

GafChromic RTQA Film을 이용한 광역학적 치료용 레이저의 선질 측정

이병구¹ · 임현수¹ · 네클라 커나르^{1,2}

¹충남대학교 의과대학 의공학교실, ²코카엘리 대학교 물리학교실

GafChromic RTQA Film Dosimetry for Laser Beam with Photodynamic Therapy

Byung Koo Lee¹, Hyun Soo Lim¹ and Necla Kenar^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungnam National University

²Department of Physics, Kocaeli University, Izmit-Kocaeli, Turkey

(Received March 18, 2013. Accepted June 4, 2013)

Abstract: Purpose: The purposes of this study were to measure the dose distribution of Photodynamic therapy(PDT) laser with 635 nm wavelength using GafChromic film. Method & Result: We made each output 300 J by changing mW and sec using the laser beam radiation mode such as C.W(Continuous Wave) mode, Pulse mode and Burst Pulse mode and measured the does at 0 mm and 5 mm of distance from optic fiber catheter end to the film, and at 5 mm distance by changing the angle of the end of the optic fiber catheter as 0° and 0.5°. The radiated film was scanned and OD(Optical Density) was compared. And two-dimensional isodose curves were obtained and the consistency of shapes was compared. It was confirmed that there was consistency between optic density and the dose radiated on the film when we radiated GafChromic film by changing distance and angle of 300 J output in each radiation mode coordinatng mW and sec. Conclusion: In this study, we could identify the stability according to changes in laser beam modes, changes in output according to distance, changes in uniformity according to angle, and beam profiles using GafChromic film, and we could also get two-dimensional isodose curve. It was found that small change in the distance and angle that is made when optic fiber catheter was contacted on the treatment area did not make big effects on the output of beam and the uniformity of dose, and it was also found that GafChromic film could be utilized for the purpose of QA of PDT laser beam.

Key words: GafChromic film, change in radiation mode, beam profile, two-dimensional isodose curve

I. 서 론

광역학치료(Photodynamic Therapy, PDT)의 원리는 체내의 산소와 빛에 예민한 반응을 보이는 물질인 광감작제(photosensitizer)가 레이저 빛에 의하여 화학적인 반응을 일으켜 생성되는 단일항 산소(singlet oxygen)와 자유라디

칼(free radical)이 세포를 파괴하는 것을 이용하는 치료 방법이다[1].

광감작제는 광역학치료의 핵심물질로 세포내에 주입되어 빛을 받으면 여기상태(excited state)가 되고 이 에너지를 산소분자에 전달, 활성산소를 발생하여 세포를 사멸시키게 된다. 광역학치료에서의 빛은 광감작제를 활성화시키는 요소로 레이저를 통해서 빛을 발생시키게 된다.

1996년 1월에 식도암 치료방법의 하나로써 FDA의 공인을 받았고, 1997년 9월에는 초기 폐암치료의 치료방법으로 공인을 받게 되었다.

광역학치료의 항암 효과는 크게 4가지 기전에 의해서 일

Corresponding Author : Hyun Soo Lim
Department of Biomedical Engineering, College of Medicine,
Chungnam National University
TEL: +82-42-580-7829
E-mail: hslim@cnu.ac.kr

어나는 것으로 알려져 있다. 첫째, 활성산소의 직접 효과로 세포내 구성조직인 미토콘드리아, 세포막 등의 물리화학적 손상을 유도함으로써 종양세포의 괴사를 일으킨다. 둘째, 혈관에 미치는 효과로 혈관에 손상을 일으킴으로서 혈류 속도의 감소 및 혈행 정지를 유발하여 종양세포의 산소결핍과 종양괴사를 유도한다. 셋째, 면역학적인 효과로 T-세포와 대식세포의 활성화를 유발하여 다양한 염증 매개체의 분비와 종양세포의 직접적인 탐식작용을 일으켜서 종양의 퇴행에 기여한다. 넷째, 세포자멸사(apoptosis)의 유도로 종양세포의 사멸을 일으키는 기전이다[2,3,4].

광역학치료에 대한 반응은 사용되어진 광감작제, 레이저에 의한 빛의 조사조건, 조직의 산소포화 상태, 세포의 종류에 따라서 좌우된다. 이 중에서 광감작제의 세포내 분포 부위가 특히 중요한데 이는 일차적인 손상의 부위를 결정하기 때문이다. 따라서 세포내에 높은 광감작제의 농도와 높은 산소포화 농도를 가질 때 빛의 조사에 따른 세포손상은 더욱 더 크게 받게 된다. 광감작제는 종양의 조직에 매우 높은 농도로 침투하나 이 자체가 스스로 활성화되어 세포독성을 야기하지는 않는 특징이 있다.

