



### 저작자표시-동일조건변경허락 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.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 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](#)

2014년 2월

석사학위논문

레이저의 피부 흡수에 의한 열 및  
기계적 효과 발생에 관한 연구

조선대학교 대학원

광기술험공학과

신성선

레이저의 피부 흡수에 의한 열 및  
기계적 효과 발생에 관한 연구

**Study on Thermal and Mechanical Effects Induced  
by Laser Absorption in Tissues**

2014년 2월 25일

조선대학교 대학원

광기술험공학과

신성선

# 레이저의 피부 흡수에 의한 열 및 기계적 효과 발생에 관한 연구

지도교수 박 종 락

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2013년 10월

조선대학교 대학원

광 기 술 공 학 과

신 성 선



# 신 성 선의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 김 현 수 인

위 원 조선대학교 교수 안 태 정 인

위 원 조선대학교 교수 박 종 락 인

2013년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

## ABSTRACT

제1장 서 론 .....	1
제2장 피부조직의 광학 계수 및 해부학적 구조 .....	3
제1절 피부조직의 광학계수 .....	3
1. 굴절률 .....	3
2. 흡수계수 .....	3
3. 산란계수 .....	4
4. 비등방성계수 .....	4
5. 환원산란계수 .....	5
6. 이송계수 .....	6
제2절 피부조직의 해부학적 구조 .....	14
1. 피부조직의 구조 .....	14
2. 표피층의 두께 .....	14
제3장 레이저의 피부 흡수 및 열 분포 시뮬레이션 .....	15
제1절 레이저 피부 흡수 분포 시뮬레이션 .....	15
1. 시뮬레이션 환경 .....	15
2. 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 광학계수 .....	15
3. 시뮬레이션 결과 및 분석 .....	16
제2절 온도 분포 시뮬레이션 .....	33
1. 열 확산 방정식 및 시뮬레이션 환경 .....	33

2. 온도 분포 변화와 시뮬레이션 결과 .....	34
3. MPE 조건과 최대 온도 상승치 비교 .....	35
4. 보정률 $C_A$ .....	36
<b>제4장 레이저 피부 흡수에 의한 기계적 효과 .....</b>	<b>54</b>
제1절 레이저에 의해 발생하는 기계적 효과의 종류 .....	54
제2절 열탄성 파동 방정식과 1차원 해 .....	56
제3절 논의 .....	59
<b>제5장 촉감 자극 생성을 위한 레이저 시스템 .....</b>	<b>63</b>
제1절 532 nm/1064 nm 레이저 .....	63
제2절 809 nm 레이저 .....	67
제3절 905 nm 레이저 .....	70
<b>제6장 결 론 .....</b>	<b>73</b>
<b>부록 A. 레이저 안전 표준 .....</b>	<b>75</b>
<b>부록 B. 레이저 실험을 위한 안전장치 .....</b>	<b>78</b>
<b>[참고문헌] .....</b>	<b>81</b>
<b>[감사의 글] .....</b>	<b>86</b>

# 그림 목차

그림. 2.1 흡수계수가 (a) , (b) 인 경우 흡수된 광속에 대해 시뮬레이션한 결과 .....	7
그림. 2.2 매질 내 위치에 따른 광 흡수 파워 .....	8
그림. 2.3 $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ ( $MFP = 0.1 \text{ mm}$ )인 경우에 대한 매질 내에서의 조도분포 시뮬레이션 결과 .....	9
그림. 2.4 광의 산란과 편향각 $\theta$ 의 정의 .....	10
그림. 2.5 극좌표계로 나타낸 산란분포함수 (a) $g = 0.2$ , (b) $g = 0.8$ .....	11
그림. 2.6 로그 스케일로 나타낸 산란분포함수 ( $g = 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8$ ) .....	12
그림. 2.7 $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ , $g = 0.8$ 인 경우에 대해 시뮬레이션한 매질 내 조도분포 .....	13
그림. 3.1 TracePro의 시뮬레이션 레이아웃 .....	20
그림. 3.2 (a) 표피, (b) 진피에 대한 파장별 흡수계수 및 환원산란계수 .....	21
그림. 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과 .....	22
그림. 3.4 피부 조직 깊이 방향으로의 상대 흡수 파워 분포 .....	27
그림. 3.5 레이저 파장에 따른 침투 깊이의 변화 .....	28
그림. 3.6 (a) 레이저 파장에 따른 침투 깊이의 변화(로그 스케일), (b) 레이저 파장에 따른 이송평균자유행로 .....	29
그림. 3.7 (a) 표피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도, (b) 진피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도 .....	30
그림. 3.8 (a) 표피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도(로그 스케일), (b) 표피의 파장에 따른 흡수계수 변화 .....	31
그림. 3.9 (a) 진피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도(로그 스케일), (b) 진피의 파장에 따른 흡수계수 변화 .....	32
그림. 3.10 ANSYS CFD <sup>®</sup> 의 시뮬레이션 레이아웃(깊이 3 mm × 폭 6 mm) .....	44
그림. 3.11 Long Pulse 조건에서 파장 905 nm, LPE 0.15 J인 경우에 대해	

시뮬레이션을 수행 한 결과 중 $t = 100 \times 10^{-3}$ , 1, 2, 3, 4, 5 s일 때의 온도 분포 .....	45
그림. 3.12 Long Pulse 조건에서 파장 905 nm, LPE 0.15 J인 경우 (a) 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포, (b) 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화 .....	46
그림. 3.13 Short Pulse 조건에서 파장 532 nm, LPE 1.9 mJ인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행 한 결과 중 $t = 5 \times 10^{-9}$ , 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 s 일 때의 온도 분포 .....	47
그림. 3.14 Short Pulse 조건에서 파장 532 nm, LPE 0.19 mJ인 경우 (a) 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포, (b) 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화 .....	48
그림. 3.15 Long Pulse 조건 시뮬레이션의 LPE 변화에 따른 파장별 온도 상승 결과 그래프 .....	49
그림. 3.16 Short Pulse 조건 시뮬레이션의 LPE 변화에 따른 파장별 온도 상승 결과 그래프 .....	50
그림. 3.17 Long Pulse 조건에서의 $MPE^{[23]}$ 와 $\Delta LPE$ (최대 온도 상승치가 15 °C ~ 60 °C 사이 값이 되는 LPE 영역) 비교 .....	51
그림. 3.18 Short Pulse 조건에서의 $MPE^{[23]}$ 와 $\Delta LPE$ (최대 온도 상승치가 0.5 °C ~ 3.0 °C 사이 값이 되는 LPE 영역) 비교 .....	52
그림. 3.19 식 (3.4)의 우변에 대한 측정 데이터와 보정률 $C_A$ 와 $C_C$ 를 사용하여 이를 직선 형태로 단순화한 그래프 ·	53
그림. 4.1 자유 경계 조건에 대한 1차원 열탄성 파동 방정식의 해 .....	62
그림. 5.1 (a) Brilliant b의 외관 사진과 (b) 532 nm 파장 출력 빔의 모습 .....	65
그림. 5.2 Brilliant b의 시간적 출력을 측정한 결과(파장: 532 nm) .....	66
그림. 5.3 Pearl™ TKS-B의 외관 사진 .....	69
그림. 5.4 (a) LD 구동 시스템의 제어부, (b) LD 출력부 .....	72
그림 A.1. 파장 별 보정률 $C_A$ 를 나타낸 그래프 .....	76

# 표 목차

표 3.1	피부조직의 광학계수에 대한 최근 연구결과	18
표 3.2	시뮬레이션에 사용된 굴절률 및 비등방계수	19
표 3.3	ANSYS CFD <sup>®</sup> 피부 모델링에 적용한 표피와 진피층의 비열, 열전도도, 질량밀도	37
표 3.4	Long Pulse(펄스 폭: 100 ms) 조건에 사용된 LPE 파라미터	38
표 3.5	Short Pulse(펄스 폭: 5 ns) 조건에 사용된 LPE 파라미터	39
표 3.6	Long Pulse 조건 시뮬레이션의 최대 온도 상승치 결과	40
표 3.7	Short Pulse 조건 시뮬레이션의 최대 온도 상승치 결과	41
표 3.8	Long Pulse 조건에 대해 LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을 수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치	42
표 3.9	Short Pulse 조건에 대해 LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을 수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치	43
표 4.1	일반적인 인체 연조직(soft tissue)의 특성 상수값	62
표 5.1	Brilliant b의 출력 특성	64
표 5.2	Pearl <sup>TM</sup> TKS-B의 주요 특성	68
표 5.3	FLD-905-375P의 광학적, 전기적 특성	71
표 A.1.	자외선 ~ 원적외선 영역에서의 피부에 대한 MPE	75
표 A.2.	파장대역에 따라 적용되는 보정률 $C_A$	76
표 A.3.	레이저 안전 표준에서 위험 평가를 위해 사용하는 제한 개구 직경	77
표 B.1.	레이저 실험 시 필요한 안전장치 목록	78
표 B.2.	레이저 안전장치 사진	79

# **ABSTRACT**

## **Study on Thermal and Mechanical Effects Induced by Laser Absorption in Tissues**

**By Seong Seon Shin**

**Advisor : Prof. Jong Rak Park, Ph.D.**

**Department of Photonic Engineering**

**Graduate School of Chosun University**

This thesis describes a study of the generation of the thermal and mechanical effects induced by laser absorption in tissues. This was a basic study executed prior to the development of highly precise, multi-functional, and minimal- or non-contact haptic interface technologies. The ultimate goal of the study is to understand and analyze the thermal and mechanical effects generated by laser absorption in tissues.

First, the optical constants and anatomical structures of the tissues were investigated. Based on the results of these investigations, simulations of the propagation, scattering, and absorption of a laser beam in the tissue were performed using a numerical technique based on the Monte Carlo method. Subsequently, a thermal diffusion equation was solved to determine the temperature distribution caused by the absorbed laser energy. Finally, a study of the generation of the mechanical effects induced by the absorption of a pulsed-laser beam and the resulting abrupt increase in the temperature was conducted by using a thermoelastic equation.

The absorbed power density exhibited larger values at wavelengths around 400 nm and 1450 nm and has been found to be determined mainly by the absorption coefficient of the tissue. The penetration depth was maximum at wavelengths around

1300 nm and has been found to be determined mainly by the transport mean free path. The spatial and temporal distributions of the temperature within the tissue were simulated for laser beams of 0.68 mm in diameter and with wavelengths of 532 nm, 809 nm, 905 nm, and 1064 nm at pulse widths of 5 ns and 100 ms. The simulated results provide a quantitative relationship between the maximum temperature increase and the recommended maximum permissible exposure values given in the international laser safety standards. An analytical solution to the thermoelastic wave equation was introduced to estimate the transient stress distributions generated by the temperature increase in soft tissue through the absorption of the pulsed-laser beam, as well as to estimate the maximum stress values.

The results of this study provide important information on the laser parameters for the efficient generation of optomechanical effects in tissues. Investigations using 532-nm, 809-nm, 905-nm and 1064-nm lasers and numerical simulations of the thermoelastic wave equation are currently in progress.



# 제1장 서론

1960년 T. H. Maiman에 의해 최초의 레이저가 개발된 이후 레이저 관련 기술의 비약적 진보와 더불어 레이저는 현재 매우 다양한 분야에 응용되고 있다.<sup>[1]</sup> 그 중 의학 분야에 사용되고 있는 레이저 응용 기술은 다른 기술로는 대체할 수 없는 매우 중요하고도 독보적인 기술로 인정받고 있다.<sup>[2,3]</sup> 레이저와 피부 조직 사이의 상호작용은 사용되는 레이저의 노출 시간 및 파워 밀도에 따라 크게 열 화학적 상호작용(photochemical interaction), 열적 상호작용(thermal interaction), 광 제거(photoablation), 플라즈마 유도 제거(plasma-induced ablation), 광 파괴(photodisruption) 등으로 구분할 수 있으며 각 상호작용에 대한 기전 및 응용에 관한 연구가 집중적으로 진행되어 왔으나, 아직도 명확한 기전이 밝혀지지 않은 현상이 존재하며 새로운 응용 분야 탐색을 위한 연구가 매우 활발히 진행 중에 있다.<sup>[2]</sup>

최근, 비접촉 방식으로 위치, 형태 및 전달 에너지 제어가 가능한 레이저의 기본 특성을 바탕으로 인체 피부 조직에 촉감 자극을 생성시키고자 하는 기술이 제안되어 이에 대한 연구가 진행 중이다.<sup>[4]</sup> 촉감 관련 연구는 크게 뇌과학을 포함한 인지과학 및 인간공학,<sup>[5]</sup> 가상현실,<sup>[6]</sup> 재활치료<sup>[7]</sup> 등의 분야에서 활발히 연구되고 있다. 현재 사용되고 있는 촉감 자극 제시 기술은 기계적,<sup>[8]</sup> 전기적<sup>[9]</sup> 또는 열적 촉각 자극기<sup>[10]</sup>를 사용하고 있어 자극의 세기, 제시 영역, 지속 시간 등의 파라미터를 정량적으로 정밀 제어하는데 한계를 갖고 있다.<sup>[4]</sup> 본 논문에서는 레이저를 사용하여 고정밀, 고기능, 최소 또는 비접촉식 촉감 제시 기술을 개발하고자 하는 레이저 기반 촉감 구현 기술 개발의 선행 기초 연구로서 수행한 연구 결과에 대해 보고한다. 레이저의 피부 조직 내 흡수에 의해 발생하는 열적 효과와 피부 조직 내부의 급격한 국소적 온도 상승에 의해 발생하는 기계적 효과에 대해 근본적으로 이해하고 심도 있게 분석하고자 하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 제2장에서는 피부 조직의 각종 광학계수 및 해부학적 구조에 대해 다루었으며, 제3장에서는 레이저의 피부 흡수 및 열분포에 관한 시뮬레이션에 대해 기술하였고, 제4장에서는 레이저 피부 흡수에 의

해 발생하는 기계적 효과에 대해 소개하였다. 제5장에서는 레이저 촉감 자극 생성을 위해 사용한 레이저 시스템에 대해 서술하였고, 마지막 제6장에서는 본 논문의 연구결과를 종합하여 요약하였다. 부록에는 레이저 안전 표준에서 권고하고 있는 피부에 대한 최대 허용 노출(maximum permissible exposure, MPE)에 대해 소개하였고 레이저 실험 수행 시 필요한 안전장치에 대해 정리하였다.

## 제2장 피부조직의 광학계수 및 해부학적 구조

### 제1절 피부 조직의 광학계수

#### 1. 굴절률

굴절률(refractive index)은 진공 중에서의 광의 전파 속도와 매질 내에서의 광의 전파 속도의 비로 정의된다.<sup>[11]</sup> 일반적으로 매질 내에서의 광의 전파 속도가 진공 중에서도보다 작기 때문에 굴절률은 보통 1보다 큰 값을 갖게 된다. 광이 굴절률이 다른 두 매질의 경계면을 통과하게 되는 경우 굴절률 차이에 의해 광의 반사현상이 발생 한다. 레이저가 피부에 입사하게 될 때, 처음 일어나는 현상이 바로 공기와 피부 조직 사이의 굴절률 차이에 의한 반사 현상이다. 수직 입사시 굴절률이 다른 두 매질(매질의 굴절률이 각각  $n_1$ ,  $n_2$ 인 경우) 경계면에서의 반사율  $R$ 은 다음 공식과 같이 주어진다.<sup>[11]</sup>

$$R = \left( \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2 \quad (2.1)$$

#### 2. 흡수계수

흡수계수(absorption coefficient)  $\mu_a$ 는 다음 식과 같이 정의된다.<sup>[12]</sup>

$$d\Phi(x) = -\mu_a \Phi(x) dx \quad (2.2)$$

여기서,  $\Phi(x)$ 는 광속(photon flux)을 의미하며,  $x$ 는 광이 진행하는 방향의 좌표값을 의미한다. 그림 2.1 (a)와 (b)는 흡수계수가 각각  $\mu_a = 1 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_a = 2 \text{ mm}^{-1}$ 인 경우 흡수된 광속에 대해 시뮬레이션한 결과를 보여주고 있다. 그림 2.2는 흡수

된 광속이  $\exp(-\mu_a x)$ 의 형태를 띄고 있음을 보여 주고 있다. 흡수계수가 작을수록 광이 더욱 깊숙이 매질 내부로 침투하게 되는데, 흡수 계수의 역수를 침투 깊이를 대표하는 파라미터로 이해할 수 있다. 흡수계수가  $\mu_a = 1 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_a = 2 \text{ mm}^{-1}$ 인 경우 흡수 파워가  $1/e$ 로 감소하는 위치는 각각 0.5 mm, 1 mm으로 시뮬레이션 되었는데, 각각 흡수계수의 역수와 일치하고 있음을 알 수 있다.

### 3. 산란계수

산란계수(scattering coefficient)  $\mu_s$ 는 다음 식과 같이 정의된다.<sup>[12]</sup> 광선이 산란매질에 입사하였을 경우 광선은 무작위 거리(random distance)  $x$  만큼을 진행하게 되는데, 이 때 다음 식과 같은 확률 분포 함수  $P(x)$ 를 따르게 된다.

$$P(x) = e^{-\mu_s x} dx \quad (2.3)$$

평균자유행로(mean free path,  $MFP$ )는 다음과 같이 산란계수의 역수로 정의된다.<sup>[12]</sup>

$$MFP = \frac{1}{\mu_s} \quad (2.4)$$

그림 2.3은  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$  ( $MFP = 0.1 \text{ mm}$ )인 경우에 대해 매질 내에서의 조도분포를 시뮬레이션한 결과를 보여주고 있다.

$MFP$ 는 광자가 충돌에 의한 산란현상이 일어나지 않고 진행할 수 있는 평균 거리를 의미한다. 그림 2.3에서 광의 입사지점(상부 중간지점)에서 멀어질 경우 마치 원형으로 광이 퍼져나가는 것처럼 보이게 되는데, 그 중심 위치를 추적해 보면 입사지점으로부터 대략  $MFP$  만큼 떨어진 위치와 일치함을 알 수 있다.

### 4. 비등방성계수

실제 광의 산란은 등방적으로 발생하지 않으며, 어느 정도의 지향성을 갖고 있다. 그 지향도를 나타내는 계수가 비등방성계수(anisotropy factor)  $g$  이다.<sup>[11]</sup> 광의 산란을 표현하는 대표적인 산란분포함수(scattering distribution function,  $SDF$ )로 Henyey - Greenstein Function이 널리 사용되고 있으며, 다음과 같은 형태를 갖고 있다.<sup>[12]</sup>

$$SDF = p(\theta) = \frac{1 - g^2}{4\pi(1 + g^2 - 2g \cos\theta)^{3/2}} \quad (2.5)$$

여기서  $\theta$ 는 그림 2.4에 도시된 것과 같이 광자의 편향각(deflection angle)을 의미한다.

그림 2.5은 비등방성계수  $g$ 가 0.2인 경우와 0.8인 경우에 대한 산란분포함수를 극좌표계로 나타낸 그림이다. 비등방성계수  $g$ 가 작을수록 등방산란에 가까움을 알 수 있다. 그림 2.6은 비등방성계수  $g$ 가 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8인 경우에 대한 산란분포함수를 로그 스케일로 표현한 그림이다. 비등방성계수  $g$ 가 커질수록 전방 산란 성분이 커짐을 알 수 있다.

## 5. 환원산란계수

환원산란계수(reduced scattering coefficient)  $\mu_s'$ 는 다음 식과 같이 정의되며, 비등방 특성을 고려한 산란계수를 의미한다.<sup>[12]</sup>

$$\mu_s' = (1 - g)\mu_s \quad (2.6)$$

환원산란계수에 대응하는 평균자유행로  $MFP'$ 은  $\mu_s'$ 의 역수로 정의된다.<sup>[12]</sup>

$$MFP' = \frac{1}{\mu_s'} \quad (2.7)$$

그림 2.7은  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ ,  $g = 0.8$ 인 경우에 대해 시뮬레이션한 매질 내 조도분포를 보여주고 있다. 그림 2.3( $g = 0$ )과 동일한 산란계수를 사용하였으나 매우 다른 경향을 보이고 있음을 알 수 있다. 이 때 환원산란계수  $\mu_s' = 2 \text{ mm}^{-1}$ , 환원산란계수에 대응하는 평균자유행로  $MFP' = 0.5 \text{ mm}$ 이다. 전방산란이 어느 정도 일어난 후 등방적으로 광이 퍼져나가는 것처럼 보이게 되는데, 그 중심 위치를 추적해 보면 입사지점으로부터 대략  $MFP'$  만큼 떨어진 위치와 일치함을 알 수 있다.

