



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](#)

2017년 2월
석사학위논문

이중 파장 조사법을 이용한 레이저 유도 기계적 효과 제어에 관한 연구

조선대학교 대학원

광기술훈학과

백준혁

이중 파장 조사법을 이용한 레이저 유도 기계적 효과 제어에 관한 연구

**Study of Controlling Laser-induced Mechanical Effects Using a
Dual-wavelength Irradiation Method**

2017년 2월 24일

조선대학교 대학원

광기술험공학과

백준혁

이중 파장 조사법을 이용한 레이저 유도 기계적 효과 제어에 관한 연구

지도교수 박 종 락

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2016년 10월

조선대학교 대학원

광 기 술 공 학 과

백 준 혁

백 준 혁의 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

2016년 11월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT

제1장 서 론	1
제1절 연구 배경	1
제2절 논문 구성	3
제2장 열탄성 파동 방정식과 시뮬레이션 파라미터	4
제1절 열탄성 파동 방정식	4
제2절 몬테 카를로 시뮬레이션	7
제3절 예비 시뮬레이션	11
제4절 시뮬레이션 파라미터 결정	13
제3장 시뮬레이션 결과와 논의	17
제1절 시뮬레이션 결과	17
제2절 논의	27
제3절 이중 파장 조사법의 구현 방법	32
제4장 결 론	35
[참고문헌]	37
[감사의 글]	40

그림 목차

그림 2.1 (a) 에너지 21.52 mJ, 파장 532 nm를 갖는 레이저 펄스가 피부에 조사되었을 경우와 (b) 에너지 191.89 mJ, 파장 1064 nm를 갖는 레이저 펄스가 피부에 조사되었을 경우에 대한 몬테 카를로 시뮬레이션 결과	10
그림 2.2 레이저 펄스 에너지가 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 mJ인 경우에 대해 얻은 시뮬레이션 결과. (a) 피부 표면의 레이저 빔 중앙부 위치의 표면 변위에 대한 시뮬레이션 결과, (b) 레이저 펄스 에너지 변화에 따른 최대 온도 상승치 변화에 대한 시뮬레이션 결과	12
그림 2.3 3.86 mJ, 532 nm 레이저 펄스와 34.04 mJ, 1064 nm 레이저 펄스가 입사했을 경우에 대한 피부 표면 변위 시뮬레이션 결과	16
그림 3.1 표 2.3과 표 2.4에 정리되어 있는 조건에 대한 표면 변위 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우	19
그림 3.2 변위 정점과 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값에 대한 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우	20
그림 3.3 시뮬레이션 조건 (a) A1, (b) A2, (c) A3, (d) A4, (e) A5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 0.5 mm)	21
그림 3.4 시뮬레이션 조건 (a) B1, (b) B2, (c) B3, (d) B4, (e) B5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 1.0 mm)	22
그림 3.5 시뮬레이션 조건 (a) C1, (b) C2, (c) C3, (d) C4, (e) C5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 1.5 mm)	23
그림 3.6 시뮬레이션 조건 (a) D1, (b) D2, (c) D3, (d) D4, (e) D5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 2.0 mm)	24
그림 3.7 시뮬레이션 조건 (a) E1, (b) E2, (c) E3, (d) E4, (e) E5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 2.5 mm)	25

그림 3.8 침투 깊이에 대한 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우 26
 그림 3.9 침투 깊이 변화에 따른 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값 변화 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우 29
 그림 3.10 (a) 532 nm 파장과 (b) 1064 nm 파장의 레이저 펄스만을 피부에 조사하였을 경우 레이저 빔 직경을 변화에 따른 변위 정점과 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값 시뮬레이션 결과 30
 그림 3.11 레이저 빔 반경 변화에 따른 변위 정점 도달 시간 31
 그림 3.12 외부 제2조화파 발생기를 갖춘 주파수 배가 Nd:YAG 레이저 시스템을 사용하여 이중 파장 조사법을 구현할 수 있는 방법 34

표 목차

표 2.1 열탄성 과동 방정식 시뮬레이션에 사용된 인체 피부 조직의 특성 상수 값	6
표 2.2 몬테 카를로 시뮬레이션에 사용된 인체 피부의 광학 특성 상수들의 값 · 9	
표 2.3 이중 파장 조사법의 실증 시뮬레이션을 위한 시뮬레이션 조건	14
표 2.4 표 2.3에 정리된 각 시뮬레이션 조건에 대한 시뮬레이션 파라미터 (각 파장별 레이저 펄스 에너지)	15

ABSTRACT

Study of Controlling Laser-induced Mechanical Effects Using a Dual-wavelength Irradiation Method

By Jun-Hyeok Baek

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

Department of Photonic Engineering

Graduate School of Chosun University

In this thesis, we propose a dual-wavelength irradiation method that can be applied to control laser-induced thermoelastic effects and demonstrate its feasibility through a simulation study. Recently, many studies have focused on evoking tactile sensations using laser-induced thermoelastic effects. Specifically, laser pulses directly irradiated on human skin can generate displacement and stress waves through laser-induced thermoelastic effects that propagate into the skin and activate sensory receptors located near the skin's surface. A facile method to control the strength of these tactile sensations is to regulate the laser pulse energy.

In particular, recent studies have demonstrated that the perception probability of tactile sensations increases in direct relation to increasing laser pulse energy. However, as laser pulse energy increases, skin temperature also rises resulting in unwanted sensations via thermal effects. This relationship imposes limitations on the parameters of this method and its applicability. The dual-wavelength irradiation method proposed in this thesis, which involves two laser pulses with different wavelengths that simultaneously irradiate human skin, addresses the problem of the

facile method. Here, the laser-induced thermoelastic effects can be controlled by varying the ratio of pulse energy values from the two laser pulses. Doing so allows researchers and clinicians to maintain a constant skin temperature in patients.

In Chapter 2, we describe the thermoelastic wave equation governing the laser-induced thermoelastic effects, as well as its simulation parameters. Through a preliminary simulation, we showed that both the temperature and displacement of the skin caused by the laser-induced thermoelastic effects rises when laser pulse energy is increased. And then, we outline the selection of two wavelengths, 532 nm and 1064 nm, and the corresponding pulse energy values of each wavelength component. These parameters can limit a maximal temperature increase to 1 °C.

In Chapter 3, We present results of subsequent simulations to demonstrate the feasibility of the dual-wavelength irradiation method. The magnitude of the skin displacement caused by laser-induced thermoelastic effects increased in direct relation to the percentage contribution of a 1064-nm laser pulse to temperature increase in skin. In doing so, we found that the change in magnitude of the skin displacement strongly depended on the penetration depth of the laser pulse. Penetration depth of the laser pulse was also influenced by varying the laser beam diameter.

A possible implementation of the proposed dual-wavelength irradiation method is explored using a frequency-doubled Nd:YAG laser system equipped with an external second-harmonic generator, in which two laser pulses of 532-nm and 1064-nm are available simultaneously. The ratio between the two laser pulses can be controlled by adjusting the conversion efficiency of the second-harmonic generator. Experimental verification of the proposed implementation needs to be pursued in the near future. We believe that the results presented in this thesis can broaden the applicability of the laser stimulation technique based on laser-induced thermoelastic effects.