빛의 발생은 과거 러시아, 독일 및 동구권을 중심으로 증기 금 레이저(Gold Vapor Laser)가 많이 사용되었으나, 최근에는 630 nm 파장을 방사하는 다이오드 레이저가 주로 사용되고 있다. 레이저는 방사선과 같이 일종의 전자파 스펙트럼이지만 X-선처럼 물질을 투과하거나 이온화 시키지 않는다. 특히 광역학치료용 레이저 빛의 강도는 수술용으로 사용하는 레이저에 비해 훨씬 적어 시술 중에 열 효과에 의한 뜨거운 느낌이나 손상이 없다[5].

레이저 빛을 환부에 전달하기 위해서는 광섬유를 사용하게 되고 종양의 위치나 모양, 또는 시술 형태에 따라 다양한 형태의 광섬유 카테터(cylindrical type, microlens type, flat cut type, balloon type, interstitial type, side bevel type, multi-interstitial type)를 선택하게 된다. 일반적으로 내시경의 작업구를 통해 광섬유 카테터를 삽입하여 종양에 조사하게 되나, 경우에 따라 종양에 직접 찢러 조사할 수도 있다. 광감작제에 맞는 적절한 파장의 레이저와 치료 목적에 부합하는 광섬유 카테터가 준비되면 치료선량(PDT dosimetry)을 결정하게 된다. 광역학치료 효과에서 광선(laser)의 영향은 파장(wave length)과 에너지 밀도(laser energy density)인 광량(dose)에 의해 좌우된다. 광량은 단위 면적(cm^2)당 에너지양으로 표시하며 조사에너지 밀도(dose; J/cm^2)로 나타낼 수 있는 광생물학적 단위이며, 이는 광선이 인체에 실제적인 일을 하는 것으로 얼마의 면적만큼 광에너지를 조사하는가를 나타내는 것이다. 조사 강도(power)는 단위면적 당 광선의 세기(W/cm^2)로 나타내는 물리적인 단위라고 할 수 있다.

광량은 다시 얼마만한 면적(cm^2)에 어느 정도 세기(W)의 광선으로 몇 시간(sec) 동안 조사 하는 가로 나타내게 되며, 조사 강도(W/cm^2)에 조사시간(second)을 곱한 것으로, 종양의 조건에 따라 최종 광량(J/cm^2)을 계산하여 시술하게 된다[6].

본 연구에서는 조사 강도와 조사 시간의 조합을 변화시키며 최종 광량은 일정하게 하고, 방사모드의 조건 변화, 광섬유 카테터와 피조사체(필름)와의 거리변화 그리고 광섬유 카테터의 끝단 면에 각도를 주었을 때와 주지 않았을 때의 선량 변화를 GafChromic 필름을 이용해 측정하고자 한다.

II. 대상 및 방법

일반적인 Radiography 필름은 조직 등가 물질이 아니므로 에너지 흡수와 전달이 생물학적 조직과 일치하지 않고, 실내 빛에 민감하며 화학적인 처리가 필요한데 이 과정에서 현상액과 정착액의 노화로 인한 영상의 질 불균일도가 발생하며 암실작업의 불편함이 존재한다.

GafChromic 필름은 높은 공간 분해능을 가지고 있으며, 상대적으로 분광학적 정도의 변화에 덜 민감한 특징을 가지고 있어서 가시광선에 민감하지 않아 실내 빛에서 조작이 가능하다. 방사선이 조사되면 필름의 조사된 영역은 색이 변하게 되고, 일반 필름과 같은 어떠한 화학적 처리 과정이 요구되지 않는다.

1965년 McLaughlin[7] 등으로부터 연구가 시작 되어 1990년에 Bjarngard[8]가 RadioChromic 필름을 이용하여 작은 조사면에 대한 전자 불평형성의 효과를 측정하는 실험을 시작으로 1994년에는 McMaughlin[9]이 정위방사선에 사용하는 빔과 같은 작은 크기의 조사면에 대한 선량측정에 RadioChromic 필름을 사용 하였다. 지금까지 다양한 형태의 RadioChromic 필름들이 연구에서 사용되었는데 이를 GafChromic 필름이라고도 한다.

특성은, 유효원자번호가 fat과 water의 중간 정도인 6.0~6.5이며, 현상이 필요 없고, 에너지, 선원, 선량율에 대한 의존성이 양호하고, 습도에는 강하지만 온도의존성이 있다(60°C 이하에서 안정). 조사 후 착색의 안정화까지 약 24시간이 소요된다.(24~28 시간 후에 판독이 가능) 크기는 $254\text{ mm} \times 254\text{ mm} \times 0.21\text{ mm}$ 이며 젤라틴 지지층 사이에 활성층이 있는 3개의 층으로 이루어져 있다.