## 6. 이송계수

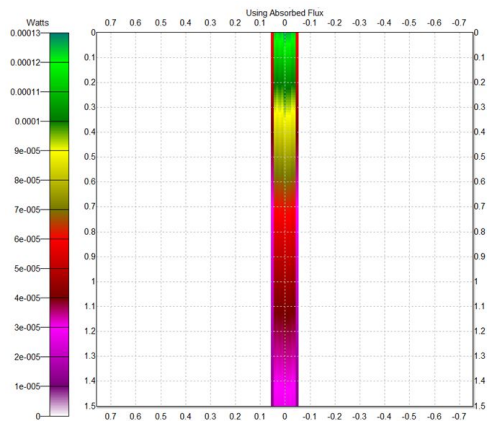
이송계수(transport coefficient)  $\mu_t'$ 는 흡수계수와 환원산란계수의 합으로 정의된다.<sup>[12]</sup>

$$\mu_t' = \mu_a + \mu_s' \quad (2.8)$$

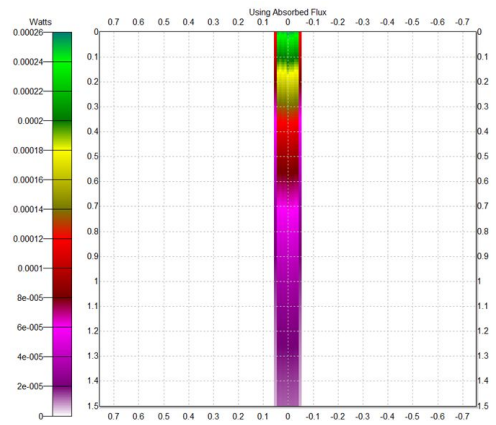
이에 대응하는 이송 평균자유행로(transport mean free path, *Transport MFP*)는 이송계수  $\mu_t'$ 의 역수로 주어진다.<sup>[11]</sup>

$$\text{Transport MFP} = \frac{1}{\mu_t'} = \frac{1}{\mu_a + \mu_s'} \quad (2.9)$$

이송계수와 이송 평균자유행로는 흡수와 산란이 동시에 일어나는 피부조직의 해석에 매우 유용한 파라미터이다.



(a)



(b)

그림 2.1 흡수계수가 (a)  $\mu_a = 1 \text{ mm}^{-1}$ , (b)  $\mu_a = 2 \text{ mm}^{-1}$ 인 경우 흡수된 광속에 대해 시뮬레이션한 결과

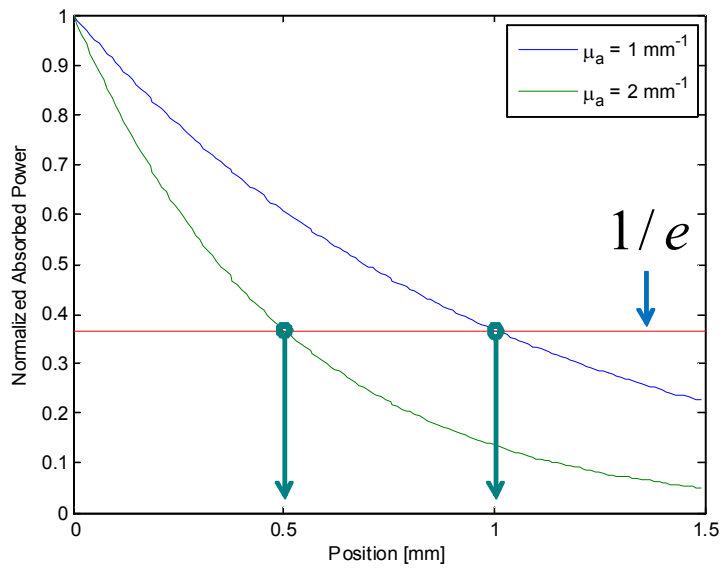


그림 2.2 매질 내 위치에 따른 광 흡수 파워



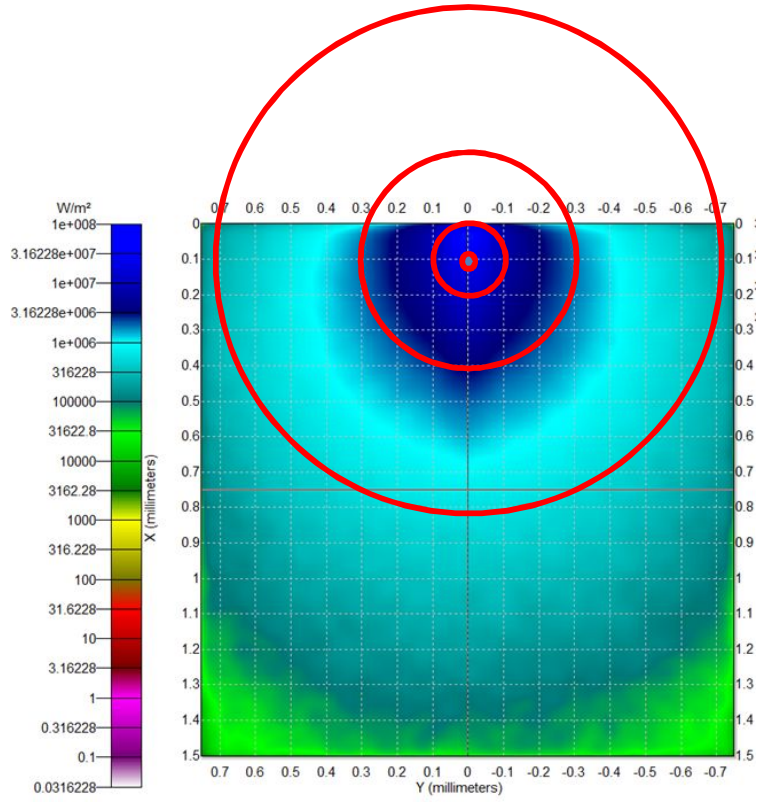


그림 2.3  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$  ( $MFP = 0.1 \text{ mm}$ )인 경우에 대한 매질 내에서의 조도분포 시뮬레이션 결과

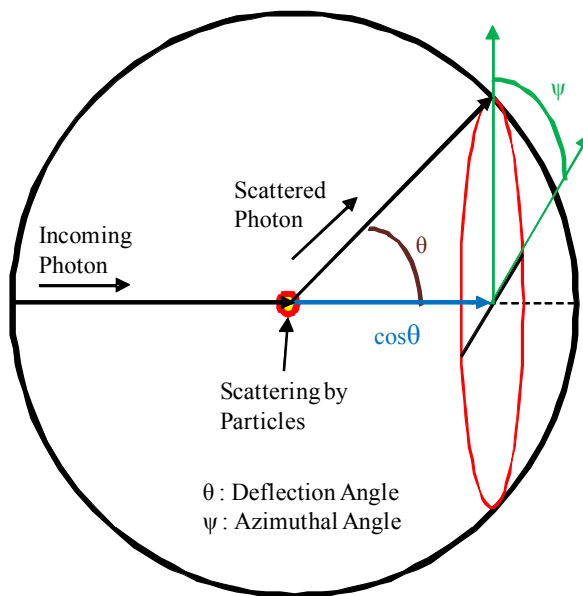


그림 2.4 광의 산란과 편향각  $\theta$ 의 정의

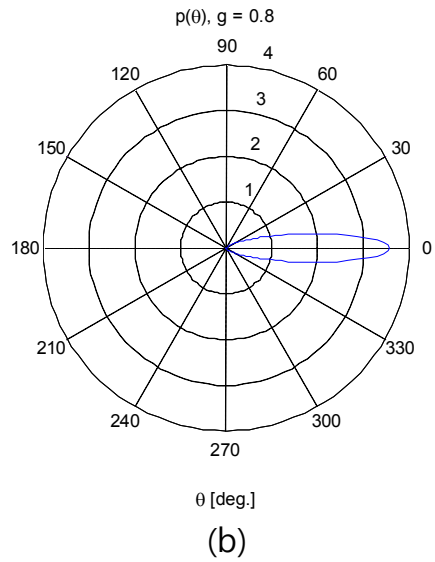
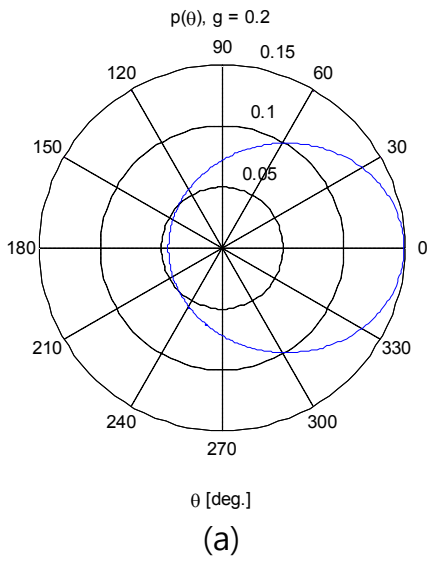


그림 2.5 극좌표계로 나타낸 산란분포함수 (a)  $g = 0.2$ , (b)  $g = 0.8$

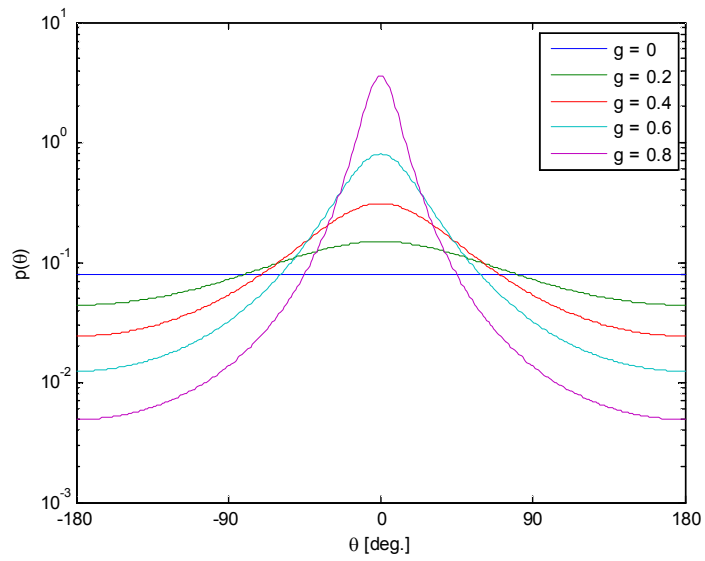


그림 2.6 로그 스케일로 나타낸 산란분포함수 ( $g = 0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8$ )

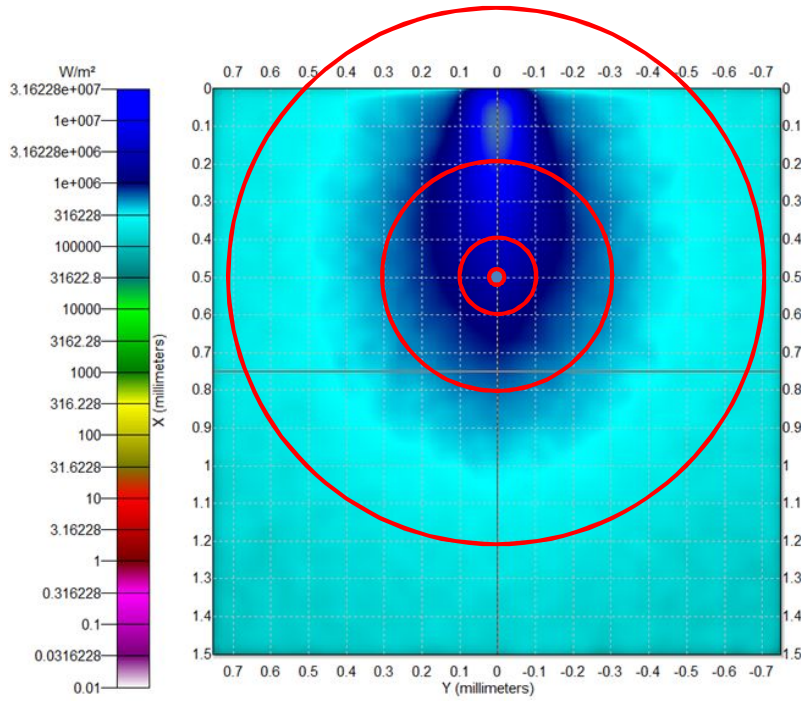


그림 2.7  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ ,  $g = 0.8$ 인 경우에 대해 시뮬레이션한 매질 내 조도분포

## 제2절 피부조직의 해부학적 구조

### 1. 피부조직의 구조<sup>[13]</sup>

인체 피부조직은 표피(epidermis), 진피(dermis), 피하조직(subcutaneous tissue)의 3층 구조로 구성되어 있다. 표피는 또한 피부 상부에서 하부방향으로 각질층(stratum corneum), 투명층(stratum licidum), 과립층(stratum granulosum), 유극층(stratum spinosum), 기저층(stratum basale) 등 5개의 층 구조를 갖고 있으며, 외부로부터의 자극이나 상해에 대해서 신체 내부를 보호하는 역할을 한다. 표피는 신체부위에 따라 0.05 mm - 1.5 mm 사이의 다양 두께를 갖고 있다.

진피는 콜라겐(collagen), 탄성 조직(elastic tissue), 망상 섬유(reticular fibers) 등으로 구성되어 있으며, 얇은 콜라겐 섬유 배열을 포함하고 있는 유두층(papillary layer)과 그 하단에 피부 표면에 평행하게 배열된 두꺼운 콜라겐 섬유로 이루어진 망상층(reticular layer) 등 2개의 층 구조를 갖고 있다. 진피는 신체부위에 따라 0.3 mm - 3.0 mm 사이의 두께를 갖고 있다.

피하조직은 피부의 가장 아래층에 존재하며, 그물 모양의 느슨한 결합조직으로 지방을 저장하고 있다. 피하조직의 두께는 신체부위와 개인에 따라 편차가 매우 크다.

### 2. 표피층의 두께<sup>[14]</sup>

최근에는 Optical Coherence Tomography(OCT)를 이용하여 피부조직 특히 표피층의 두께를 매우 정밀하게 측정할 수 있다. 참고문헌 [14]에서는 건강한 일반인을 대상으로 5군데의 신체부위에 대해 OCT 기술을 이용하여 표피층의 두께를 측정한 결과를 발표하였다. 팔뚝(forearm), 등(back), 상박(upper arm), 종아리(calf), 이마(forehead) 각각에 대해  $102.0 \pm 7.4 \mu\text{m}$ ,  $89.9 \pm 11.2 \mu\text{m}$ ,  $87.9 \pm 10.0 \mu\text{m}$ ,  $94.1 \pm 15.3 \mu\text{m}$ ,  $69.3 \pm 9.5 \mu\text{m}$ 의 결과를 얻었다. 신체 주요 부위의 표피 두께는 대략  $100 \mu\text{m}$  정도임을 알 수 있다.

## 제3장 레이저의 피부 흡수 및 열 분포 시뮬레이션

### 제1절 레이저의 피부 흡수 분포 시뮬레이션

#### 1. 시뮬레이션 환경

본 연구에서는 Lambda Research Corporation(USA)사의 TracePro<sup>[15]</sup>를 사용하여 레이저의 피부 흡수 분포에 대한 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 3.1는 TracePro의 시뮬레이션 레이아웃을 보여주고 있다. 표피 영역의 크기는 1.5 mm × 1.5 mm × 0.1 mm이었고, 진피 영역의 크기는 1.5 mm × 1.5 mm × 1.4 mm이었다. 광원은 0.1 mm 직경( $1/e^2$ )을 갖는 가우시안 빔(gaussian beam)을 사용하였으며, 출력 파워는 1 W로 설정하였다. 각 시뮬레이션을 위해 사용한 광선의 개수는 3,000,000개 이었다.

#### 2. 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 광학계수

피부조직의 광학계수에 대한 최근 연구 중 주목할 만한 결과를 표 3.1에 정리하였다.<sup>[16-18]</sup> Bashkatov 등<sup>[16]</sup>의 연구결과는 체외상태(in vitro)에서 400 nm부터 2000 nm 파장대역에 대해 측정된 피부의 광학특성에 관한 것으로 표피(epidermis)와 진피(dermis)가 함께 존재하는 샘플에 대해 측정된 결과이다. Salomatina 등<sup>[17]</sup>은 약 370 nm부터 약 1600 nm 파장대역에 대해 표피와 진피 각각에 대해 체외상태에서 그 광학적 특성을 측정하였다. Zonios 등<sup>[18]</sup>은 체내상태(in vivo)에서 450 nm에서 900 nm 파장대역에 대해 피부의 환원산란계수를 측정하였다.

여러 종류의 레이저 중 레이저 다이오드(LD, laser diode)는 전류 구동에 의해 동작하므로 다양한 출력 파형 구현이 가능하여 이를 이용한 레이저 촉감 제시 기술이 주목 받고 있다.<sup>[4]</sup> 현재 380 nm ~ 1650 nm 파장대역에서 동작하는 LD 시스템을 상업적으로 손쉽게 구할 수 있으며, 고효율 LD 시스템 개발에 대한 연

구가 활발히 진행 중이다.<sup>[19]</sup> 본 연구는 LD 파장대역과 거의 동일한 영역에서 표피, 진피 각각에 대해 피부조직의 광학계수를 측정한 Salomatina 등<sup>[17]</sup>의 연구결과를 바탕으로 레이저의 피부 흡수 분포에 관한 시뮬레이션을 수행하였다.

그림 3.2<sup>[17]</sup>은 본 논문에서 사용한 표피, 진피에 대한 흡수계수와 환원산란계수를 보여주고 있으며, 표 3.2<sup>[17]</sup>는 함께 사용한 표피, 진피에 대한 굴절률 및 비등방계수이다.

### 3. 시뮬레이션 결과 및 분석

370 nm ~ 1570 nm 파장에 대해 레이저 흡수 분포 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 3.3은 피부조직 내에 흡수된 레이저 파워를 보여주고 있는데, 흡수 레이저 파워를 수집한 각 셀의 크기는  $10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m}$  이었다. 그림 3.3의 결과를 이용하여 광의 침투 깊이와 흡수 에너지량에 대한 분석을 수행하였다.

먼저 광의 침투 깊이를 정량적으로 살펴보도록 하자. 그림 3.4는 그림 3.3의 결과 중 광원의 중심을 지나고 피부 표면에 수직 방향인 피부 조직의 깊이 방향 축 상에서의 상대 흡수 파워 분포(relative absorbed power distribution)를 도시한 결과를 보여주고 있다. 보조적으로 상대 흡수 파워가 0.9, 0.5,  $1/e$ , 0.1인 평행선을 삽입하여 침투 깊이가 어느 정도 되는지를 알아보기 쉽게 하였다. 그림 3.5는 파장에 따른 광의 침투 깊이를 문턱값(threshold = 0.9, 0.5,  $1/e$ , 0.1)별로 정량적으로 보여주고 있다.  $1/e$ 를 기준으로 하였을 경우 레이저 파장에 따라 0.05 mm ~ 0.15 mm까지 침투 깊이가 변하고 있음을 알 수 있으며, 약 1300 nm 파장에서 침투깊이가 최대가 됨을 알 수 있다. 그림 3.6(a)는 그림 3.4의 결과를 로그 스케일로 다시 도시한 결과이다. 그림 3.6(b)는 이송 평균자유행로를 파장의 함수로 표현한 결과를 보여주고 있는데, 그림 3.6(a)에 도시된 파장에 따른 침투 깊이 변화와 동일한 경향을 보이고 있다. 따라서, 레이저의 침투 깊이는 이송 평균자유행로가 주요 결정인자임을 확인할 수 있다.

