



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 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](#)

2016년 2월  
석사학위논문

펄스 레이저의 피부 흡수에 의해  
발생하는 열 효과 및 구조 변형  
해석에 관한 연구

조선대학교 대학원

광기술헌공학과

김재영

펄스 레이저의 피부 흡수에 의해  
발생하는 열 효과 및 구조 변형  
해석에 관한 연구

**Study of Thermal Effects and Structural Deformation Induced  
by Pulsed Laser Absorption in Human Skin**

2016년 2월 25일

조선대학교 대학원

광기술헌학과

김재영

펄스 레이저의 피부 흡수에 의해  
발생하는 열 효과 및 구조 변형  
해석에 관한 연구

지도교수 박 종 락

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2015년 10월

조선대학교 대학원

광 기 술 공 학 과

김 재 영

## 김 재 영의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 권 민 기 인

위 원 조선대학교 교수 김 현 수 인

위 원 조선대학교 교수 박 종 락 인

2015년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

## ABSTRACT

<b>제1장 서론</b> .....	1
제1절 연구 배경 .....	1
제2절 논문 구성 .....	3
<b>제2장 레이저의 피부 흡수에 관한 시뮬레이션</b> .....	5
제1절 레이저의 피부 흡수 .....	5
제2절 피부 조직의 구조 및 광학적 특성 .....	6
1. 피부조직의 구조 .....	6
2. 피부 조직의 광학적 특성 .....	6
제3절 몬테카를로 시뮬레이션 .....	8
1. 시뮬레이션 조건 .....	8
2. 시뮬레이션 결과 .....	8
<b>제3장 레이저의 피부 흡수에 의한 열 효과</b> .....	12
제1절 열 확산 방정식 및 피부 조직의 열 및 물리적 특성 .....	12
제2절 열 해석 시뮬레이션 .....	15
1. 시뮬레이션 조건 .....	15
2. 시뮬레이션 결과 .....	16
<b>제4장 열탄성 효과에 의해 발생하는 피부 변형</b> .....	21
제1절 열탄성 과동 방정식 및 피부 조직의 기계적 특성 .....	21

제2절 구조 변형 해석 시뮬레이션 .....	24
1. 시뮬레이션 조건 .....	24
2. 시뮬레이션 결과 .....	24
제5장 결 론 .....	40
[참고문헌] .....	42
[감사의 글] .....	46

## 그림 목차

그림 2.1 TracePro의 시뮬레이션 레이아웃 .....	9
그림 2.2 레이저 흡수 파워에 대한 TracePro 시뮬레이션 결과 .....	10
그림 2.3 $\lambda = 532 \text{ nm}$ , $\phi = 0.48 \text{ mm}$ , $E_{pulse} = 1.9 \text{ mJ}$ , $\tau_{pulse} = 5 \text{ ns}$ 인 경우에 대해 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 얻은 부피 열 발생률 $q_v$ .....	11
그림 3.1 ANSYS Fluent의 시뮬레이션 레이아웃 .....	18
그림 3.2 피부 표면상 레이저 빔 중앙 위치의 시간에 따른 온도 상승치 변화에 대한 시뮬레이션 결과 .....	19
그림 3.3 레이저 펄스가 입사된 직후인 $t = 5 \text{ ns}$ 에서 피부 표면의 온도 상승치 공간 분포에 대한 시뮬레이션 결과 .....	20
그림 4.1 ANSYS Mechanical의 시뮬레이션 레이아웃 .....	28
그림 4.2 시뮬레이션에 적용한 경계조건 .....	29
그림 4.3 $t = 5 \text{ ns}$ 일 때 구조 해석 시뮬레이션에 입력 자료(피부 온도 분포)가 적용된 모습 .....	30
그림 4.4 축 방향 변위 $u_z$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	31
그림 4.5 반경 방향 변위 $u_r$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	32
그림 4.6 변위 벡터 크기 $ u  (= \sqrt{u_r^2 + u_z^2})$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	33
그림 4.7 시간 $t = 10000 \text{ ns}$ 까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향 변위의 시간적 변화(양의 값은 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미함.) .....	34
그림 4.8 축 방향 스트레스 $\sigma_{zz}$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	35
그림 4.9 반경 방향 스트레스 $\sigma_{rr}$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	36
그림 4.10 원주 방향 스트레스 $\sigma_{\phi\phi}$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	37
그림 4.11 스트레스의 전단 성분 $\sigma_{zr}$ 에 대한 시뮬레이션 결과 .....	38
그림 4.12 시간 1.5 s까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향 변위	



의 시간적 변화(양의 값은 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미  
함.) ..... 39

## 표 목차

표 1.1 논문에서 고려한 물리적 프로세스와 시뮬레이션 결과 .....	4
표 2.1 몬테카를로 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 광학적 특성 .....	7
표 3.1 열 해석 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 열 및 물리적 특성 .....	14
표 3.2 최대 온도 상승치, 온도 감쇠 시상수, 온도 상승 영역의 직경에 대한 측정 결과와 시뮬레이션 결과 비교 .....	17
표 4.1 구조 해석 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 물리적 및 기계적 특성 ...	23

## **ABSTRACT**

### **Study of Thermal Effects and Structural Deformation Induced by Pulsed Laser Absorption in Human Skin**

**By Jae-Young Kim**

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

**Department of Photonic Engineering**

**Graduate School of Chosun University**

Studies of the thermal effects and structural deformation induced by pulse laser absorption in human skin were performed. First, simulations on the absorption of a pulsed laser in human skin were executed. Optical design and analysis software, TracePro (Lambda Research Corporation, USA), was employed for the simulations. The human skin was assumed to consist of two layers: epidermis and dermis layers. The literature was referred to for the numerical values of the optical properties for each layer. Laser parameters used for the simulations were set to be the same as those from a recently published paper on the tactile sensation evoked by laser-induced thermoelastic effects. From the Monte Carlo simulation performed with TracePro, the volumetric heat generation rate of the heat source caused by the pulsed laser absorption in the skin was obtained.

Next, simulations on the thermal effects of the absorption of a pulsed laser in human skin were executed. Thermal analysis software, ANSYS Fluent (ANSYS Incorporated, USA), was employed for the simulations. Again, the numerical values for the thermal and physical properties of each layer were chosen from the literature.

By using the volumetric heat generation rate obtained from the Monte Carlo simulation as the input for the thermal analysis simulation, we obtained temperature distributions on the skin surface and in the skin as a function of time. The simulation results were found to be in agreement with the experimental results.

Lastly, simulations on the deformation of the skin caused by laser-induced thermoelastic effects were executed. Structural analysis software, ANSYS Mechanical (ANSYS Incorporated), was employed for the simulations. Again, the thermal and physical properties of the skin used for the simulations were selected from the literature. The spatiotemporal distribution of deformations and stresses were simulated using the temperature distributions obtained from the thermal simulations.

We estimated the order of magnitudes of the deformations and stresses of the human skin achievable with the experimental conditions of the recent report on the tactile sensation evoked by laser-induced thermoelastic effects. We hope to verify the simulation results through experiments in the near future. The simulation methodology developed and presented in this paper is expected to be of great use for further studies on the development of laser technology for tactile sensations.

# 제1장 서론

## 제1절 연구 배경

레이저는 1960년 개발된 이후 매우 다양한 분야에 응용되고 있다.<sup>[1,2]</sup> 그 중 생명 과학과 의공학 분야에서 레이저를 활용한 다양한 응용 연구가 활발히 진행되고 있다.<sup>[3,4]</sup> 최근에는 펄스 레이저를 이용한 촉감 자극 생성에 관한 연구 결과가 보고 되었는데,<sup>[5,6]</sup> 레이저의 비접촉, 고정밀 자극 생성 가능성 때문에 햅틱스(Haptics)를 활용한 재활기기, 로봇 원격제어, 가상현실, 증강현실, 게임 등과 같은 첨단 기술 분야에 적용될 수 있을 것으로 기대되고 있다.<sup>[7-10]</sup> 햅틱스 분야는 새롭게 떠오르는 미래 유망 산업으로 응용 분야가 매우 다양하여 미국, 일본, 캐나다, 독일과 같은 선진국에서 기술 선점을 위한 지원을 통해 활동영역을 넓히고 있다.<sup>[11]</sup> 미국의 시장조사기관 럭스 리서치(Lux Research)의 보고에 따르면 2025년 전 세계 햅틱 시장이 138억 달러의 규모로 성장할 것으로 전망하기도 하였다.<sup>[12]</sup>

전자기파(Electromagnetic Wave)의 흡수에 의해 탄성파(Elastic Waves)가 생성될 수 있다.<sup>[13]</sup> 이를 레이저 유도 스트레스파(Laser-induced stress Wave)라고 하는데, 이 현상은 플라즈마 유도 광 제거(Plasma-induced Photoablation), 광 제거(Photoablation), 광 파괴(Photodisruption)와 같은 광-기계적 상호작용(photo-mechanical Interactions)에 의해 발생할 수 있다.<sup>[14-18]</sup> 참고문헌 [5]에서는 이러한 파괴적인 기전이 아닌 레이저 유도 열탄성 효과(Laser-induced Thermoelastic Effects)에 의해 발생하는 스트레스파에 의해 촉감 자극이 생성될 수 있음을 보였으며, 참고문헌 [6]에서는 레이저 펄스 에너지가 증가함에 따라 촉감 자극을 인지할 확률이 증가함을 보고하였다.