본 실험은 GafChromic® RTQA-1010(ISP, International Specialty Products, Wayne, NJ) 필름을 이용하였고, 광역학치료의 레이저 빔은 Laxcell T3000(Bio-Optics Co., Korea)의 635 nm 광파장을, 광섬유 카테터는 5 mm 직경의 flat cut type을 사용하였다. 조사 된 필름의 scan은 광학 해상도 $2400 \times 4800\text{ dpi}$ 의 Epson Expression 10000XL

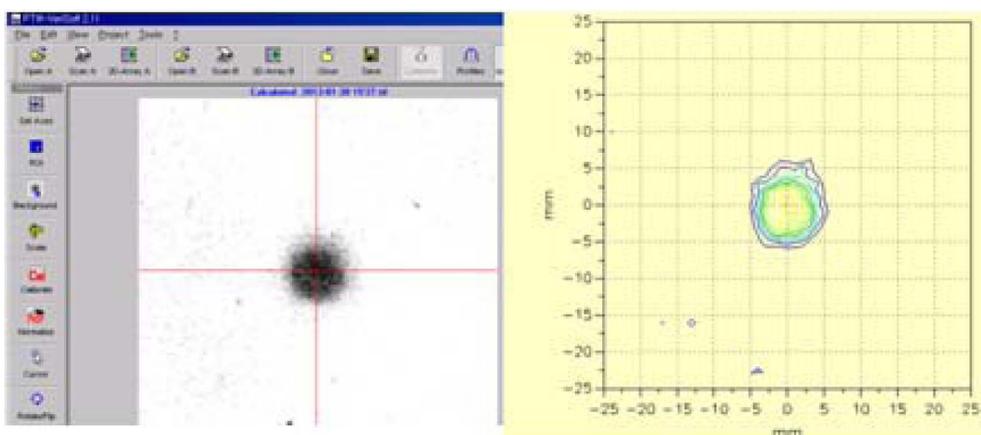


그림 1. PTW-Verisoft 2.1 program을 이용한 필름 분석
Fig. 1. Beam analysis from PTW-Verisoft 2.1

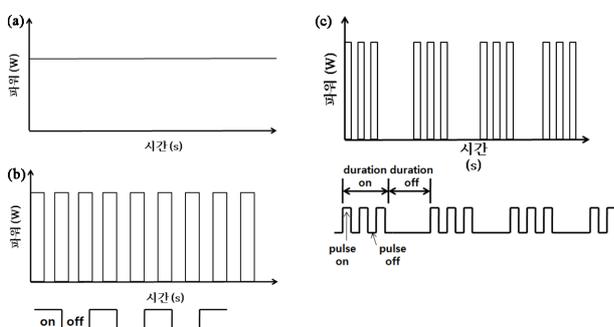


그림 2. (a) 연속 모드, (b) 펄스 모드 (c) 버스트 펄스 모드
Fig. 2. (a) C.W(Continuous Wave) mode (b) Pulse mode (c) Burst Pulse mode

(Epson Co., America)로 하였으며 이를 그림 1처럼 PTW-Verisoft 2.11(PTW, Freiburg, Germany)를 이용하여 분석 하였다.

방사모드의 변화는 그림 2의(a) C.W(Continuous wave) mode, (b) Pulse mode, (c) Burst Pulse mode 3 가지 방법을 사용하였다. C.W mode는 사용자가 setting한 시간과 파워 값에 따라 연속적으로 방사되는 모드이다. Pulse mode는 일정한 주파수를 갖고, 설정된 시간동안 펄스형 광을 발생한다. Burst Pulse mode는 설정된 beam on time 과 beam off time을 반복하는 on duty period, beam off time을 계속 유지하는 off duty period를 설정된 방사시간 동안 반복하는 모드이다. 즉 설정된 방사시간 동안 on duty period, off duty period, on duty period를 반복하는 것이다[10].

실험은 C.W mode로 설정 후 $200\text{ mW} \times 1500\text{ s} = 300\text{ J}$ 의 광량을 광섬유 카테터와 GafChromic 필름 사이에 5 mm의 간격을 두고 3회 조사, 5 mm 간격에서 광섬유 카테터 끝단에 0.5° 각도를 두고 3회 조사, 간격을 0 mm 즉 밀착하고 3회 조사 하였다. 그리고 $250\text{ mW} \times 1200\text{ s} =$

300 J 의 광량을 동일한 방법으로 시행하였다.

Pulse mode로는 200 mW (pulse on 10 s, pulse off 1 s) $\times 1650\text{ s} = 300\text{ J}$, 250 mW (pulse on 10 s, pulse off 1 s) $\times 1320\text{ s} = 300\text{ J}$ 의 광량을 위와 동일한 방법으로 시행하였다.

Burst Pulse mode도 200 mW (pulse on 30 s, pulse off 1 s, pulse 100 ms) $\times 31000\text{ s} = 300\text{ J}$, 250 mW (pulse on 30 s, pulse off 1 s, pulse 100 ms) $\times 2485\text{ s} = 300\text{ J}$ 의 광량을 위와 동일한 방법으로 시행하였다.