그림 3.7은 표피, 진피 내부에 흡수된 최대 흡수파워밀도를 보여주고 있다. 표피, 진피 모두 약 400 nm, 약 1450 nm 파장에서 큰 흡수파워밀도를 보이고 있다. 따라서 400 nm 또는 1450 nm 근방의 파장을 갖는 레이저를 사용하여 피부에 조



사할 경우, 적은 출력을 사용하더라도 상대적으로 큰 자극을 줄 수 있을 것으로 판단된다. 그림 3.8(a), 그림 3.9(a)는 각각 그림 3.7의 표피, 진피에 대한 결과를 로그 스케일로 다시 도시한 결과이다. 그림 3.8(b), 그림 3.9(b)는 각각 파장에 따른 표피, 진피의 흡수계수를 보여주고 있는데, 각각 그림 3.8(a), 그림 3.9(a)에 도시된 파장에 따른 흡수파워밀도 변화와 동일한 경향을 보이고 있다. 따라서, 광의 흡수 에너지량의 경우 흡수계수가 주요 결정인자임을 확인할 수 있다.

표 3.1 피부조직의 광학계수에 대한 최근 연구결과<sup>[16-18]</sup>

순 번	저자	제목	저널 (발표연도)	참고문헌 번호
1	A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey and V. V. Tuchin	Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm	J. Phys. D: Appl. Phys. 38, 2543-2555 (2005)	[16]
2	E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak and A. N. Yaroslavsky	Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range	J. Biomed. Opt. 11, 064026 (2006)	[17]
3	G. Zonios and A. Dimou	Light scattering spectroscopy of human skin in vivo	Opt. Express 17, 1256-1267 (2009)	[18]

표 3.2 시뮬레이션에 사용된 굴절률 및 비등방계수<sup>[17]</sup>

	표피	진피
굴절률, $n$	1.4	1.4
비등방계수, $g$	0.8	0.8

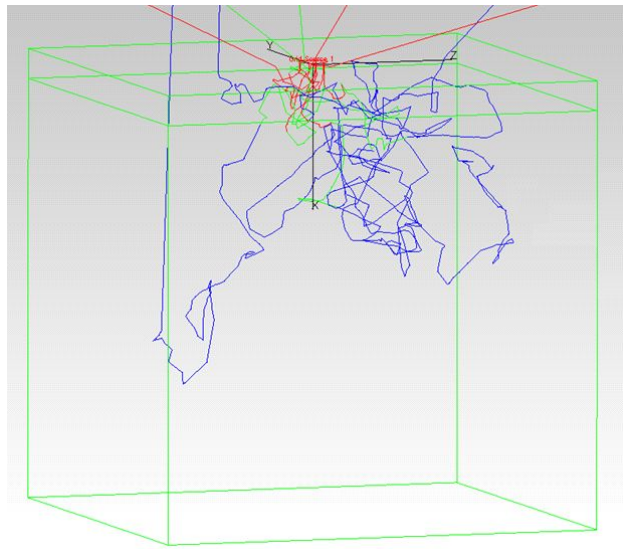
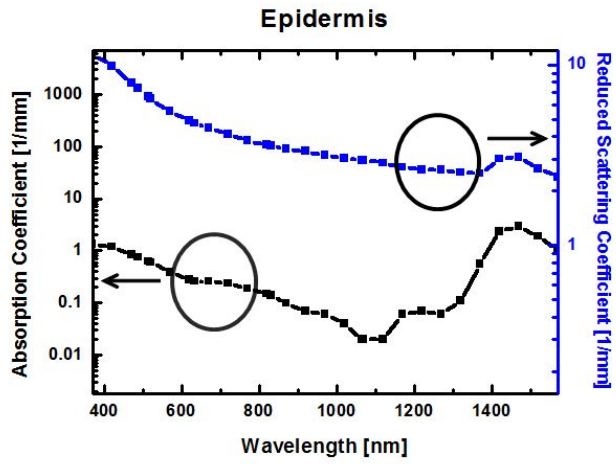
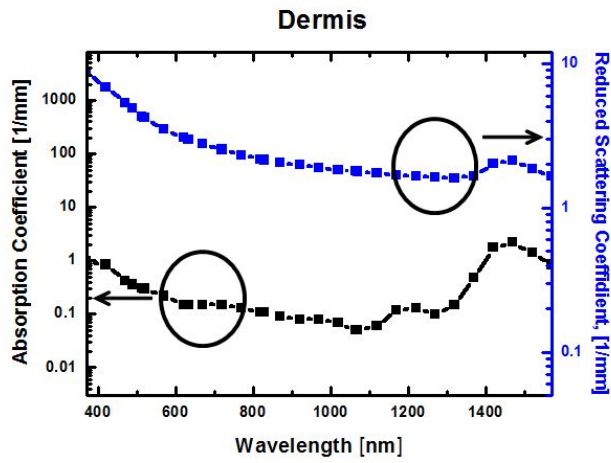


그림 3.1 TracePro의 시뮬레이션 레이아웃



(a)



(b)

그림 3.2 (a) 표피, (b) 진피에 대한 파장별 흡수계수 및 환원산란계수<sup>[17]</sup>

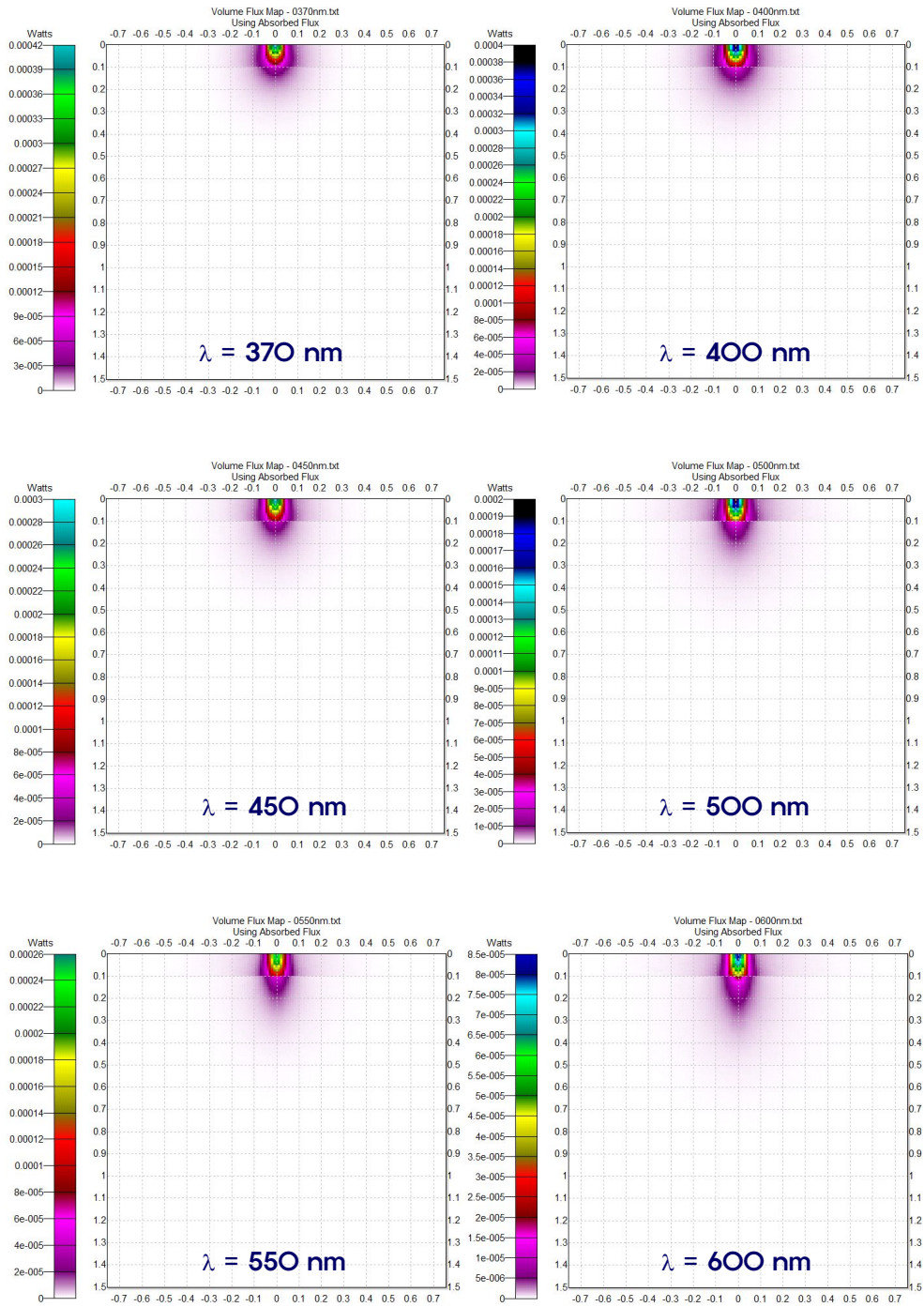


그림 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과

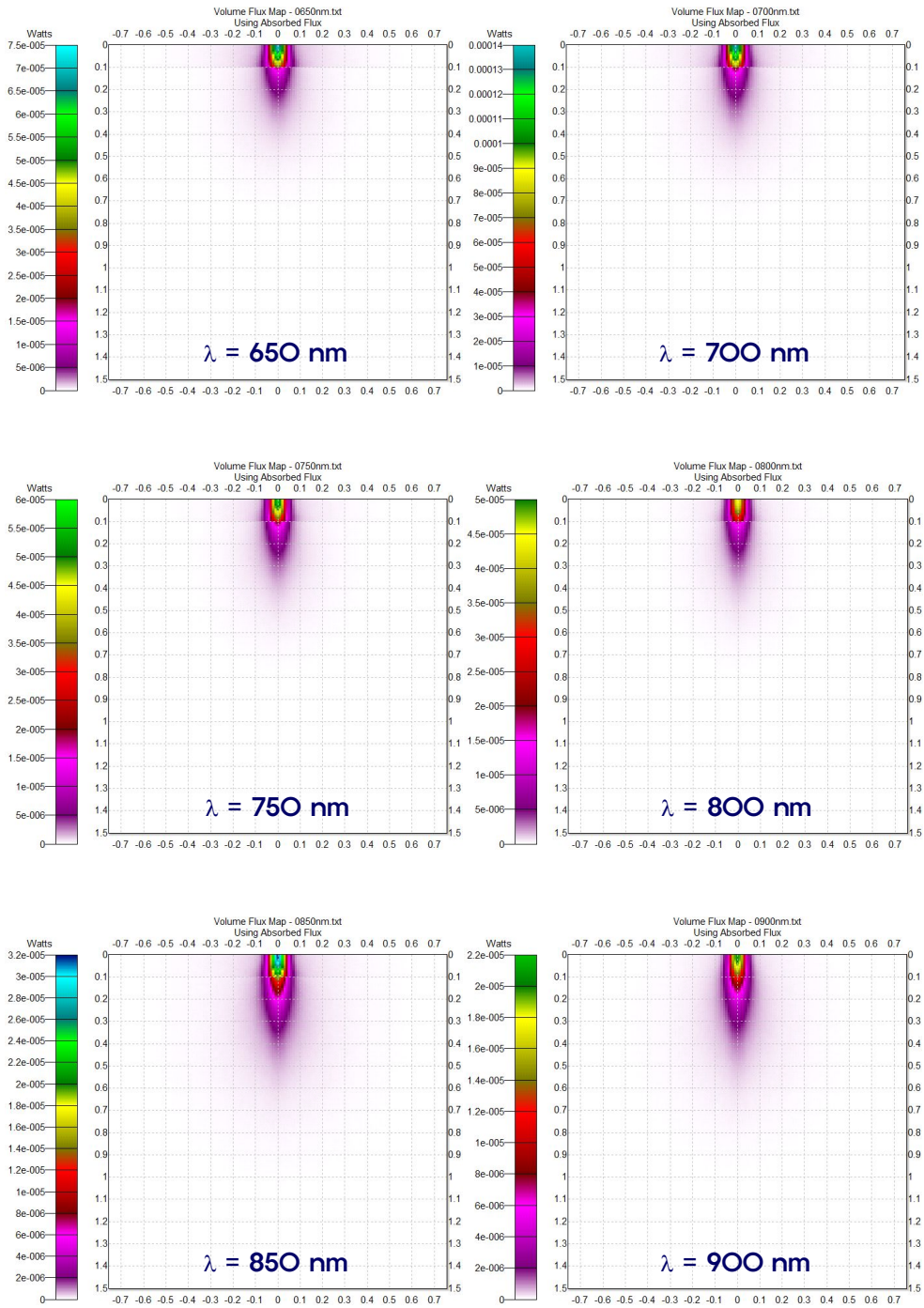


그림 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과(계속)



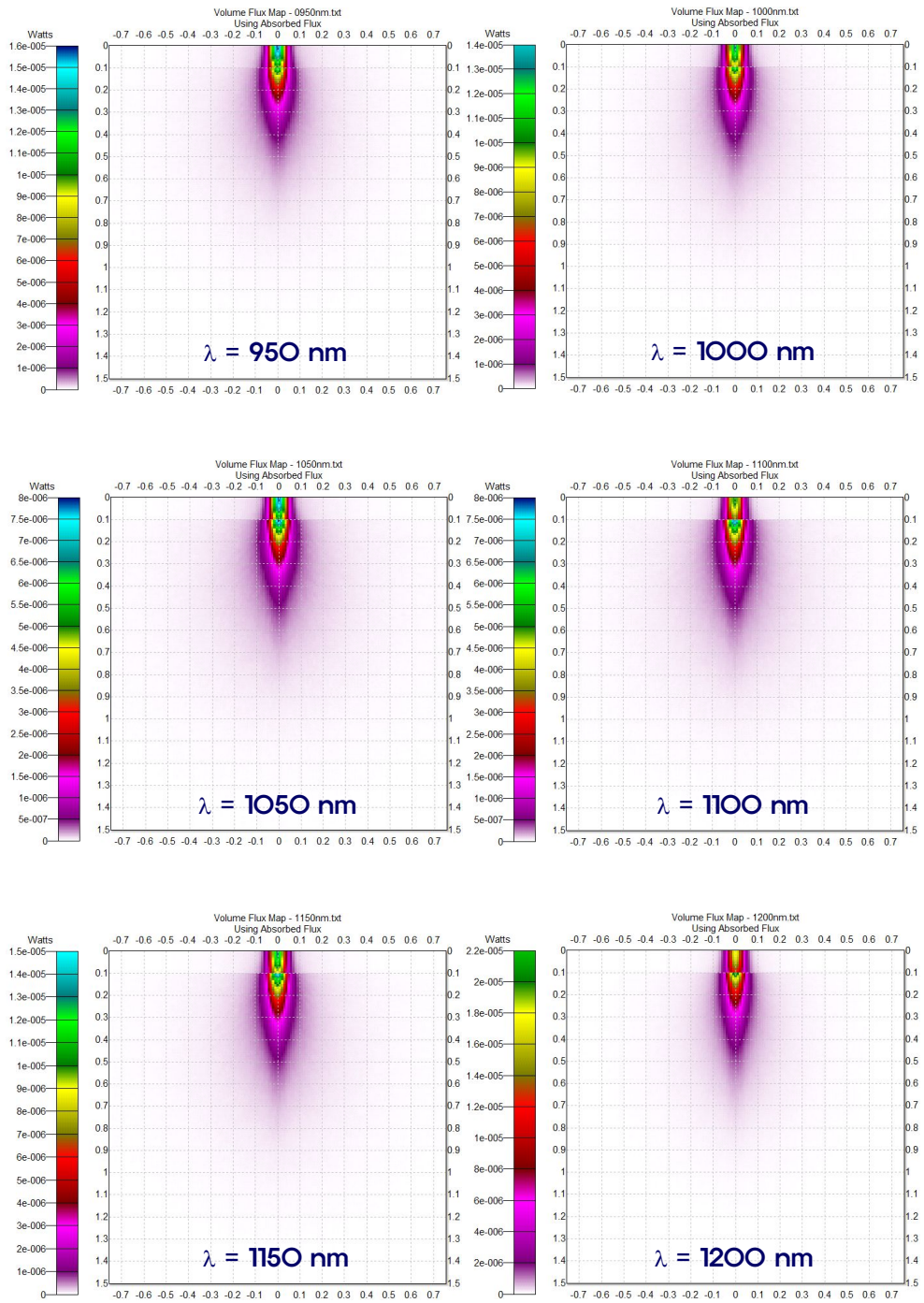


그림 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과(계속)



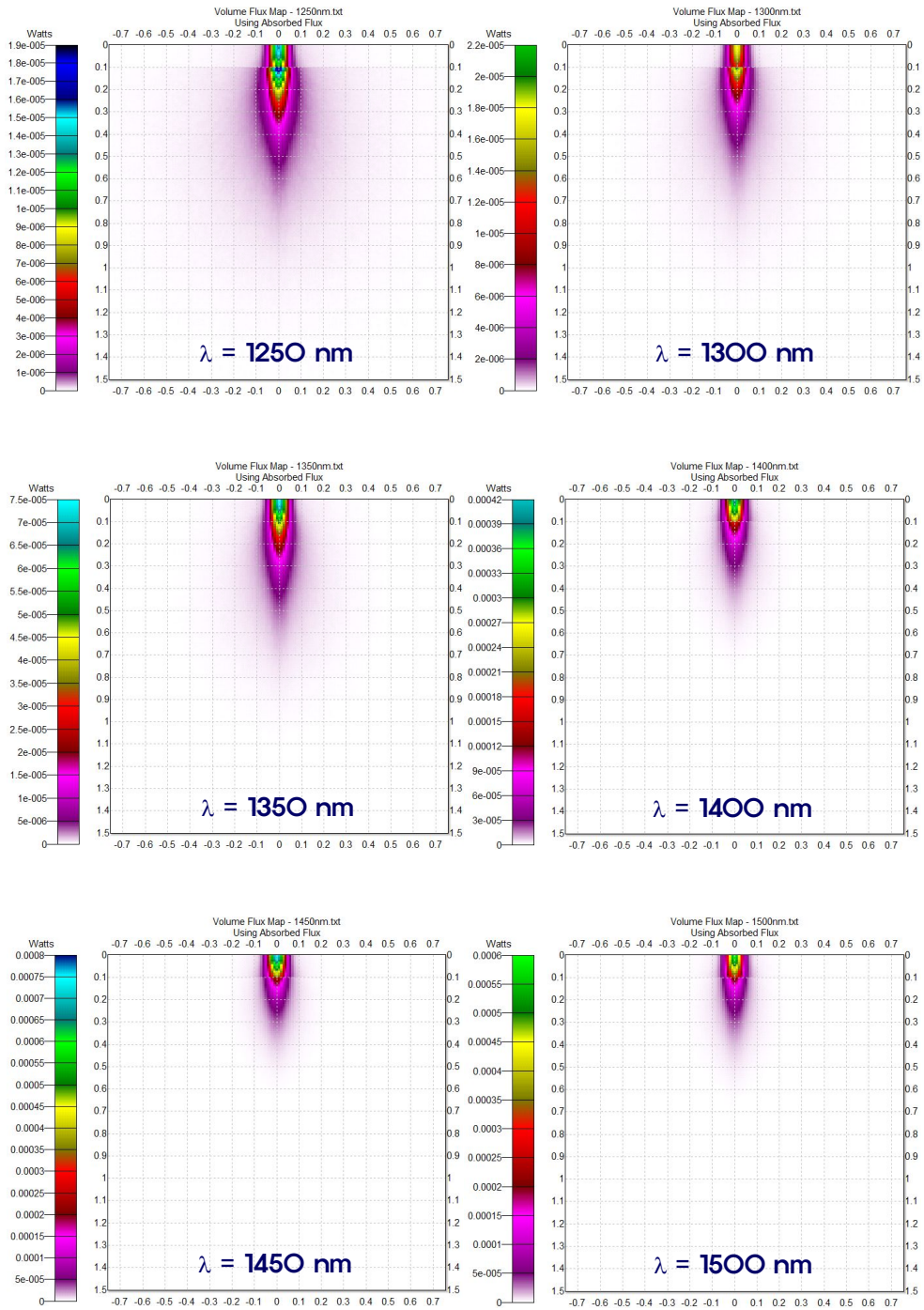


그림 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과(계속)