참고문헌 [5]의 사람을 대상으로 한 인지실험의 피험자 설문 결과를 보면 같은 실험 조건에서 통증을 동반하지 않는 촉감 자극이 56.3%, 통증을 동반한 촉감 자극이 12.3%, 아무것도 못 느끼는 경우가 31.4%였다. 통증을 동반하지 않는 촉감 자극과 통증을 동반한 촉감 자극을 기계적 자극, 전기적 자극, 열적 자극으로 분류하면 각각 75.0%, 21.4%, 3.6%의 응답률을 보였다. 이중 가장 높은 비중을 보이는 기계적 자극은 가볍게 건드는 느낌, 누르는 느낌, 통증을 동반하지 않는

찌르는 느낌, 통증을 동반한 찌르는 느낌, 퍼지는 느낌으로 분류되었으며, 각각의 응답률은 14.3%, 6.3%, 36.5%, 28.6%, 14.3%로 나타났다. 이러한 결과를 통해 같은 실험 조건에서도 사람에 따라 느끼는 자극의 정도와 성질이 매우 다양하게 나타남을 확인할 수 있었다. 참고문헌 [5]는 동일한 실험 조건에서 과반수 이상의 피험자로부터 통증을 동반하지 않는 촉감 자극을 느꼈다는 응답 결과를 얻었다는 점에서 큰 의미를 갖고 있다. 그러나 그 외의 피험자들이 느낀 다양한 자극을 포함하여 펄스 레이저에 의해 생성되는 자극을 보다 본질적으로 이해하기 위해서는 추가적인 이론 및 실험적 연구가 진행되어야 할 것으로 판단된다. 먼저, 펄스 레이저 흡수에 의해 발생하는 레이저 유도 열탄성 효과에 의한 열 및 구조 변형에 대한 이론적 이해가 선행되어야 할 것이다.

레이저 유도 열탄성 효과를 이론적으로 분석하기 위해서는 레이저의 피부 흡수, 레이저의 피부 흡수에 의한 열 효과, 열탄성 효과에 의해 발생하는 피부 변형에 대한 연구 및 분석이 필수적이다. 레이저의 피부 흡수과정에 대한 이론적 연구를 위해서는 피부 내부에서 발생하는 빛의 산란 및 흡수에 대해 고려해 주어야 한다. 간단한 방법으로 이를 수행하기 어려우며 보통 몬테카를로(Monte Carlo) 시뮬레이션을 통해 이에 대한 이론적 연구를 수행하고 있다.<sup>[19]</sup> 열 효과 분석을 위해서는 열 확산 방정식(Thermal Diffusion Equation)에 대한 시뮬레이션이 필수적이며,<sup>[20]</sup> 열탄성 효과에 의해 발생하는 피부 변형에 대한 분석을 위해서는 열탄성 파동 방정식(Thermoelastic Wave Equation)에 대한 시뮬레이션이 필수적이다.<sup>[21]</sup>

본 논문에서는 위에서 살펴본 세 가지 물리 프로세스에 대한 시뮬레이션을 순차적으로 수행하여 참고문헌 [5]에 보고된 실험 조건에서 발생할 수 있는 광학적, 열적, 구조적 효과에 대해 이론적으로 조사하였다. 각 시뮬레이션 수행을 위해 상용 소프트웨어인 TracePro(Lambda Research Corporation, USA),<sup>[22]</sup> ANSYS Fluent(ANSYS Incorporated, USA),<sup>[23]</sup> ANSYS Mechanical(ANSYS Incorporated, USA)<sup>[23]</sup>을 사용하였다.

## 제2절 논문 구성

본 논문은 총 5 장으로 구성되어 있으며, 제2장에서는 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 구조와 광학 특성에 대한 설명을 하고, 레이저의 피부 흡수에 관한 시뮬레이션 결과를 정리하였다. 제3장에서는 열 확산 방정식을 정리하고, 피부 조직의 열적 특성을 소개하였으며, 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 구한 열원의 체적 열 생성률 분포를 입력으로 수행한 열 해석 시뮬레이션 결과를 기술하였다. 제4장에서는 열탄성 파동 방정식을 정리하고, 피부 조직의 기계적 특성을 소개하였으며, 열 해석 시뮬레이션에서 얻은 피부의 온도 상승 분포를 입력으로 수행한 구조 변형 해석 시뮬레이션 결과를 분석하였다. 제5장에서는 본 논문의 연구 과정과 결과를 종합한 결론을 기술하였다. 표 1.1에 본 논문에서 고려한 물리적 프로세스와 시뮬레이션 결과를 정리하였다.

표 1.1 논문에서 고려한 물리적 프로세스와 시뮬레이션 결과

Physical Process	Simulation (Simulator)	Simulation Input	Considered Properties	Simulation Results
Light Scattering and Absorption	Monte Carlo Simulation (TracePro)	Laser Wavelength $\lambda$ Pulse Energy $E_{pulse}$ Pulse Width $\tau_{pulse}$ Beam Diameter $\phi$	Refractive Index $n$ Absorption Coefficient $\mu_a$ Scattering Coefficient $\mu_s$ Anisotropy Factor $g$	Volumetric Heat Generation Rate $q_v$
Heat Transfer	Simulation of Thermal Diffusion Equation (ANSYS Fluent)	Volumetric Heat Generation Rate $q_v$	Mass Density $\rho$ Skin Specific Heat $c$ Thermal Diffusivity $\kappa$ Blood Perfusion Rate $w_b$ Arterial Blood Supply Temperature $T_a$ Blood Specific Heat $c_b$	Temperature Distribution in Skin $T$
Thermoelastic Effects	Simulation of Thermoelastic Wave Equation (ANSYS Mechanical)	Temperature Distribution in Skin $T$	Mass Density $\rho$ Young's Modulus $E$ Poisson's Ratio $\nu$ Volumetric Thermal Expansion Coefficient $\beta$	Displacement $\mathbf{u}$ Stress $\sigma_{ij}$



## 제2장 레이저 피부 흡수에 관한 시뮬레이션

### 제1절 레이저의 피부 흡수

피부는 복잡한 구조와 다양한 성분으로 구성되어 있어 일반적인 광학 매질과 다르게 산란과 흡수가 동시에 일어나는 혼탁한 매질(Turbid Media)이다. 피부에 레이저가 입사할 때 가장 먼저 공기와 피부 조직의 경계에서 반사와 투과 현상이 발생하는데 이는 공기와 피부 조직의 굴절률(Refractive Index  $n$ ) 차이에 의한 것이다. 피부 내부로 투과된 광은 산란과 흡수 과정을 연속적으로 거치며 피부 내부로 전파된다. 일부는 흡수되고 나머지는 산란되는 과정을 반복하게 된다.<sup>[18]</sup>

흡수 과정은 흡수 계수(Absorption Coefficient  $\mu_a$ )에 의해 결정된다. 흡수 계수가 큰 경우 광은 짧은 거리를 거쳐 전파된 후 급속히 사라지게 되고, 흡수 계수가 작은 경우 비교적 긴 거리를 거쳐 전파될 수 있다. 산란의 비등방성을 결정하는 광학 계수는 비등방성 계수(Anisotropy Factor  $g$ )로 알려져 있다. 비등방성 계수  $g$ 가 0인 경우는 등방성 산란, 즉 모든 방향으로 산란이 발생함을 의미하며, 비등방성 계수  $g$ 가 1인 경우는 전방으로만 진행, 즉 산란이 전혀 일어나지 않음을 의미한다. 피부 조직은 대략 0.8~0.9의 비등방성 계수를 갖고 있는데, 이는 피부 내부의 산란은 후방 산란 보다는 전방 산란이 좀 더 강하게 일어나고 있다는 것을 의미한다.<sup>[19]</sup>

산란의 방향성을 비등방성 계수가 결정한다면 산란의 크기는 산란 계수(Scattering Coefficient  $\mu_s$ )가 결정한다. 비등방성 계수와 산란 계수의 효과를 종합하여 환원 산란 계수(Reduced Scattering Coefficient  $\mu'_s$ )를 정의하여 사용하고 있는데 다음과 같은 관계식을 갖고 있다.<sup>[19]</sup>

$$\mu'_s = (1-g)\mu_s \quad (2.1)$$

## 제2절 피부 조직의 구조 및 광학적 특성

### 1. 피부 조직의 구조<sup>24)</sup>

피부 조직은 매우 복잡한 구성을 갖는데 크게 표피(Epidermis), 진피(Dermis), 피하 조직(Hypodermis)로 분류 할 수 있다. 표피는 피부에서 가장 바깥쪽을 구성하고 있는 층으로 부위에 따라 0.1~1.5 mm의 두께를 갖고 있다. 표피는 각질층(Stratum Corneum), 투명층(Stratum Lucidum), 과립층(Stratum Granulosum), 가시층(Stratum Spinosum), 기저층(Stratum Basale)순으로 구성되어 있으며, 특히 기저층에는 빛을 잘 흡수하는 멜라닌 세포(Melanocyte)와 기계적인 자극을 느끼는 메르켈 세포(Merkel Cell)가 포함되어있다.

표피 아래에 위치하고 있는 진피는 주로 섬유모세포(Fibroblast)와 콜라겐 섬유(Collagen Fiber), 엘라스틴(Elastin)으로 구성되어 있으며 1~3 mm의 두께를 갖는다. 진피는 2 개의 층으로 구분되는데, 진피의 상단에 위치한 유두층(Papillary Layer)은 많은 혈관과 신경 세포를 포함하고 있으며, 진피의 하단에 위치한 망상층(Reticular Layer)은 굵은 교원섬유로 얽혀있어 피부의 탄력과 긴장을 유지한다.

피부의 가장 하단에 위치한 피하 조직은 주로 지방으로 구성되어 있으며, 에너지 저장과 충격 흡수의 역할을 한다.

시뮬레이션을 위해 선정한 피부 모델에서는 표피와 진피 2 개 층으로만 구성된 것으로 가정하였다. 표피의 두께는 가장 평균적인 두께인 0.1 mm를 선정하였다.

