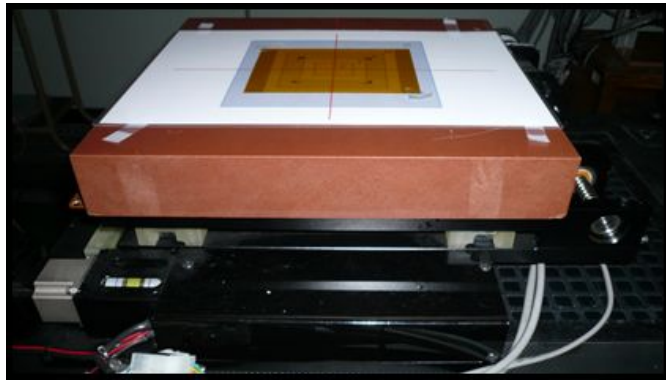
<그림 3> 정상산소 증합제 질 선량제 합성 과정



<그림 4> 호흡 운동 시뮬레이터에 사용된 중합체 겔 선량계의 아크릴 팬텀

2. 호흡 운동 시뮬레이터

호흡 운동으로 인한 내부 장기의 움직임을 구현하기 위해 호흡운동 시뮬레이터(Respiratory-motion simulator) 을 이용하였다. 이 시스템은 선량계를 놓을 수 있는 구동 팬텀과 이를 제어할 수 있는 제어기로 구성되어 있다.<그림 5> 호흡운동 시뮬레이터는 알루미늄 합금으로 만들어졌으며, 테이블의 크기는 $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 이며, 움직일 수 있는 최대거리는 x축과 y축 방향으로 10 cm 이다. 이러한 최대거리는 실제 환자의 내부 장기의 최대 이동 거리에 따른 움직임을 고려하여 시뮬레이션을 통해 얻었다. 이동 최소 거리는 0.005 mm로 설계되었다. 이 시스템의 정확도는 $20 \mu\text{m}$ 이고, 최대 속도는 100 mm/s이다. 시스템의 응답 속도는 다엽 콜리메이터 표적 추적 (MLC target-tracking) 시스템에 대해서 최대 30 ms이다. 하지만, 실제 실험에서 다른 장비와 동기화를 고려해서 새 위치 값을 모두 50 ms로 전송한다.[3]



<그림 5> 움직임을 모사하기 위한 호흡 운동 시뮬레이터

3. 방사선 조사

방사선 조사는 코발트-60 (Theratron-780, AECL, Ottawa, Canada) 감마선을 사용하였다. 움직임을 모사하기 위한 구동 시스템은 호흡운동 시뮬레이터를 이용하였다. 호흡 운동 시뮬레이터 위에는 산란을 최소화하기 위해 고체 팬텀을 올려놓았다. 고체 팬텀 위에는 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름을 올려놓은 후 정지 상태와 움직임 상태를 조사하였다.<그림 6>

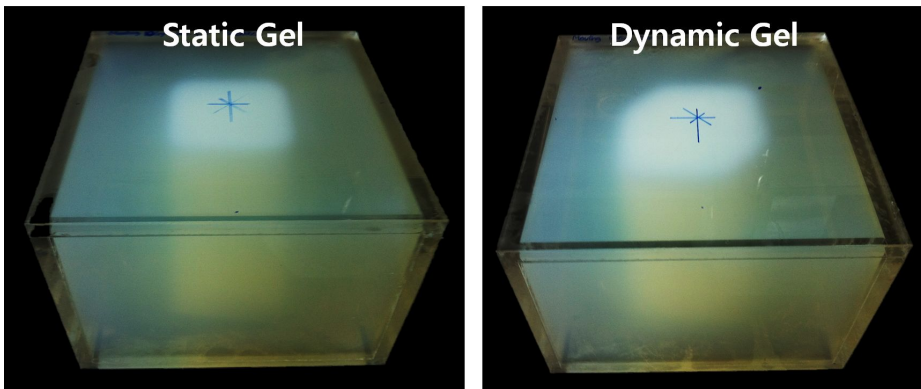
조사를 위한 조건은 선원-표적까지의 거리 (Source to surface distance, SSD)가 80 cm이 되게 맞추었고, 조사 면적은 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 로 하였다. 호흡 운동 시뮬레이터의 움직임은 임상적 장기 움직임과 호흡 주기 범위 안에서 x, y 축 각각 이동거리 $\pm 1.5 \text{ cm}$ 로 움직였고, 5초의 주기로 조사하였다.

중합체 겔 선량계는 아크릴 팬텀 표면으로부터 2 cm의 깊이에서 선량이 5 Gy, 8 Gy, 10 Gy가 조사되게 하였다. 가프크로믹 EBT2 필름의 경우는 필름 위에 두께가 2 cm인 고체 팬텀을 올려놓은 후 조사하였다.<표 1>

<표 1> 정지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름 조사 조건

Operation Parameters	Specification
Dosimetric tool	Gel and Gafchromic EBT2 film
Radiation type	Co-60 gamma rays
Delivered dose	5, 8, 10 Gy
Field size	$5 \times 5 \text{ cm}^2$
SSD*	80 cm
Displacement of target	$\pm 1.5 \text{ cm}$ for the x-axis and y-axis

*SSD indicates source-to-surface distance.