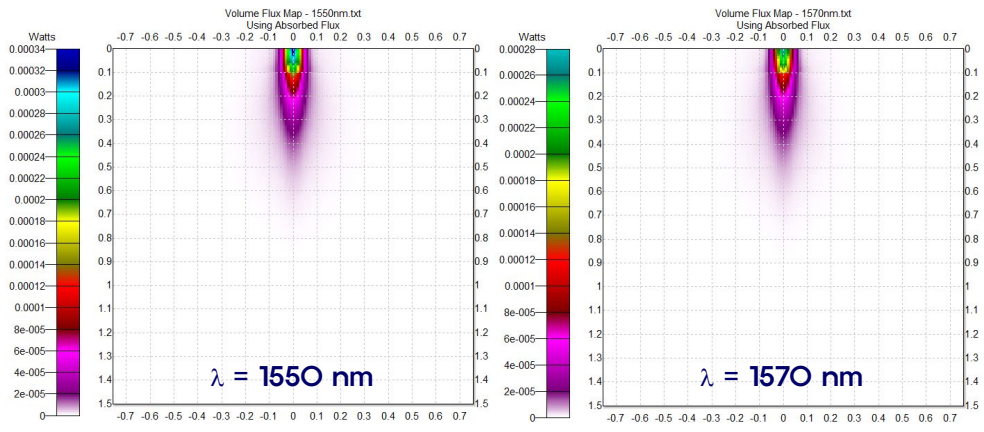


그림 3.3 파장에 따른 레이저 흡수 분포 시뮬레이션 결과(계속)

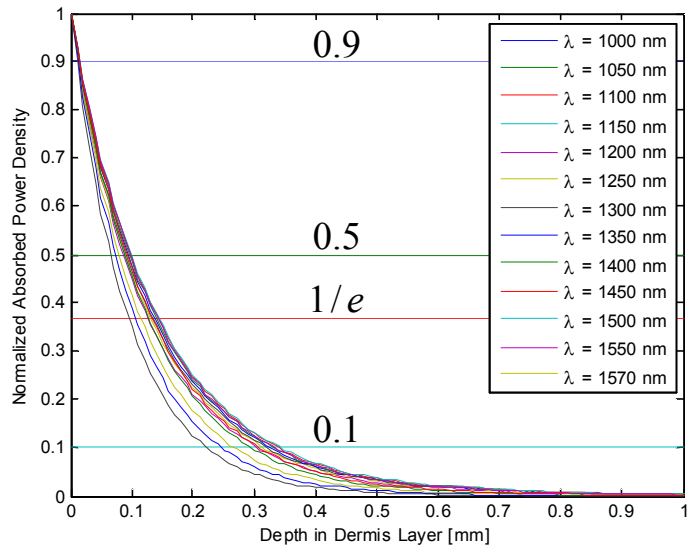
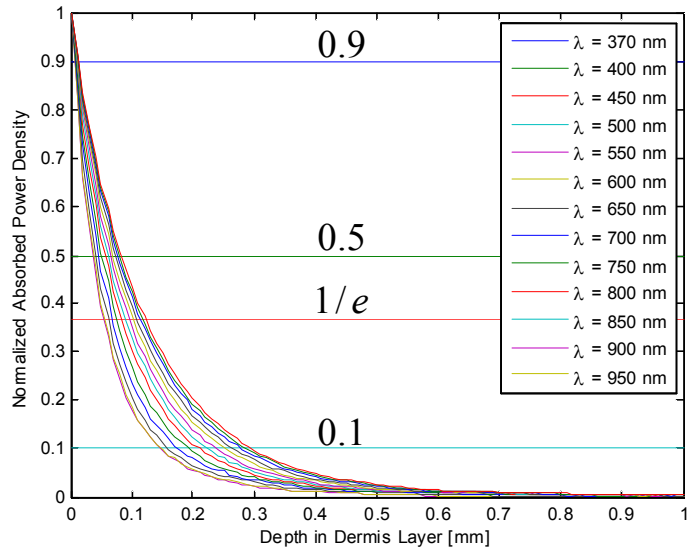


그림 3.4 피부 조직 깊이 방향으로의 상대 흡수 파워 분포

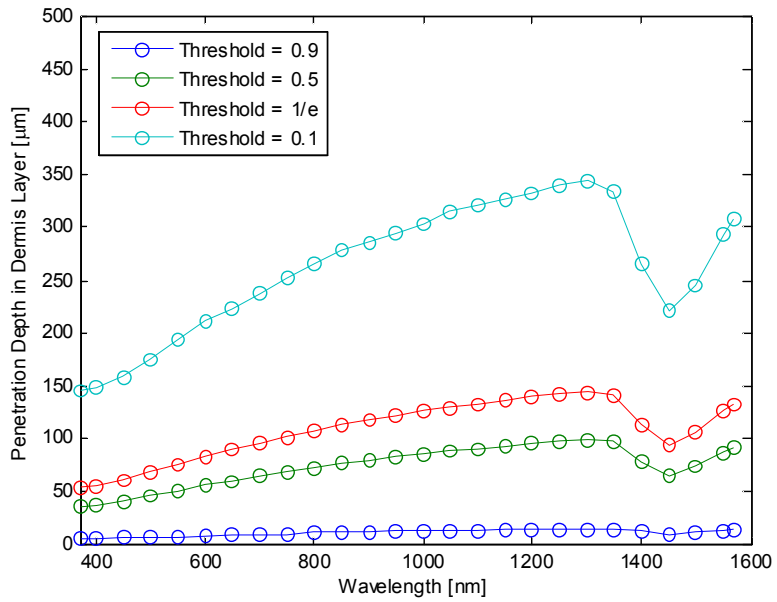
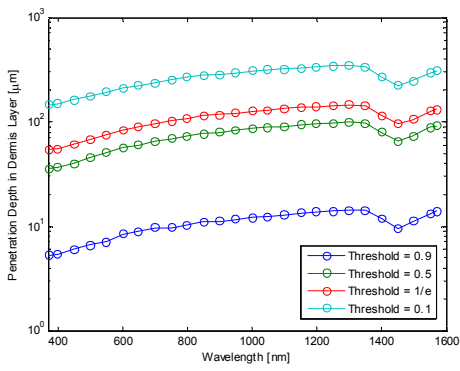
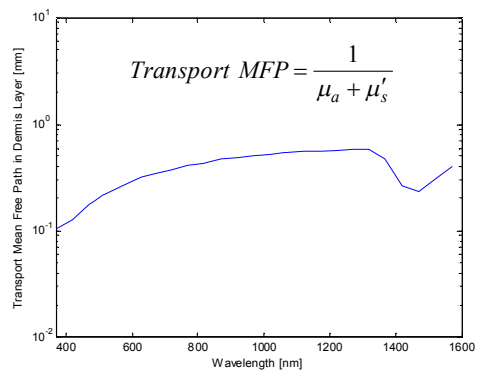


그림 3.5 레이저 파장에 따른 침투 깊이의 변화

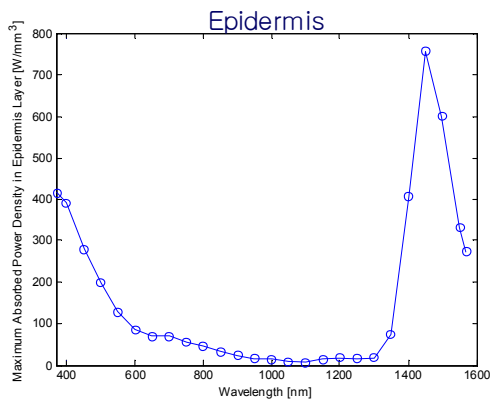


(a)

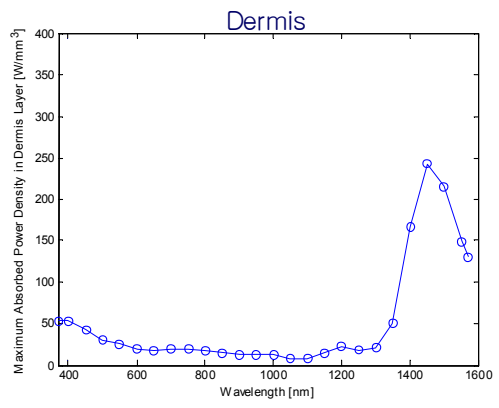


(b)

그림 3.6 (a) 레이저 파장에 따른 침투 깊이의 변화(로그 스케일), (b) 레이저 파장에 따른 이송평균자유행로

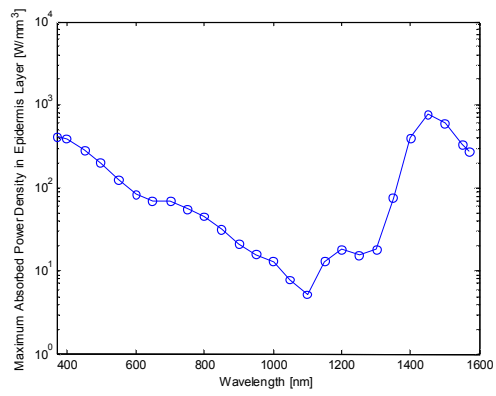


(a)

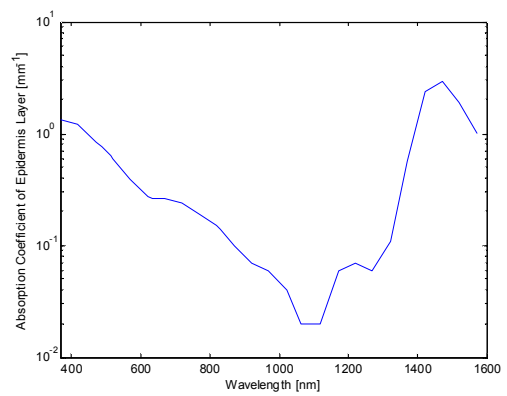


(b)

그림 3.7 (a) 표피에서의 파장에 따른 흡수과워밀도, (b) 진피에서의 파장에 따른 흡수과워밀도

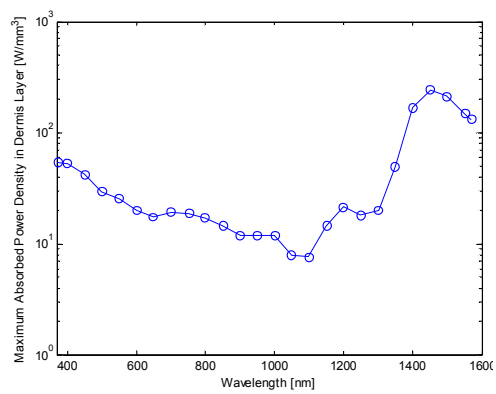


(a)

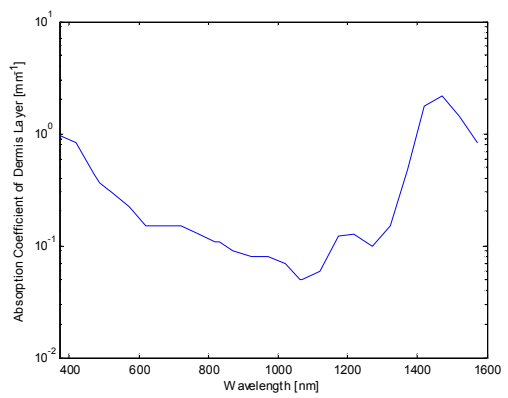


(b)

그림 3.8 (a) 표피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도(로그 스케일), (b) 표피의 파장에 따른 흡수계수 변화



(a)



(b)

그림 3.9 (a) 진피에서의 파장에 따른 흡수파워밀도(로그 스케일), (b) 진피의 파장에 따른 흡수계수 변화



## 제2절 온도 분포 시뮬레이션

### 1. 열 확산 방정식 및 시뮬레이션 환경

피부 조직 내부의 열전달 특성 및 온도 분포는 기본적으로 다음 식과 같이 표현되는 열 확산 방정식(Thermal Diffusion Equation)에 의해 결정된다.<sup>[20]</sup>

$$\nabla^2 T(\mathbf{r}, t) + \frac{\dot{q}_G(\mathbf{r}, t)}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (3.1)$$

여기서,  $T$ ,  $\alpha$ ,  $k$ ,  $\dot{q}_G$ 는 각각 위치  $\mathbf{r}$ , 시간  $t$ 에서의 온도 분포(temperature distribution), 열확산도(thermal diffusivity), 열전도도(thermal conductivity), 단위 시간 당 열 발생량(rate of heat generation)을 나타낸다. 본 논문에서는 ANSYS CFD<sup>®</sup>[21]를 사용하여 열 확산 방정식에 대한 해를 구하였고 이를 통해 피부 내 온도 분포 변화에 대한 시뮬레이션을 수행하였다. 피부 내 위치별 단위 시간 당 열 발생량은 TracePro를 사용하여 얻은 흡수파워밀도 데이터를 사용하였다.

그림 3.10은 ANSYS CFD<sup>®</sup>의 시뮬레이션 레이아웃을 보여주고 있다. 피부 깊이 방향으로의 크기는 3 mm, 피부와 공기 경계면 방향의 크기는 6 mm이었다. 경계조건으로 그림 3.10의 피부 내부 경계면에 해당하는 좌측과 상, 하부면에는 등온 조건(피부 온도: 310 K)을 공기와 피부 사이의 경계면에 해당하는 우측면에는 대류 조건(convection boundary condition)을 적용하였다. 대류 조건에서는 공기와 피부 사이의 경계면에서 다음 식을 만족하는 열 전달이 발생한다고 가정한다.<sup>[22]</sup>

$$-k \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial z} \Big|_{z=0} = h [T_{air} - T(\mathbf{r}, t) \Big|_{z=0}] \quad (3.2)$$

여기서,  $h$ 와  $T_{air}$ 는 각각 열전달계수(heat transfer coefficient)와 공기 온도를 의미하며,  $z=0$ 인 평면이 공기와 피부 사이의 경계면인 것으로 가정하였다. 본 논문

에서는 열전달계수와 공기 온도를 각각  $h = 10 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ ,  $T_{air} = 298 \text{ K}$ 으로 설정하였다.<sup>[22]</sup> 레이저 흡수에 의한 피부 온도 상승은 기본적으로 피부조직의 비열 (heat capacity)  $C$ , 열전도도  $k$ , 질량밀도(mass density)  $\rho$ 에 의해 결정된다. 표 3.3<sup>[20]</sup>은 시뮬레이션에 사용한 표피와 진피층의 비열, 열전도도, 질량밀도를 나타내고 있다.

펄스 폭이 100 ms인 Long Pulse 조건과 5 ns인 Short Pulse 조건에 대해 시뮬레이션을 수행하였다. Long Pulse, Short Pulse 조건 각각에 대해 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm의 4개 파장에서 시뮬레이션에 수행하였는데, 광원은 0.69 mm 직경( $1/e^2$  기준)을 갖는 가우시안 빔을 사용하였다.  $1/e$ 을 기준으로 한 직경은 약 0.48 mm이다. 표 3.4와 3.5는 각각 Long Pulse 및 Short Pulse 조건에 대해 시뮬레이션에 사용한 레이저 펄스 에너지(LPE, laser pulse energy) 파라미터를 보여주고 있다.

## 2. 온도 분포 변화 시뮬레이션 결과

그림 3.11은 Long Pulse 조건에서 파장 905 nm, LPE 0.15 J인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행한 결과 중  $t = 100 \times 10^{-3}$ , 1, 2, 3, 4, 5 s일 때의 온도 분포를 보여주고 있다. 같은 조건에서 얻은 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포와 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화를 그림 3.12(a)와 (b)에 각각 도시하였다. 표피의 레이저 빔 중심 위치 부근에서 온도 상승이 가장 크며, 최대 온도 상승치( $\Delta T_{max}$ )는 18.57 °C이었다. 또한, 레이저 펄스가 조사된 후 1초 후에 표피의 온도가 최대 온도 상승치의 약 33 % 로 온도가 감소하였다.

그림 3.13은 Short Pulse 조건에서 파장 532 nm, LPE 1.9 mJ인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행한 결과 중  $t = 5 \times 10^{-9}$ , 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 s일 때의 온도 분포를 보여주고 있다. 그림 3.14(a)와 (b)는 각각 상기 조건에서 얻은 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포와 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화를 보여주고 있다. 이 때, 최대 온도 상승치( $\Delta T_{max}$ )는 2.52

℃ 이었으며, 레이저 펄스가 조사된 후 약 0.37 s 이후에 표피의 온도가 최대 온도 상승치의  $1/e$ 로 감소함을 알 수 있었다.

표 3.6은 표 3.4에 정리한 Long Pulse 조건의 LPE 파라미터에 따른 최대 온도 상승치 결과이며, 그림 3.15는 LPE 변화에 따른 파장별 온도 상승 결과 그래프이다. 파장이 짧을 수록 LPE변화에 따른 온도 상승 기울기가 증가하였다. Short Pulse 조건에 대한 결과는 표 3.7과 그림 3.16이다. 이 경우에도 파장이 짧을 수록 LPE변화에 따른 온도 상승 기울기가 증가하였다. 시뮬레이션에 사용한 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm에 대한 표피의 흡수계수는 각각  $0.54 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0.16 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0.08 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0.02 \text{ mm}^{-1}$  이었는데,<sup>[17]</sup> 온도 상승 기울기가 흡수계수의 크기와 같은 경향을 보이고 있음을 알 수 있다.

### 3. MPE 조건과 최대 온도 상승치 비교

국제 레이저 안전 표준에서는 레이저의 안전한 사용을 위해 눈과 피부에 대한 MPE 조건을 규정하여 이를 따르도록 권고하고 있다.<sup>[23-25]</sup> 표 3.8은 Long Pulse 조건에 대해 LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을 수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치를 정리한 표이다. MPE 조건을 만족할 때, 약 15 ℃ ~ 약 60 ℃의 온도 상승이(좀 더 정확하게는 16.40 ℃ ~ 57.83 ℃) 일어나는 것으로 계산되었고, 532 nm의 경우 다른 파장에 비해 최대 온도 상승치가 큰 것을 알 수 있었다. 그림 3.17은 400 nm에서 1400 nm 사이의 파장별 MPE 값<sup>[23]</sup>과 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm 등 4개의 파장에서 최대 온도 상승치가 15 ℃ ~ 60 ℃ 사이 값이 되는 LPE 영역으로 정의된  $\Delta\text{LPE}$ 를 함께 보여주고 있다. Long Pulse 조건의 경우 온도 상승치 15 ℃ ~ 60 ℃ 사이의 LPE 범위 내에 국제 레이저 안전 표준의 MPE가 존재하는 것으로 판단된다.

Short Pulse 조건에 대한 결과는 표 3.9(LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을 수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치), 그림 3.18(MPE와  $\Delta\text{LPE}$  비교)과 같다. Short Pulse 조건의 경우 MPE 값에서 약 0.5 ℃ ~ 약 3.0 ℃의 온도 상승이(좀 더 정확하게는 0.74 ℃ ~ 2.52 ℃) 일어나는 것으로 계산되었고,  $\Delta\text{LPE}$ 는 최대 온도 상승치가 0.5 ℃ ~ 3.0 ℃ 사이 값이 되는 LPE 영역으로 정의하였다.