### 2. 피부 조직의 광학적 특성

시뮬레이션에 필요로 하는 광학적 특성인 매질의 굴절률, 흡수 계수, 산란 계수, 비등방성 계수를 표 2.1에 정리하였다. 최근 발표된 논문인 참고문헌 [25]을 참조하였으며, 파장에 따라 큰 변화를 보이는 흡수 계수와 산란 계수는 532 nm 파장에 대한 값으로 선정하였다.

표 2.1 몬테카를로 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 광학적 특성

Layer	Property	Value	Ref.
Epidermis	Refractive Index $n$	1.4	[25]
	Absorption Coefficient $\mu_a$	$0.55 \text{ mm}^{-1}$	
	Scattering Coefficient $\mu_s$	$31.36 \text{ mm}^{-1}$	
	Anisotropy Factor $g$	0.8	
Dermis	Refractive Index $n$	1.4	
	Absorption Coefficient $\mu_a$	$0.27 \text{ mm}^{-1}$	
	Scattering Coefficient $\mu_s$	$20.18 \text{ mm}^{-1}$	
	Anisotropy Factor $g$	0.8	

## 제3절 몬테카를로 시뮬레이션

### 1. 시뮬레이션 조건

본 연구에서는 몬테카를로 시뮬레이션을 수행하기 위해 광학 설계 및 해석 소프트웨어인 TracePro(Lambda Research Corporation, USA)<sup>[22]</sup>를 사용하였다. 그림 2.1은 TracePro 시뮬레이션 레이아웃을 보여주고 있다. 모델링한 피부 조직의 전체 크기는  $6\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ 이며, 표피는  $6\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 0.1\text{ mm}$ 이고 진피는  $6\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 2.9\text{ mm}$ 로 설정하였다. 광원으로 파장  $\lambda$ 가  $532\text{ nm}$ , 빔 직경( $1/e$  기준)  $\phi$ 가  $0.48\text{ mm}$ 인 가우시안 빔(Gaussian Beam)을 사용하였는데, 이는 참고문헌 [5]의 실험 조건과 동일하다. 시뮬레이션을 위해 3,000,000 개의 광선을 사용하였고, 광원의 출력 파워는  $1\text{ W}$ 로 설정하였다.

### 2. 시뮬레이션 결과

그림 2.2는 레이저 흡수 파워에 대한 TracePro 시뮬레이션 결과를 보여준다. 표피와 진피의 광학 특성(흡수 계수와 산란 계수) 차이에 의해 흡수 파워 분포가 불연속적인 모습을 보이고 있다. 참고문헌 [5]에서는 펄스 에너지  $E_{pulse}$ 가  $1.9\text{ mJ}$ , 펄스 폭  $\tau_{pulse}$ 가  $5\text{ ns}$ 인 레이저를 실험에 사용하였는데, 이 실험 조건에 해당하는 부피 열 발생률(Volumetric Heat Generation Rate)  $q_v$ 를 구하기 위해 그림 2.2의 결과를 활용하였다. 그림 2.3은 참고문헌 [5]의 실험 조건에 해당하는  $\lambda = 532\text{ nm}$ ,  $\phi = 0.48\text{ mm}$ ,  $E_{pulse} = 1.9\text{ mJ}$ ,  $\tau_{pulse} = 5\text{ ns}$ 인 경우에 대해 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 최종적으로 얻은 부피 열 발생률  $q_v$  결과를 보여준다. 그림 2.3에서 축방향 위치(Axial Position)는 피부 깊이 방향으로의 위치를 의미하며, 반경방향 위치(Radial Position)는 피부 표면 방향으로의 위치를 의미한다. 부피 열 발생률  $q_v$ 는 제3장에 소개된 열 확산 방정식의 입력항에 대한 자료로 사용되었다.

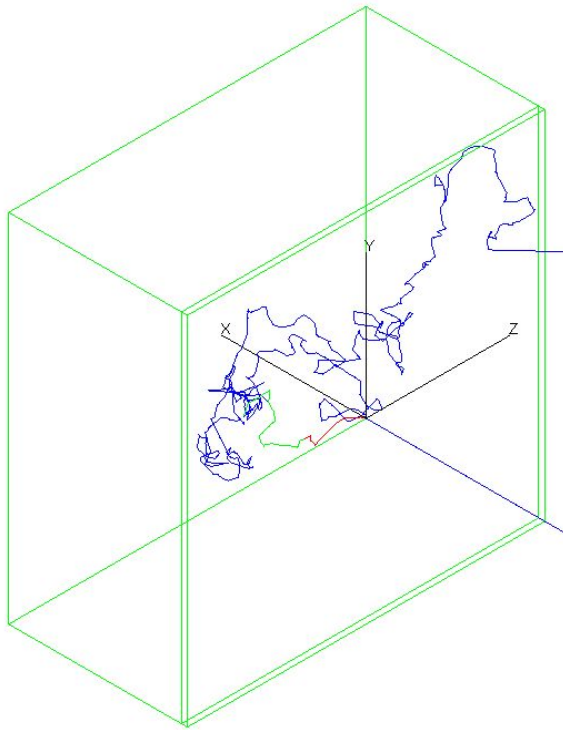


그림 2.1 TracePro의 시뮬레이션 레이아웃

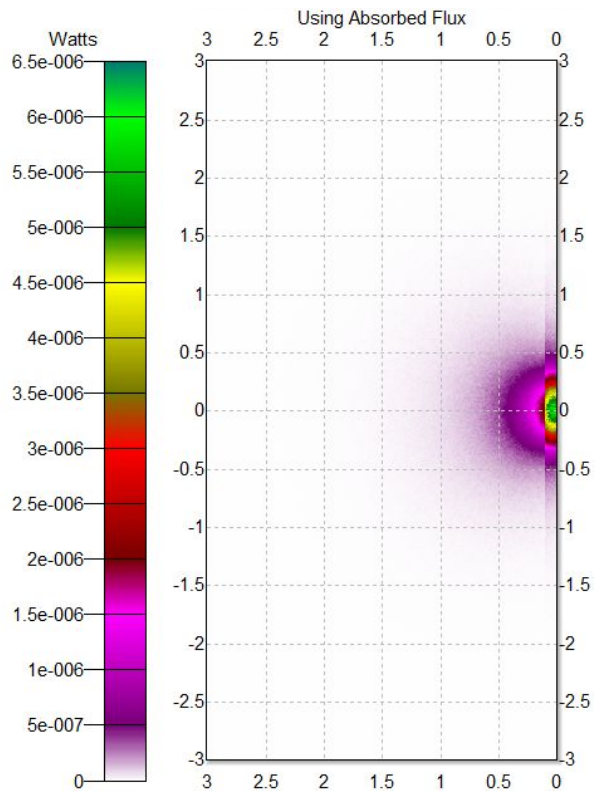


그림 2.2 레이저 흡수 파워에 대한 TracePro 시뮬레이션 결과

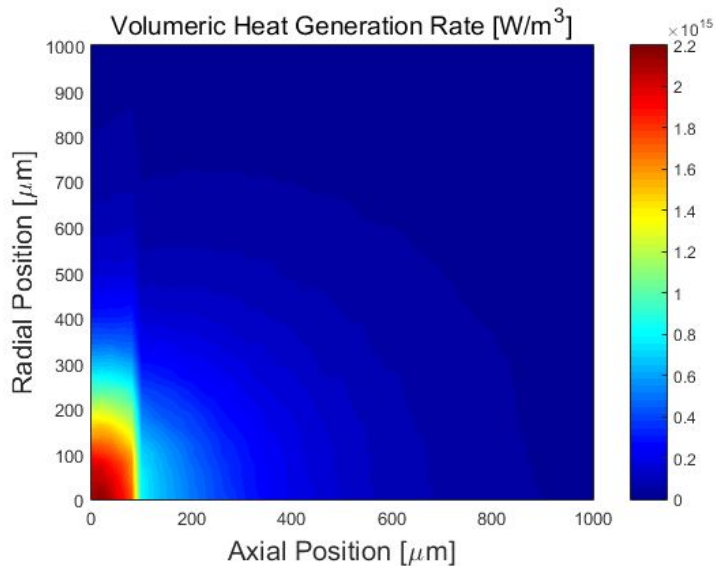


그림 2.3  $\lambda = 532 \text{ nm}$ ,  $\phi = 0.48 \text{ mm}$ ,  $E_{pulse} = 1.9 \text{ mJ}$ ,  $\tau_{pulse} = 5 \text{ ns}$ 인 경우에  
 대해 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 얻은 부피 열 발생률  $q_v$

## 제3장 레이저의 피부 흡수에 의한 열 효과

### 제1절 열 확산 방정식 및 피부 조직의 열 및 물리적 특성

피부 조직 내부에서 발생하는 열 전달 과정에 대한 시뮬레이션은 열 확산 방정식의 해를 구함으로써 수행될 수 있다. 다음 식은 시뮬레이션에 사용된 열 확산 방정식을 보여주고 있다.<sup>[26,27]</sup>

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \nabla^2 T + \frac{w_b c_b}{\rho c} (T_a - T) + \frac{1}{\rho c} q_v \quad (3.1)$$

위 식에서  $T$ 와  $T_a$ 는 피부 온도(Skin Temperature)와 동맥 혈액 공급 온도(Arterial Blood Supply Temperature)이며,  $\kappa$ ,  $\rho$ ,  $c$ ,  $w_b$ ,  $c_b$ ,  $q_v$ 는 각각 열 확산도(Thermal Diffusivity), 질량 밀도(Mass Density), 피부의 비열(Skin Specific Heat), 혈액 관류율(Blood Perfusion Rate), 혈액 비열(Blood Specific Heat), 체적 열 발생률(Volumetric Heat Generation Rate)을 의미한다. 열 확산도  $\kappa$ 는 열 전도도(Thermal Conductivity)  $k$ , 질량 밀도  $\rho$ , 피부의 비열  $c$ 와 다음과 같은 관계식을 만족한다.<sup>[20]</sup>

$$\kappa = \frac{k}{\rho c} \quad (3.2)$$

식 (3.1) 우변의 첫째 항은 열 확산과 관련된 항이며, 둘째 항은 혈액 관류 현상을 고려하기 위한 항이다. 식 (3.1) 우변의 마지막 셋째 항은 온도 상승의 주된 원인이 되는 원천항(Source Term)이다. 본 연구의 경우 피부 내부에서 흡수되어 열로 변환된 레이저 펄스 에너지가 이 항에 기여한다.