III. 결 과

조사 강도(power)를 200 mW와 250 mW 두 가지로 하고 조사 시간을 변화 시켜 최종 광량을 300 J로 비교한 실험의 결과는 큰 차이가 없었다. 단지 250 mW 일 때에 비해 200 mW 일 경우는 조사시간이 더 증가할 뿐이었다. C.W mode에서 그 차이는 1200 s와 1500 s로 300 s 즉 5분의 시간이 더 소요되었고 Pulse mode는 1320 s와 1650 s로 330 s, Burst Pulse mode에서는 2485 s와 3100 s로 615 s가 더 필요하였다.

방사 모드를 3가지로 변화 시켜 조사 하였을 때의 비교 실험에서 중심부 선량의 균일도는 유지 되었다. 다만 C.W mode 보다는 Pulse mode에서 Pulse mode 보다는 Burst Pulse mode에서 조사면(exposure field) 주변의 산란선 분포를 확인 할 수 있었고 그림 3은 이들 각각의 beam profile을 나타내고 있다. 그리고 광섬유 카테터 끝단과 필름 사이에 5 mm 간격을 두었을 때 보다 간격을 0 mm로 밀착 하였을 때 오히려 주변의 산란선 분포는 더 많아진 것을 그림 4의 beam profile을 통해 알 수 있었다. 이는 레이저 광선이 생체조직에 조사되었을 때 표면에서 일부는 반사되고, 조직내로 들어온 빔은 흡수와 다중산란을 겪게 되며 일부는 투과하는 특성 중 반사와 다중산란의 결과로 볼 수 있다. 정

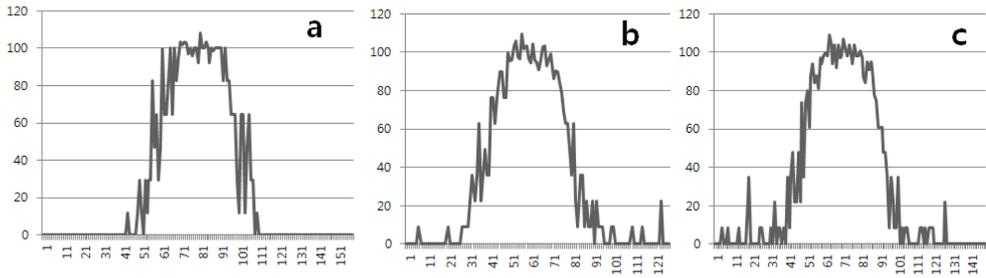


그림 3. 카테터 끝단과 필름과의 거리가 5 mm 일 때, 각 방사 모드 별 광속 외형
 Fig. 3. Beam profile is C.W mode (a), Pulse mode (b), Burst Pulse mode (c). The distance of the catheter end from the film surface 5 mm

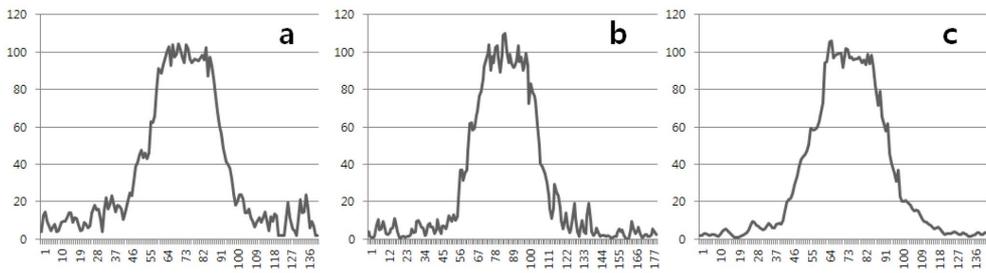


그림 4. 카테터 끝단과 필름과의 거리가 0 mm(밀착) 일 때, 각 방사 모드 별 광속 외형
 Fig. 4. Beam profile is C.W mode (a), Pulse mode (b), Burst Pulse mode (c). The distance of the catheter end from the film surface 0 mm

76

반사와 난반사 중 필름 표면의 평탄도를 보아 정반사가 주로 일어날 것이며, 산란의 경우는 후방산란이 주원인으로 광섬유 카테터와 필름이 밀착되어 있어 짧은 거리에서 그 영향이 더 많이 표현되었으리라 풀이 된다. 하지만, GafChromic 필름은 조직 등가 물질로 유효원자번호와 저지능 값이 인체와 유사한 특징이 있다. 그리고 필름의 구조는 3개의 층으로 젤라틴 보호층 97 μ 와 중심부의 활성층 17 μ 그리고 불투명 젤라틴 지지층 97 μ 로 총 두께는 0.21 mm 이다. 또한 필름에 빔을 조사하는 광섬유 카테터의 끝단은 1 mm 두께의 스테인리스로 이루어져 있다. 이는 거울처럼 매끈한 표면에서 일어나는 정반사, 반사 된 빔과 스테인리스에 의한 난반사가 동시에 일어 날 수 있는 상황이다. 그리고 입사선의 큰 파장으로 인한 확산 반사도 일어날 수 있다. 즉 이는 여러 가지 복합적인 요소로 인한 결과로 사료 된다.