#### 4. 보정률 $C_A$

국제 레이저 안전 표준에서는 보정률  $C_A$  등을 사용하여 MPE 조건의 파장의 존성을 나타내고 있다.<sup>[23-25]</sup> 보정률  $C_A$ 는 본래 눈에 대한 손상 한계(damage threshold)로부터 결정되었다. 망막에 흡수되는 레이저 에너지  $E_{a_\lambda}$ 는 다음 식과 같이 표현할 수 있다.<sup>[26]</sup>

$$E_{a_\lambda} = E_{i_\lambda} \cdot T_\lambda \cdot T_{b_\lambda} \cdot A_\lambda \quad (3.3)$$

여기서,  $E_{i_\lambda}$ ,  $T_\lambda$ ,  $T_{b_\lambda}$ ,  $A_\lambda$ 는 각각 눈에 최초 입사된 레이저 에너지, 눈 입사 후 망막 도달 전까지의 투과율, 혈액층에서의 투과율, 망막(주로 멜라닌으로 구성)의 흡수율을 의미한다. 만약 손상 한계에서의 망막 흡수 에너지  $E_{a_\lambda}$ 가 파장에 무관한 상수라면, 손상 한계에 해당하는 입사 레이저 에너지  $E_{i_\lambda}$ 는 다음과 같이 표현될 수 있다.<sup>[26]</sup>

$$E_{i_\lambda} \propto \frac{1}{T_\lambda \cdot T_{b_\lambda} \cdot A_\lambda} \quad (3.4)$$

보정률  $C_A$  등은 표준 제정을 위해 측정 데이터를 다루기 쉬운 형태로 간략화하기 위해 도입되었다. 그림 3.16은 식 (3.4)의 우변에 대한 측정 데이터와 보정률  $C_A$ 와  $C_C$ 를 사용하여 이를 직선 형태로 단순화한 그래프를 보여주고 있다.

피부에 대한 700 nm ~ 1400 nm 파장 영역에 대한 MPE 또한 보정률  $C_A$ 를 사용하여 규정되어 있는데, 이는 상기 파장 영역에서 망막과 피부의 손상 한계가 모두 멜라닌의 흡수율 역수에 주로 의존하여 변화하기 때문이다.<sup>[27]</sup> 보정률 도입을 통한 이러한 파장 의존성 단순화 과정을 거치며 파장별로 다른 안전 인자(safety factor)가 적용되었다. 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm 4개의 파장 중 측정 데이터와 보정률  $C_A$  사이의 간격이 가장 좁은 532 nm에 대한 안전 인자가 가장 작은 값을 갖고 있음을 알 수 있다.

표 3.3 ANSYS CFD<sup>®</sup> 피부 모델링에 적용한 표피와 진피층의 비열, 열전도도, 질량밀도<sup>[20]</sup>

	비열 $C$ ( $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$ )	열전도도 $k$ ( $W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$ )	질량밀도 $\rho$ ( $kg \cdot m^{-3}$ )
표피	3589	0.235	1200
진피	3300	0.445	1200

표 3.4 Long Pulse(펄스 폭: 100 ms) 조건에 사용된 LPE 파라미터

파장	LPE (Laser Pulse Energy)			
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4
532 nm	0.02 J	0.04 J	0.06 J	0.08 J
809 nm	0.05 J	0.10 J	0.15 J	0.20 J
905 nm	0.10 J	0.15 J	0.20 J	0.30 J
1064 nm	0.15 J	0.30 J	0.40 J	0.50 J

표 3.5 Short Pulse(펄스 폭: 5 ns) 조건에 사용된 LPE 파라미터

파장	LPE (Laser Pulse Energy)			
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4
532 nm	0.0010 J	0.0015 J	0.0019 J	0.0025 J
809 nm	0.0015 J	0.0032 J	0.0045 J	0.0060 J
905 nm	0.0020 J	0.0049 J	0.0070 J	0.0090 J
1064 nm	0.0060 J	0.0096 J	0.0120 J	0.0140 J

표 3.6 Long Pulse 조건 시뮬레이션의 최대 온도 상승치 결과

과장	LPE (Laser Pulse Energy)			
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4
532 nm	19.26 °C	38.54 °C	57.83 °C	77.12 °C
809 nm	12.40 °C	24.82 °C	37.26 °C	49.68 °C
905 nm	12.37 °C	18.57 °C	24.77 °C	37.17 °C
1064 nm	8.20 °C	16.40 °C	21.86 °C	27.33 °C



표 3.7 Short Pulse 조건 시뮬레이션의 최대 온도 상승치 결과

파장	LPE (Laser Pulse Energy)			
	Case 1	Case 2	Case 3	Case 4
532 nm	1.33 °C	1.99 °C	2.52 °C	3.32 °C
809 nm	0.47 °C	1.01 °C	1.42 °C	1.90 °C
905 nm	0.30 °C	0.74 °C	1.04 °C	1.30 °C
1064 nm	0.52 °C	0.83 °C	1.03 °C	1.21 °C

표 3.8 Long Pulse 조건에 대해 LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을  
수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치

파장	레이저 펄스 에너지 (MPE 조건)	최대 온도 상승치 $\Delta T_{max}$
532 nm	0.060 J	57.83 °C
809 nm	0.098 J	24.82 °C
905 nm	0.150 J	18.57 °C
1064 nm	0.300 J	16.40 °C

표 3.9 Short Pulse 조건에 대해 LPE를 MPE 값으로 고정하고 시뮬레이션을  
수행하여 얻은 피부의 최대 온도 상승치

파장	레이저 펄스 에너지 (MPE 조건)	최대 온도 상승치 $\Delta T_{max}$
532 nm	0.0019 J	2.52 °C
809 nm	0.0032 J	1.01 °C
905 nm	0.0049 J	0.74 °C
1064 nm	0.0096 J	0.83 °C

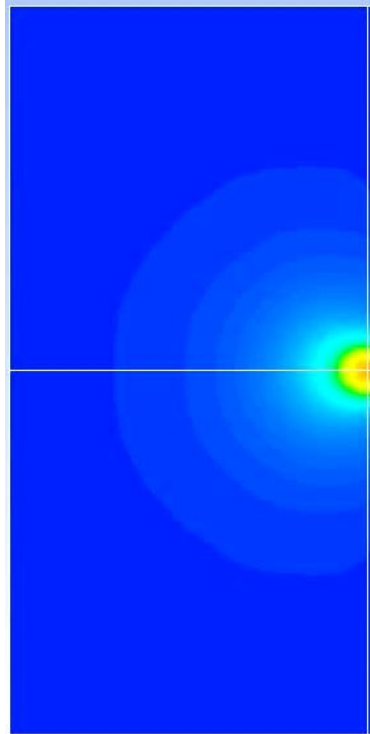


그림 3.10 ANSYS CFD<sup>®</sup>의 시뮬레이션 레이아웃(깊이 3 mm × 폭 6 mm)

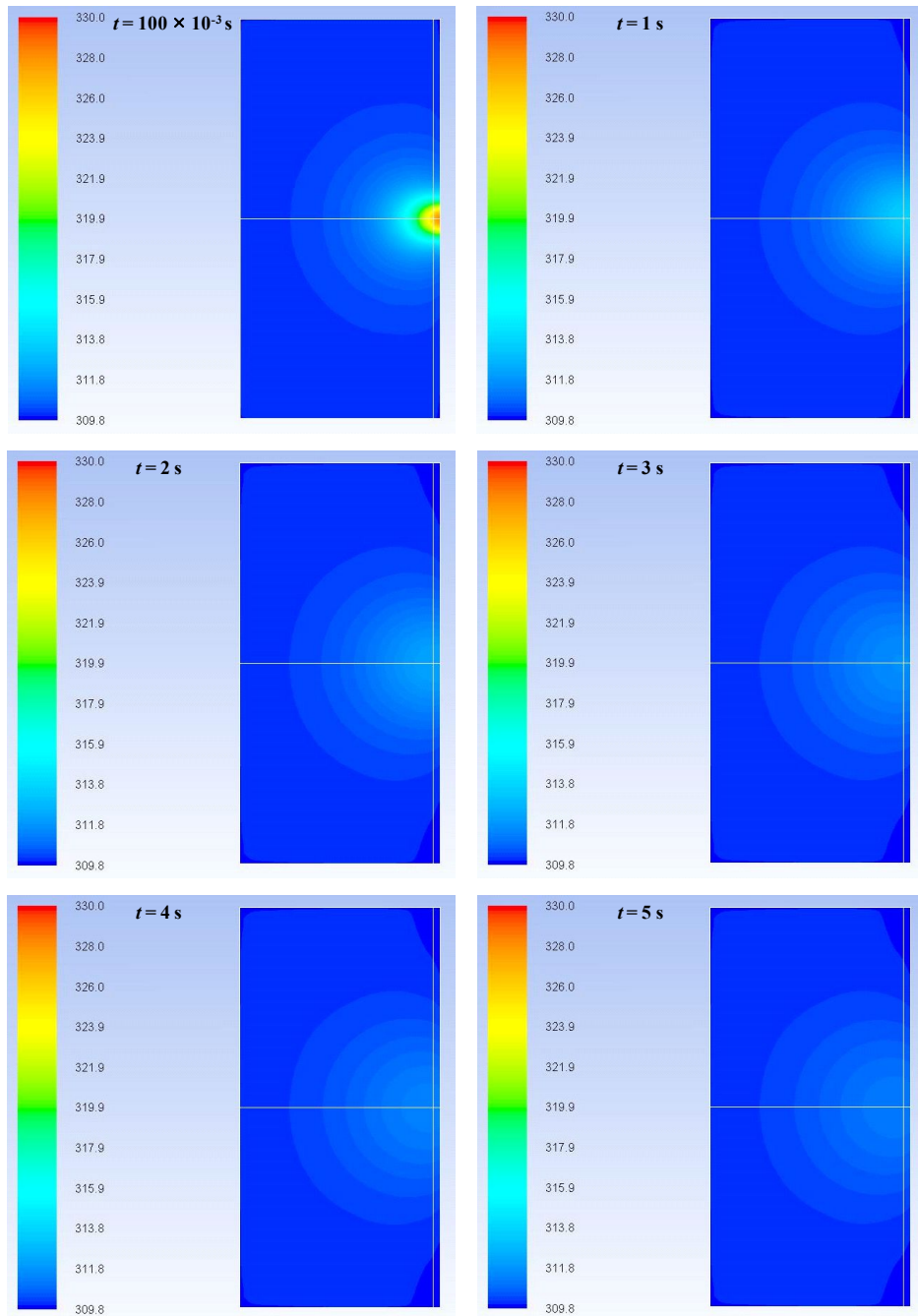
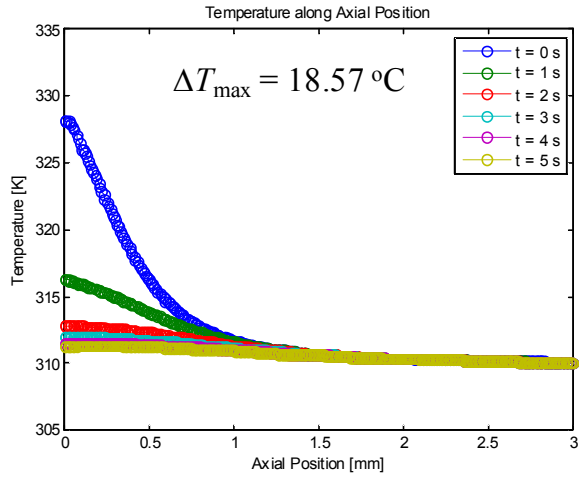
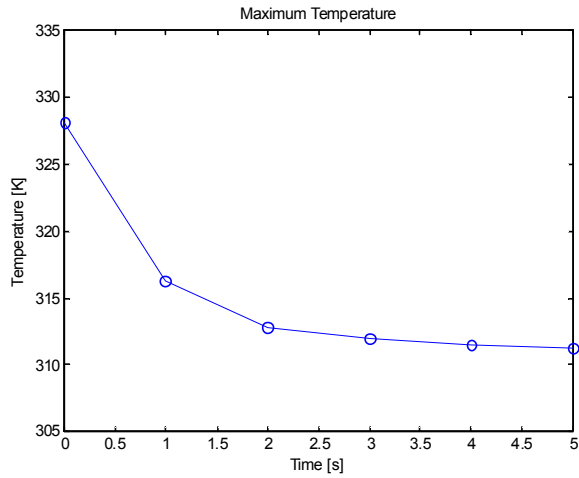


그림 3.11 Long Pulse 조건에서 파장 905 nm, LPE 0.15 J인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행 한 결과 중  $t = 100 \times 10^{-3}$ , 1, 2, 3, 4, 5 s일 때의 온도 분포



(a)



(b)

그림 3.12 Long Pulse 조건에서 파장 905 nm, LPE 0.15 J인 경우 (a) 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포, (b) 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화

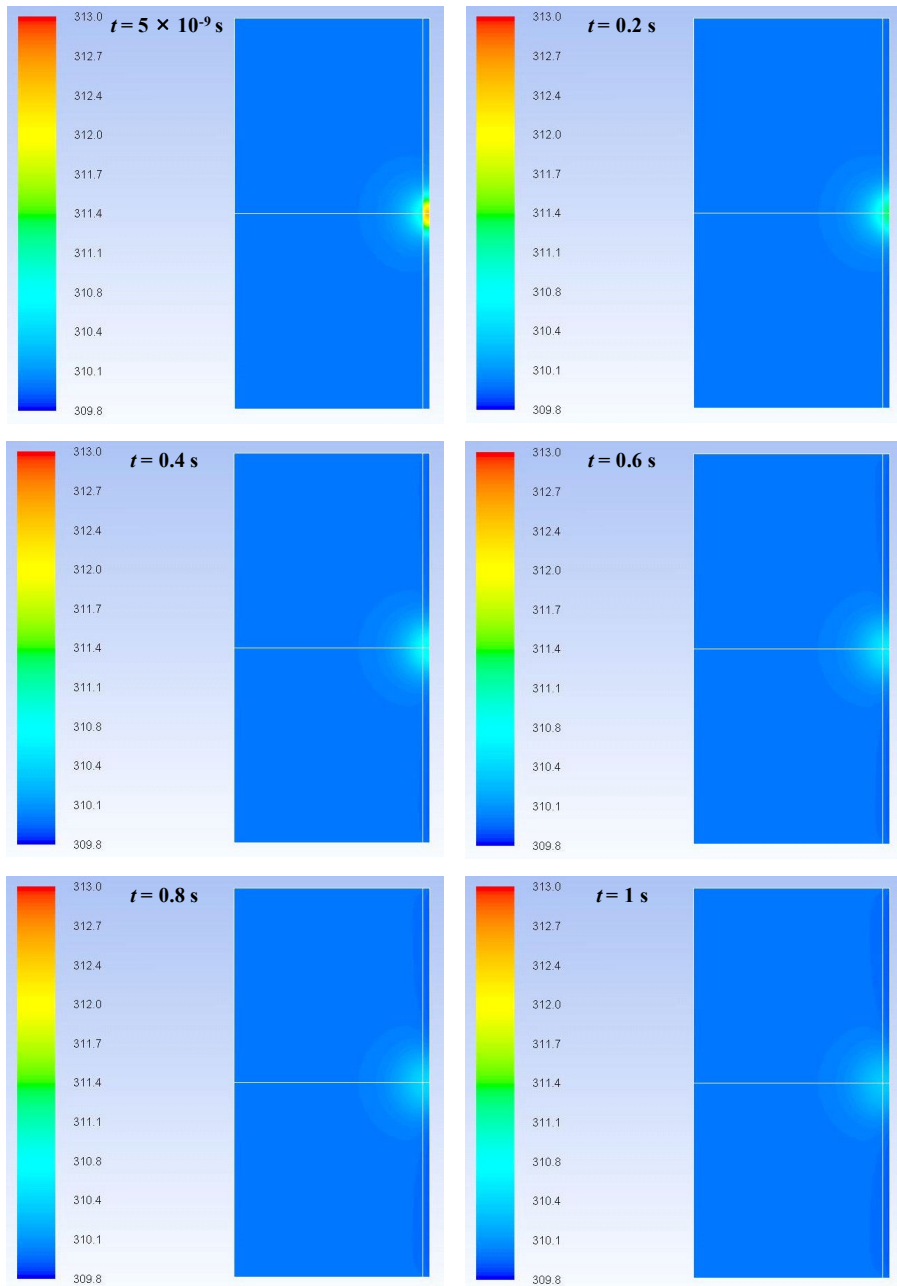
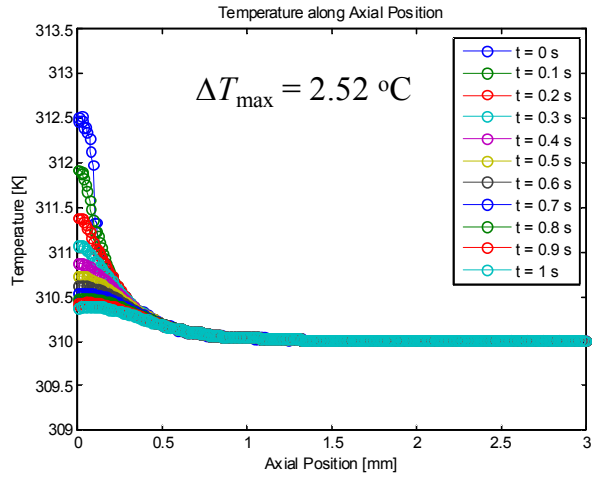
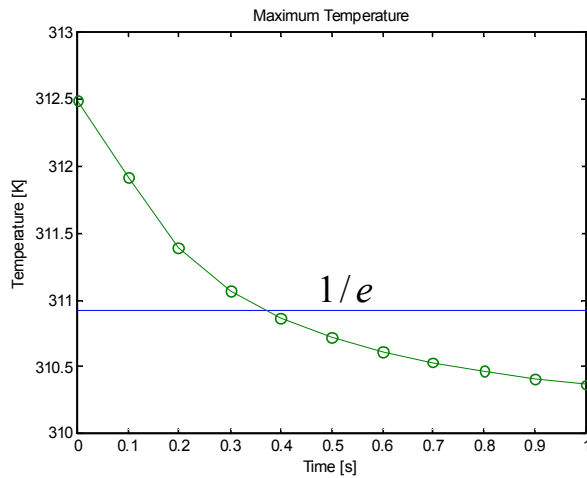


그림 3.13 Short Pulse 조건에서 파장 532 nm, LPE 1.9 mJ인 경우에 대해 시뮬레이션을 수행 한 결과 중  $t = 5 \times 10^{-9}$ , 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 s일 때의 온도 분포



(a)



(b)

그림 3.14 Short Pulse 조건에서 파장 532 nm, LPE 0.19 mJ인 경우 (a) 레이저 빔 중심에서 피부 깊이 방향으로의 온도 분포, (b) 시간에 따른 레이저 빔 중심에서의 피부 표면 온도 변화