시뮬레이션에 사용한 질량 밀도  $\rho$ , 피부 비열  $c$ , 열 확산도  $\kappa$ , 혈액 관류율



$w_b$ , 동맥 혈액 공급 온도  $T_a$ , 혈액 비열  $c_b$  등의 피부 조직 열 및 물리적 특성 상수는 문헌에 보고된 값을 사용하였으며,<sup>[14,27,28,29]</sup> 표 3.1에 정리되어 있다.

표 3.1 열 해석 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 열 및 물리적 특성

Property	Value	Ref.
Mass Density $\rho$	1200 kg·m <sup>-3</sup>	[29]
Skin Specific Heat $c$	3590 J·kg <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup> (Epidermis) 3300 J·kg <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup> (Dermis)	[29]
Thermal Diffusivity $\kappa$	$1.4 \times 10^{-7}$ m <sup>2</sup> ·s <sup>-1</sup>	[14], [28]
Blood Perfusion Rate $w_b$	5 kg·s <sup>-1</sup> ·m <sup>-3</sup>	[27]
Arterial Blood Supply Temperature $T_a$	310 K	[27]
Blood Specific Heat $c_b$	4000 J·kg <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup>	[27]

## 제2절 열 해석 시뮬레이션

### 1. 시뮬레이션 조건

본 연구에서는 열 해석 시뮬레이션을 위해 열 및 유동 해석 소프트웨어인 ANSYS Fluent(ANSYS Incorporated, USA)<sup>[23]</sup>를 사용하였다. 그림 3.1은 ANSYS Fluent 시뮬레이션 레이아웃을 보여주고 있다. 모델링된 피부 조직의 크기는 축 방향(Axial Direction)으로는 3 mm이며 반경 방향(Radial Direction)으로는 6 mm이다. 실제 시뮬레이션 크기는 축 방향과 반경 방향이 같은 크기로 설정되어 있으나 축 방향을 기준으로 축 대칭 해석(Axisymmetric Analysis)을 진행하였다. 시뮬레이션에 사용한 Mesh의 Cell의 크기와 개수는 TracePro에서 사용했던 모델과 동일하게 설정하였다. 앞서 설명한 바와 같이  $\lambda = 532 \text{ nm}$ ,  $\phi = 0.48 \text{ mm}$ ,  $E_{pulse} = 1.9 \text{ mJ}$ ,  $\tau_{pulse} = 5 \text{ ns}$ 인 경우에 대해 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 얻은 부피 열 발생률  $q_v$ 를 원천항으로 사용하였다.

피부의 경계조건(Boundary Condition)은 펄스 레이저가 입사하는 공기와 피부의 경계면에만 대류경계조건(Convection Boundary Condition)을 적용하였고, 나머지 경계면에서는 동맥 혈액 공급 온도  $T_a$ 에 해당하는 등온 조건을 적용하였다. 실제 대류경계조건은 온도 변화에 크게 기여하지 않지만 실제 실험적 조건을 보다 정확하게 반영하기 위해 적용하였다. 대류경계조건일 때, 공기와 피부 사이의 경계면에서는 다음 식과 같은 열 전달이 발생한다.<sup>[30]</sup>

$$-k \frac{\partial T}{\partial z} = h(T_{air} - T) \quad (3.3)$$

위 식에서  $h$ 는 열전달계수(Heat Transfer Coefficient),  $T_{air}$ 는 공기 온도(Air Temperature)이다. 시뮬레이션을 위해 열전달계수  $h$ 와 공기 온도  $T_{air}$ 의 값으로 참고문헌 [30]에 보고된  $10 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ 와  $298 \text{ K}$ 을 각각 사용하였으며, 초기 온도에 해당하는 피부 온도(Skin Temperature)  $T_{skin}$ 은  $310 \text{ K}$ 으로 설정하였다. 피부 내부

의 온도 상승 분포에 관한 결과를 시간의 함수로 얻기 위해 과도 해석(Transient Analysis)을 수행하였다.

## 2. 시뮬레이션 결과

그림 3.2는 피부 표면상 레이저 빔 중앙 위치의 시간에 따른 온도 상승치 변화에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 레이저가 입사된 직후 온도 상승이 급격히 발생하고 있음을 알 수 있다. 최대 온도 상승치는 약 2.47 °C이었다. 시간이 증가함에 따라 열 확산 현상에 의해 온도는 서서히 감소하는 모습을 보이고 있는데, 최대치의  $1/e$  크기로 감소하는 온도 감쇠 시상수(Decay Time Constant)는 약 93 ms이었다. 그림 3.3은 레이저 펄스가 입사된 직후인  $t = 5$  ns에서 피부 표면의 온도 상승치 공간 분포에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 최대 온도 상승치의  $1/e$  수준으로 정의된 온도 상승 영역의 직경(Effective Diameter of Heated Region)은 약 0.56 mm이었다. 이는 레이저 빔 직경(0.48 mm) 대비 약 17% 정도 큰 값인데, 피부 조직의 산란 현상에 의해 기인하는 것으로 이해할 수 있다.

참고문헌 [5]에서는 최대 온도 상승치, 온도 감쇠 시상수, 온도 상승 영역의 직경을 실험적으로 측정하였는데, 각각 약 1.63 °C, 약 60 ms, 약 0.59 mm이었다. 표 3.2는 측정 결과와 시뮬레이션 결과를 함께 보여주고 있다. 두 결과는 수치적으로 다소 차이를 보이고 있으나, 문헌에 보고된 피부 조직의 열 및 물리적 특성 상수값을 시뮬레이션에 사용하였다는 점을 감안한다면 시뮬레이션이 측정치와 매우 유사한 결과를 보이고 있으며 본 논문에서 레이저의 피부 흡수와 열 해석 시뮬레이션에 사용한 모델이 실험적 상황을 잘 반영하고 있는 것으로 판단된다.

표 3.2 최대 온도 상승치, 온도 감쇠 시상수, 온도 상승 영역의 직경에 대한 측정 결과와 시뮬레이션 결과 비교

Results	Measured (From Ref. [5])	Simulated (This Study)
Maximum Temperature Increase	1.63 °C	2.47 °C
Decay Time Constant	60 ms	93 ms
Effective Diameter of Heated Region	0.59 mm	0.56 mm

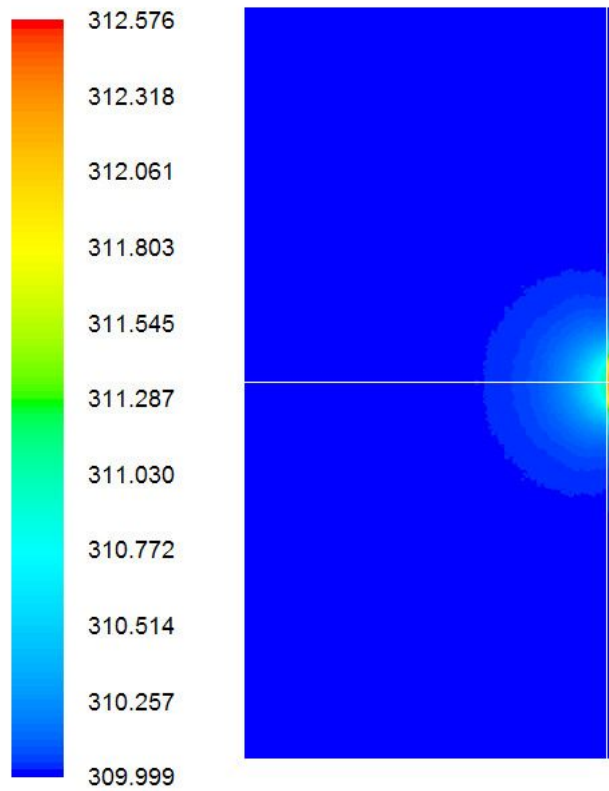


그림 3.1 ANSYS Fluent의 시뮬레이션 레이아웃

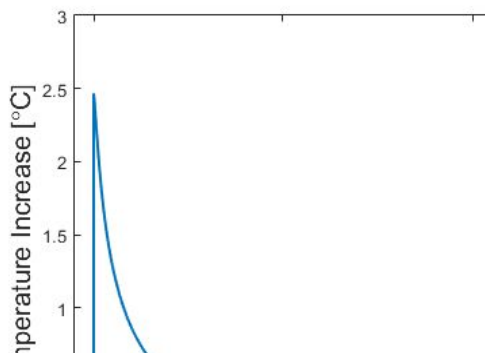


그림 3.2 피부 표면상 레이저 빔 중앙 위치의 시간에 따른 온도 상승치 변화에  
 대한 시뮬레이션 결과

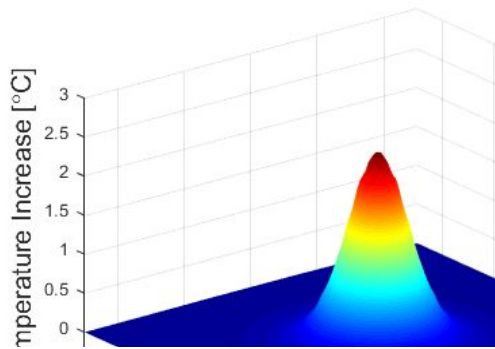


그림 3.3 레이저 펄스가 입사된 직후인  $t = 5 \text{ ns}$ 에서 피부 표면의 온도 상승치 공간 분포에 대한 시뮬레이션 결과



## 제4장 열탄성 효과에 의해 발생하는 피부 변형

### 제1절 열탄성 파동 방정식 및 피부 조직의 기계적 특성

피부 조직의 변형에 대한 시뮬레이션은 열탄성 파동 방정식의 해를 구함으로써 수행될 수 있다. 다음 식은 시뮬레이션에 사용된 열탄성 파동 방정식을 보여주고 있다.<sup>[21,31]</sup>

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

위 식에서  $\mathbf{u}$ ,  $E$ ,  $\nu$ ,  $\beta$ ,  $T$ 는 각각 변위(Displacement) 벡터, 영률(Young's Modulus), 포아송비(Poisson's Ratio), 체적 열팽창 계수(Volumetric Thermal Expansion Coefficient), 피부 온도 분포를 의미한다.