<그림 6> 정지 상태와 움직임 상태일 때 방사선 조사 후 중합반응이 일어난 중합체 겔 선량계

4. 영상화

조사된 겔 선량계와 필름을 분석하기 위해 3T 자기공명장치(SIEMENS 3T MAGNETOM Trio a Tim)와 PTW-VeriSoft 소프트웨어를 사용하여 영상을 획득하였다.<그림 7, 8>

겔 선량계의 중합 반응 상태를 관측하기 위하여 3T 자기공명장치를 이용하여 획득하였다. 방사선이 조사된 중합체 겔 선량계는 온도가 R2 대 선량반응에 많은 영향을 미치기 때문에 24시간 동안 자기공명장치실(MR room)에 보관하여 평형온도상태가 되도록 하였다. 자기공명영상 촬영 조건은 반복시간(repetition time, TR)은 3000 ms이고, 영상획득 조건인 에코시간(echo time, TE)는 20~140 ms, 절편 두께는 3 mm, 관심영역(Field Of View, FOV)는 $260 \times 260 \text{ mm}^2$, 매트릭스(matrix)는 $320 \times 320 \text{ mm}^2$, 코일은 두부 코일(head coil)을 사용하여 중합체 겔의 표면에서부터 2 cm의 깊이에서 영상을 획득하였다.

자기공명장치에서는 아크릴 팬텀이 나타나지 않기 때문에 겔 표면에서 깊이 2 cm 지점에서 2 mm의 간격으로 위-아래로 2개씩의 단면을 얻어 총 5개의 단면을 획득하였다. 영상획득 조건인 에코시간과 획득한 영상의 영상신호를 이용하여 관심영역(region of interest, ROI)를 지정한 후, T2값을 획득하여 R2(1/T2)값과 선량을 구할 수 있었다. 획득한 겔 선량계 영상은 Image J와 OriginPro 8, Matlab을 이용하였다.

Gafchromic EBT2 필름은 PTW-VeriSoft 소프트웨어 프로그램(PTW, Freiburg, Germany)을 이용하여 필름의 흑화도에 대한 선량분포, 심부선량백분율, 프로파일을 분석하였다.

우선 필름은 필름 스캐너(Seiko Epson Expression 1680 Pro Nagano,

Japan)를 이용하여 이미지화 하였다. 스캔 조건은 모드는 프로페셔널 모드 (Professional Mode), 설정은 Current Setting, 문서형(Document Type)은 투명도(Transparency), 필름 형태(Film Type)은 포지티브 필름(Positive Film), 이미지 형태(Image Type)은 24-bit 컬러, 분해능(Resolution)은 200dpi를 사용 하였다.

스캔 조건에 의해 이미지화된 필름은 PTW-VeriSoft software를 이용하여 불러온 후, 필름 영상 내에서의 백그라운드(Background)를 제거한 후 정규화 (Normalization)을 하였다. 정규화된 영상으로 분석하고자 하는 라인을 드래그 하여 선량 분포와 프로파일을 분석하였다.

5. 분석

중합체 겔 선량계와 EBT2 필름은 심부선량백분율과 평탄도 그리고 대칭도, 반음영 영역에 대해 비교 및 분석하였다.

심부선량백분율은 기준깊이의 선량에 대해 임의의 깊이의 선량을 정규화하는 것이다. 즉, 선속의 중심축을 따라 고정기준깊이에서의 흡수선량에 대해 임의의 깊이에서의 흡수선량을 백분율로 나타낸 것으로 정의한다. 따라서 자기공명영상장치를 이용하여 얻은 이미지에 대해 중심축에서 10 mm에서 60 mm 사이의 범위의 심부선량백분율을 나타내었다. 이 연구에서의 심부선량백분율은 기준 선량계인 이온 전리함과 정지 상태와 움직임상태에서의 중합체 겔 선량계를 비교하였다.

평탄도는 선속축 횡단면 측면도의 반치폭의 중심 80%에 걸친 평균선량의 최대 백분율 변화로 정의한다. 그리고 대칭도는 평탄도를 위해 얻어진 횡단-선속 측면도는 대칭도를 위해서도 이용할 수 있다. 조사면 중심에서 접어지고 측면도의 두 반쪽면이 비교될 수 있다.

선량 프로파일의 대칭도와 평탄도는 자기공명영상장치를 이용해 2 cm 깊이에서 획득한 이미지를 통해 분석하였다. 선량 프로파일의 평탄도는 중합체 겔 선량계의 2 cm 깊이에서 조사면적의 80%에 의해 경계를 이룬 범위 안에서 측정되었다.