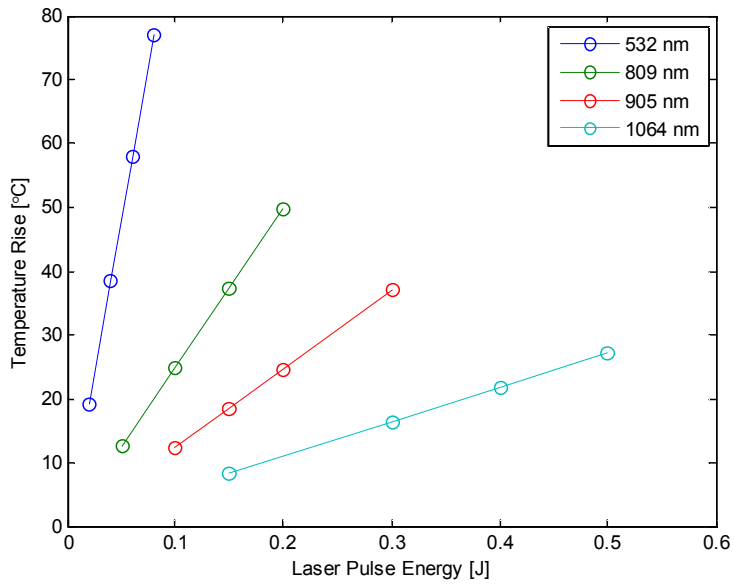


그림 3.15 Long Pulse 조건 시뮬레이션의 LPE 변화에 따른 파장별 온도 상승 결과 그래프

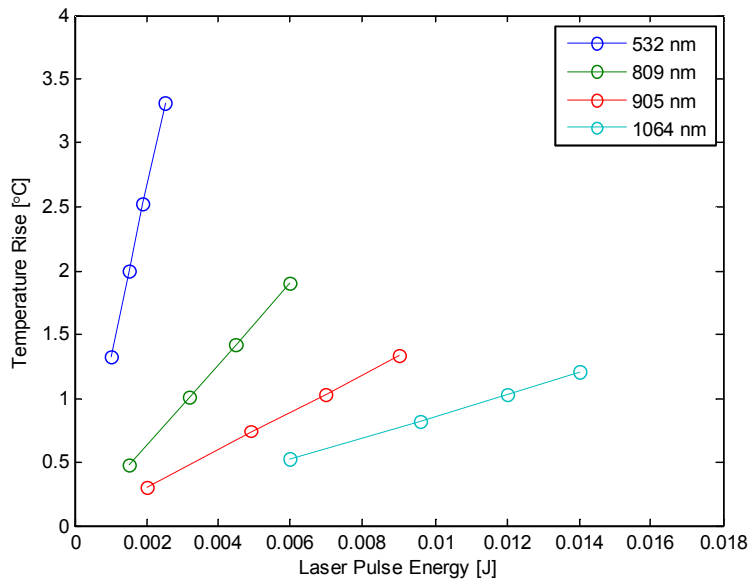


그림 3.16 Short Pulse 조건 시뮬레이션의 LPE 변화에 따른 파장별 온도 상승 결과 그래프

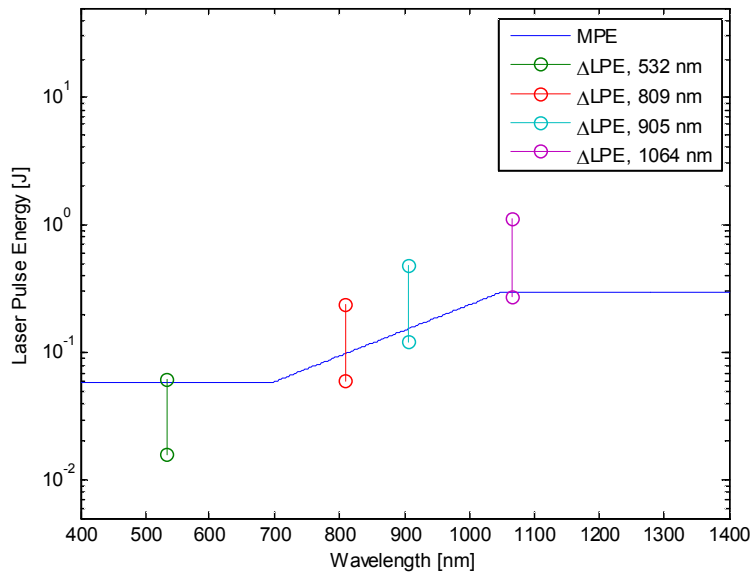


그림 3.17 Long Pulse 조건에서의 MPE<sup>[23]</sup>와  $\Delta$ LPE(최대 온도 상승치가 15 °C ~ 60 °C 사이 값이 되는 LPE 영역) 비교

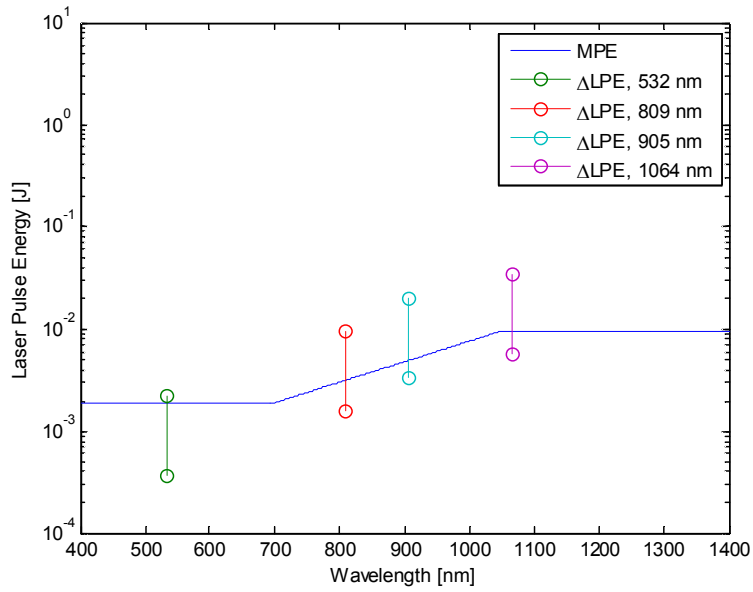


그림 3.18 Short Pulse 조건에서의 MPE<sup>[23]</sup>와  $\Delta$ LPE(최대 온도 상승치가 0.5 °C ~ 3.0 °C 사이 값이 되는 LPE 영역) 비교

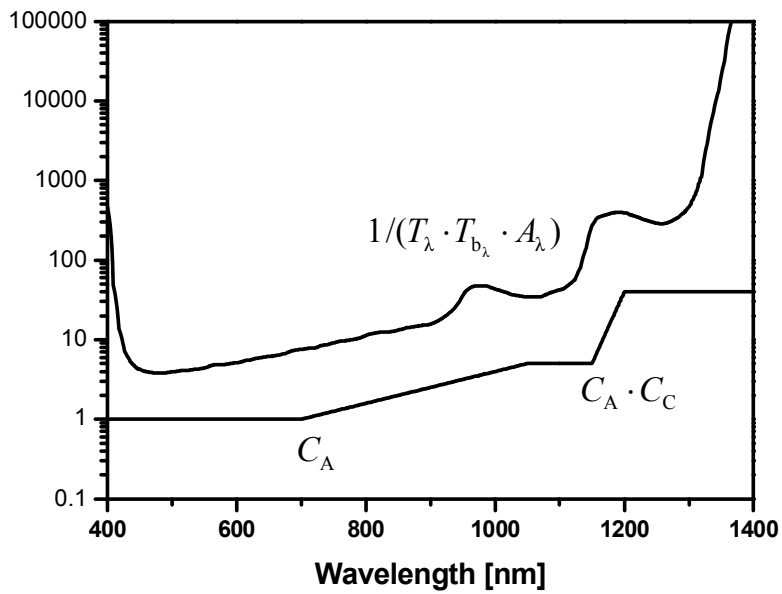


그림 3.19 식 (3.4)의 우변에 대한 측정 데이터와 보정률  $C_A$ 와  $C_C$ 를 사용하여 이를 직선 형태로 단순화한 그래프<sup>[26]</sup>

## 제4장 레이저의 피부 흡수에 의한 기계적 효과

### 제1절 레이저에 의해 발생하는 기계적 효과의 종류

레이저에 의해 발생하는 스트레스파(laser-induced stress waves)는 레이저에 의한 광학 절연파괴(laser-induced optical breakdown), 레이저 제거(laser ablation), 레이저에 의한 열탄성 효과(laser-induced thermoelastic effects) 등의 기전에 의해 발생된다고 알려져 있다.<sup>[28]</sup>

큐-스위칭(Q-switching) 또는 모드 잠금(mode-locking)에 의해 발생된 짧은 펄스 폭을 갖는 레이저는 순간적인 전기장의 세기가 매우 크기 때문에 매질을 이온화시키고 플라즈마를 형성할 수 있다. 이러한 현상을 레이저에 의한 광학 절연파괴라 부르는데, 이때 발생한 고온, 고압의 플라즈마가 빠르게 팽창하며 압력파를 형성하고 이온화가 이루어지지 않은 매질 내부로 충격파(shock wave)가 전달된다. 광학 절연파괴(laser-induced optical breakdown)에 의해 발생하는 충격파는 의학적으로 수정체 분쇄(lens fragmentation), 레이저 쇄석술(laser lithotripsy) 등에 응용되고 있다.<sup>[2]</sup>

레이저 제거는 주로 자외선 파장대의 레이저를 사용한다. 자외선 파장대의 광자는 매우 큰 에너지를 갖고 있어 생체조직과 같은 매질의 분자결합을 분해할 수 있다. 자외선 파장대의 레이저에 노출된 매질은 분자결합의 분해에 의해 작은 조각으로 해체되고 매질 표면으로부터 빠른 속도로 제거된다. 이때 반동 운동량(recoil momentum)이 남아 있는 매질에 순간적으로 전달되는데, 이를 통해 스트레스파가 생성되게 된다. 레이저 제거 기술은 의학적으로 굴절각막 교정술(refractive corneal surgery)에 응용되고 있다.<sup>[29]</sup>

매우 짧은 펄스 폭을 갖는 레이저가 흡수 매질에 조사될 경우 순간적인 레이저 흡수에 의해 매질이 국소적으로 가열된다. 이때 순간적으로 가열된 매질의 국소부가 열팽창을 하게 되는데, 이를 통해 국소적으로 압력이 증가하게 되고 이 압력파가 스트레스파의 형태로 탄성을 갖고 있는 매질(elastic medium) 내부로 전

달되게 된다.<sup>[30]</sup> 광학 절연파괴나 레이저 제거는 매질의 손상을 동반하는 기전이  
지만, 레이저에 의한 열탄성 효과는 매질의 손상 없이도 스트레스파를 발생시킬  
수 있는 기전이다. 레이저 열탄성 효과에 의해 발생하는 스트레스파는 세포의 구  
조와 기능에 영향을 줄 수 있으며, 특히 세포막의 투과성을 상당히 크게 증가시  
킬 수 있어 약물 또는 유전자 전달을 위한 훌륭한 툴로 주목 받고 있다.<sup>[31,32]</sup>

## 제2절 열탄성 파동 방정식과 1차원 해<sup>[33]</sup>

열탄성 파동 방정식(thermoelastic wave equation)은 다음 식과 같이 표현된다.

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \frac{E}{2(1+\sigma)} \nabla^2 \mathbf{u} - \frac{E}{2(1+\sigma)(1-2\sigma)} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) = \frac{-E\beta}{3(1-2\sigma)} \nabla T \quad (4.1)$$

여기서,  $\rho$ ,  $\sigma$ ,  $\mathbf{u}$ ,  $\beta$ ,  $E$ ,  $T$  는 각각 질량밀도(mass density), 포아송비(Poisson's ratio), 변위 벡터(displacement vector), 열팽창계수(thermal expansion coefficient), 영률(Young's modulus), 온도 증가 분포(distribution of temperature increase)을 의미한다. 한편, 응력 텐서(stress tensor)  $\sigma_{ik}$ 와 변형 텐서(strain tensor)  $u_{ik}$ 는 다음 식과 같이 주어진다.

$$\sigma_{ik} = \frac{E}{1+\sigma} \left( u_{ik} + \frac{\sigma}{1-2\sigma} u_{jj} \delta_{ik} \right) - \frac{E\beta T}{3(1-2\sigma)} \delta_{ik} \quad (4.2)$$

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \quad (4.3)$$

여기서,  $\delta_{ik}$ ,  $u_i$ ,  $x_i$ 는 각각 크로네커 델타(Kroneker delta), 변위 벡터  $\mathbf{u}$ 의 성분(component), 위치 벡터  $\mathbf{r}$ 의 성분을 의미한다.

단면적이 매우 크고 펄스 폭이 매우 작은 레이저 빔이 매질에 지수함수적으로(침투 깊이  $D$ ) 흡수 되는 경우, 매질 표면으로부터 깊이 방향으로 지수함수적으로 감소하는 온도 증가 분포를 형성하게 된다. 이때, 변위는 깊이 방향( $z$ 축 방향)으로만 존재하게 되고  $z$  좌표값에만 의존하게 된다. 이러한 1차원 문제의 경우, 열탄성 파동 방정식 (4.1)은 다음과 같이 단순화 된다.

$$\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} = C_l^2 \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} + \frac{E\beta T_0}{3D\rho(1-2\sigma)} e^{-\frac{z}{D}} \quad (4.4)$$



여기서,  $T_0$ 와  $C_l$ 은 각각 최대 온도 증가량과 종 음파 속도(longitudinal speed of sound)를 의미한다.  $C_l$ 은 다음 식을 사용하여 계산할 수 있다.

$$C_l^2 = \frac{E(1-\sigma)}{\rho(1+\sigma)(1-2\sigma)} \quad (4.5)$$

자유 경계 조건(free boundary condition)에 대해 1차원 열탄성 파동 방정식 (4.4)를 풀면 변위  $u_z$ 와 스트레스  $\sigma_{zz}$ 에 대한 해를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$u_z = \frac{\beta T_0 D}{6} \frac{1+\sigma}{1-\sigma} \left[ e^{-(z+C_l t)/D} + e^{(z-C_l t)/D} - 2e^{-z/D} \right] \quad \text{for } z \leq C_l t \quad (4.6)$$

$$u_z = \frac{\beta T_0 D}{6} \frac{1+\sigma}{1-\sigma} \left[ e^{-(z+C_l t)/D} + e^{-(z-C_l t)/D} - 2e^{-z/D} \right] \quad \text{for } z \geq C_l t \quad (4.7)$$

$$\sigma_{zz} = -\frac{\sigma_{\max}}{2} \left( e^{-z/D-t/\tau_s} - e^{z/D-t/\tau_s} \right) \quad \text{for } z \leq C_l t \quad (4.8)$$

$$\sigma_{zz} = -\frac{\sigma_{\max}}{2} \left( e^{-z/D-t/\tau_s} + e^{-z/D+t/\tau_s} \right) \quad \text{for } z \geq C_l t \quad (4.9)$$

여기서,  $\sigma_{\max}$ 와  $\tau_s$ 는 각각 최대 스트레스 값과 스트레스 이완 시간(stress relaxation time)을 의미하며, 다음 식들을 사용하여 계산할 수 있다.

$$\sigma_{\max} = \frac{1+\sigma}{3(1-\sigma)} \rho C_l^2 \beta T_0 \quad (4.10)$$

$$\tau_s = \frac{D}{C_l} \quad (4.11)$$

한편, 최대 변위  $u_{\max}$  는 식 (4.6)과 (4.7)로부터 다음과 같이 주어진다.

$$u_{\max} = \frac{\beta T_0 D}{3} \frac{1+\sigma}{1-\sigma} \quad (4.12)$$

### 제3절 논의

레이저 흡수에 의해 발생한 초기 스트레스 분포는 열팽창에 의한 것이기 때문에 압축 스트레스(compressive stress)이다. 이 초기 스트레스 분포는 음파의 속도로 매질 내에서 전파하는데, 1차원의 경우 레이저 빔 축(laser beam axis)을 따라 매질 경계면 방향과 매질 내부 방향의 양방향으로 전파가 이루어진다. 레이저 빔이 입사하는 매질 경계면에서의 경계조건에 따라 최종적으로 매질 내부를 통해 전파하는 스트레스파의 모양이 달라진다.

자유 경계 조건의 경우, 매질 경계면 방향으로 진행한 파는 경계면에서 반사되어 매질 내부로 진행방향을 바꾸면서 위상변화가 발생하여 스트레스의 부호가 변화하게 되고 인장 스트레스(tensile stress)로 변환된다. 따라서, 이 경우 최종적으로 매질 내부를 통해 전파하는 스트레스 파는 압축과 인장 성분을 모두 갖고 있는 바이폴러 파(bipolar wave)가 된다. 스트레스파를 시간적으로 측정해 보면 압축과 인장 각 성분은 대략 스트레스 이완 시간  $\tau_s$ 의 폭을 갖고 있다. 식 (4.8)과 (4.9)는 이렇게 형성된 바이폴러 파를 나타낸다. 강체 경계 조건(rigid boundary condition)의 경우, 경계면에서의 반사에 의해 스트레스파의 위상변화가 발생하지 않으므로 최종적으로 매질 내부를 통해 전파하는 스트레스파는 압축 성분만을 갖게 된다.

그림 4.1은 식 (4.6) ~ (4.9)를 사용하여 계산한 결과를 보여 주고 있다. 시간  $t$ 와 피부 조직 내부 방향으로의 깊이(depth into tissue)는 각각 스트레스 이완 시간  $\tau_s$ 와 침투 깊이  $D$ 를 단위로 사용하였다. 변위와 스트레스 값은 각각의 최대값을 사용하여 규격화하였다.

매질에 조사되는 레이저가 유한한 펄스 폭  $\tau_l$ 을 갖는 경우, 스트레스 이완 현상에 의해 스트레스파의 최대값이 감소율(reduction factor)  $A$  만큼 작아지게 된다. 레이저 펄스가 시간적으로 사각형 형태를 갖고 있는 경우 감소율  $A$ 는 다음과 같이 주어진다.<sup>[34]</sup>

$$A = \frac{1 - \exp(-\tau)}{\tau} \quad (4.13)$$

여기서,  $\tau(=\tau_l/\tau_s)$ 는 레이저 펄스 폭  $\tau_l$ 과 스트레스 이완 시간  $\tau_s$ 의 비율이다. 레이저 펄스 폭이 스트레스 이완 시간과 비슷하거나 크게 되면 감소율  $A$ 가 상당히 작아져 발생하는 스트레스파의 최대값이 현저히 작아지게 됨을 알 수 있다.

표 4.1은 일반적인 인체 연조직(soft tissue)의 특성 상수값을 보여 주고 있다.<sup>[20,35-37]</sup> 침투 깊이  $D$ 를 앞서 가정한 표피의 두께인  $100\ \mu\text{m}$ 로 가정하고, 표 4.1의 특성 상수값을 사용하여 최대 스트레스  $\sigma_{\text{max}}$ , 최대 변위  $u_{\text{max}}$ , 스트레스 이완 시간  $\tau_s$ 를 계산해 보면 다음과 같은 결과를 얻게 된다.

$$\sigma_{\text{max}} = 2.4 \times 10^6 T_0 \text{ Pa} = 2.4 T_0 \text{ MPa} = 24 T_0 \text{ bar} \quad (4.14)$$

$$u_{\text{max}} = 85 T_0 \text{ nm} \quad (4.15)$$

$$\tau_s = 65 \text{ ns} \quad (4.16)$$

여기서,  $T_0$ 의 단위는 K 또는  $^{\circ}\text{C}$ 이다.

제3장의 온도 시뮬레이션 결과 중 Shot Pulse 조건(레이저 펄스 폭: 5 ns)에서 파장이 532 nm이고 LPE가 1.9 mJ인 경우 최대 온도 증가량은 약  $2.5\ ^{\circ}\text{C}$ 이었다. 본 논문의 온도 시뮬레이션에서는 0.69 mm 직경( $1/e^2$  기준)을 갖는 가우시안 레이저 빔을 가정하였으므로 1차원 열탄성 파동 방정식의 해를 곧바로 적용할 수는 없다. 그러나 유한한 직경을 갖는 가우시안 레이저 빔의 경우에도 1차원 해에서 예측하는 것과 비슷한 크기(order of magnitude)의 최대 스트레스와 최대 변위를 나타낼 것으로 예상할 수 있으므로, 관련 값들을 (4.14), (4.15)에 대입하면 최대 스트레스는 약 6.0 MPa, 최대 변위는 약 200 nm 정도 일 것으로 예측된다. 한편, 식 (4.13)을 사용하여 계산한 감소율  $A$ 의 값은 약 0.96으로 5 ns 레이저 펄스의 경우 스트레스 이완 현상에 의한 스트레스파 감소는 약 4 % 정도일 것으로 예상된다.