열탄성 파동 방정식을 풀기 위해서 필요한 영률  $E$ 은 문헌에 보고된 종음파 속력(Longitudinal Speed of Sound)  $c_l$ , 질량 밀도  $\rho$ , 포아송비  $\nu$ 를 이용하여 다음 식으로 구할 수 있다.<sup>[31]</sup>

$$c_l = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad (4.2)$$

스트레스 텐서(Stress Tensor)  $\sigma_{ij}$ 와 스트레인 텐서(Strain Tensor)  $u_{ij}$ 를 풀기 위해 시뮬레이션에서 채택한 좌표계는 원통 좌표계이며, 좌표계에서의 각 방향은 축 방향(Axial Direction)  $z$ , 반경 방향(Radial Direction)  $r$ , 방위각 방향(Azimuthal Direction)  $\phi$ 을 사용하였다. 매질이 균질하며 등방성을 갖는 경우 스트레스 텐서는 다음 식으로 표현할 수 있다.<sup>[21,31]</sup>

$$\sigma_{zz} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ (1-\nu)u_{zz} + \nu(u_{rr} + u_{\phi\phi}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r, z) \right] \quad (4.3)$$

$$\sigma_{rr} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ (1-\nu)u_{rr} + \nu(u_{\phi\phi} + u_{zz}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r,z) \right] \quad (4.4)$$

$$\sigma_{\phi\phi} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[ (1-\nu)u_{\phi\phi} + \nu(u_{rr} + u_{zz}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r,z) \right] \quad (4.5)$$

$$\sigma_{zr} = \sigma_{rz} = \frac{E}{(1+\nu)}u_{rz} \quad (4.6)$$

위 식에서  $\sigma_{zz}$ ,  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\phi\phi}$ ,  $\sigma_{zr}$ 는 각각 스트레스 텐서의 축, 반경, 원주 (Circumferential), 전단(Shear) 성분을 의미하며,  $u_{ij}$ 는 스트레인 텐서를 뜻한다. 스트레인 텐서의 각 성분은 다음 식과 같이 표현된다.<sup>[21,31]</sup>

$$u_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z} \quad (4.7)$$

$$u_{rr} = \frac{\partial u_r}{\partial r} \quad (4.8)$$

$$u_{\phi\phi} = \frac{u_r}{r} \quad (4.9)$$

$$u_{rz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_z}{\partial r} + \frac{\partial u_r}{\partial z} \right) \quad (4.10)$$

여기에서  $u_z$ 와  $u_r$ 은 각각 변위  $\mathbf{u}$ 의 축 방향, 반경 방향의 성분을 의미한다.

시뮬레이션에 사용한 질량 밀도  $\rho$ , 종음파 속력  $c_l$ , 포아송비  $\nu$ , 체적 열탄성 계수  $\beta$ , 영률  $E$  등의 피부 조직의 물리적 및 기계적 특성 상수는 문헌에 보고된 값을 사용하였으며,<sup>[29,32,33,34]</sup> 표 4.1에 정리되어 있다.

표 4.1 구조 해석 시뮬레이션에 사용된 피부 조직의 물리적 및 기계적 특성

Property	Value	Ref.
Mass Density $\rho$	1200 kg·m <sup>-3</sup>	[29]
Longitudinal Speed of Sound $c_l$	1540 m·s <sup>-1</sup>	[34]
Poisson's Ratio $\nu$	0.48	[32]
Volumetric Thermal Expansion Coefficient $\beta$	$9 \times 10^{-4}$ K <sup>-1</sup>	[33]
Young's Modulus $E$	324 MPa	[29, 32, 34] Eq. (4.2)

## 제2절 구조 변형 해석 시뮬레이션

### 1. 시뮬레이션 조건

본 연구에서는 열탄성 효과에 의해 발생하는 피부 변형 분석을 위해 구조 해석 소프트웨어인 ANSYS Mechanical(ANSYS Incorporated, USA)<sup>[23]</sup>를 사용하였다. 그림 4.1은 ANSYS Fluent 시뮬레이션 레이아웃을 보여주고 있다. 모델링된 피부 조직의 크기는 10 mm × 10 mm이며, ANSYS Mechanical 2-D 해석에서는 Y 축에 만 축 대칭 해석(Axisymmetric Analysis)을 설정할 수 있어 기존의 모델링과 다르게 펄스 레이저가 아래에서 입사한다. 사용한 Mesh의 Cell 사이즈는 20  $\mu\text{m}$  × 20  $\mu\text{m}$ 로 설정하였으며, 경계조건은 그림 4.2의 시뮬레이션 모델에 표시된 것과 같이 모델의 위쪽과 오른쪽 경계면에 고정 경계 조건(Fixed Boundary Condition, Fixed Support)를 적용하였다. 레이저 빔이 입사하는 모델의 아래쪽 경계면에는 자유 경계 조건(Free Boundary Condition)이 디폴트로 적용되었다. 모델의 왼쪽 경계면이 대칭 축인 Y 축이다.

구조 해석 시뮬레이션을 위한 입력 자료로 열 해석 시뮬레이션을 통해 구한 피부 온도 분포  $T(r, z, t)$ 를 사용하였다. 구조 해석을 수행하는 매 시간 스텝마다 그 시간에 해당하는 피부 온도 분포  $T(r, z, t)$ 를 입력으로 사용하였는데, 그림 4.3은  $t = 5$  ns일 때 구조 해석 시뮬레이션에 사용한 입력 자료(피부 온도 분포)를 보여주고 있다. 피부 표면과 내부에 발생하는 변위와 스트레스의 시공간적 분포를 얻기 위해 과도 해석(Transient Analysis)을 사용하였다.

### 2. 시뮬레이션 결과

그림 4.4는  $t = 5, 100, 200, 400, 7000, 10000$  ns일 때의 축 방향 변위  $u_z$ 에 대한 시뮬레이션 결과를 보여준다. 레이저 펄스의 입사가 끝난 직후( $t = 5$  ns)에는 변형이 발생하지 않았다. 시간이 조금 경과한 후 피부의 표면은 외부 방향(공기 쪽)으로 팽창하기 시작했으며, 축 방향 변위과가 생성되어 내부로 전파해 나갔다. 표면의 팽창은 최대 약 245 nm정도 발생하였으며, 내부로 진행되는 축 방향

변위파의 크기는 최대 약 80 nm이었다.

그림 4.5는  $t = 5, 100, 200, 400, 7000, 10000$  ns일 때의 반경 방향 변위  $u_r$ 에 대한 시뮬레이션 결과를 보여준다. 이 경우에도 레이저 펄스의 입사가 끝난 직후 ( $t = 5$  ns)에는 변형이 발생하지 않았고, 시간이 조금 경과한 후 피부의 표면은 반경 방향으로 팽창하기 시작했으며, 반경 방향 변위파가 생성되어 내부로 전파해 나갔다. 표면의 반경 팽창은 최대 약 95 nm정도 발생하였으며, 내부로 진행되는 축 방향 변위파의 크기는 최대 약 40 nm이었다.

그림 4.6은  $t = 5, 100, 200, 400, 7000, 10000$  ns일 때의 변위 벡터 크기  $|u| (= \sqrt{u_r^2 + u_z^2})$ 에 대한 시뮬레이션 결과를 보여준다. 두 가지 특징적인 현상을 관찰할 수 있었다. 첫째, 변위파가 발생하여 피부 내부로 종음파 속력으로 전파되었다. 둘째, 피부 표면은 피부 외부 공기 쪽 방향으로 팽창하였고 서서히 정상 상태(Steady-State)에 도달하였다. 대략 7000 ns 이후에 정상상태에 도달한 것으로 보였다. 시간이 좀 더 경과한 후에는 열 확산에 의한 온도 감소로 인해 피부의 변형은 초기 상태로 되돌아가기 때문에 이 정상상태는 보통 준정상상태(Quasi Steady-State)로 불리운다.<sup>[21]</sup>

그림 4.7은 시간  $t = 10000$  ns까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향 변위의 시간적 변화를 보여주고 있다. 그림 4.7에서 양의 표면 변위(Surface Displacement)는 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미한다. 레이저가 입사된 후 피부 표면은 공기 쪽으로 일단 팽창하였다가 다시 약간 수축한 후 준정상 상태에 도달하는 양상을 보였다. 팽창이 피크 값을 갖는 시간은 약  $t = 180$  ns이었다. 이 시간은 사실 레이저 빔의 가장자리에서 발생한 스트레스파가 레이저 빔의 중앙에 도달하는 시간과 일치한다고 알려져 있다.<sup>[35]</sup> 앞서 시뮬레이션을 통해 얻은 온도 상승 영역의 직경이 0.56 mm이고 종음파 속력이 1540 m/s이므로, 온도 상승 분포의 가장자리에서 발생한 스트레스파가 레이저 빔의 중앙에 도달하는 시간 약 182 ns으로 계산된다. 따라서, 피부 팽창 변형의 피크와 관련된 참고 문헌 [35]의 보고 내용을 본 연구를 통해 다시 한 번 확인 할 수 있었다.