산란선의 영향은 5 mm 간격을 두었을 때는 Burst Pulse mode, Pulse mode, C.W mode 순으로 커졌으며 0 mm 간격으로 밀착하였을 때는 반대로 C.W mode, Pulse mode, Burst Pulse mode 순으로 커졌다. 5 mm 간격일 때는 연속적인 빔 모드에서 보다 on, off가 반복되는 불연속적인 모드에서 산란선의 발생이 증가하는 추세를 보이고 있고, 필름 표면과 광섬유 카테터를 밀착시킨 0 mm에서는 연속적인 방사모드인 C.W mode의 지속적인 에너지 축적 특성으로 그 후방 산란선들이 금속재질의 레이저 빔 끝단의 테두리와 상

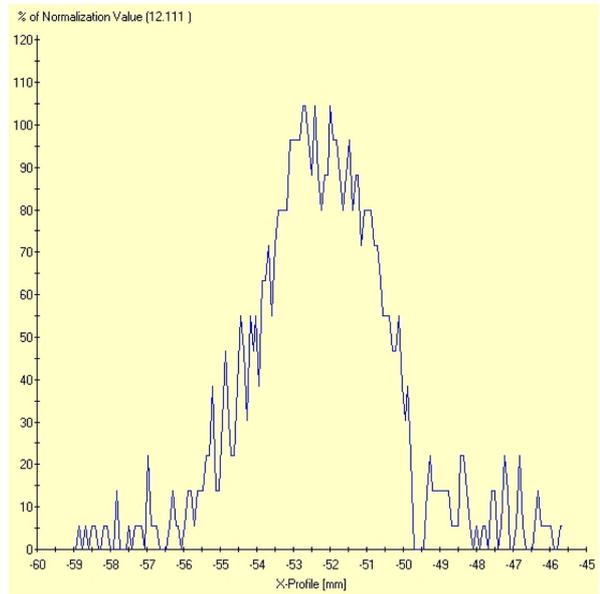


그림 5. 카테터 끝단과 필름과의 거리가 5 mm, 0.5° 각도 일 때, 버스트 펄스 모드의 광속 외형
 Fig. 5. Beam profile is Burst Pulse mode. The distance of the catheter end from the film surface 5 mm and 0.5° angle

호작용하여 더 많이 증가하는 것을 알 수 있었다. 또한 밀착하였으므로 산란선들의 이동 방향에 제한이 있기 때문일 것이다. 이런 이유로 밀착하였을 때의 산란선이 5 mm 간

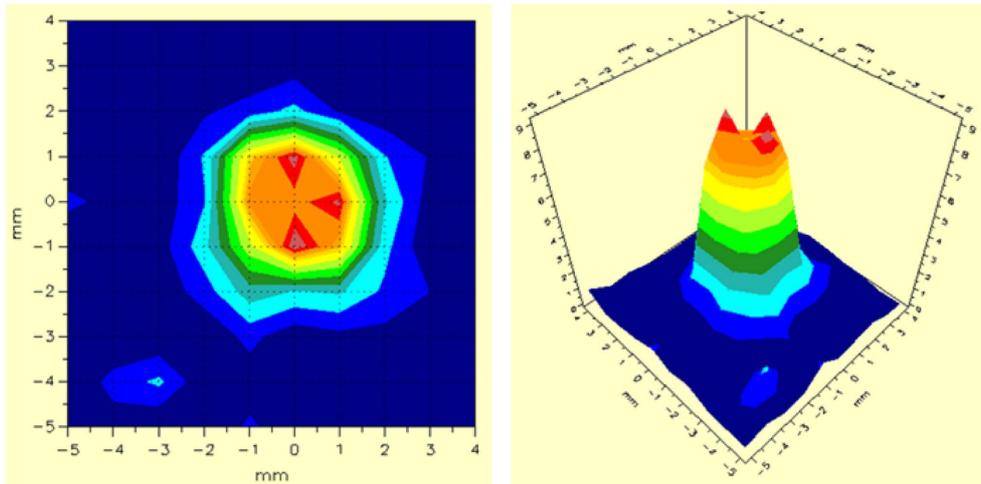


그림 6. 카테터 끝단과 필름과의 거리가 5 mm, 0.5° 각도 일 때, 연속 모드의 2차원적 등선량 곡선과 3차원적 재구성 광속 외형
 Fig. 6. 2-D isodose and 3-D reconstruction image is C.W mode The distance of the catheter end from the film surface 5 mm and 0.5° angle