제1장 서론

제1절 연구 배경

레이저는 간접성을 갖는 광원으로 1960년에 처음 개발된 이후에 특수한 분야로만 사용되는 도구였으나, 분광학, 레이저 가공, 계측, 광 정보통신, 의학, 가정 전기제품 등의 여러 분야로 사용 영역이 확대되고 있다.^[1-7] 레이저는 최근 기초 및 임상 연구 분야에서 인체 피부의 자극 유도를 위해서도 활발히 사용되고 있다.^[8-11] 주된 연구 주제는 통증인데, 레이저 자극을 통한 통증 유발은 열 효과와 밀접하게 관련되어 있다^[12]. 인체 피부 내의 두 가지 종류의 뉴런 A δ -fiber와 C-fiber 통각수용체가 열 통증 유발과 관련 있음이 알려져 있다.^[11] A δ -fiber 통각수용체는 빠르고, 찌르는 듯하고, 국소적인 통증을 매개하며, C-fiber 통각수용체는 지속적이고, 타는 듯하고, 퍼지는 양상의 통증을 매개한다.^[9] 레이저를 이용한 통증 유발 연구의 주요 연구 주제 중 하나는 A δ -fiber와 C-fiber 통각수용체를 선택적으로 활성화시키는 것이었다.^[9, 10] 통증 연구에 사용되는 일반적인 레이저의 펄스 폭은 수 ms 이상이며, 레이저 흡수에 의해 발생하는 피부 온도 상승치는 수십 °C 이상이다.^[9, 11]

최근, 촉각 자극 유발을 위해 레이저를 사용할 수 있음이 보고되었다.^[13] 실험과 시뮬레이션을 통해 레이저 유도 열탄성 효과(laser-induced thermoelastic effects)에 의한 촉각 자극 생성이 가능함을 보였다. 탄성 매질 내에서 순간적이고 국소적으로 레이저 빔의 흡수가 일어날 때 레이저 유도 열탄성 효과가 효과적으로 발생함이 알려져 있다.^[14] 참고문헌 [13]에서는 피부 조직에서의 레이저 유도 열탄성 효과 발생을 위해 주파수 배가 큐-스위칭 Nd:YAG 레이저를 사용하였는데, 실험에 사용된 레이저 펄스의 $1/e$ 빔 직경은 0.48 mm, 펄스 폭은 5 ns이었다. 최대 온도 상승치는 ~2.5 °C이하일 것으로 예측되었으며, 뇌전도 연구를 통해 레이저 자극에 대한 피험자 두뇌의 반응이 기계적 자극의 경우와 유사함을 발견하였다. 펄스 레이저에 의한 촉각 자극 유발 현상은 펄스 레이저 흡수 이후 발생한 레이저 유도 열탄성 효과에 의해 갑작스런 기계적 움직임이 피부 표면 근처에서 발생하기 때문인 것으로 판단되고 있다.

레이저 에너지 밀도가 증가함에 따라 촉각 자극 인지 확률도 증가하고 있음

보고되었다.^[15] 따라서, 레이저 유도 열탄성 효과를 제어하는 가장 간단한 방법은 조사되는 레이저의 펄스 에너지를 조절하는 것임을 쉽게 예측할 수 있다. 그러나 조사되는 레이저 펄스 에너지가 증가함에 따라 피부 조직의 온도 또한 증가하게 되고 촉각 자극과 관련된 감각 수용체 이외에 열에 민감한 통각수용체를 자극하게 된다. 열 효과는 변화시키지 않고 단지 기계적 효과만을 제어하고자 한다면 다른 접근법을 취해야만 한다.

레이저 파장에 따라 피부에서의 침투 깊이가 달라지고 이로 인해 다른 파장의 레이저를 사용한다면 동일한 온도 상승 조건에서 다른 양 만큼의 피부 변위를 일으킬 수 있음이 알려져 있다.^[13] 따라서, 파장 가변 레이저를 사용한다면 동일한 온도 상승 조건을 유지하면서도 피부 변위를 제어할 수 있을 것으로 기대할 수 있다. 그러나 적용 가능한 레이저 시스템을 구하거나 개발하기가 현실적으로 매우 어렵다.

본 논문에서는 이중 파장 레이저 조사법으로 명명한 레이저 유도 열탄성 효과 제어방법을 제안한다. 피부 조직의 최대 온도 상승치는 일정하게 유지하면서도 레이저 유도 열탄성에 의한 피부 변위를 연속적으로 제어할 수 있는 방법으로, 현재 상업적으로 손쉽게 구할 수 있는 주파수 배가 레이저 시스템을 이용하여 실험적으로도 구현할 수 있다. 이중 파장 조사법에서는 두 개의 다른 파장을 갖는 두 개의 레이저 펄스가 피부 조직에 동시에 조사된다. 각 레이저 펄스의 에너지를 체계적으로 조절함으로써 최대 온도 상승치에는 영향을 주지 않고 기계적 효과만을 제어할 수 있다. 기계적 효과는 유효 침투 깊이를 조절함으로써 제어되는데, 두 레이저 펄스의 혼합 비율을 변경시킴으로써 유효 침투 깊이 조절이 가능하다. 본 논문에서는 시뮬레이션을 통해 이중 파장 레이저 조사법의 실현 가능성을 검증하였다.

제2절 논문 구성

본 논문은 총 4장으로 구성되어 있다. 제2장에서는 시뮬레이션에 사용된 열탄성 파동방정식과 시뮬레이션에 사용된 파라미터에 대해 정리하였다. 먼저, 레이저 유도 열탄성 효과를 이론적으로 기술하는 열 탄성 파동 방정식에 대해 소개하였고, 레이저의 피부 흡수에 대한 몬테 카를로 시뮬레이션 과정 및 결과에 대해 서술하였다. 예비 시뮬레이션을 통해 레이저 펄스 에너지만을 변경시킬 경우 레이저 유도 열탄성 효과에 의해 변위의 크기가 변화될 뿐만 아니라 온도 상승치 또한 변화됨을 살펴보고, 532 nm와 1064 nm의 서로 다른 파장을 갖는 두 레이저 펄스를 동시에 조사할 때 동일한 최대 온도 상승치를 유지할 수 있는 각 레이저 펄스의 에너지 값 조합을 예측하여 제시하였다.

제3장에서는 시뮬레이션 결과를 상세히 서술하고 논의하였다. 두 파장의 온도 상승치 기여율 변화에 따른 피부 변위의 크기 변화 및 레이저 빔의 유효 침투 깊이 변화에 대해 조사하였고, 레이저 빔의 직경 변화에 따른 피부 변위의 크기 변화에 대해서도 살펴보았다. 상업적으로 구할 수 있는 주파수 배가 레이저 시스템을 사용한 이중 파장 조사법의 구현 방법에 대해서도 구체적으로 기술하였다.

마지막 제4장에서는 본 논문의 연구 내용 및 결과를 종합한 결론을 기술하였다.

제2장 열탄성 파동 방정식과 시뮬레이션 파라미터

제1절 열탄성 파동 방정식

열탄성 효과(thermoelastic effects)에 대한 지배 방정식은 열탄성 파동 방정식(thermoelastic wave equation)으로 원통 좌표계에서 다음과 같이 표현된다.^[16, 17]

$$\rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} = \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \sigma_{zr}}{\partial r} + \frac{\sigma_{zr}}{r} \quad (2.1)$$

$$\rho \frac{\partial^2 u_r}{\partial t^2} = \frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\phi\phi}}{r} \quad (2.2)$$

여기서, ρ 는 매질의 질량 밀도(mass density)를 의미하며, u_z 와 u_r 은 각각 변위 벡터 \mathbf{u} 의 축(axial) 방향과 반경(radial) 방향의 성분을 의미하고, σ_{zz} , σ_{rr} , $\sigma_{\phi\phi}$, σ_{zr} (σ_{rz})는 각각 스트레스 텐서(stress tensor)의 축, 반경, 원주(circumferential), 전단(shear) 성분을 의미한다. 축 방향은 피부 내부로 향하는 방향에 해당하고, 반경 방향은 피부 표면에 나란한 방향에 해당한다. 균질성 및 등방성을 갖는 매질의 경우 스트레스 텐서는 다음 식과 같이 표현된다.^[16, 18]

$$\sigma_{zz} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[(1-\nu)u_{zz} + \nu(u_{rr} + u_{\phi\phi}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r, z) \right] \quad (2.3)$$

$$\sigma_{rr} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[(1-\nu)u_{rr} + \nu(u_{\phi\phi} + u_{zz}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r, z) \right] \quad (2.4)$$

$$\sigma_{\phi\phi} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \left[(1-\nu)u_{\phi\phi} + \nu(u_{rr} + u_{zz}) - \frac{1+\nu}{3}\beta T(r, z) \right] \quad (2.5)$$

$$\sigma_{zr} = \sigma_{rz} = \frac{E}{(1+\nu)} u_{rz} \quad (2.6)$$

여기서, E , ν , β , T 는 각각 영률(Young's modulus), 포아송 비(Poisson's ratio), 체적 열팽창 계수(volumetric thermal expansion coefficient), 매질의 온도 상승 분포를 의미한다. u_{ij} 는 스트레인 텐서(strain tensor)를 뜻하며, 각 성분은 다음 식과 같이 표현된다.^[16, 18]

$$u_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z} \quad (2.7)$$

$$u_{rr} = \frac{\partial u_r}{\partial r} \quad (2.8)$$

$$u_{\phi\phi} = \frac{u_r}{r} \quad (2.9)$$

$$u_{rz} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_z}{\partial r} + \frac{\partial u_r}{\partial z} \right) \quad (2.10)$$