표 4.1 일반적인 인체 연조직(soft tissue)의 특성 상수값<sup>[20,35-37]</sup>

순번		상수값	참고문헌번호
1	질량밀도 $\rho$ ( $\text{kg/m}^3$ )	1200	[20]
2	선형열팽창계수 $\beta/3$ ( $\text{K}^{-1}$ )	$3 \times 10^{-4}$	[35]
3	음파 속도 $C_l$ (m/s)	1540	[36]
4	포아송비 $\sigma$	0.48	[37]

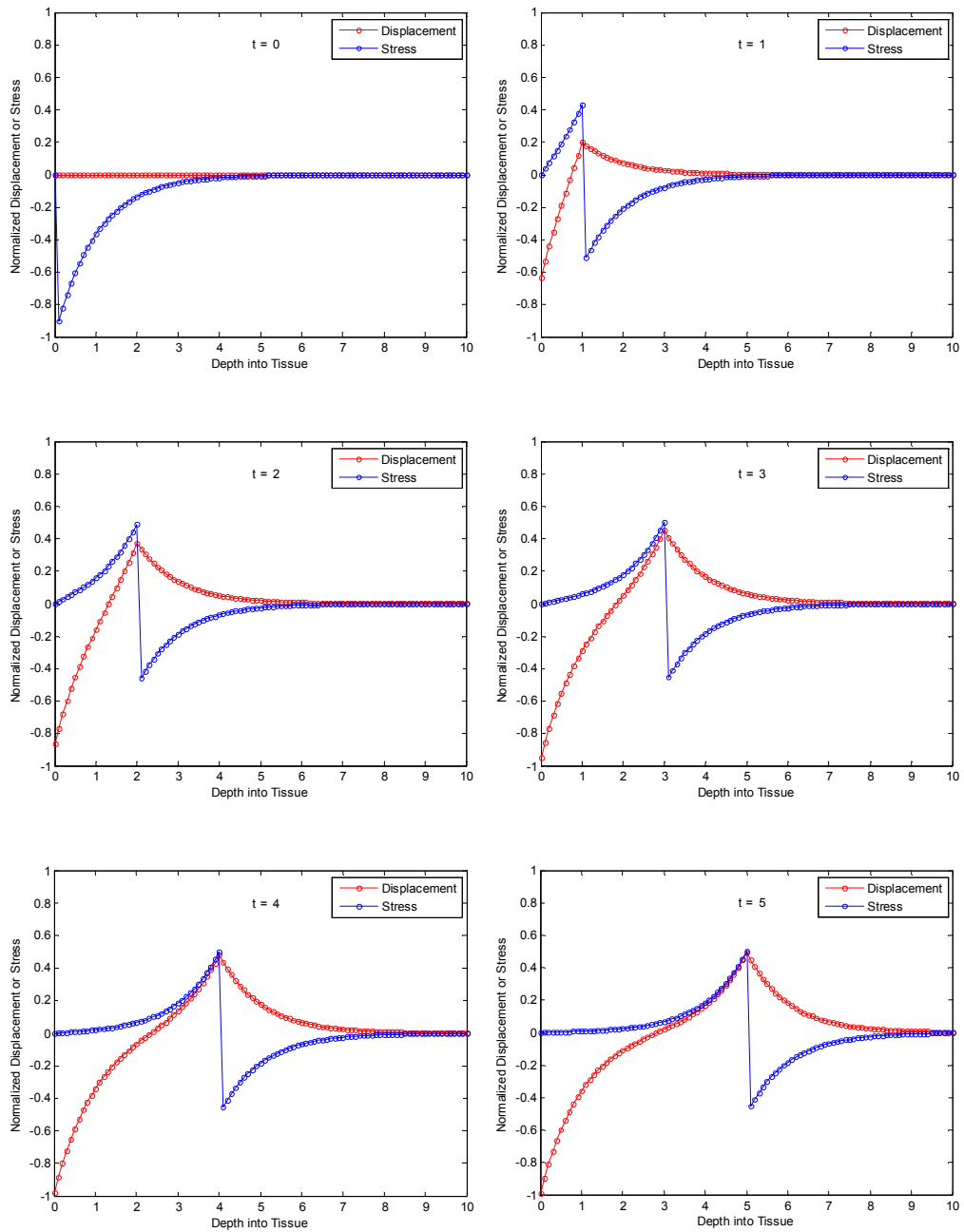


그림 4.1 자유 경계 조건에 대한 1차원 열탄성 파동 방정식의 해

## 제5장 촉감 자극 생성을 위한 레이저 시스템

### 제1절 532 nm/1064 nm 레이저

레이저를 이용한 촉감 자극 생성 실험을 위해 Quantel사의 고출력 큐-스위치된 Nd:YAG(Brilliant b)<sup>[39]</sup>를 사용하고 있다.(건국대학교 의공학부 전재훈 교수 연구팀과 함께 연구 수행 중) 표 5.1은 Brilliant b의 출력 특성을 정리한 것이다.<sup>[39]</sup> 532 nm와 1064 nm 파장의 출력을 선택적으로 사용할 수 있으며, 펄스 반복률은 10 Hz, 펄스 폭은 5 ~ 6 ns이다. 그림 5.1은 Brilliant b의 외관과 532 nm 파장 출력 빔의 사진이며, 그림 5.2는 532 nm 파장의 시간적 출력을 측정한 결과이다. 이때 사용한 광검출기와 오실로스코프는 각각 Newport Corporation사의 818-BB-21<sup>[40]</sup>와 Tektronix Incorporated사의 TDS7154B<sup>[41]</sup>이었다. 약 5 ns의 펄스 폭을 갖고 있음을 확인할 수 있다.

인체 피부 조직과 유사한 인공 합성물인 콜라겐 조직(MEDIRA사의 NSNF 1002-5)<sup>[42]</sup>에 532 nm 레이저 펄스를 조사하고 피에조 센서(Measurement Specialties사의 LDT1-028K)<sup>[43]</sup>를 사용하여 콜라겐 조직 후면에 전달되는 스트레스파 측정 실험이 수행 중에 있다. 또한, 자발적 피험자를 대상으로 레이저 자극에 의한 뇌파 변화 측정 실험을 함께 수행하고 있는데, 레이저 촉감 자극 제시 후 뇌전도(electroencephalography, EEG)를 획득하고 획득한 신호에서 ERP(event-related potential)을 검출함으로써 레이저 기반 촉각 자극으로 인한 뇌파 변화를 측정하는 것을 목표로 한다. 이 결과는 레이저, 피부 수용기, 뇌 뉴런 사이의 신경 생리학적 해석에 매우 중요한 단서를 제공할 것으로 기대된다.

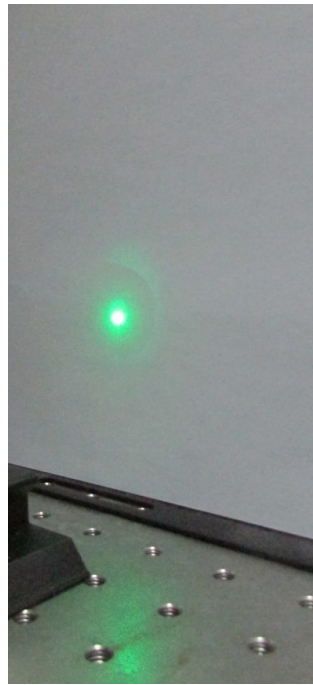
표 5.1 Brilliant b의 출력 특성<sup>[39]</sup>

<b>Repetition rate (Hz)</b>	<b>10</b>		
Energy Per Pulse (mJ)	1064 nm	850	Measured with a calibrated wattmeter
	532 nm	400	
Energy Stability – Shot to Shot (%)	1064 nm	± 2 (0.6)	Peak to Peak, 100% of Shots (RMS)
	532 nm	± 4 (1.3)	
Power drift (%)	1064 nm	± 3	Over 8 hours, without readjustment of Phase-matching, 18°C < T°C 25°C
	532 nm	± 5	
Pulse duration (ns)	1064 nm	≈ 6	FWHM, fast photodiode and 1 GHz scope
	532 nm	≈ 5	
Linewidth standard (cm <sup>-1</sup> )	1064 nm	0.7	FWHM, measured by a grating spectrometer with a 0.045 cm <sup>-1</sup> resolution
	532 nm	1.4	
Linewidth with etalon LNE (cm <sup>-1</sup> )	1064nm	0.1	LNE : 15 % energy reduction
Jitter (ns)	1064 nm	± 0.5	With respect to Q-switch trigger, measured at half- width of 500 accumulated shots
Pointing stability (μrad)	1064 nm	< 50	Measured by SPIRICON LBA-100, RMS, on 200 pulse at the focal plane of a 2 m focus lens
	532 nm	< 50	
Divergence (mrad))	1064 nm	0.5	Full angle, at 1/e <sup>2</sup> of the peak, 85 % of total energy
Polarization ratio (%)	1064 nm	>80	Horizontal polarization
Bema diameter (mm)	1064 nm	9	At the output of the laser
Focusability (times Diffraction Limit)	1064 nm	<2	At 1/e <sup>2</sup> of the peak, by SPIRICON LBA-100
Spatial profile (fit to Gaussian)			
Near field	1064 nm	0.70	At 1m from the laser output
Far field	1064 nm	0.90	At focal plane of a 2 m focus lens least square fit to gaussian (perfect fit = 1)





(a)



(b)

그림 5.1 (a) Brilliant b의 외관 사진과 (b) 532 nm 파장 출력 빔의 모습

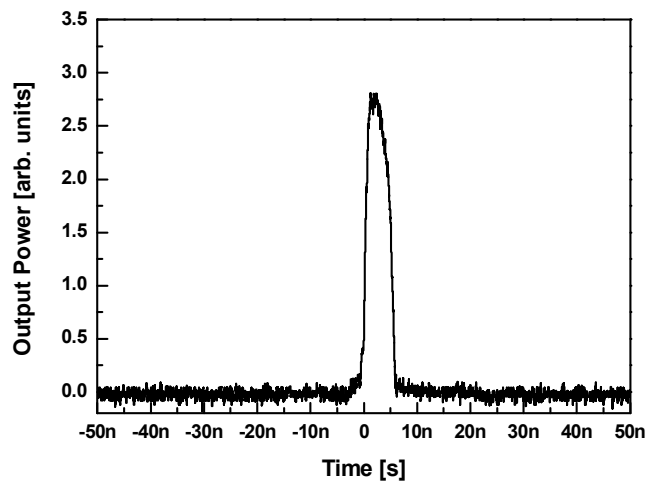


그림 5.2 Brilliant b의 시간적 출력을 측정한 결과(파장: 532 nm)

## 제2절 809 nm 레이저

앞 절에서 소개한 532/1064 nm 레이저는 고정된 펄스 반복률과 펄스 폭을 갖고 있어 촉감 자극 생성에 한계를 갖고 있다. 펄스 반복률과 펄스 폭 변화가 비교적 자유로운 nLight 사의 LD 기반 레이저 시스템인 Pearl™ TKS-B<sup>[44]</sup>를 사용하여 다양한 종류의 레이저 촉감 자극을 생성하고 이를 이용한 실험 및 분석이 진행 중에 있다.

이 레이저 시스템의 출력 파장은 809 nm이며, 최대 출력 파워는 35 W이다. 최소 펄스 폭과 최대 펄스 반복률은 각각 10  $\mu$ s와 12.5 kHz이며, 조절 가능한 듀티비(duty ratio) 영역은 5-95 %이다. Pearl™ TKS-B의 주요 특성을 표 5.2에 정리하였다.<sup>[44]</sup> 그림 5.3은 Pearl™ TKS-B의 외관 사진을 보여주고 있다.

건국대학교 의과대학 배영민 교수 연구팀을 중심으로 레이저에 의한 촉감 자극 생성에 대한 세포 수준에서의 기전에 대한 연구가 진행 중에 있다. 촉각을 감지하는 감각세포 중 하나인 메르켈 세포(Merkel cell)를 배양하여 레이저를 직접 조사하고 그 후 나타나는 생리학적 변화를 관찰, 기록하여 물리적인 촉감 자극과의 공통점과 차이점에 대한 분석이 수행 중이다. 현재 809 nm 레이저 시스템은 이 연구에 주로 사용되고 있다.

표 5.2 Pearl™ TKS-B의 주요 특성<sup>[44]</sup>

<b>System Characteristics</b>		
Mode of Operation	-	CW/QCW
Maximum Heat Dissipation	W	100
Output Power Tunability	%	0 – 100
Output Power Stability	%	< 1
<b>Electrical</b>		
Supply Voltage	VAC	110 – 250
AC Power Supply Frequency	Hz	50 – 60
Power Consumption	W	< 550
Min Pulse Width	μs	10
Rise/Fall Time	μs	< 10 / 10
Maximum Repetition Rate	kHz	12.5
Duty Ratio	%	5 - 95
<b>Mechanical</b>		
Dimensions (L×W×H)	mm <sup>3</sup>	432×482×133
Weight	kg	16
Cooling Method	-	Air Cooled
<b>General Condition</b>		
Operating Temperature	°C	20 to + 35
Storage Temperature	°C	- 20 to + 60
Temperature delta from ambient to diode temperature	°C	10
Maximum Diode Waste Heat	W	100
Relative Humidity	%	10 to 95



그림 5.3 Pearl™ TKS-B의 외관 사진

### 제3절 905 nm 레이저

905 nm 파장의 고출력 LD(Frankfurt Laser Company, 모델명: FLD-905-375P)<sup>[45]</sup>를 구입하고, 실험실(건국대학교 의공학부 정순철/김형식 교수 연구팀)에서 자체 제작한 LD 구동 시스템을 사용하여 레이저 촉감 자극 생성을 위한 실험이 진행 중에 있다. FLD-905-375P의 광학적, 전기적 특성은 표 5.3과 같다.<sup>[45]</sup>

FLD-905-375P는 최대 출력이 375 W인 고출력 LD이며, 출력 펄스의 상승 및 하강 시간(rise and fall time)이 약 1 ns로 고속 스위칭이 가능한 장점을 지니고 있다. 자체 제작한 LD 구동 시스템에서는 펄스 폭 및 펄스 반복률을 각각 200 ns ~ 2  $\mu$ s, 1 ~ 200 Hz 사이에서 조절이 가능하도록 설계하였다. 그림 5.4(a)와 (b)는 각각 LD 구동 시스템의 제어부와 LD 출력부를 보여주고 있다.

FLD-905-375P는 광섬유로 출력을 커플링하는 패키지가 가능하다. 보다 큰 출력을 갖는 레이저 촉감 자극 생성 장치의 개발을 위해 다수의 광섬유 출력을 광섬유 하나로 결합할 수 있는 빔 결합(beam combination) 시스템에 대한 연구가 진행 중에 있다.

표 5.3 FLD-905-375P의 광학적, 전기적 특성<sup>[45]</sup>

<b>Operating parameters</b>	<b>Symbol</b>	<b>FLD-905-375P</b>
Emitting area	$W \times H$	$200 \times 480 \mu\text{m}$
Lasing wavelength	$\lambda$	$905 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$
Peak power output @ 25 °C	$P_o$	375 W
Peak power output @ 85 °C	$P_o$	300 W
Threshold current	$I_{th}$	0.8 A
Forward current	$I_f$	30 A
Forward voltage	$V_f$	36 V
Beam divergence	$\Theta_{  } \times \Theta_{\perp}$	$9^{\circ} \times 25^{\circ}$
Spectral width (FWHM)	$\Delta\lambda$	8 nm
Rise and fall time (10 % - 90 %)	$t_{\tau}$	Min 1 ns
Duty Cycle	DC	0.1 %



(a)



(b)

그림 5.4 (a) LD 구동 시스템의 제어부, (b) LD 출력부



## 제6장 결 론

본 논문에서는 레이저의 피부 흡수에 의한 열 및 기계적 효과의 발생에 관한 연구를 수행하였다. 본 연구는 레이저 기반 고정밀, 고기능, 최소 또는 비접촉식의 촉감 제시 기술 개발을 위해 선행되어야 하는 기초 연구이며, 레이저 흡수에 의해 발생하는 피부 내부의 열 및 기계적 효과에 대한 이해 및 분석을 최종 목표로 한다.

먼저, 피부 조직의 각종 광학계수 및 해부학적 구조에 대해 조사하였다. 이를 바탕으로 몬테카를로 기법을 근간으로 한 레이저의 피부 내 전파, 산란, 흡수에 대한 시뮬레이션을 수행하였고, 열 확산 방정식을 사용하여 흡수된 레이저 에너지에 의한 피부 내부의 온도 변화에 관한 연구를 수행하였다. 그리고 열-탄성 방정식을 사용하여 펄스 레이저의 흡수 및 급격한 온도 상승에 기인하는 기계적 효과의 발생에 관한 연구를 수행하였다.

참고문헌 [17]에서 보고한 굴절률, 흡수계수, 산란계수, 비등방성계수 등의 피부 조직관련 광학계수를 사용하고, 참고문헌 [14]의 연구 결과를 바탕으로 피부 조직 중 표피의 두께를 100  $\mu\text{m}$ 인 것으로 가정하여 레이저의 피부 내 전파, 산란, 흡수에 대한 시뮬레이션을 수행하였다. 흡수 파워 밀도의 경우 400 nm와 1450 nm 근방의 파장에서 매우 큰 값을 보였으며, 흡수 파워 밀도와 피부 조직의 흡수계수가 파장에 대해 동일한 경향을 보이고 있어 레이저 흡수 파워 밀도의 경우 피부 조직의 흡수계수가 중요한 결정인자임을 알 수 있었다. 레이저의 침투 깊이는 약 1300 nm의 파장에서 최대값을 보였는데, 침투 깊이와 이송 평균자유행로가 파장에 대해 동일한 경향을 보이고 있어 레이저의 침투 깊이의 경우 이송 평균자유행로가 중요한 결정인자임을 알 수 있었다. 빔 직경( $1/e^2$  기준)이 0.69 mm이며 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm 파장과 5 ns, 100 ms 펄스 폭을 갖는 레이저의 흡수에 의한 피부 내 온도 분포의 공간적, 시간적 변화에 대한 시뮬레이션을 수행하였고, 최대 온도 상승치와 국제 레이저 안전표준에서 권고하고 있는 MPE 사이의 정량적 관계를 도출하였다. 열탄성 파동 방정식의 해석적 해에 대해 소개하였으며, 이를 이용하여 레이저 흡수에 기인한 온도 상승에 의해 피부

조직에 발생하는 광-기계적 효과인 과도 스트레스 분포(transient stress distribution) 및 최대 스트레스 값을 예측하였다.

본 논문의 연구결과는 광-기계적 효과의 효율적 발생을 위한 레이저 파라미터 선택에 대해 중요한 정보를 제공하고 있다. 현재, 532 nm, 809 nm, 905 nm, 1064 nm 등의 레이저를 이용한 광-기계적 효과에 대한 실험적 연구와 열탄성 파동 방정식에 대한 수치 해석적 시뮬레이션이 활발히 수행 중이다.

## 부록 A. 레이저 안전 표준

최대 허용 노출(maximum permissible exposure, MPE)은 보호 장비를 갖추지 않은 사용자의 피부와 눈에 레이저가 노출될 때 생물학적 변화가 없는 레이저 방사 레벨을 의미한다.<sup>[23]</sup> 미국 표준<sup>[23]</sup>, 국제 표준<sup>[24]</sup>, 한국 표준<sup>[25]</sup> 등에 파장, 노출 시간에 따라 피부와 눈에 대한 MPE가 규정되어 있는데, International Commission on Non-ionizing Radiation Protection(ICNIRP)의 가이드라인인 참고문헌 [27]을 준용하고 있어 내용은 실질적으로 모두 동일하다. 다만, 미국 표준<sup>[23]</sup>과 달리 국제 표준<sup>[24]</sup>은  $10^{-9}$  s 이하의 노출 시간에 대한 MPE 값을 추가적으로 제시하고 있으며, 한국 표준<sup>[25]</sup>은 국제 표준<sup>[24]</sup>을 번역하여 사용하고 있다.

본 부록에서는 미국 표준<sup>[23]</sup>에 규정된 MPE 관련 사항에 대해 정리하였다. 표 A.1은 자외선 ~ 원적외선 영역에서의 피부에 대한 MPE를 보여주고 있으며, 표 A.2는 파장에 따른 보정률  $C_A$ 의 값을 보여주고 있다. 그림 A.1은 표 A.2의 파장에 따른 보정률  $C_A$  값을 그래프로 나타낸 것이다.