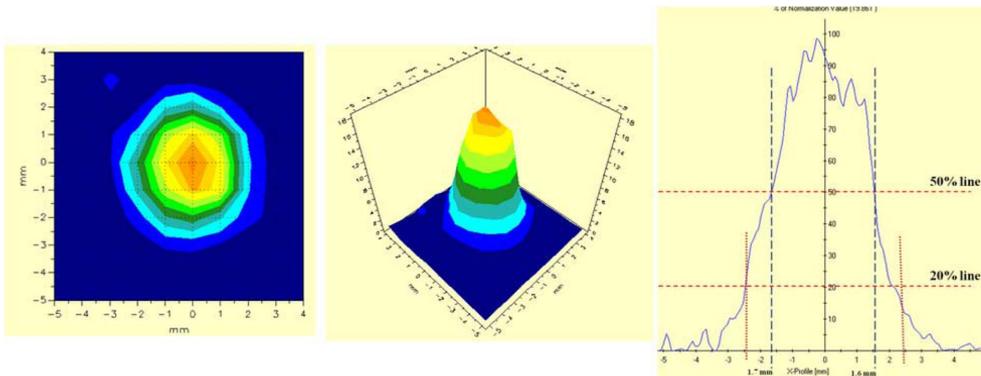


그림 7. 카테터 끝단과 필름과의 거리 0 mm(밀착) 일 때, 버스트 펄스 모드의 2차원적 등선량 곡선과 3차원적 재구성 광속 외형 그리고 조사면의 정의(50% 와 20% 등선량 곡선)
 Fig. 7. 2-D isodose, 3-D reconstruction image and field size definition(50% and 20% isodose line) is Burst Pulse mode. The distance of the catheter end from the film surface 0 mm

격일 때보다 더 증가하는 것을 볼 수 있었다.
 그림 5는 Burst Pulse mode에서 카테터 끝단에 0.5° 각도를 주었을 때의 beam profile이며 그림 6은 C.W mode에서 0.5° 각도를 주었을 때 2-D 등선량 곡선과 3-D로 재구성 한 beam profile이다. 3개의 방사모드 모두 그림에서 보이는 특징을 나타냈다. 즉 beam profile 상으로는 각도에 대해 미세한 차이를 보였지만 그것을 2-D 등선량 곡선으로 재구성 했을 때는 붉은색으로 표현되는 고선량 영역이 존재함을 알 수 있었다. 그림 7은 Burst Pulse mode에서 카테터 끝단과 필름과의 간격을 0 mm로 밀착하였을 때 2-D 등선량 곡선과 3-D로 재구성 한 beam profile 그리고, 조사면을 등선량 곡선의 50% 선으로 하였을 때와 실질적으로 필름 표면에 만들어진 광 면적(직경 5 mm)으로 하였을 때를 비교한 것이다. 일반적으로 방사선 치료에서는 등선량

곡선의 50% 선을 조사면으로 정의하고 있다[11]. 그림에서 보듯이 50% 등선량 곡선이 만드는 조사면의 크기는 3.3 mm이다. 그러나 실제 필름 표면에 레이저를 조사했을 때 만들어지는 레이저 광의 원 크기는 실측 결과 5 mm이며 사용한 광섬유 카테터의 끝단을 실측하였을 때도 테두리를 제외하면, 마찬가지로 5 mm 직경 이었다. 만약 실측 직경을 실제 치료에서의 조사면으로 정의한다면 조사면의 정의는 등선량 곡선 20%로 정의하는 것이 옳을 것이고, 50% 등선량 곡선을 조사면으로 정의 한다면 레이저 광에 의해 피조사체 표면에 만들어지는 원의 크기보다 더 작은 직경을 생각하며 조사를 해야 할 것이다.
 표 1은 3개의 방사모드에서 각각의 100%~10% 조사면 크기의 평균값을 나타낸 것이다.
 평균값을 보면, 50% 등선량 곡선의 크기는 4.21 mm, 그

표 1. 각 등선량 곡선(%) 별 조사면의 평균과 표준편차
Table 1. Each isodose curve level(%) and average(± SD) field size diameter

%	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10
거리 (± SD) (mm)	2.2 ± 0.22	2.61 ± 0.29	3.03 ± 0.24	3.4 ± 0.17	3.8 ± 0.14	4.21 ± 0.11	4.65 ± 0.12	4.96 ± 0.13	5.4 ± 0.06	5.6 ± 0.13

리고 실제 광원의 크기인 5 mm 직경은 약 30%(4.96 mm) 등선량 곡선으로 나타난다.