열탄성 파동 방정식 시뮬레이션에 사용된 인체 피부 조직의 특성 상수 값들은 표 2.1과 같으며, 최근 보고된 문헌을 참조하였다.^[19-22] 종 음파 속력(longitudinal speed of sound) c_l 은 영률 E , 질량 밀도 ρ , 포아송 비 ν 를 사용하여 다음과 같이 표현할 수 있다.^[18]

$$c_l = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad (2.11)$$

따라서, 시뮬레이션에 사용될 영률 E 의 값은 표 2.1에 정리되어 있는 값들을 사용하여 계산할 수 있다.

열탄성 파동 방정식을 수치 해석적으로 풀기위해 Adams-Bashforth time-stepping 방법을 사용하였다.

표 2.1 열탄성 파동 방정식 시뮬레이션에 사용된 인체 피부 조직의
특성 상수 값

Property	Value	Ref.
Mass density ρ	1100 kg/m ³	[19]
Poisson's ratio ν	0.48	[20]
Linear thermal expansion coefficient $\beta/3$	$3 \cdot 10^{-4} \text{K}^{-1}$	[21]
Specific heat C	3400 J×kg ⁻¹ ×K ⁻¹	[19]
Speed of sound (longitudinal) c_l	1.540 km/s	[22]

제2절 몬테 카를로 시뮬레이션

피부 조직은 매우 강한 광산란 특성을 갖고 있어 피부 내부에 흡수된 광 분포 계산 과정은 쉽지 않다. 피부에 입사되어 흡수된 레이저 광에 의해 형성된 피부 내부의 온도 상승 분포 T 를 몬테 카를로 시뮬레이션(Monte Carlo simulation)을 통해 구하였다. 몬테 카를로 시뮬레이션에서는 피부의 굴절률(refractive index) n , 흡수 계수(absorption coefficient) μ_a , 산란 계수(scattering coefficient) μ_s , 비등방성 계수(anisotropy factor) g 를 고려하여 피부 내부로 전파해 나가는 개별 광자의 궤적을 추적하는 방식으로 피부 내 광 분포 및 흡수 에너지 밀도 분포 W 를 계산한다. Lambda Research Corporation(USA)의 TracePro를 사용하여 몬테 카를로 시뮬레이션을 수행하였다. 흡수 에너지 밀도 분포 W 로부터 온도 상승 분포 T 는 다음 식을 이용하여 계산할 수 있다.^[13, 23]

$$T = \frac{W}{\rho C} \quad (2.12)$$

여기서, C 는 피부의 비열(specific heat)을 의미한다. 입사 레이저 펄스의 시간적 파형은 사각파(square wave)인 것으로 가정하였다. 따라서, 레이저 펄스가 입사되는 동안 온도 상승치는 선형적으로 증가하는 것으로 계산하였으며, 레이저 펄스가 입사가 끝난 이후에는 온도 상승 분포가 일정하게 유지되는 것으로 가정하였다.

몬테 카를로 시뮬레이션을 위해 사용된 인체 피부 조직에 대한 광학 특성 상수들의 값으로 최근 보고된 문헌^[24, 25]의 값들을 사용하였으며, 그 값들을 표 2.2에 정리하였다. 그림 2.1(a)와 (b)는 각각 21.52 mJ의 에너지를 갖는 532 nm 파장의 레이저가 피부에 조사되었을 경우와 191.89 mJ의 에너지를 갖는 1064 nm 파장의 레이저가 피부에 조사되었을 경우에 대해 몬테 카를로 시뮬레이션을 통해 얻은 흡수 에너지 밀도 분포 W 를 보여주고 있다. 두 경우 모두 레이저의 $1/e$ 빔 직경은 1.5 mm, 펄스 폭 5 ns이었다. 본 논문에 제시된 모든 시뮬레이션은 레이저 빔 프로파일은 가우시안 형태이며, 펄스 폭은 5 ns인 것으로 가정하였다.

두 경우 모두 흡수 에너지 밀도 분포 W 의 최대값은 $3.74 \times 10^6 \text{ J/m}^3$ 이었다.

표 2.2 몬테 카를로 시뮬레이션에 사용된 인체 피부의 광학 특성 상수들의 값

Property	Wavelength		Ref.
	532 nm	1064 nm	
Refractive Index n	1.4		[24]
Anisotropy Factor g	0.9		[25]
Absorption Coefficient μ_a	0.129 mm ⁻¹	0.017 mm ⁻¹	[25]
Scattering Coefficient μ_s	28.7 mm ⁻¹	17.3 mm ⁻¹	[25]

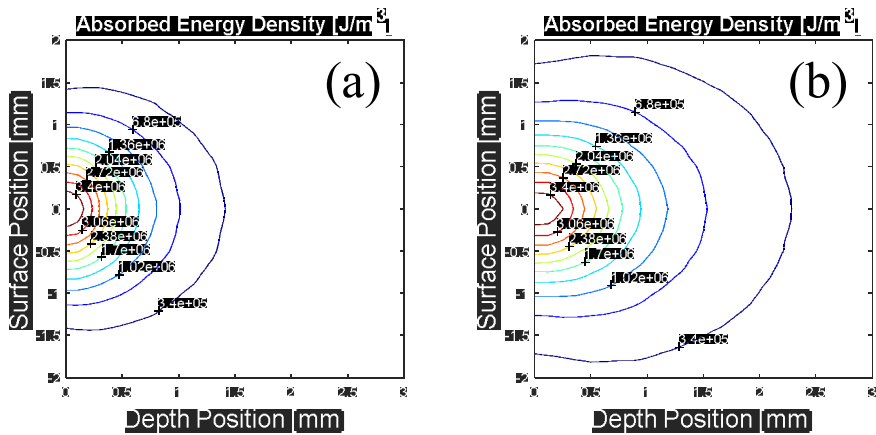


그림 2.1 (a) 에너지 21.52 mJ, 파장 532 nm를 갖는 레이저 펄스가 피부에 조사되었을 경우와 (b) 에너지 191.89 mJ, 파장 1064 nm를 갖는 레이저 펄스가 피부에 조사되었을 경우에 대한 몬테 카를로 시뮬레이션 결과

제3절 예비 시뮬레이션

펄스 레이저의 파장이 532 nm이고 $1/e$ 빔 직경이 0.5 mm일 때, 레이저 펄스 에너지를 변화시키며 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 2.2는 레이저 펄스 에너지가 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 mJ인 경우에 대해 얻은 시뮬레이션 결과이다. 그림 2.2(a)는 피부 표면의 레이저 빔 중앙부에 해당하는 위치의 표면 변위에 대한 시뮬레이션 결과이다. 레이저 펄스가 흡수된 직후 피부 표면이 공기 방향($-z$ 축 방향)으로 급속히 팽창하기 때문에 레이저 빔 중앙부에 해당하는 표면 변위 값은 수식 $|u_z(r=0, z=0)| = -u_z(0,0)$ 의 값을 사용하여 그래프로 나타내었다. 레이저 빔의 펄스 에너지가 증가함에 따라 표면 변위의 크기가 증가하고 있음을 확인할 수 있다. 따라서, 레이저 빔의 펄스 에너지가 증가할수록 펄스 레이저 흡수에 의해 발생하는 기계적 효과가 증가한다고 이야기할 수 있다. 그림 2.2(b)는 레이저 펄스 에너지 변화에 따른 최대 온도 상승치 변화에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 레이저 펄스 에너지가 증가함에 따라 최대 온도 상승치 또한 선형적으로 증가함을 확인할 수 있다. 그림 2.2의 시뮬레이션 결과는 서론에서 언급한 레이저의 펄스 에너지만을 조절하여 레이저 유도 열탄성 효과를 제어하고자 할 때 발생할 수 있는 문제점을 명확히 보여주고 있다고 하겠다.