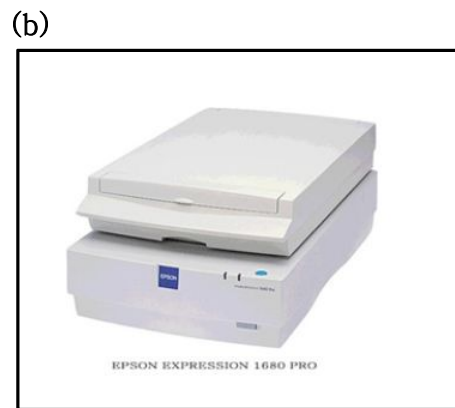
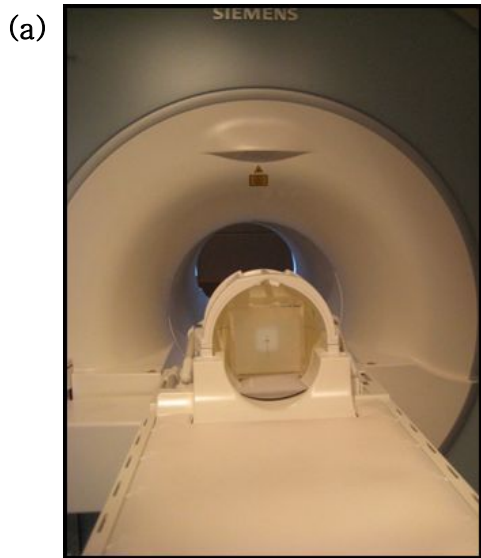
반음영은 방사선 선속의 가장자리에서, 선량률이 선속축으로부터 거리함수에 따라 빠르게 변하는 지역을 뜻한다. 특정 깊이에서 두 개의 특정 등선량 곡선들 사이의 측면거리로 정의되며, 반음영 영역은 20%에서 80% 사이에서 측정하였다.

중합체 겔 선량계와 EBT2 필름의 선량 프로파일은 획득한 영상에 의해 식

(4-1)과 식(4-2)에서 각각 대칭도와 평탄도를 구하였다.

$$Flatness(\%) = \frac{P_{max} - P_{min}}{P_{max} + P_{min}} \times 100 \dots\dots\dots (4-1)$$

$$Symmetry = \frac{D(x)}{D(-x)} \times 100 \dots\dots\dots (4-2)$$



<그림 7> 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름 선량계의 영상을 획득한 (a) 자기공명영상장치 (b) 필름 스캐너

	Static		Dynamic	
	Polymer Gel	EBT2 Film	Polymer Gel	EBT2 Film
5 Gy				
8 Gy				
10 Gy				

<그림 8 > 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름의 영상화된 모습

IV. 결과 및 토의

1. 선량 분포

자기공명장치에서 획득한 중합체 겔 선량계의 영상과 필름 스캐너로 획득한 EBT2 필름의 영상으로 선량 분포에 대해 분석 및 비교하였다. <그림 9, 10>

반응영 영역은 방사선 선속의 가장자리에서 선량률이 선속 축으로부터 거리 함수에 따라 빠르게 변하는 지역을 뜻한다. 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름 대해서 반응영은 최대선량의 20%~80%의 사이에 대해 평가하였다.

코발트-60 감마선을 사용하여 조사 면적 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, SSD는 80 cm에서 겔 선량계로 측정된 정지 상태의 타겟에 대한 반응영은 5 Gy에서 필름이 1.6 mm 작게 나왔으나, 8 Gy, 10 Gy에서 각각 3.0 mm, 2.8 mm로 중합체 겔 선량계의 반응영이 작게 나왔다. 움직임 상태의 타겟에서도 마찬가지로 5 Gy에서 2.6 mm로 필름의 반응영이 더 작게 나온 것에 비해, 8 Gy, 10 Gy에서는 각각 2.7 mm, 2.0 mm로 중합체 겔 선량계의 반응영이 적게 나온 것을 확인할 수 있었다.