그리고 실험의 정확성을 기하기 위해 출력 밀도(Power Density)와 최종적으로 에너지 밀도(Energy Density) 구하여 다른 조사 시간, 다른 광선의 세기일지라도 동일한 최종 광량이 조사되었는지를 아래 식으로 확인하였다.

$$power\ density(W/cm^2) = \frac{power(W)}{spot\ size(cm^2)}$$

$$Energy\ density(J/cm^2) = Power\ Density(W/cm^2) \times Exposure\ Time(sec)$$

위의 식은 Pulse off time에 대한 보정이 없는 것으로 Pulse mode에서는 적용이 어렵다. 그리고 Burst Pulse mode에서도 beam off duration time에 대한 보정이 필요하다.

Pulse mode의 Pulse off time에 대한 보정식은 아래와 같다.

$$Energy\ density(J/cm^2) = Power\ Density(W/cm^2) \times Exposure\ Time(sec)$$

$$Exposure\ Time(s) = total\ expo.\ time(s) - \left\{ \left(\frac{Pulse\ off\ time(s)}{Pulse\ on\ time(s)} \right) \times total\ expo.\ time(s) \right\}$$

C.W mode에서 200 mW, 1500 s 그리고 250 mW, 1200 s 모두 1528.66(J/cm²) 이고, Pulse mode에서 pulse off time을 보정 한 결과 그 값은 각각 1513.37(J/cm²)로 약 1%의 차이를 보였다. 그러나 Burst Pulse mode에서는 beam on duration time의 pulse on, off에 대한 보정이 필요하기 때문에 위의 식은 적용이 어렵다.

IV. 결 론

광역학치료를 수행하기 위해서는 특정 파장의 빛에 활성을 나타내는 광감작제와 광감작제를 충분히 활성화 시킬 수 있는 빛이 필요한데 이러한 광원으로 레이저가 주로 광역학 치료에 이용된다. 광역학치료용 레이저는 다른 광원에 비해 광감작제를 활성화시킬 수 있는 충분한 에너지를 가지고 있으며 단일 파장의 빛을 방출할 수 있어 광감작제의 활성을 최대로 유도할 수 있는 장점을 가지고 있다[12].

본 실험에 사용한 Bio-Optics의 Laxcell T3000은 일반적인 광역학치료용 장치와는 다른 Burst Pulse mode가 내장된 장치이다. pulse off duration time이 있어 Pulse mode와는 다른 특성이 있다.

3가지 방사모드의 레이저 선질을 비교하기 위해 방사선 치료 영역에서 선량 측정 등 QA 목적으로 주로 쓰이는 GafChromic 필름에 빔을 조사하고 광속외형(beam profile)을 얻어 분석하였다.

레이저 빔의 광속외형은 레이저 광속의 중심부(core)에 더 많은 광자(photons)가 집중되어 있고 주변 가장자리로 갈수록 빛의 강도가 감소한다는 것을 알 수 있었다. 잘 조절된 광학 공동에서, 횡단면(profile)은 정상 가우스 형 곡선(normal gaussian curve)을 보인다. 이것을 TEM₀₀(Transverse Electromagnetic mode : 00)라 일컬어지고 “기본형태”라 부른다[10].

본 실험에서 얻은 횡단면도 모두 종모양의 가우스형 곡선을 보이고 있다. 이는 여러 가지 종류의 광섬유 카테터 중 flat cut type을 이용하고, 이미 시판되어 상용화된 레이저 발진기는 앞서의 표현처럼 “잘 조절된 광학 공동”을 만들기 때문이라고 사료 되며, 광속 외형을 표현한 그림 3과 4는 비교를 위해 확대된 그림이며 실제 5 mm 직경의 조사면은 종모양의 비슷한 양상을 나타내고 있다.

거리를 0 mm에서 5 mm로 이격시켜 실험한 결과는 작은 거리 차이로 인해 특별한 변화를 찾기 어려웠다. 0.5°의 각도를 주었을 때 횡단면 상으로는 큰 차이가 없었으나 2-D 등선량 곡선의 분석으로는 기울어진 방향으로 열점(hot spot)의 존재를 확인 할 수 있었다. 이는 실제 임상에서 광섬유 카테터의 끝단을 치료 부위에 어떻게 접근하느냐에 따라 선량 분포가 변할 수 있다는 의미이다. 하지만 선량의 불균형이 광범위한 영역이 아니고 작은 점에 불과하며, 광역학치료 자체가 매우 근접한 치료이므로 그러한 거리에서 각도의 변화에 의미를 두기는 무리가 있다.

거리를 5 mm와 0 mm로 바꾸어도 필름의 흑화도가 일정했던 것은 레이저의 특징 중 하나인 지향성 때문일 것이며 매우 작은 거리의 차이이므로 큰 변화가 없었다. 좀 더 큰 변화를 얻기 위해서는 거리를 멀리하여 측정하여야 하나 광역학치료 자체가 매우 근접한 치료이기 때문에 그러한 실험은 단지 실험을 위한 실험이 될 뿐이다.