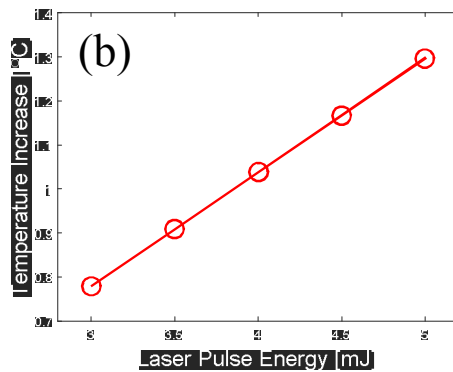
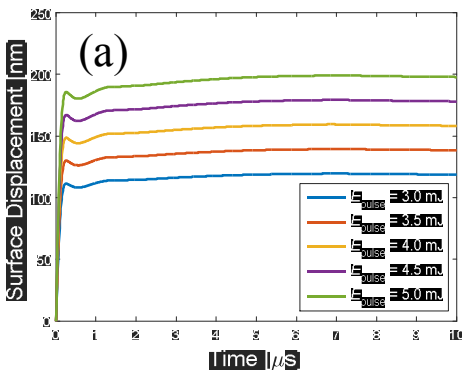


그림 2.2 레이저 펄스 에너지가 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 mJ인 경우에 대해 얻은 시뮬레이션 결과. (a) 피부 표면의 레이저 빔 중앙부 위치의 표면 변위에 대한 시뮬레이션 결과, (b) 레이저 펄스 에너지 변화에 따른 최대 온도 상승치 변화에 대한 시뮬레이션 결과

제4절 시뮬레이션 파라미터 결정

본 논문에서 제안한 이중 파장 조사법에 대한 실증 시뮬레이션을 위해 532 nm와 1064 nm 두 파장을 선택하였다. 피부의 최대 온도 상승치에 대한 각 파장의 기여 백분율을 0%에서 100%까지 25% 간격으로 변화시켰다. 최대 온도 상승치는 1 °C로 설정하였다. 레이저의 빔 직경($1/e$ 기준)은 0.5 mm에서 2.5 mm까지 0.5 mm 간격으로 변화시켰다. 시뮬레이션 조건들은 표 2.3과 정리된 것과 같이 체계적으로 표기하였다.

몬테 카를로 시뮬레이션을 수행하여 532 nm와 1064 nm 각 파장의 레이저 펄스만을 피부에 조사하여 1 °C의 최대 온도 상승치를 얻을 수 있는 각 파장에서의 레이저 펄스 에너지를 구하였다. 빔 직경이 0.5 mm인 경우 532 nm 파장에서 3.86 mJ의 레이저 펄스 에너지가 필요하였는데, 이 결과는 시뮬레이션 조건 A1에 대한 시뮬레이션 파라미터를 제공한다. 빔 직경이 0.5 mm인 경우 1064 nm 파장에서는 34.04 mJ의 레이저 펄스 에너지가 필요하였으며, 이 결과는 시뮬레이션 조건 A5에 대한 시뮬레이션 파라미터를 제공한다. 빔 직경이 0.5 mm인 경우 다른 시뮬레이션 조건(A2, A3, A4)에 대한 시뮬레이션 파라미터는 A1과 A5에 대한 시뮬레이션 파라미터에 표 2.3에 제시된 각 파장의 기여 백분율을 곱하여 결정하였다. 다른 빔 직경에 대해서도 동일한 방식으로 시뮬레이션 파라미터를 결정하였는데, 표 2.4에 모든 시뮬레이션 파라미터를 정리하였다.

그림 2.3은 3.86 mJ의 에너지를 갖는 532 nm 파장의 레이저 펄스와 34.04 mJ의 에너지를 갖는 1064 nm 파장의 레이저 펄스가 피부 조직에 입사했을 경우에 대한 표면 변위 시뮬레이션 결과이다. 빔 직경은 0.5 mm이었다. 앞서 서술한 바와 같이 두 경우 모두 피부 조직의 최대 온도 상승치는 1 °C이었으나, 1064 nm 파장을 사용할 때 532 nm 파장을 사용할 때 보다 더 큰 크기의 표면 변위를 얻을 수 있음을 보여주고 있다. 따라서, 그림 2.3은 파장을 변화시켜 동일한 온도 상승치에서 다른 크기의 열탄성 효과를 유도할 수 있다는 참고문헌 [13]의 논의를 뒷받침해 주는 결과이다.

표 2.3 이중 파장 조사법의 실증 시뮬레이션을 위한 시뮬레이션 조건

Beam Diameter	Contribution to Temperature Increase									
	532 nm	1064 nm	532 nm	1064 nm	532 nm	1064 nm	532 nm	1064 nm	532 nm	1064 nm
	100%	0%	75%	25%	50%	50%	25%	75%	0%	100%
0.5 mm	A1		A2		A3		A4		A5	
1.0 mm	B1		B2		B3		B4		B5	
1.5 mm	C1		C2		C3		C4		C5	
2.0 mm	D1		D2		D3		D4		D5	
2.5 mm	E1		E2		E3		E4		E5	

표 2.4 표 2.3에 정리된 각 시뮬레이션 조건에 대한 시뮬레이션 파라미터
(각 파장별 레이저 펄스 에너지)

wavelength	A1	A2	A3	A4	A5
532 nm	3.86 mJ	2.89 mJ	1.93 mJ	0.96 mJ	0.00 mJ
1064 nm	0.00 mJ	8.51 mJ	17.02 mJ	25.53 mJ	34.04 mJ
wavelength	B1	B2	B3	B4	B5
532 nm	11.44 mJ	8.58 mJ	5.72 mJ	2.86 mJ	0.00 mJ
1064 nm	0.00 mJ	26.28 mJ	52.57 mJ	78.85 mJ	105.13 mJ
wavelength	C1	C2	C3	C4	C5
532 nm	21.52 mJ	16.14 mJ	10.76 mJ	5.38 mJ	0.00 mJ
1064 nm	0.00 mJ	47.97 mJ	95.95 mJ	143.92 mJ	191.89 mJ
wavelength	D1	D2	D3	D4	D5
532 nm	33.45 mJ	25.09 mJ	16.72 mJ	8.36 mJ	0.00 mJ
1064 nm	0.00 mJ	73.49 mJ	146.98 mJ	220.47 mJ	293.97 mJ
wavelength	E1	E2	E3	E4	E5
532 nm	48.40 mJ	36.30 mJ	24.20 mJ	12.10 mJ	0.00 mJ
1064 nm	0.00 mJ	101.97 mJ	203.93 mJ	305.90 mJ	407.86 mJ

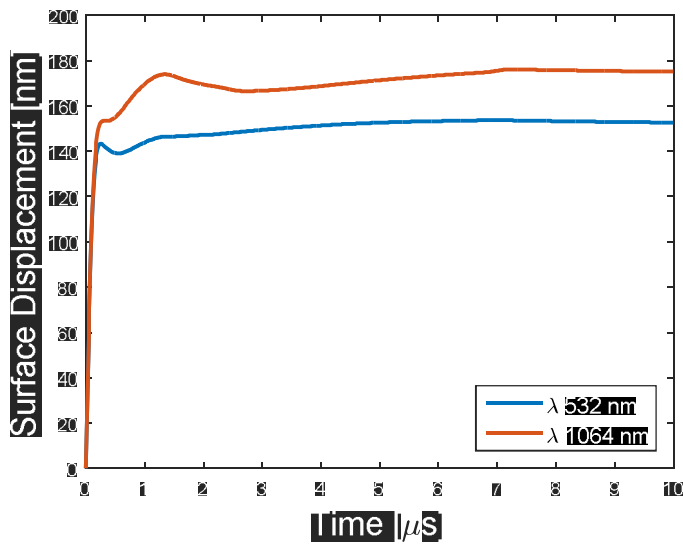


그림 2.3 3.86 mJ, 532 nm 레이저 펄스와 34.04 mJ, 1064 nm 레이저 펄스가
 입사했을 경우에 대한 피부 표면 변위 시뮬레이션 결과