그림 4.8은  $t = 5, 100, 200, 400, 7000, 10000$  ns일 때의 축 방향 스트레스  $\sigma_{zz}$ 에 대한 시뮬레이션 결과를 보여준다. 레이저 펄스가 입사하는 동안 온도 상승에

기인한 스트레스가 의해 피부 표면 근처에 발생하였다. 시간이 경과함에 따라 이 스트레스는 파동의 형태로 피부 내부로 전파되었다. 축 방향 스트레스파는 쌍극성(Bipolar) 형태이었으며, 최소와 최대 크기는 각각 약 -8 MPa과 +4 MPa이었다.

그림 4.9와 그림 4.10은 각각 반경 방향 스트레스  $\sigma_{rr}$ 와 원주 방향 스트레스  $\sigma_{\phi\phi}$ 에 대해 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 시간  $t = 400$  ns까지는 그림 4.8에 도시된 축 방향 스트레스  $\sigma_{zz}$ 와 거의 동일한 결과를 보여주고 있다. 시간이 경과함에 따라  $t = 7000$  ns 이후 축 방향 스트레스  $\sigma_{zz}$ 는 거의 소멸하게 되는 반면, 반경 방향 스트레스  $\sigma_{rr}$ 와 원주 방향 스트레스  $\sigma_{\phi\phi}$ 는 일종의 휨 응력(Bending Stress)의 형태를 띠게 된다. 시간  $t = 7000$  ns 이후  $\sigma_{rr}$ 와  $\sigma_{\phi\phi}$ 의 공간 분포는 표피 영역에서 음의 값을 표피와 인접한 진피 영역에서 작은 양의 값을 갖고 있음을 알 수 있다. 이러한 스트레스 공간 분포는 휨 응력의 전형적인 모습이다. 휨 응력의 최소와 최대 크기는 각각 약 -0.2 MPa과 +0.02 MPa이었다. 반경 방향 스트레스  $\sigma_{rr}$ 와 원주 방향 스트레스  $\sigma_{\phi\phi}$ 가 축 방향 스트레스  $\sigma_{zz}$ 와 준정상상태에서 다른 경향을 보이는 이유는 경계 조건 때문이다. 축 방향으로의 자유 경계 조건이 적용되었으므로 자연스럽게 스트레스의 소멸이 발생하지만, 다른 방향에 대해서는 고정 경계 조건이 적용되었으므로 온도 상승에 기인한 스트레스의 소멸이 이루어지지 않게 된다. 물론, 시간이 더욱 경과하여 상승된 온도가 열 확산에 의해 사라지게 되면 반경 방향 스트레스  $\sigma_{rr}$ 와 원주 방향 스트레스  $\sigma_{\phi\phi}$  또한 소멸하게 된다.

그림 4.11은 스트레스의 전단 성분  $\sigma_{zr}$ 에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 시간  $t = 400$  ns까지 스트레스의 전단 성분의 크기는 약  $\pm 0.1$  MPa 정도였고, 준정상상태에서는 거의 소멸되었다. 모든 스트레스 성분 중 전단 성분  $\sigma_{zr}$ 가 가장 작은 크기를 갖고 있었으며, 펄스 레이저 흡수에 의한 피부 변형에 거의 영향을 미치지 못한 것으로 판단된다.

그림 4.12는 시간  $t = 1.5$  s까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향 변위의 시간적 변화를 보여주고 있다. 그림 4.7과 마찬가지로 양의 표면 변위(Surface Displacement)는 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미한다. 열 확산에 의해 온도가 감소하여 펄스 레이저 입사 이전의 상태로 복원됨에 따라 피

부 변형도 서서히 사라지게 됨을 확인할 수 있다. 온도 감쇠 시상수는 약 93 ms 인 반면, 변형의 크기가  $1/e$  수준으로 감소하는 변형 감쇠 시상수는 약 290 ms 이었다. 표면의 경우 변형이 복원되는 소요 시간이 초기 온도로 되돌아가는 시간보다 약 3배 정도 더 소요되었는데, 이는 피부 조직 내부로 확산되어 전파된 열에 의한 것으로 판단된다.

**D: Transient Structural**  
 Directional Deformation  
 Type: Directional Deformation(Y Axis)  
 Unit: m  
 Global Coordinate System  
 Time: 3.2e-007  
 2015-11-25 오후 5:16

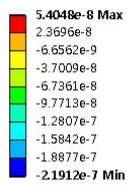


그림 4.1 ANSYS Mechanical의 시뮬레이션 레이아웃





그림 4.2 시뮬레이션에 적용한 경계조건

**D: Transient Structural**  
 Imported Body Temperature  
 Unit: K  
 2015-11-23 오후 7:37

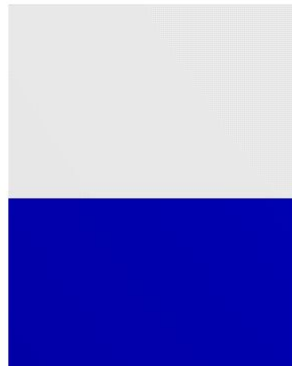
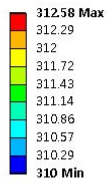


그림 4.3  $t = 5 \text{ ns}$ 일 때 구조 해석 시뮬레이션에 입력 자료(피부 온도 분포)가 적용된 모습

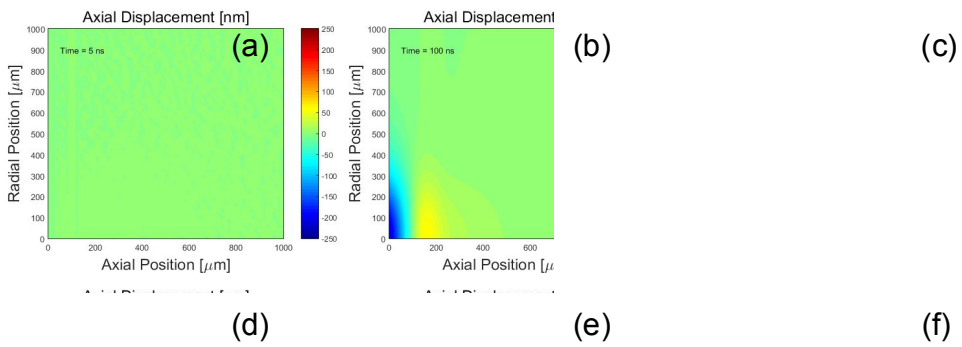


그림 4.4 축 방향 변위  $u_z$  에 대한 시뮬레이션 결과

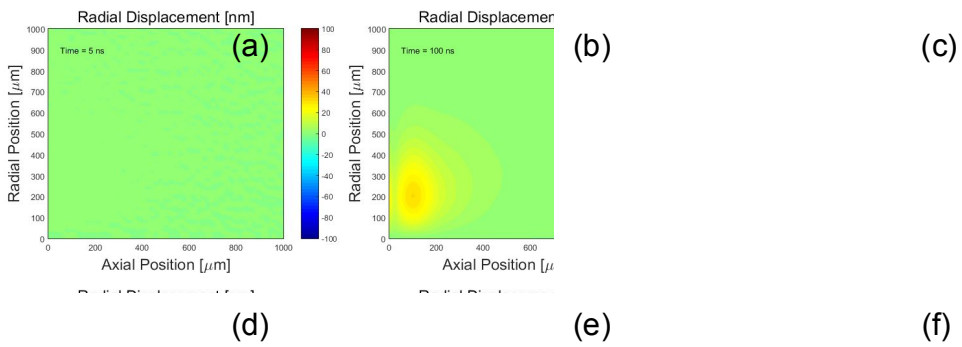


그림 4.5 반경 방향 변위  $u_r$ 에 대한 시뮬레이션 결과

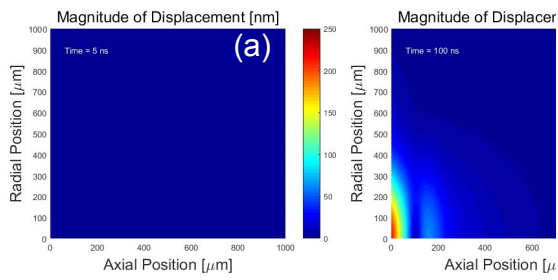


그림 4.6 변위 벡터 크기  $|u| (= \sqrt{u_r^2 + u_z^2})$  에 대한 시뮬레이션 결과

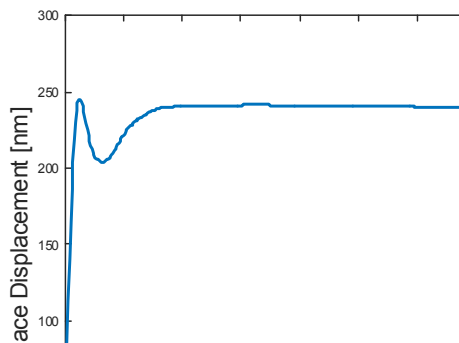


그림 4.7 시간  $t = 10000$  ns 까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향  
 변위의 시간적 변화  
 (양의 값은 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미함.)