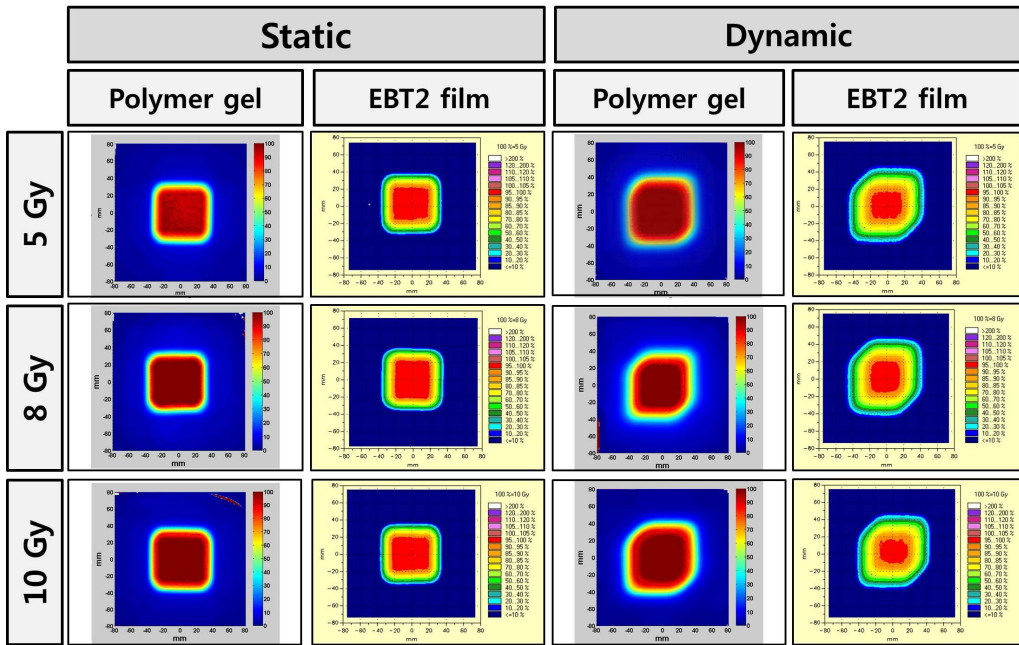
움직임 상태 타겟에 대한 반응영은 정지 상태 타겟보다 중합체 겔에서 평균 76.7% 더 크게 나왔으며, 필름에서는 평균 57.0% 더 크게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

이러한 결과는 움직임 상태의 타겟이 정지 상태의 타겟에 대해서 반응영이 크게 나온 것은 표적이 움직일 때 생긴 흠어짐 효과 때문인 것으로 해석된다.

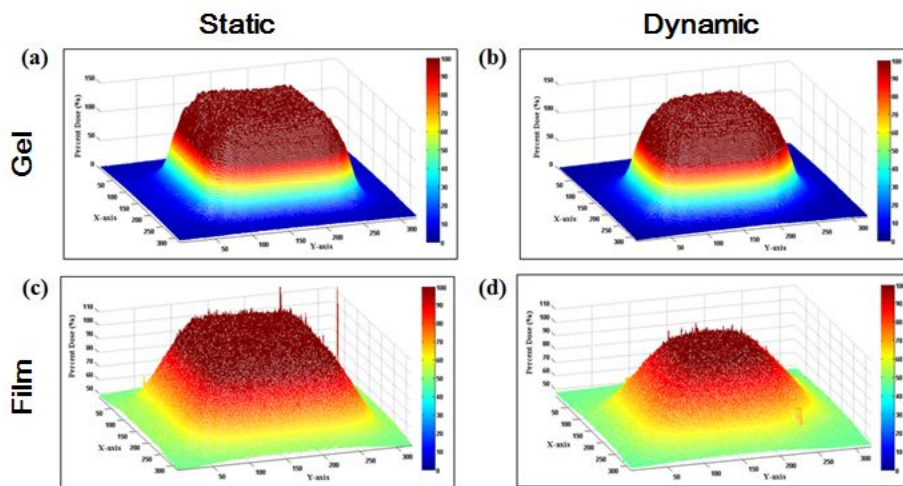
마지막으로 10 Gy를 조사한 중합체 겔 선량계의 조사 면적과 반응영 영역의 정지 상태와 움직임 상태에서의 깊이에 따른 증가를 확인하였다.<그림 11>

조사면적과 반응영역은 10 mm에서 70 mm까지의 깊이가 깊어질 수록 증가하는 것을 확인 할 수 있었다.

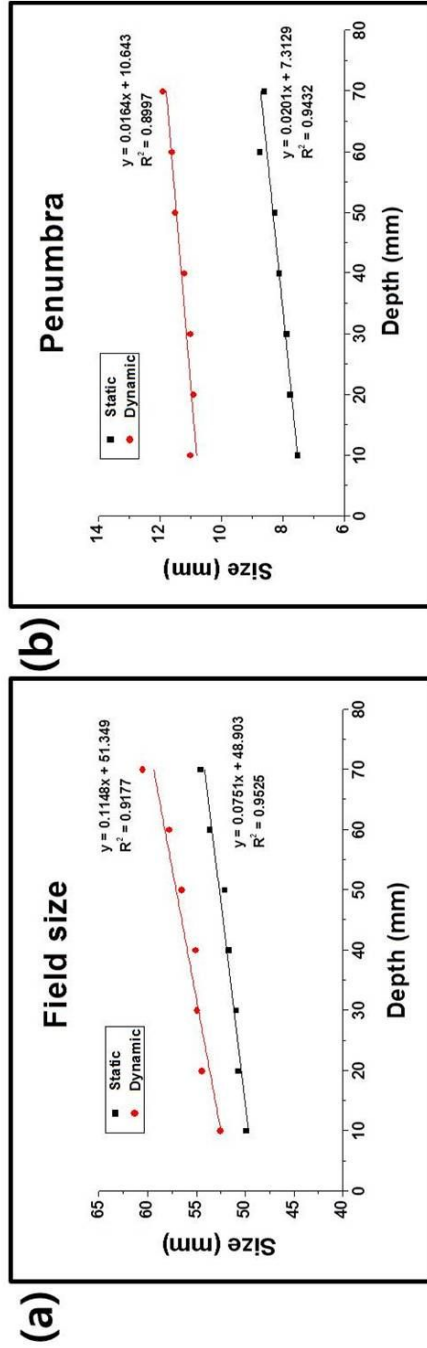
겔 선량계와 필름으로 측정된 반응영역 결과에서 움직임 상태의 타겟의 경우 정지 상태의 타겟보다 더욱 큰 값을 보였다. 타겟의 위치가 깊고 크기가 클 때 반응영역 효과는 치료 계획시에 고려해야 할 중요한 요소이다. 결과는 방사선 치료의 질적관리(quality assurance)의 자료로 활용될 수 있을 것이다.