표 A.1. 자외선 ~ 원적외선 영역에서의 피부에 대한 MPE<sup>[23]</sup>

Wavelength ( $\mu\text{m}$ )	Exposure Duration, $t$ (s)	MPE	
		( $\text{J} \cdot \text{cm}^{-2}$ )	( $\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$ )
Ultraviolet			
Dual limits for $\lambda$ between 0.180 to 0.400 $\mu\text{m}$			
Thermal			
0.180 to 0.400	$10^{-9}$ to 10	$0.56t^{0.25}$	
Photochemical			
0.180 to 0.302	$10^{-9}$ to $3 \times 10^4$	$3 \times 10^{-3}$	
0.302 to 0.315	$10^{-9}$ to $3 \times 10^4$	$10^{200(\lambda-0.295)} \times 10^{-4}$	
0.315 to 0.400	10 to $10^3$	1.0	
	$10^3$ to $3 \times 10^4$		$1 \times 10^{-3}$
Visible and Near Infrared			
0.400 to 1400	$10^{-9}$ to $10^{-7}$	$2 C_A \times 10^{-2}$	
	$10^{-7}$ to 10	$1.1 C_A t^{0.25}$	
	10 to $3 \times 10^4$		$0.2 C_A$

Far Infrared			
1.400 to 1.500	$10^{-9}$ to $10^{-3}$	0.1	
	$10^{-3}$ to 10	$0.56t^{0.25}$	
1.500 to 1.800	10 to $3 \times 10^4$		0.1
	$10^{-9}$ to 10	1.0	
1.800 to 2.600	10 to $3 \times 10^4$		0.1
	$10^{-9}$ to $10^{-3}$	0.1	
2.600 to 1000	$10^{-3}$ to 10	$0.56t^{0.25}$	
	10 to $3 \times 10^4$		0.1
	$10^{-9}$ to $10^{-7}$	$1 \times 10^{-2}$	
	$10^{-7}$ to 10	$0.56t^{0.25}$	
	10 to $3 \times 10^4$		0.1

표 A.2. 파장대역에 따라 적용되는 보정률  $C_A$  [23]

Correction Factors	Wavelength ( $\mu\text{m}$ )
$C_A = 1.0$	0.400 to 0.700
$C_A = 10^{2(\lambda - 0.700)}$	0.700 to 1.050
$C_A = 5.0$	1.050 to 1.400

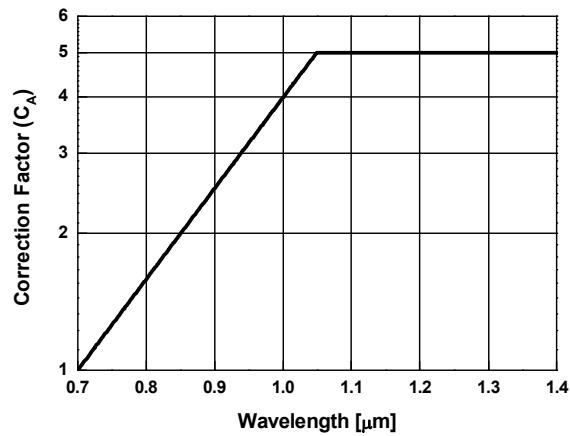


그림 A.1. 파장 별 보정률  $C_A$ 를 나타낸 그래프 [23]

제한 개구 직경(limiting aperture diameter)은 위험 평가 및 분류의 목적으로 방사 조도(irradiance) 또는 방사 노광량(radiant exposure)의 평균을 취하는 원형 영역의 직경을 의미한다.<sup>[23-25]</sup> 제한 개구 직경 값은 표 A.3과 같다. 0.400  $\mu\text{m}$  ~ 1.400  $\mu\text{m}$ 의 파장 영역에서 눈과 피부에 대한 제한 개구 직경은 각각 7.0 mm, 3.5 mm임을 알 수 있다.

표 A.3. 레이저 안전 표준에서 위험 평가를 위해 사용하는 제한 개구 직경<sup>[23]</sup>

Spectral Region ( $\mu\text{m}$ )	Duration, $t$ (s)	Aperture Diameter (mm)	
		Eye	Skin
0.180 to 0.400	$10^{-9}$ to 0.3	1.0	3.5
	0.3 to 10	$1.5 \cdot t^{0.375}$	3.5
	10 to $3 \times 10^4$	3.5	3.5
0.400 to 1.400	$10^{-13}$ to $3 \times 10^4$	7.0	3.5
1.400 to $10^2$	$10^{-9}$ to 0.3	1.0	3.5
	0.3 to 10	$1.5 \cdot t^{0.375}$	3.5
	10 to $3 \times 10^4$	3.5	3.5
$10^2$ to $10^3$	$10^{-9}$ to $3 \times 10^4$	11.0	11.0

## 부록 B. 레이저 실험을 위한 안전장치

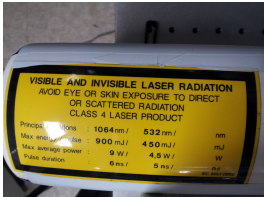




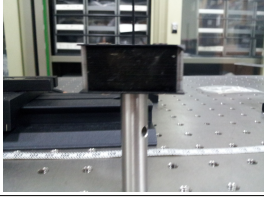
안전한 레이저 실험을 위해 레이저 안전 표준과 지침서가 권고하는 안전장치를 확보하고 이를 사용하여 실험을 진행하고 있다. 표 B.1은 레이저 실험 수행을 위해 필요한 안전장치들의 목록을 표로 정리한 것이다.

표 B.1. 레이저 실험 시 필요한 안전장치 목록

번호	안전장치	참고문헌
1	장비 라벨	[25]
2	개구 경고 표지	[25]
3	접근 판 표지	[25]
4	원격 인터록 접속기	[25]
5	안전 키	[25]
6	빔 멈추개	[25]
7	보호 안경	[25]
8	보호 의복	[25]
9	방호 커튼	[38]
10	경고 장치	[25]

위의 표 B.1에 수록된 레이저 실험 시 필요한 안전장치를 모두 확보 하였으며, 장치들의 실제 사진과 수량을 표 B.2에 정리 하였다.

표 B.2. 레이저 안전장치 사진

번호	안전장치명	사 진	수 량
1	장비 라벨		1
2	개구 경고 표지		1
3	접근판 표지		1
4	원격 인터록 접속기		1
5	안전키		1
6	빔 멈추개		1

7	보호 안경		2
8	보호 의복		4
9	방호 커튼		1
10	경고장치		1



## [참고문헌]

- [1] W. Koechner and M. Bass, Solid-State Lasers : A Graduate Text (Springer-Verlag, New York, USA), pp. 1-11 (2003).
- [2] M. H. Niemz, Laser-Tissue Interactions (Springer-Verlag, New York, USA), pp. 45-150 (2007).
- [3] 송순달, 레이저의 의료응용 (다성출판사, 서울, 대한민국), pp. 291-433 (2001).
- [4] 정순철, 박종락, 최미현, 촉감 자극 시스템 및 그 방법, 대한민국 특허등록번호 10-1147850 (2012).
- [5] P. Kortum, HCI Beyond the GUI (Elsevier Inc., Burlington, USA), pp. 25-73 (2008)
- [6] J. Broeren, A. Bjorkdahl, R. Pascher and M. Rydmark, "Virtual reality and haptics as an assessment device in the postacute phase after stroke," *Cyberpsychol. & Behav.* 5(3), pp. 207-211 (2002).
- [7] S. V. Rozario, S. Housman, M. Kovic, R. V. Kenyon and J. L. Patton, "Therapist-mediated Post-stroke Rehabilitation Using Haptic/Graphic Error Augmentation," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. & Biol. Soc.*, pp. 1151-1156 (2009).
- [8] A. Sears and J. A. Jacko, Human-Computer Interaction (CRC Press, New York, USA), pp. 205-221 (2009).
- [9] 경기육, 박준석, "햅틱스 기술개발 동향 및 연구 전망," *전자통신동향분석* 제 21권 제5호, pp. 93-108 (2006).
- [10] L. A. Jones and M. Berris, "Material discrimination and thermal perception," *Proc. of 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp. 171-178 (2003).
- [11] E. Hecht, OPTICS (Addison-Wesley, San Francisco, USA), pp. 66-77 (2002).
- [12] L. V. Wang, Biomedical Optics (John Wiley & Sons Inc, New Jersey, USA), pp. 1-96 (2007).

- [13] <http://dermatology.about.com/cs/skinanatomy/a/anatomy.htm>
- [14] G. Josse, J. George and D. Black, "Automatic measurement of epidermal thickness from optical coherence tomography images using a new algorithm," *Skin Research and Technology* 17, pp. 314-319 (2011).
- [15] Lambda Research Corporation, <http://lambdare.com>.
- [16] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey and V. V. Tuchin, "Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm," *J. Phys. D: Appl. Phys.* 38, pp. 2543-2555 (2005).
- [17] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak and A. N. Yaroslavsky, "Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range," *J. Biomed. Opt.* 11, 064026 (2006).
- [18] G. Zonios and A. Dimou, "Light scattering spectroscopy of human skin in vivo," *Opt. Express* 17, pp. 1256-1267 (2009).
- [19] F. Bachmann, P. Loosen and R. Poprawe, *High Power Diode Lasers, Technology and Applications* (Springer-Verlag, New York, USA), pp. 5-74 (2007).
- [20] M. Pirtini Cetingul and C. Herman, "A heat transfer model of skin tissue for the detection of lesions: sensitivity analysis," *Phys. Med. Biol.* 55, pp.5933 - 5951 (2010).
- [21] ANSYS Incorporated, <http://www.ansys.com>.
- [22] T. Dai, B. Pikkula, V. Wang and B. Anvari, "Comparison of Human Skin Opto-Thermal Response to Near-Infrared and Visible Laser Irradiations: A Theoretical Investigation," *Phy. Med. Biol.* 49, pp. 4861-4877 (2004).
- [23] Laser Institute of America, "American National Standard for Safe Use of Lasers," ANSI Z136.1:2007 (2007).
- [24] International Electrotechnical Commission, "Safety of Laser Products - Part 1: Equipment Classification and Requirements," IEC 60825-1:2007 (2007).
- [25] 지식경제부 기술표준원, "레이저 제품의 안정성 제 1부 : 장비 등급 분류 요

- 구 사항 및 사용자 지침,” KS C IEC 60825-1:2002 (2002).
- [26] K. Barat, *Laser Safety: Tools and Training* (CRC Press, New York, USA), pp. 139-166 (2009).
- [27] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines on Limits of Exposure to Laser Radiation of Wavelengths between 180 nm and 1000  $\mu\text{m}$ ," *Health Phys.* 71(5), pp. 804-819 (1996).
- [28] A. G. Doukas and T. J. Flotte, "Physical characteristics and biological effects of laser-induced stress waves," *Ultrasound in Med. & Biol.* 22, pp. 151-164 (1996).
- [29] A. Vogel and V. Venugopalan, "Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues," *Chem. Rev.* 103, pp. 577-644 (2003).
- [30] W. E. Gusev and A. A. Karabutov, *Laser Optoacoustics* (American Institute of Physics, Ann Arbor, USA), pp. 1-12 (1992).
- [31] S. Lee and A. G. Doukas, "Laser-generated stress waves and their effects on the cell membrane," *IEEE J. Sel. Top. Quant. Electron.* 5, pp. 997-1003 (1999).
- [32] T. Ando, S. Sato, H. Ashida and M. Obara, "Effects of pressure characteristics on transfection efficiency in laser-induced stress wave-mediated gene delivery," *Appl. Phys.* A112, pp. 129-134 (2013).
- [33] D. Albagli, "Fundamental Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissue", Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology (1994).
- [34] G. Paltauf and P. E. Dyer, "Photomechanical processes and effects in ablation," *Chem. Rev.* 103, pp. 487-518 (2003).
- [35] M. L. Palmeri, "Imaging the mechanical properties of tissue with ultrasound: An investigation of the response of soft tissue to acoustic radiation force," Ph.D. Thesis, Duke University (2005).
- [36] F. M. Hendriks, "Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo", Ph.D. Thesis, Eindhoven University of Technology (2005).
- [37] J. G. Gerling and G. W. Thomas, "The Effect of Fingertip Microstructures on Tactile Edge Perception," *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp. 63-72

(2005).

[38] 식품의약품 안전청 의료기기 안전 정책팀, “의료용 레이저 안전 지침서”

(2007).

[39] Quantel, <http://www.quantel-laser.com>.

[40] Newport Corporation, <http://www.newport.com>.

[41] Tektronix Incorporated, <http://www.tek.com>.

[42] MEDIRA Ltd, <http://www.medira.co.uk>.

[43] Measurement Specialties Incorporated, <http://www.meas-spec.com>.

[44] nLight, <http://www.nlight.net>.

[45] Frankfurt Laser Company, <http://www.frlaserco.com>.



## [감사의 글]

오늘 이렇게 결실을 맺기까지 많은 분들의 도움이 있었기에 무사히 석사학위 과정을 마칠 수 있었습니다. 특히 아들의 의사를 항상 존중해 주시고 뒤에서 항상 걱정해주는 부모님께 진심으로 감사의 마음을 전합니다.

학부 4학년때부터 시작한 연구실 생활이 벌써 3년이라는 시간이 지났습니다. 석사 과정 동안 많은 전공 분야 지식과 연구활동에 매진할 수 있도록 도움을 주시고 세심하게 지도해 주신 박종락 교수님께 진심으로 감사드립니다.

학부생으로서 시작한 연구실 생활은 저에게 어려움이 많았지만, 교수님의 훌륭한 가르침 덕분에 잘 극복해 나갈 수 있었습니다. 하지만, 교수님께서 보여주신 열정과 노력만큼 훌륭한 학생이 되지 못한 것 같아 죄송스럽게 생각합니다. 앞으로 교수님의 가르침을 항상 가슴에 새겨 매사에 최선을 다하는 사람이 되도록 노력하겠습니다. 또한 학부와 대학원 과정동안 훌륭한 가르침을 주신 김진태 교수님, 김현수 교수님, 안태정 교수님, 권민기 교수님, 주기남 교수님께 깊은 감사드립니다.

학부과정 시절부터 함께했던 실험실 선배, 후배님들께 깊은 감사드립니다. 지금의 실험실이 있게 만들어주신 태원이형, 진우형, 기찬이형, 훈이형에게 진심으로 감사드리며, 대학원생활 동안 많은 도움을 준 훈국이형, 찬영이, 일신이형, 승종이형 동기 판주, 유민, 용범, 선율, 후배 현철, 종현, 우영, 병권, 한범에게 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 그리고 건국 대학교 구인이형, 지선이 누나에게도 고맙다는 말 전하고 싶습니다.

앞으로 실험실을 이끌어 나갈 현철이, 경민이, 재영이에게 그 동안 부족한 나를 도와 실험실 생활을 같이 해줘서 고맙고 소중한 추억 많이 만들고 나갈 수 있게 해줘서 고맙다는 말 전하고 싶습니다.

그리고 어린 시절부터 지금까지 함께한 창현, 세일, 지훈, 재학, 광진에게도 고맙다는 말을 해주고 싶고, 지금까지 저에게 희망의 말을 아끼지 않은 여자친구에게도 감사의 마음을 전합니다.

이제 졸업을 앞두고 사회를 나가는 문턱에 서니 설레임과 두려움이 앞섭니다. 하지만 지금까지 해왔던 것처럼 주위에 모든 분들 실망시키지 않고 후회 없는

삶을 살도록 하루하루 노력하는 사람이 되겠습니다.

마지막으로, 제게 가장 큰 힘이 되어 주신 아버지, 어머니, 동생에게 다시 한 번 진심으로 감사하고, 사랑한다고 말씀드립니다. 저에게 도움을 주신 많은 분들 한 분 한 분 언급 하지 못한 점 죄송하게 생각하며, 제게 큰 힘이 되어주신 모든 분들에게 감사의 말씀 올립니다.

2013 年 11 月

申 成 勳

## 이 력 서

성 명 : 신 성 선 (申 成 歆)

생 년 월 일 : 1987년 9월 20일(양력)

출 생 지 : 고흥

주 소 : 전라남도 고흥군 고흥읍 남계리 원동 667-4번지

## 학 력

2003.3. - 2006.2. 고흥고등학교

2006.3. - 2012.2. 조선대학교 광기술공학과 학사과정

2012.3. - 2014.2. 조선대학교 광기술공학과 석사과정

## 학위 논문

[1] “레이저의 피부 흡수에 의한 열 및 기계적 효과 발생에 관한 연구,” 석사 학위논문, 조선대학교 (2014).



## 학술지 게재 논문

- [1] Tae Won Beom, Gi Chan Park, Jin Woo Lee, Hun Kim, Hye Rim Kim, Seong Seon Shin, and Jong Rak Park, "Simulation Study of Chost Image Phenomeon Induced by Contrast Enhancement Film in Plasma Display Panels," *Optical Review*, Vol. 19, No. 4, pp. 282-286 (2012).
- [2] 박기찬, 김훈, 신성선, 신현길, 김종태, 정상화, 박종락, “광생물 반응기를 위한 도광판 설계 및 제작,” *한국광학회지*, 제23권, 제2호, pp. 55-63 (2012).
- [3] 김훈, 신성선, 황민영, 임현철, 김광호, 김종태, 정상화, 박종락, “태양광과 선형 프레넬 렌즈를 이용한 광생물반응기용 도광판 설계 및 제작,” *한국정밀공학학회지*, 제30권, 제2호, pp. 143-147 (2013).
- [4] "Design and Fabrication of Light-guiding Plate for a Photobioreactor Utilizing Sunlight," to be submitted.

## 국내·외 학회 발표

- [1] 김훈, 박종락, 신성선, 황민영, 임현철, 김광호, 김종태, 정상화, “도광판을 이용한 광생물반응기용 조명시스템 설계 및 제작에 관한 연구, 한국정밀공학회 2012년 추계 학술대회논문집, pp. 951-952 (2012).
- [2] 박종락, 김훈, 신성선, 황민영, 임현철, 김광호, 김종태, 정상화, “태양광과 선형 프레넬 렌즈를 이용한 광생물반응기용 도광판 설계 및 제작,”

한국정밀공학회 2012년 추계학술대회논문집, pp. 939-940 (2012).

- [3] Hun Kim, Gi Chan Park, Seong Seon Shin, Hyon Chol Lim, Min Young Hwang, Seung Jin Lee, Jongtye Kim, Sanghwa Jeong, and Jong Rak Park, "Design and Fabrication of Light Guiding Plate as Illumination System for Flat-panel Type Photobioreactor," International Symposium on Green Manufacturing and Applications, Oral Presentation, Paper No. B-4-1 (2012).
  
- [4] 신성선, 김훈, 박종락, “몬테카를로 시뮬레이션을 이용한 레이저-피부 상호작용에 대한 연구,” 한국광학회 2012년도 하계학술발표회 논문집, pp. 673-674 (2012).
  
- [5] 신성선, 박기찬, 김훈, 범태원, 박종락, “PDP용 명암비 향상 필름에 의해 발생하는 고스트 이미지에 관한 연구,” 한국광학회 2012년도 동계학술발표회 논문집, pp. 470-471 (2012).
  
- [6] 김훈, 신성선, 박기찬, 범태원, 박종락, “PDP용 명실 명암비 측정시스템 모델링 및 시뮬레이션에 관한 연구,” 한국광학회 2012년도 동계 학술발표회 논문집, pp. 472-473 (2012).
  
- [7] 신성선, 김훈, 임현철, 박종락, “선형프레넬 렌즈를 이용한 태양광용 도광판 설계 및 제작에 관한 연구,” 한국광학회 2013년도 동계 학술발표회 논문집, pp. 184-185 (2013).
  
- [8] 임현철, 신성선, 김훈, 박종락, “레이저흡수에 의한 피부 내부의 온도 분포에 관한 시뮬레이션,” 한국광학회 2013년도 동계 학술발표회 논문집, pp. 200-201 (2013).

## 프로젝트 수행

- [1] “바이오리파이너리 기반 고효율 평판형 광생물반응기 개발,” 한국에너지기술평가원 (2012.3 - 2013.5).
- [2] “레이저 촉감 제시 기술 개발,” 한국연구재단 (2011.7 - 현재).