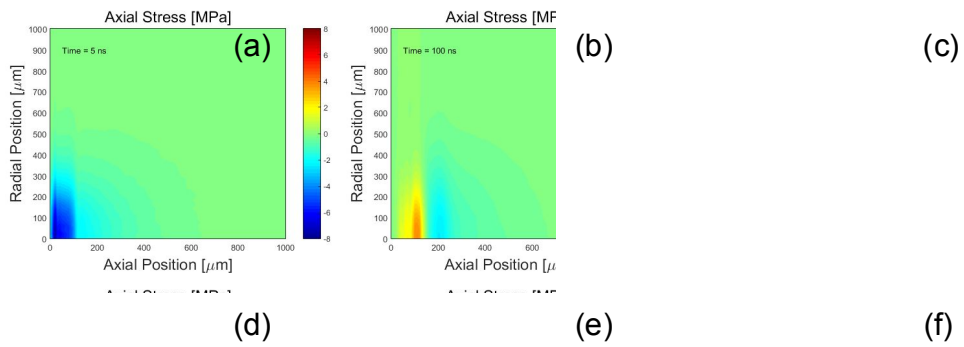


그림 4.8 축 방향 스트레스  $\sigma_{zz}$  에 대한 시뮬레이션 결과

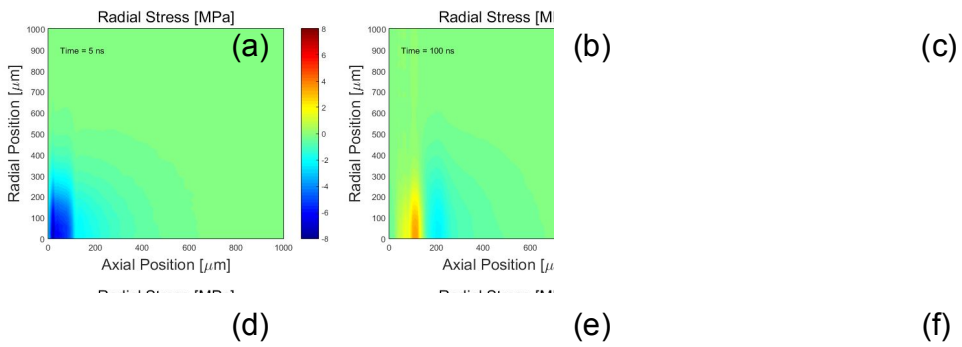


그림 4.9 반경 방향 스트레스  $\sigma_{rr}$  에 대한 시뮬레이션 결과



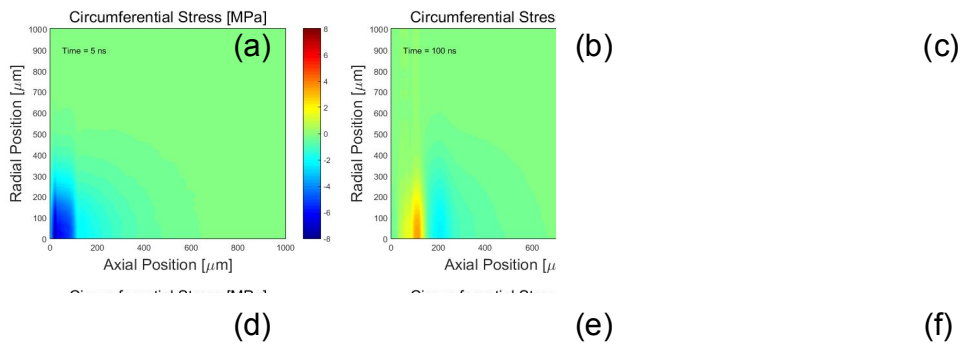


그림 4.10 원주 방향 스트레스  $\sigma_{\phi\phi}$ 에 대한 시뮬레이션 결과

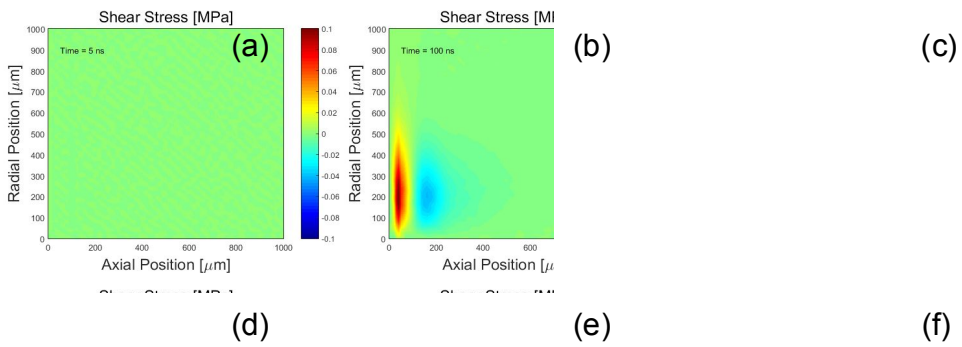


그림 4.11 스트레스의 전단 성분  $\sigma_{zr}$  에 대한 시뮬레이션 결과

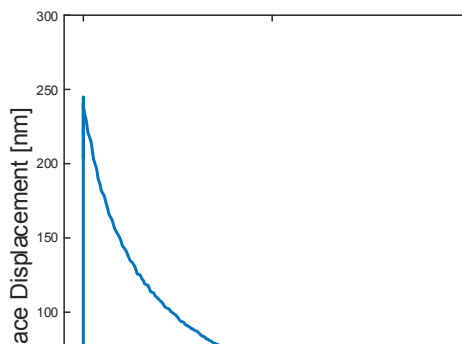


그림 4.12 시간 1.5 s 까지의 피부 표면상 레이저 빔 중심 위치의 축 방향  
 변위의 시간적 변화  
 (양의 값은 피부 외부 공기 쪽 방향으로의 변형을 의미함.)

## 제5장 결 론

본 논문에서는 레이저의 피부 흡수에 의해 발생하는 열 효과 및 구조 변형 해석에 관한 연구를 수행하였다. 먼저 레이저의 피부 흡수에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션을 위해 광학 설계 및 해석 소프트웨어인 TracePro(Lambda Research Corporation, USA)를 사용하였다. 피부는 표피와 진피 2 개의 층으로 구성된 것으로 가정하였고, 각 층의 광학 특성 상수는 문헌에 보고된 값을 참고하였다. 시뮬레이션에 사용한 레이저 파라미터는 최근 발표된 펄스 레이저에 의한 촉감 유도 및 인지에 관한 실험 조건과 동일하게 설정하였다. TracePro를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 펄스 레이저의 피부 흡수에 의해 발생하는 열원의 체적 열 생성률 분포를 얻을 수 있었다.

다음으로 레이저의 피부 흡수에 의해 발생하는 열 효과에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션을 위해 열 및 유동 해석 소프트웨어인 ANSYS Fluent(ANSYS Incorporated, USA)를 사용하였다. 표피와 진피 각 층의 열 및 물리적 특성 상수는 문헌에 보고된 값을 참고하였다. 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 구한 체적 열 생성률 분포를 입력으로 사용하여 피부 표면과 내부의 온도 상승 분포에 관한 결과를 시간의 함수로 얻을 수 있었다. 피부 표면에서의 온도 상승 분포 결과는 실험적으로 측정된 결과와 거의 일치하였다.

마지막으로 펄스 레이저 흡수에 의해 발생하는 열탄성 효과에 기인한 피부 변형에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션을 위해 구조 해석 소프트웨어인 ANSYS Mechanical(ANSYS Incorporated, USA)을 사용하였다. 시뮬레이션에 사용한 피부 조직의 열 및 물리적 특성 상수는 이 경우에도 문헌에 보고된 값을 참고하였다. 열 해석 시뮬레이션을 통해 구한 피부 내부의 온도 상승 분포를 입력으로 사용하여 피부 표면과 내부에 발생하는 변위와 스트레스의 시공간적 분포에 대한 결과를 얻을 수 있었다.

본 논문의 시뮬레이션 결과를 통해 최근 발표된 펄스 레이저에 의한 촉감 유도 및 인지에 관한 실험 조건에서 어느 정도 크기의 변위와 스트레스가 피부 표면과 내부에 발생하고 있는지 예측할 수 있었다. 향후 실험을 통해 피부 변형에

관한 시뮬레이션 결과의 검증이 필요할 것으로 판단된다. 본 논문을 통해 제시된 시뮬레이션 기법은 향후 펄스 레이저에 의한 촉감 유도 기술 개발을 위해 유용하게 사용될 것으로 기대된다.

## [참고문헌]

- [1] G. R. Fowles, Introduction to Modern Optics (Dover Publications Inc., New York, USA), pp. 263-292 (1975).
- [2] 김병태, 레이저 공학 (상학당, 서울특별시, 대한민국), pp. 35-87 (2009).
- [3] 이인수, “의료용 레이저의 안전관리에 관한 연구,” 박사학위청구논문, 단국대학교, 대한민국 (2007).
- [4] H. S. Kim, G. E. Kim, and S. S. Chu, “Laser Understandings and Prospects of Its Applications in Medicine,” Korean J. Med. Phys. 6(1), pp. 19-37 (1995).
- [5] J.-H. Jun, J.-R. Park, S.-P. Kim, Y. M. Bae, J.-Y. Park, H.-S. Kim, S. Choi, S. J. Jung, S. H. Park, D.-I. Yeom, G.-I. Jung, J.-S. Kim, and S.-C. Chung, “Laser-induced thermoelastic effects can evoke tactile sensations,” Sci. Rep. 5, 11016 (2015).
- [6] H.-S. Kim, J.-S. Kim, G.-I. Jung, J.-H. Jun, J.-R. Park, S.-P. Kim, S. Choi, S.-J. Park, M.-H. Choi, and S.-C. Chung, “Evaluation of the possibility and response characteristics of laser-induced tactile sensation,” Neurosci. Lett. 602, pp. 68-72 (2015).
- [7] H. Lee, J.-S. Kim, S. Choi, J.-H. Jun, J.-R. Park, A.-H. Kim, H.-B. Oh, H.-S. Kim, and S.-C. Chung, “Mid-air tactile stimulation using laser-induced thermoelastic effects: The first study for indirect radiation,” Proc. of the IEEE World Haptic Conference (WHC), pp. 374-380 (2015).
- [8] 신성선, “레이저의 피부 흡수에 의한 열 및 기계적 효과 발생에 관한 연구,” 석사학위청구논문, 조선대학교, 대한민국 (2014).
- [9] P. Kortum (ed.), HCI Beyond the GUI (Elsevier Inc., Burlington, USA), pp. 25-73 (2008).
- [10] A. Sears and J. A. Jacko (eds.), Human-Computer Interaction (CRC Press, New York, USA), pp. 205-221 (2009).
- [11] 김예경, 육현승, “햅틱연구기관 및 산업지식동향,” 한국영상문화학회 19, pp.