제3장 시뮬레이션 결과와 논의

제1절 시뮬레이션 결과

그림 3.1은 표 2.3과 표 2.4에 정리되어 있는 조건에 대한 표면 변위 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 모든 빔 직경에 대해 1064 nm 파장의 기여 백분율이 증가함에 따라 표면 변위의 크기가 증가함을 알 수 있다. 모든 시뮬레이션 조건에서 최대 온도 상승치는 정확히(유효숫자 4개 이상) 1 °C이었다. 이는 레이저 흡수 에너지 밀도가 최대인 지점이 두 파장에 대해 거의 동일함을 의미한다. 그림 3.1을 살펴보면, 피부 표면은 레이저 펄스 입사 직후 공기 방향으로 급속히 팽창하여 변위 정점(transient peak)에 이른 후 약간 반대 방향으로 후퇴하였다가 서서히 정상 상태(steady state)에 도달함을 알 수 있다. 때때로 두 번째 정점이 나타나기도 하였다. 이러한 관찰 결과를 바탕으로 첫 번째 변위 정점과 정상 상태에서에서의 변위 값들을 레이저 유도 기계적 효과를 대변하는 척도로 선정하였다. 첫 번째와 두 번째 변위 정점은 각각 종 음파와 횡 음파의 피부 내 전파와 관련 있음이 알려져 있다.^[26]

그림 3.2는 변위 정점과 정상 상태에서에서의 피부 표면 변위 값들을 보여주고 있다. 모든 빔 직경에 대해 1064 nm 파장의 온도 상승치 기여 백분율이 커짐에 따라 변위 정점과 정상 상태에서에서의 피부 표면 변위 값들 모두 거의 선형적으로 증가하고 있음을 확인할 수 있다. 이는 다른 파장을 갖고 있는 두 레이저 펄스의 혼합 비율을 변경시킴으로써 레이저 유도 기계적 효과를 제어할 수 있음을 확실히 보여주는 결과로 판단된다.

레이저 유도 기계적 효과의 척도들과 1064 nm 파장의 온도 상승치 기여 백분율 사이에 양의 상관관계가 존재하는 이유는 532 nm 파장에 비해 1064 nm 파장의 침투 깊이가 크기 때문이다. 그림 3.3, 3.4, 3.5, 3.6, 3.7은 각각 빔 직경이 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm인 경우에 대한 온도 상승치 공간 분포 시뮬레이션 결과이다. 온도 상승치 공간 분포는 피부 내부에서 흡수된 레이저 에너지

지 밀도의 분포를 직접적으로 반영한다. 따라서, 온도 상승치 분포로부터 레이저 빔의 침투 깊이를 평가할 수 있다. 각 그림의 (a)와 (e)는 1064 nm 파장의 침투 깊이가 532 nm 파장의 침투 깊이보다 크다는 사실을 분명하게 보여주고 있다. 최대 온도 상승치의 $1/e$ 수준을 기준으로 결정한 침투 깊이는 빔 직경이 1.5 mm일 때(그림 3.5 참조) 532 nm 파장에 대해서는 0.64 mm이었으며 1064 nm 파장에 대해서는 0.94 mm이었다. 각 그림의 (b), (c), (d)는 각각 532 nm 파장과 1064 nm 파장의 최대 온도 상승치 기여 백분율 비율이 75%:25%, 50%:50%, 25%:75%일 때의 결과이다. 모든 결과로부터 1064 nm 파장의 최대 온도 상승치 기여 백분율이 증가함에 따라 유효 침투 깊이 또한 증가함을 확인할 수 있다. 빔 직경이 1.5 mm일 때, 그림 3.5(b), (c), (d)에 대한 유효 침투 깊이는 각각 0.71, 0.78, 0.86 mm이었다.

그림 3.8은 침투 깊이 값에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 모든 빔 직경에 대해 1064 nm 파장의 온도 상승치 기여 백분율이 커짐에 따라 침투 깊이 또한 거의 선형적으로 증가하고 있음을 확인할 수 있다.

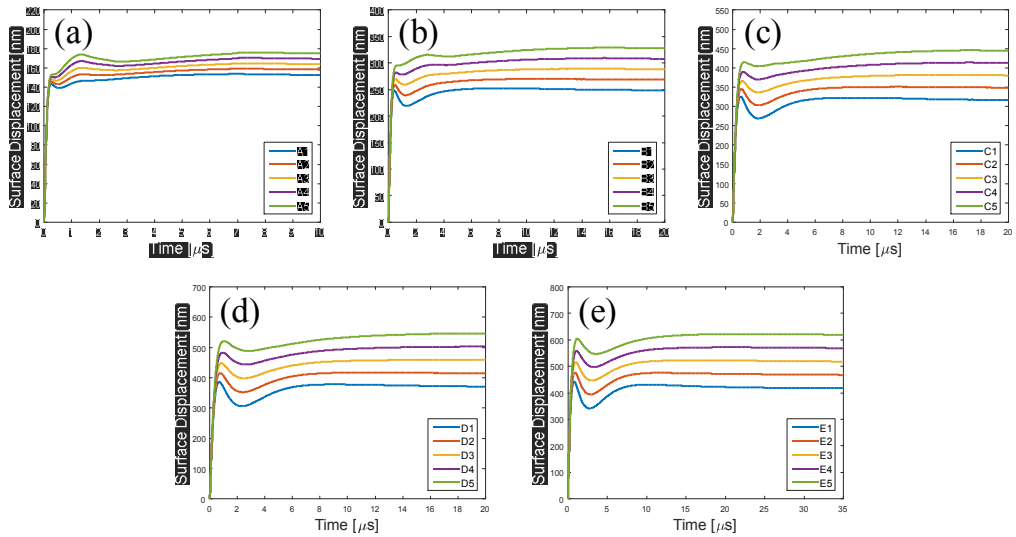


그림 3.1 표 2.3과 표 2.4에 정리되어 있는 조건에 대한 표면 변위 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우

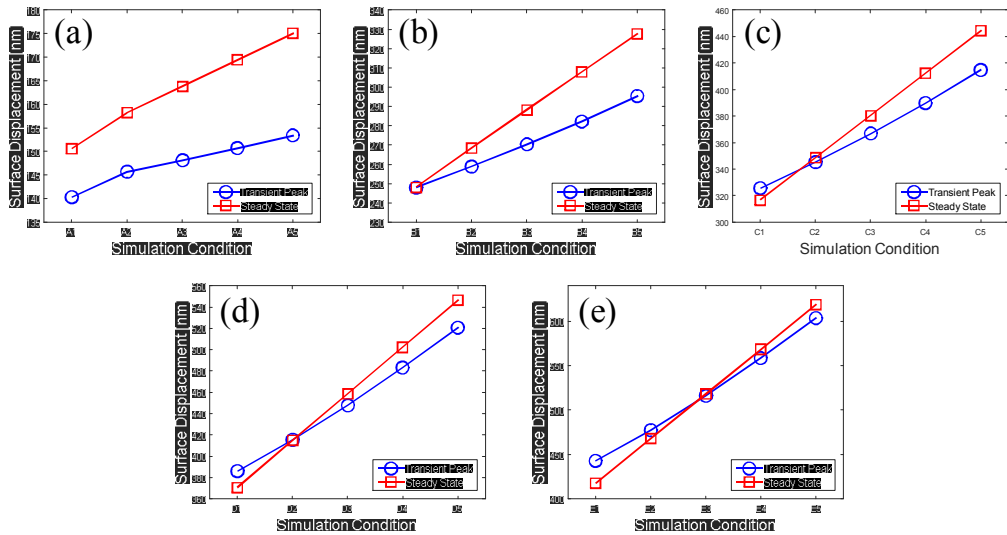


그림 3.2 변위 정점과 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값에 대한 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우