전체적으로 방사모드의 변화에 따른 선량의 변화, 거리의

이격에 따른 선량의 변화 등은 안정된 값을 보였다. 그러나 광섬유 카테터 끝단의 각도 발생은 조사영역에 열점을 만들었고 그러한 상태가 계속 지속되어 치료를 행한다면 원치 않는 결과를 초래할 수도 있을 것이다.

V. 고 찰

본 연구에서 300J의 비교적 높은 광 출력으로 조사(exposure) 한 것은 scan하기에 적당한 GafChromic 필름의 흑화도를 얻기 위해서였다. 참고로 방사선 치료용으로 개발된 GafChromic 필름은 전리 방사선의 경우 이용 가능 선량 범위가 0.02 Gy ~ 8 Gy 이다.

앞서 언급한 바와 같이 GafChromic 필름은 방사선 치료 분야에서 널리 쓰이는 필름으로 방사선 조사 후 암실 현상 작업 없이 바로 그 흑화도를 알 수 있는 특징이 있다. 방사선 치료 분야의 QA 작업보다 상대적으로 조사면 크기가 매우 작은 레이저 빔의 경우 한 장의 GafChromic 필름에 50회 정도의 조사를 할 수 있으므로 경제적으로도 매우 이점이 있다.

광역학치료의 필수 요소를 광감작제와 산소 그리고 빛이라 하였을 때, 상대적으로 빛에 대한 정도관리는 간과되고 있다. 물론 광역학치료에 사용하는 레이저의 특성상, 얇은 깊이의 투과력과 빔의 단색성, 지향성, 간섭성, 에너지 집중도 및 고휘도성 등을 고려해 보면 발전까지의 과정이 중요한 과정이 될 것이다. 그러나 점차 광역학치료용 레이저의 파장이 증가하고 그로인해 투과 깊이가 증가한다면, 레이저빔의 정도관리는 매우 중요한 문제가 될 것이다.

본 연구에서는 사용이 간단한 GafChromic 필름을 이용하여 레이저 선질의 정도관리를 시도해 보았으며, 그에 상응하는 결과를 얻을 수 있었다. 향후 깊은 투과력의 레이저 빔에서도 GafChromic 필름의 이용이 가능할 것이고 좀 더 민감한 필름이 개발된다면 한 걸음 더 진보한 레이저 빔 정도관리를 수행 할 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] Hampton JA, Selman SH, "Mechanism of Cell Killing in Photodynamic Therapy using a Novel in vivo /in vitro Light Culture System," *Photochem Photobiol*, vol. 56, pp. 235-43, 1992.
- [2] Moan J, Berg K, "Photochemotherapy of Cancer: Experimental Research," vol. 55, pp. 931-48, 1992.
- [3] Henderson BW, Dougherty TJ, "How Does Photodynamic Therapy Work?" *Photochem Photobiol*, vol. 55, pp. 145-57, 1992.
- [4] Zaidi SIA, Oleinick NL, Zaim MT, Mukhtar H, "Apoptosis During Photodynamic Therapy Induced Ablation of RIF-1 Tumors in C3H mice: Electron Microscopic, Histopathologic and Biochemical Evidence," *Photochem Photobiol*, vol. 58, pp. 771-6, 1993.
- [5] Hyun Soo Lim et al, "Biomedical Optics and Laser Treatment Optical Science and Technology," vol. 7, pp. 6-13, 2003.
- [6] Stringer MR, Kelty CJ, Ackroyd R, Brown SB, "Light Dosimetry Measurements during ALA-PDT of Barrett's Esophagus." *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, vol. 3, pp. 19-26, 2006.
- [7] Mclaughlin WL, Chalkey L., Low Atomic Numbered Dye Systems for Ionizing Radiation Measurements," *Photogr Sci Eng*, vol. 9, pp. 159, 1965.
- [8] Bjarngard BE, Tsai JS, Rice RK, "Doses on the Central Axes of Narrow 6 MV X-ray Beams," *Med Phys*, vol. 17, pp. 794-799, 1990.
- [9] Mclaughlin WL, Soares CG, SayegJA, et al, "The use of a Radiochromic Detector for the Determination of Stereotactic Radiosurgery dose Characteristics," *Med Phys*, vol. 21, no. 3, pp. 379-388, 1994.
- [10] Hyun Soo Lim, "Photodynamic Cancer Therapy and Application of Laser," Gungmedia(Chungnam National University Press), 2010.
- [11] International Commission on Radiation Units and Measurements, "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures," Report No. 24. Washington, DC; U.S. National Bureau of Standards, 1976.
- [12] Muller SH, Walt H, Fiedler D, Haller U, "Enhanced Photodynamic Effects using Fractionated Laser light," *J Photochem Photobiol B*, vol. 42, pp. 67-70, 1998.