- 69-123 (2012).
- [12] National Information Society Agency (NIA), “�틱 기술, 응용 분야 확대로 2025년 138억 달러 시장 형성,” IT Issues Weekly 420호, p. 6 (2013).
- [13] W. E. Gusev and A. A. Karabutov, *Laser Optoacoustics* (American Institute of Physics, Ann Arbor, USA), pp. 1-12 (1992).
- [14] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions* (Springer-Verlag, New York, USA), pp. 10-150 (2007).
- [15] 김웅기, 레이저의학 (의학문화사, 서울특별시, 대한민국), pp. 59-95 (2000).
- [16] 송순달, 레이저의 의료응용 (다성출판사, 서울특별시, 대한민국), pp. 213-290 (2001).
- [17] A. J. Welch and M. J. C. van Gemert (eds.), *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (Plenum Publishing Corporation, New York, USA), pp. 709-764 (1995).
- [18] C. Raulin and S. Karsai (eds.), *Laser and IPL Technology in Dermatology and Aesthetic Medicine* (Springer-Verlag, Berlin, Germany), pp. 23-36 (2011).
- [19] L. V. Wang, *Biomedical Optics* (John Wiley & Sons Inc., New Jersey, USA), pp. 1-133 (2007).
- [20] F. Kreith and M. S. Bohn, *Principles of Heat Transfer* (Brooks/Cole, CA, USA), pp. 1-169 (2006).
- [21] D. Albagli, “Fundamental Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissue,” Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, USA (1994).
- [22] Lambda Research Corporation, <http://lambdaresearch.com>.
- [23] ANSYS Incorporated, <http://www.ansys.com>.
- [24] E. N. Marieb, *Essentials of Human Anatomy & Physiology* (Pearson, New York, USA), pp. 119-133 (2015).
- [25] 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).
- [26] M. Stanczyk and J. J. Telega, “Modelling of heat transfer in biomechanics - a

- review Part 1. Soft Tissues,” *Acta Bioeng. Biomech.* 4(1), pp. 31-61 (2002).
- [27] H. J. Li, X. X. Zhang, and Y. F. Yi, “Measurement of Blood Perfusion Using the Temperature Response to Constant Surface Flux Heating,” *Int. J. Thermophys.* 23(6), pp. 1631-1644 (2002).
- [28] J.-L. Boulnois, “Photophysical processes in recent medical laser developments: a review,” *Lasers Med. Sci.* 1, pp. 47-66 (1986).
- [29] S. C. Jiang, N. Ma, H. J. Li, and X. X. Zhang, “Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries,” *Burns* 28, pp. 713-717 (2002).
- [30] 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).
- [31] L. D. Landau and E. M. Lifshitz, *Theory of Elasticity* (Pergamon Press, Oxford, UK), pp. 1-107 (1986).
- [32] 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).
- [33] M. L. Palmeri and K. R. Nightingale, “On the Thermal Effects Associated with Radiation Force Imaging of Soft Tissue,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Frq. Contr.* 51, pp. 551-565 (2004).
- [34] F. M. Hendriks, “Mechanical Behaviour of Human Epidermal and Dermal Layers in Vivo,” *Ph.D. Thesis*, Eindhoven University of Technology, The Netherlands (2005).
- [35] Itzkan, D. Albagli, M. L. Dark, L. T. Perelman, C. von Rosenberg, and M. S. Feld, “The thermoelastic basis of short pulsed laser ablation of biological tissue,” *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 92, pp. 1960-1964 (1995).





## [감사의 글]

연구실에 들어온지 벌써 3년이 지나 졸업을 앞두고 있다는 상황이 아직 현실 같지 않습니다. 아직도 3학년 겨울 방학을 앞두고 당시 담당 교수님이셨던 안태정 교수님과의 상담이 생생히 기억납니다. 그때의 상담을 계기로 박종락 교수님 연구실에 들어올 수 있었습니다. 상담을 해주셨던 안태정 교수님과 흔쾌히 받아 주신 박종락 교수님, 그리고 저를 믿고 석사 진학을 응원해 주었던 부모님께 진심으로 감사드립니다.

저에게 연구실 생활은 전에 해왔던 생활과는 전혀 다른 환경이었습니다. 항상 또래 친구들과의 생활에만 익숙하던 저에겐 대화 몇 번 나눠보지 못했던 선배들과 교수님과의 생활은 쉽지 않았지만, 교수님과 성선이형, 현철이형 경민이형의 도움으로 빠르게 적응할 수 있었고, 이를 통해 사회생활과 대인관계에 큰 자신감을 얻을 수 있었습니다. 다소 부족했던 전공 지식은 교수님의 훌륭한 가르침 덕분에 많은 발전을 이룰 수 있었습니다. 성선이형, 현철이형 경민이형 그리고 동갑이지만 후배로 들어와 많은 갈굼과 구박에도 군말 없이 많은 일을 함께 해준 준혁이와 승진이에게도 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 또한 학부와 대학원 과정동안 훌륭한 가르침을 주신 김진태 교수님, 김현수 교수님, 안태정 교수님, 권민기 교수님, 주기남 교수님께 깊은 감사드립니다.

이번 논문을 작성하면서 다시 한 번 제 부족한 점을 확인할 수 있었습니다. 아마 교수님의 지도가 없었다면 논문을 완성할 수 없었을 것입니다. 언제나 부족한 모습을 교수님께 보여 왔지만 마지막까지 못한 모습을 보여드린 것 같아 죄송합니다. 앞으로도 교수님의 은혜와 가르침을 잊지 않고, 교수님 제자라는 말이 부끄럽지 않게 더욱 노력하겠습니다.

2015 年 12 月

金 在 泳

## 이 력 서

성 명 : 김 재 영 (金 在 泳)

생 년 월 일 : 1990년 1월 1일(양력)

출 생 지 : 전라남도 고흥군

주 소 : 전라남도 고흥군 도양읍 봉암리 1614-83번지

## 학 력

2005.3. - 2008.2. 녹동고등학교

2008.3. - 2014.2. 조선대학교 광기술공학과 학사과정

2014.3. - 2016.2. 조선대학교 광기술공학과 석사과정

## 학위 논문

[1] “펄스 레이저의 피부 흡수에 의해 발생하는 열 효과 및 구조 변형 해석에 관한 연구,” 석사학위논문, 조선대학교 (2016).

## 학술지 게재 논문

- [1] J.-H. Baek, S.-J. Yang, J.-Y. Kim, K. Jang, J.-R. Park, D.-I. Yeom, J.-S. Kim, H.-S. Kim, J.-H. Jun, and S.-C. Chung, “Control of Laser-induced Mechanical Effects Using a Dual-wavelength Irradiation Method,” accepted for publication in J. Korean. Phys. Soc. (2015).
- [2] J.-S. Kim, H.-B. Oh, A.-H. Kim, J.-S. Kim, E.-S. Lee, B.-J. Goh, J.-Y. Kim, K. Jang, J.-R. Park, S.-C. Chung, and J.-H. Jun, “Responses of Human Sensory Characteristics to 532 nm Pulse Laser Stimuli,” accepted for publication in Technology and Health Care. (2015).
- [3] H.-C. Lim, H. Kim, K. Jang, J.-Y. Kim, J.-H. B, S.-J. Yang, S.-H. Jeong, and J.-R. Park, “Design and fabrication of light-guiding plate for a photobioreactor that utilizes sunlight,” Opt. Rev. 22, pp. 779-785 (2015).
- [4] 신성선, 김재영, 장경민, 백준혁, 양승진, 박종락, “레이저 최대 허용 노출에서의 피부 온도 상승에 관한 연구,” 공학기술논문지, 제8권, 제2호, pp. 99-103 (2015).
- [5] 양승진, 백준혁, 김재영, 장경민, 박종락, “레이저 피부 흡수에 의해 발생하는 축 방향 변위의 펄스 폭 의존성에 관한 연구,” 공학기술논문지, 제8권, 제3호, pp. 205~209 (2015).

## 학술 대회 발표

- [1] 김재영, 장경민, 박종락, “LightTools를 이용한 반사형 복합 필름 분석,” 한국광학회 2015년도 동계 학술발표회 논문집, pp. 450-451 (2015).
- [2] 장경민, 김재영, 박종락, “실리콘 웨이퍼 표면 텍스처를 사용한 휘도 향상 광학필름 모델링 및 시뮬레이션,” 한국광학회 2015년도 동계 학술발표회

논문집, pp. 134-135 (2015).

- [3] 임현철, 장경민, 김재영, 백준혁, 양승진, 박종락, “광생물반응기용 LED와 태양광 하이브리드 광원 제어 시스템,” 한국광학회 2015년도 동계 학술 발표회 논문집, pp. 136-137 (2015).

## 프로젝트 수행

- [1] “레이저 촉감 제시 기술 개발,” 미래유망 융합기술 파이오니어사업, 미래 창조과학부 (2014.3 - 현재).