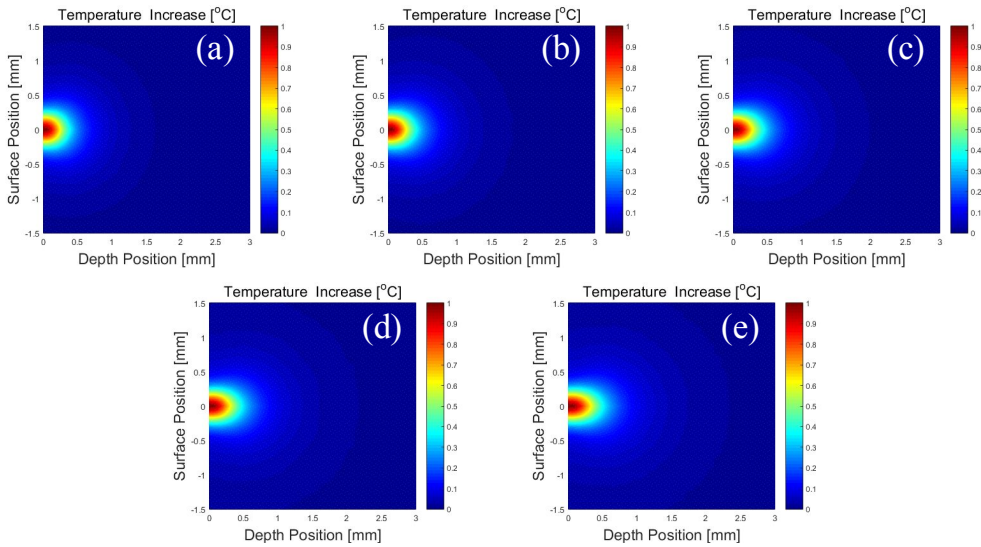


그림 3.3 시뮬레이션 조건 (a) A1, (b) A2, (c) A3, (d) A4, (e) A5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 0.5 mm)

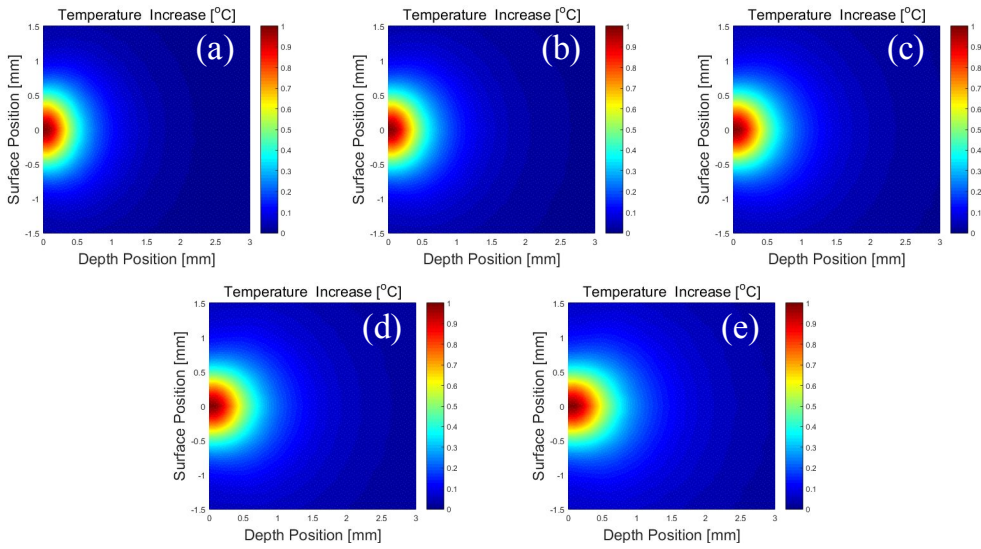


그림 3.4 시뮬레이션 조건 (a) B1, (b) B2, (c) B3, (d) B4, (e) B5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 1.0 mm)

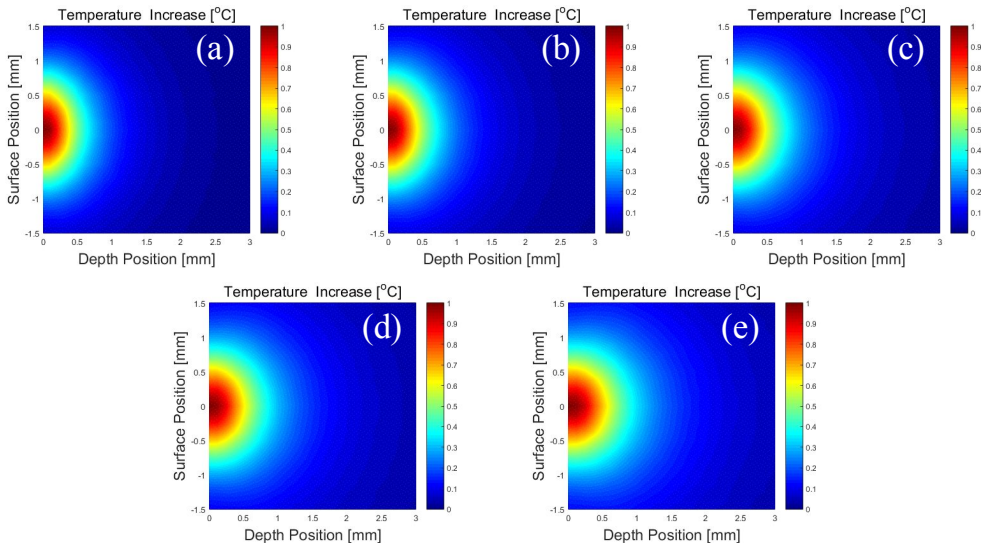


그림 3.5 시뮬레이션 조건 (a) C1, (b) C2, (c) C3, (d) C4, (e) C5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 1.5 mm)

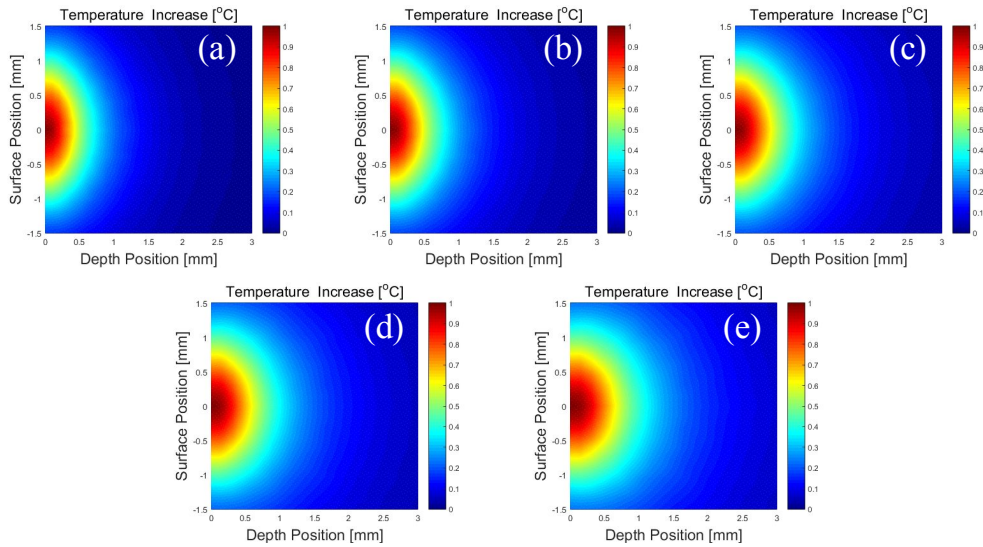


그림 3.6 시뮬레이션 조건 (a) D1, (b) D2, (c) D3, (d) D4, (e) D5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 2.0 mm)