<그림 9> 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 가프크로믹 EBT2 필름의 선량 분포



<그림 10> 조사 선량 10 Gy에서의 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름의 정지 상태와 움직임 상태에서의 3차원적 선량분포 : (a) 정지 상태 (b) 움직임 상태에서의 중합체 겔, (c) 정지 상태 (d) 움직임 상태에서의 EBT2 필름.



<그림 11> 경지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 젤의 깊이 에 따른 조사 면적과 반음영 영역의 선형성

2. 선량 프로파일과 심부선량 백분율 평가

자기공명영상장치를 이용하여 획득한 횡이완 시간 지도(T2 time map)을 이용하여 선량 프로파일과 심부선량 백분율을 분석하였다.<그림 12, 13>

중합체 겔 선량계와 EBT2 필름 선량계에 대한 평탄도와 대칭도에 대해 비교 및 분석하였다.<표2>

정지 상태의 타겟에 대한 중합체 겔 선량계의 평탄도는 5 Gy, 8 Gy, 10 Gy에 대해 각각 $2.1\pm 0.2\%$, $3.7\pm 0.5\%$, $2.2\pm 0.9\%$ 이고, EBT2 필름 선량계에 대한 평탄도는 2.8%, 3.5%, 1.7%로 나타났다. 평탄도의 경우 오차 범위가 3%이내에서 일치함을 보여야 하는데 8 Gy에서 3%를 초과하였지만 5 Gy와 10 Gy에서는 오차범위 내에서 일치함을 보였다.

움직임 상태의 타겟에 대한 평탄도는 중합체 겔 선량계에 대해 5Gy, 8Gy, 10Gy에서 각각 $5.3\pm 0.2\%$, 6.1 ± 0.6 , $7.3\pm 1.2\%$ 이고, EBT2 필름은 각각 5.5%, 9.5%, 6.5%로 나타났으며, 움직임 상태의 타겟의 평탄도는 오차 범위인 3%보다 크게 나온 것을 확인 할 수 있었다. 이 결과는 움직임에 대한 흠어짐 효과에 의한 반응영역의 크기에 의한 것으로 생각된다.

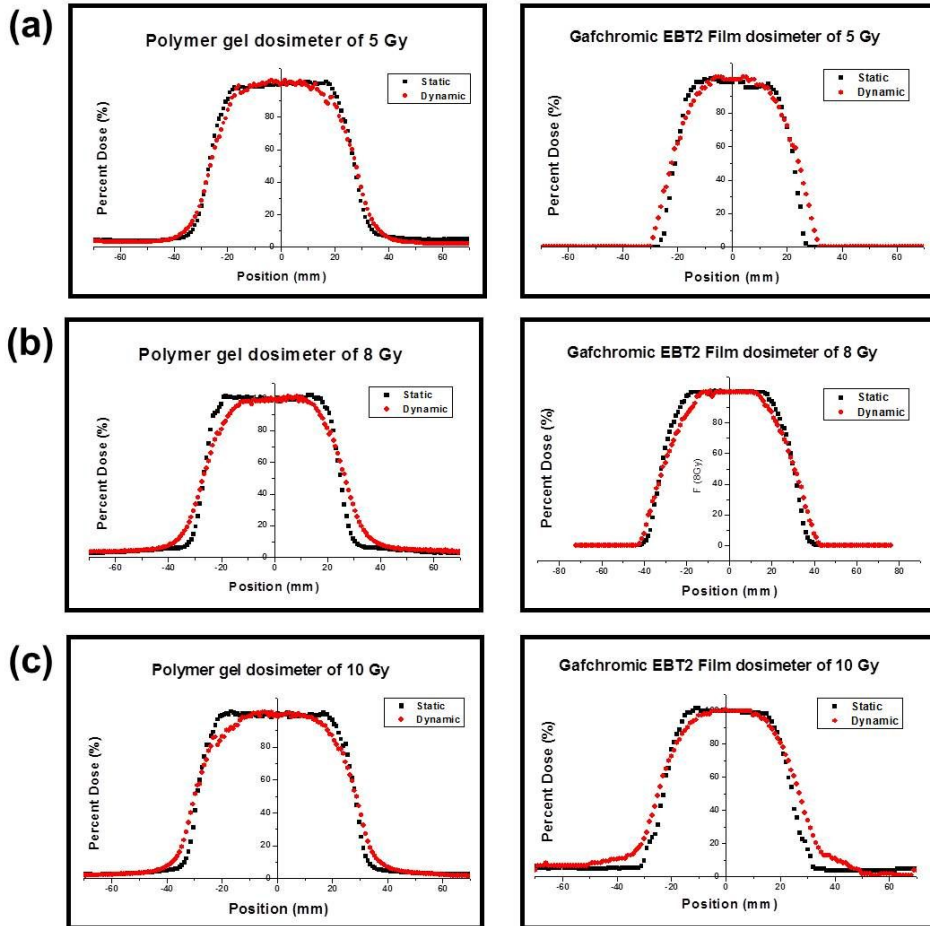
정지 상태의 타겟에 대한 중합체 겔 선량계의 대칭도는 5 Gy, 8 Gy, 10 Gy에 대해 각각 $112.2\pm 0.4\%$, $134.6\pm 4.7\%$, $103.2\pm 2.1\%$ 이고, EBT2 필름 선량계에 대한 대칭도는 각각 103.0%, 100.2%, 91.5%로 일치함을 볼 수 있었다.