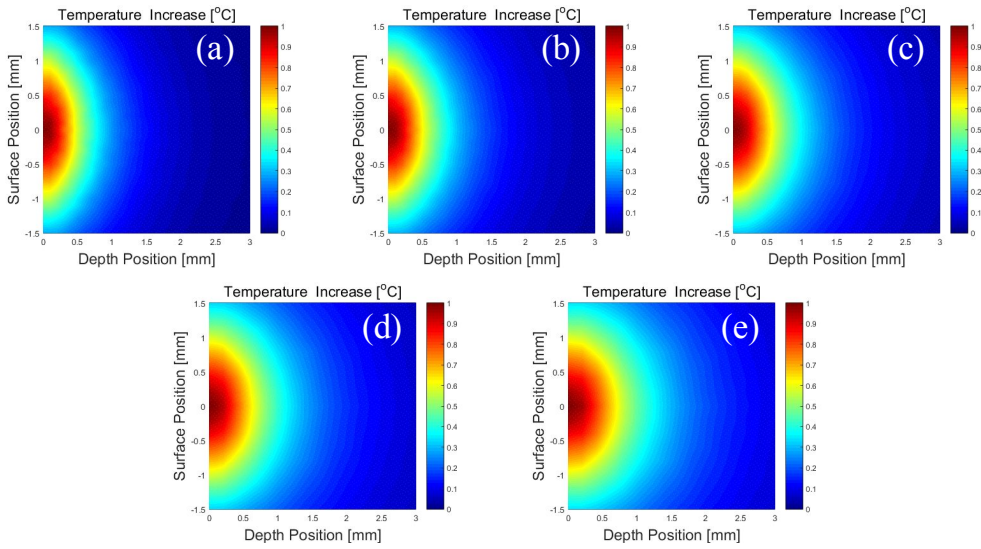


그림 3.7 시뮬레이션 조건 (a) E1, (b) E2, (c) E3, (d) E4, (e) E5에 대한 온도 상승치 분포 시뮬레이션 결과(빔 직경 2.5 mm)

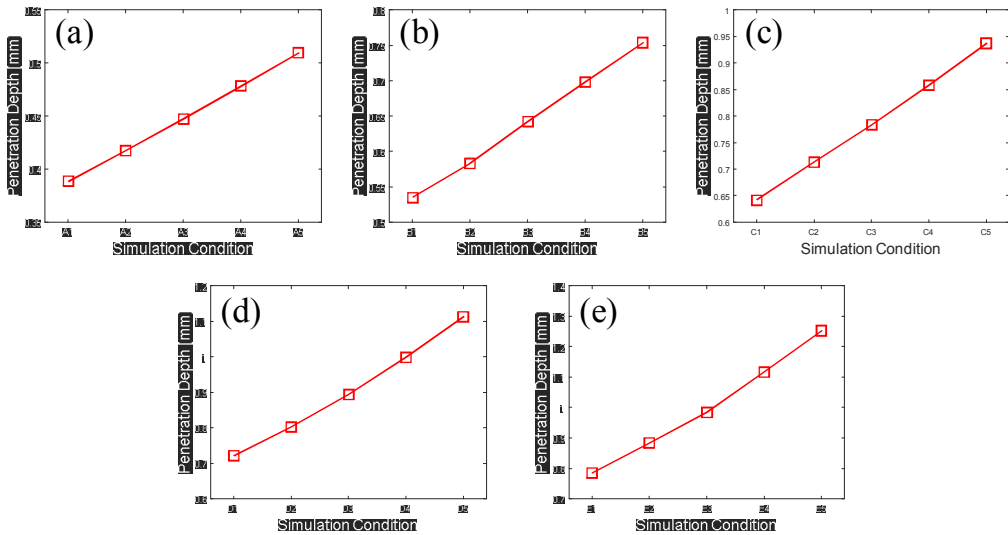


그림 3.8 침투 깊이에 대한 시뮬레이션 결과. 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우

제2절 논의

그림 3.9는 침투 깊이 변화에 따른 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값 변화에 대해 정리한 결과이다. 각 그림에서 실선은 시뮬레이션 결과에 대해 선형 곡선 맞춤을 수행한 결과이다. 피부 표면 변위가 침투 깊이에 거의 선형적으로 의존함을 확인할 수 있다. 그림 3.9의 선형 곡선 맞춤 결과의 기울기들은 1.98×10^{-4} 에서 4.46×10^{-4} 사이의 값을 갖고 있다. 1차원 문제의 경우 정상 상태에서의 피부 표면 변위 $S_{1-\text{dim}}$ 와 침투 깊이 $\delta_{1-\text{dim}}$ 사이의 선형 관계는 잘 알려져 있으며, 다음 식과 같이 주어진다.^[16]

$$S_{1-\text{dim}} = \frac{\beta T_{\text{max}}}{3} \frac{1+\nu}{1-\nu} \delta_{1-\text{dim}} \quad (3.1)$$

여기서, T_{max} 는 최대 온도 상승치를 의미한다. 본 논문에서 고려하고 있는 피부 특성 상수와 최대 온도 상승치의 경우 정상 상태의 피부 표면 변위와 침투 깊이 사이의 비례 상수 $S_{1-\text{dim}}/\delta_{1-\text{dim}}$ 은 식 (3.1)을 사용하여 8.54×10^{-4} 로 계산되는데, 이 값이 정상 상태의 피부 표면 변위와 침투 깊이 간 기울기의 이론적 한계에 해당한다. 그림 3.9의 결과는 더 큰 빔 직경을 사용한다면 이 기울기 값을 더 크게 증가시킬 수 있음을 암시한다.

사실, 침투 깊이는 빔 직경에도 의존한다. 빔 직경이 작은 경우, 산란 효과에 의해 침투 깊이가 작아진다. 빔 직경이 커지게 되면, 인접 영역으로부터의 산란이 자체 산란에 의한 손실을 상쇄시켜 침투 깊이가 커지게 된다. 빔 직경이 증가함에 따라 처음에는 침투 깊이가 증가하다가 결국에는 1차원 문제의 침투 깊이 값으로 수렴하게 된다. 1차원 문제의 경우에 대한 침투 깊이는 다음 식과 같이 표현된다.^[21]

$$\delta_{1-\text{dim}} = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}} \quad (3.2)$$

여기서, μ'_s 은 $\mu'_s = \mu_s(1-g)$ 로 정의된 환원 산란 계수(reduced scattering coefficient)를 의미한다. 532 nm와 1064 nm 파장에서의 $\delta_{1-\text{dim}}$ 의 값은 각각 0.93 mm와 3.35 mm로 계산된다.

그림 3.10(a)와 (b)는 각각 532 nm 파장과 1064 nm 파장의 레이저 펄스만을 피부에 조사하였을 경우 레이저 빔 직경을 변화시키며 얻은 변위 정점과 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 빔 직경이 증가함에 따라 표면 변위는 위에서 논의한 침투 깊이의 변화와 동일한 양상을 띠며 변화하고 있다. 식 (3.1)과 (3.2)에 의해 부과되는 각 파장에서의 표면 변위에 대한 이론적 한계 값들은 532 nm 파장의 경우 790 nm이며, 1064 nm의 경우 2860 nm이다. 그림 3.10은 빔 직경 증가를 통해 표면 변위를 증가시킬 수 있는 여유가 아직 매우 많이 존재함을 보여준다. 따라서 한 파장의 레이저 펄스만을 사용하고 빔 직경을 변화시키며 일정한 온도 상승치를 유지할 수 있도록 레이저 펄스 에너지를 조절하는 것이 레이저 유도 기계적 효과를 제어할 수 있는 또 다른 방법으로 사용될 수 있다. 그러나 이 방법은 제어를 위해 빔 직경이 필수적으로 변화되어야 하므로 피부 표면에서의 공간 해상도가 제한되며 이에 따라 적용 가능 영역 또한 제한될 것으로 판단된다.