움직임 상태의 타겟에 대한 대칭도는 중합체 겔 선량계에 대해 5Gy, 8Gy, 10Gy에서 각각 $104.5\pm 0.5\%$, 75.5 ± 1.7 , $101.4\pm 3.1\%$ 이고, EBT2 필름은 각각 92.2%, 82.5%, 77.0%로 일치함을 보였다.

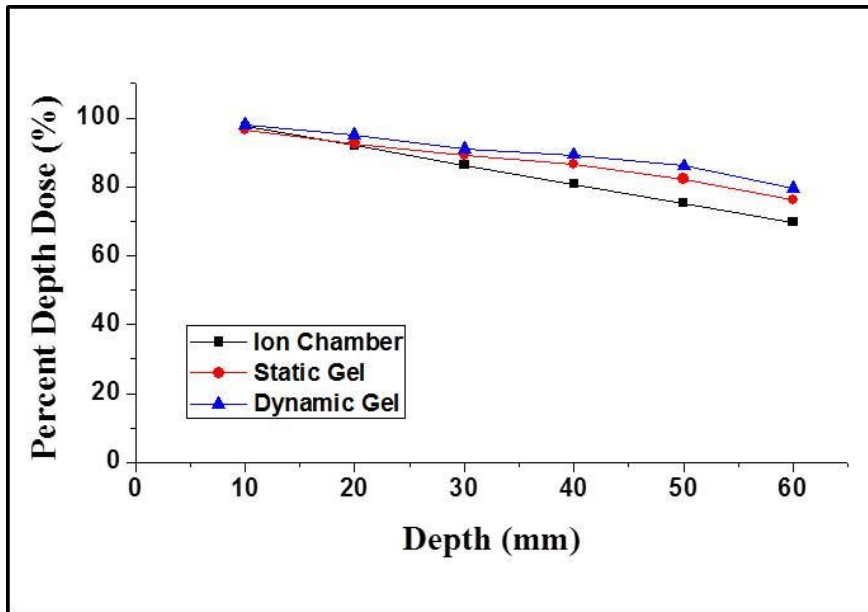
대칭도의 오차 범위는 2%이내에 일치함을 보여야 하는데, 이 연구의 대칭도는 비교적 오차 범위가 큰 것을 확인 할 수 있었다. 그 이유는 중합체 겔

표면의 균일도의 문제점으로 생각된다.

그리고 심부선량 백분율은 10 Gy에서의 중합체 겔 선량계와 이온 전리함을 비교하였다.<그림13> 5 cm 깊이에서의 심부선량 백분율은 이온 전리함에서 75.2%, 중합체 겔 선량계의 정지 상태에서 82.3%, 움직임 상태에서 86.1%이다. 이온 전리함을 기준으로 중합체 겔 선량계의 정지 상태는 7.1% 그리고 움직임 상태에서는 10.9%의 차이가 났다. 여기서 d_{max} 의 범위는 아크릴 두께로 인해 측정이 불가능 하였다. 그렇기 때문에 아크릴 팬텀의 두께를 최대한 얇게 줄여 제작한다면 buildup 구간이 한쪽으로 치우치는 것을 해결할 수 있을 것으로 생각된다.[20]



<그림 12> 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름에 대한 정지 상태와 움직임 상태에서의 선량 프로파일 : (a) 5 Gy (b) 8 Gy (c) 10 Gy.



<그림 13> 정지 상태와 움직임 상태일 때의 중합체 겔 선량계와 이온 전리함의 심부선량 백분율 비교

<표 2> 정지 상태와 움직임 상태일 때 중합체 겔 선량계와 EBT2 필름의 반응영역, 대칭도, 평탄도 비교

		Penumbra (mm)		Symmetry (%)	Flatness (%)	
		left	right			
Gel	5 Gy	Static	7.7 ± 0.1	7.8 ± 0.1	2.1 ± 0.2	112.2 ± 0.4
		Dynamic	13.0 ± 0.5	13.6 ± 0.4	5.3 ± 0.2	104.5 ± 0.5
	8 Gy	Static	6.6 ± 0.5	6.9 ± 0.5	3.7 ± 0.5	134.6 ± 4.7
		Dynamic	12.2 ± 0.7	12.6 ± 0.7	6.1 ± 0.6	75.5 ± 1.7
	10 Gy	Static	6.0 ± 0.4	6.3 ± 0.5	2.2 ± 0.9	103.2 ± 2.1
		Dynamic	10.6 ± 0.8	10.9 ± 0.8	7.3 ± 1.2	101.4 ± 3.1
Film	5 Gy	Static	6	6.4	2.8	103
		Dynamic	10.5	10.9	5.5	92.2
	8 Gy	Static	9.7	9.7	3.5	100.2
		Dynamic	15.2	14.9	9.5	82.5
	10 Gy	Static	8.9	8.9	1.7	91.5
		Dynamic	12.7	12.8	6.5	77

V. 결론

본 논문에서는 정상산소 중합체 겔 선량계를 제작하여, 정지 상태와 움직임 상태에서의 선량의 분포를 측정하여 움직임 상태의 타겟에 대한 중합체 겔 선량계의 선량학적 유용성을 평가하였다.

몸속 깊은 곳에 위치한 종양을 방사선 치료할 때 반응영 효과를 고려해야 할 것으로 보인다. 겔 선량계로 측정된 반응영 크기는 움직임 상태의 표적이 정지 상태의 표적의 경우보다 크게 나타나는 것을 알 수 있었다. 최근 호흡동기 치료법에서 움직임 상태의 타겟에 대한 방사선 치료 기술이 점차로 확대되고 있어 움직임 상태의 타겟에 대한 계획용표적체적 설정 시에 선량관리가 주의 깊게 고려가 되어야 할 것이다.

필름의 경우는 2차원적 선량계로서 체적에 표적체적에 대한 선량 분포를 확인하기 위해서는 여러 장의 필름을 겹쳐 사용하여야 한다는 단점이 있지만 중합체 겔 선량계는 3차원적 선량계로서 1회의 조사로 원하는 어느 위치에서든 선량 분포를 확인할 수 있었다.

구동 팬텀과 중합체 겔 선량계를 이용함으로써 호흡에 의한 장기 및 종양의 움직임에 대한 3차원적 기하학적 및 선량평가를 보다 쉽고 정확하게 확인할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] Yon Lae Kim, Jin Bum Chung, Won Kyun Chung, Semie Hong, Tae Suk Suh., An Effect of Time Gating Threshold (TGT) on the Delivered Dose at Internal Organ with Movement due to Respiration., Med Phys, 16(2) 89 (2005)
- [2] Kubo HD, Len PM, Minohara S, Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center, Med Phys 27, 346 (2000)
- [3] S. W. Park, H. J. Jung, K. B. Kim, et al, Development and Evaluation of a Target-tracking Radiation-therapy system Using a Multileaf Collimator(MLC) Synchronized with Moving Organs. J. Korean Phys. Soc. 55, 694 (2009)
- [4] S Ceberg, A Karlsson, H Gustavsson, L Wittgren and S. A. J. Back, Verification of dynamic radiotherapy: the potential for 3D dosimetry under respiratory-like motion using polymer gel. Phys. Med. Biol. 53, N387 (2008)
- [5] Olsson L.E., Petersson S., Ahlgren L., Mattsson S., Ferrous sulphate gels for determination of absorbed dose distributions using MRI technique:basic studies. Phys. Med. Biol. 34, 43(1989)
- [6] Olsson L.E., Westrin B.A., Fransson A. Nordell B, Diffusion of ferric ions in agarose dosimeter gels. Phys. Med. Biol. 37, 2243(1992)
- [7] Rae W.I.D., Willemse C.A., Swarts J.C., Chelator effect on ion diffusion in ferrous-sulfate-doped gelatin gel dosimeters as analyzed by MRI, Med. Phys. 23, 15(1996)

- [8] Knutsen B.H., Skretting A., Hellebust T.P., Olsen D.R., Determination of 3D dose distribution from intracavitary brachytherapy of cervical cancer by MRI of irradiated ferrous sulphate gel. *Rad. Oncol.* 43, 219(1997)
- [9] Oldham M, Mcjury M, Brausfert IB, et al. Improving calibration accuracy in gel dosimetry. *Phys Med Biol* 43, 2709 (1998)
- [10] Mcjury M, Oldham M, Cosgrove VP, et al. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications. *Br J Radiol* 73, 919 (2000)
- [11] Kang HJ, Cho SJ, Jeong EK, et al., The Use of Polymer Gel for the Visualization of 3-D Dose Distribution in Brachytherapy Using Magnetic Resonance Imaging., *Korean Journal of Medical Physics* 9, 207 (1998)
- [12] Fong PM, Keil DC, Mark DD, et al., Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distribution at normal room atmosphere. *Phys Med Biol* 46, 3113 (2001)
- [13] Deene YD, Venning A, Hurley C, et al., Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 47, 2459 (2002)
- [14] Cho, S. J., A study on normoxic polymer gel dosimeter (2007)
- [15] Lim, S. W., Research on the respiratory synchronization system for dynamic tumor tracking radiation therapy. (2007)
- [16] Kubo, H. D. and Hil, B. C., Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Bol* 41, 83 (1996)
- [17] Wilson, E. M., Williams, F. J., Lyn, B. E., Wong, J. W., and Aird, E. G. A., Validation of active breathing control in patients with

- non-small-cell lung cancer to be treated with chartwel. *Int J Radiat Oncol, Biol, Phys* 57, 864 (2003)
- [18] Schweikard, A., Shiomi, H., and Adler, J., Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys* 31, 2738 (2004)
- [19] Cho, Y. R., Evaluation of normoxic polymer gel dosimeter as a dosimetrical Quality Assurance tool (2010)
- [20] Mather M. L., Deene, Y. De., Whittaker A. K., et al, Inverstigation of ultrasonic properties of PAG and MAGIC polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 47. 4397 (2002)

Abstract

MS. Thesis

Dose Distribution of Polymer Gel Dosimeter and Gafchromic EBT2 Film using Moving Phantom System

Park, Chae Hee
Department of Medical Physics
Graduate School,
Kyonggi University

In radiation therapy, radiation irradiation on normal tissues should be minimized, considering the movement of organs during respiration. In order to reduce the damage to normal tissues, the recent studies actively involve such radiation therapies as respiratory gated radiation therapy, respiratory breath-holding radiation therapy, and dynamic tumor tracking therapy.

In this study, a polymer gel dosimeter allowing the three-dimensional dose measurement was used to test whether the radiation dose is correctly delivered to the organs and tumors, which move along with respiration. As a comparison dosimetry, Gafchromic EBT2 film(International Specialty Products; ISP, USA) was used. The gel dosimeter was synthesized by adding distilled water (high-purity distilled water, HPLC), gelatin,

metacrylic acid (MAA), hydroquinone (HQ), and tetrakis hydroxymethyl phosphonium (THPC). The completed gel dosimeter was filled in the acrylic phantom that was made taking the penumbra width into account.

The polymer gel dosimeter and Gafchromic EBT2 film were irradiated with 5, 8, and 10 Gy using Co-60(Theratron 780, Canada) gamma ray. The field size was $5 \times 5 \text{ cm}^2$, source to surface distance (SSD) was 80 cm, and the moving distance in motion was $\pm 1.5 \text{ cm}$. The imaging of the polymer gel dosimeter was obtained by MRI, and that of Gafchromic EBT2 film by film scanner. Using the two images obtained, dose profile and penumbra width were analyzed and compared.

Ion chamber and the polymer gel dosimeter irradiated with 10 Gy were compared for their percent depth dose (PDD). It was found that there was difference of 7.1% in static state and 10.9% in moving state, compared to ion chamber.

For dose profile, the flatness and symmetry were obtained. As for the flatness, the polymer gel dosimeter and film in static state were the same within the error range of 3% with 5 Gy and 10 Gy, whereas they exceeded the error range with 8 Gy. While in motion, however, the flatness at all doses exceeded the error range. As for the symmetry, the polymer gel dosimeter and film in static state showed differences of 9.2%, 34.4% and 11.7% with 5, 8, and 10 Gy, respectively. In contrast, they showed differences of 12.3%, 7%, and 24.4% while in motion.

In dose distribution, the penumbra of polymer gel dosimeter was smaller by 1.6 mm with 5 Gy, while the film in static state that was smaller by 3.0 mm and 2.8 mm with 8 Gy and 10 Gy, respectively. In addition, the

film in moving state was smaller by 2.6 mm with 5 Gy, whereas the penumbra of polymer gel dosimeter was smaller by 2.7 mm and 2.0 mm at 8 Gy and 10 Gy, respectively. The penumbra of polymer gel dosimeter is larger by 76.7% on average and that of film by 57.0% in moving state, compared to the static state.

The result of this study showed that when the target is deep in its location and large in its size, the effect of penumbra is an important factor for therapy planning. It was also found that the depth of acrylic phantom affects the target during irradiation. If these problem can be improved, the polymer gel dosimeter can be evaluated as a useful three-dimensional dosimetry.

Key-words : polymer gel, moving phantom system, MRI