그림 3.11은 레이저 빔 반경 변화에 따른 변위 정점 도달 시간을 정리한 결과이다. 레이저 빔의 반경이 증가함에 따라 변위 정점 도달 시간 또한 거의 선형적으로 증가함을 알 수 있다. 시뮬레이션 결과를 선형 곡선 맞춤한 결과의 기울기는 696 ns/mm이었는데, 이 기울기의 역수는 ~ 1.4 km/s로 시뮬레이션에 사용한 중음파 속력 c_l 의 값(1.540 km/s)과 거의 유사하다. 펄스 레이저 흡수 직후 온도 분포의 공간 기울기는 레이저 빔 반경 근처에서 가장 큰 값을 갖게 되며, 이 위치에서 음파가 발생하게 된다. 중음파 속력으로 전파된 이 음파가 레이저 빔 중앙에 도달하였을 때 변위의 변화가 정점에 이르게 되는 것으로 이해된다.

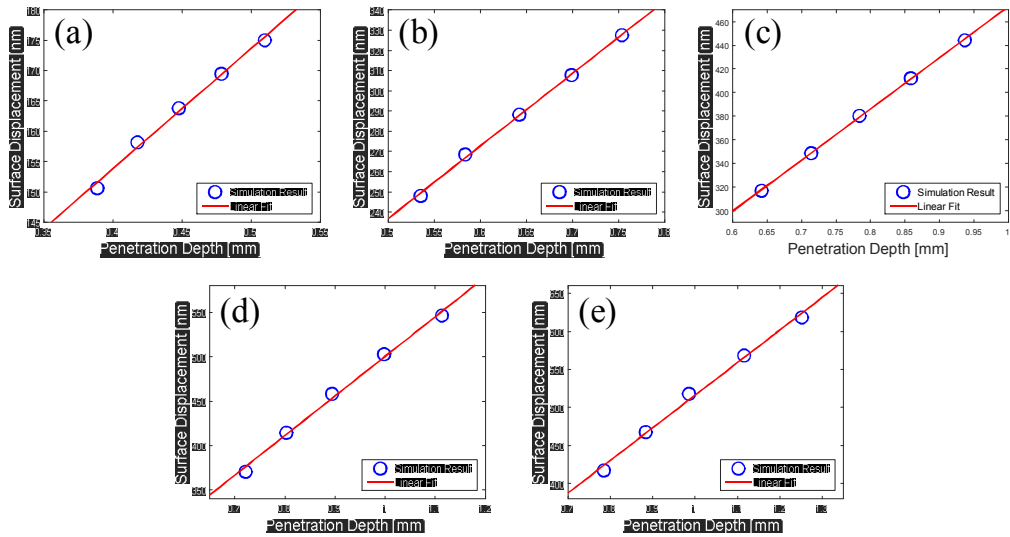


그림 3.9 침투 깊이 변화에 따른 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값 변화 결과.
 빔 직경이 (a) 0.5 mm, (b) 1.0 mm, (c) 1.5 mm, (d) 2.0 mm, (e) 2.5 mm인 경우

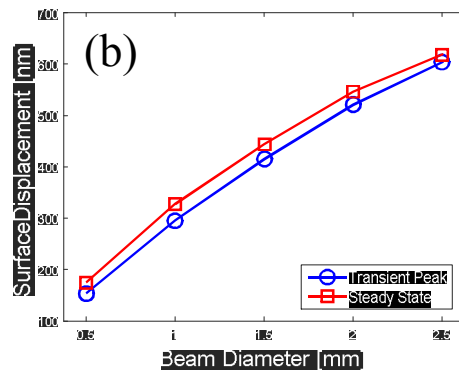
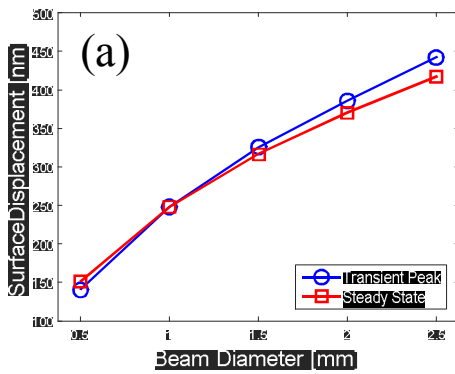


그림 3.10 (a) 532 nm 파장과 (b) 1064 nm 파장의 레이저 펄스만을 피부에 조사하였을 경우 레이저 빔 직경을 변화에 따른 변위 정점과 정상 상태에서의 피부 표면 변위 값 시뮬레이션 결과

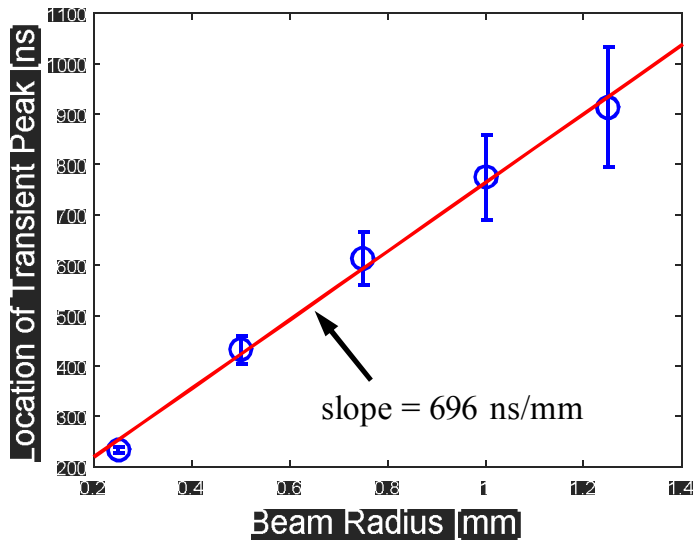


그림 3.11 레이저 빔 반경 변화에 따른 변위 정점 도달 시간

제3절 이중 파장 조사법의 구현 방법

본 논문에서 제안한 이중 파장 조사법은 현재 상업적으로 구할 수 있는 레이저 시스템을 사용하여 실험적으로 구현할 수 있다. 외부 제2조화파 발생기를 갖춘 주파수 배가 레이저 시스템이 사용될 수 있다. 예를 들어 주파수 배가 Nd:YAG 레이저 시스템에서는 532 nm와 1064 nm 두 파장의 레이저 펄스를 동시에 얻을 수 있다. 제2조화파 변환 효율과 레이저 출력을 제어하여 두 파장 성분의 에너지를 각각 조절할 수 있다.

그림 3.12는 외부 제2조화파 발생기를 갖춘 주파수 배가 Nd:YAG 레이저 시스템을 사용하여 이중 파장 조사법을 구현할 수 있는 두 가지 모드에 대한 설명도이다. 그림 3.12(a)에 도시된 모드 1에서는 투과 필터를 사용하여 레이저 발진기(laser oscillator)의 출력을 변화시키고 제2조화파 변환 효율을 제어하여 궁극적으로 기본파(fundamental wave, 1064 nm)와 제2조화파(second harmonic wave, 532 nm)의 펄스 에너지를 각각 조절할 수 있다. 그림 3.12(b)에 도시된 모드 2에서는 제2조화파 변환 효율을 제어하고 투과 필터를 사용하여 기본파와 제2조화파 출력을 함께 변화시켜 궁극적으로 기본파와 제2조화파의 펄스 에너지를 각각 조절할 수 있다.

레이저 발진기의 출력 펄스 에너지를 E_0 , 투과 필터의 투과율을 t , 제2조화파 변환 효율을 α 라 할 때, 기본파의 펄스 에너지 E_{FW} 와 제2조화파의 펄스 에너지 E_{SH} 는 두 모드 모두 다음 식과 같이 계산된다.

$$E_{FW} = (1 - \alpha)tE_0 \quad (3.3)$$

$$E_{SH} = \alpha tE_0 \quad (3.4)$$

식 (3.3)과 (3.4)를 통해 투과 필터의 투과율 t 와 제2조화파 변환 효율 α 를 제어하여 기본파와 제2조화파 두 파장 성분의 에너지를 각각 조절할 수 있음을 확인할 수 있다.

제2조화파 변환 효율은 제2조화파 발생용 결정의 온도나 각도 튜닝을 통해

조절할 수 있다. 제2조화파 변환이 일어날 때 입사되는 기본파의 펄스 에너지가 클수록 제2조화파 변환효율 조절이 용이하므로 모드 1 보다는 모드 2의 적용이 더욱 바람직한 것으로 판단된다.

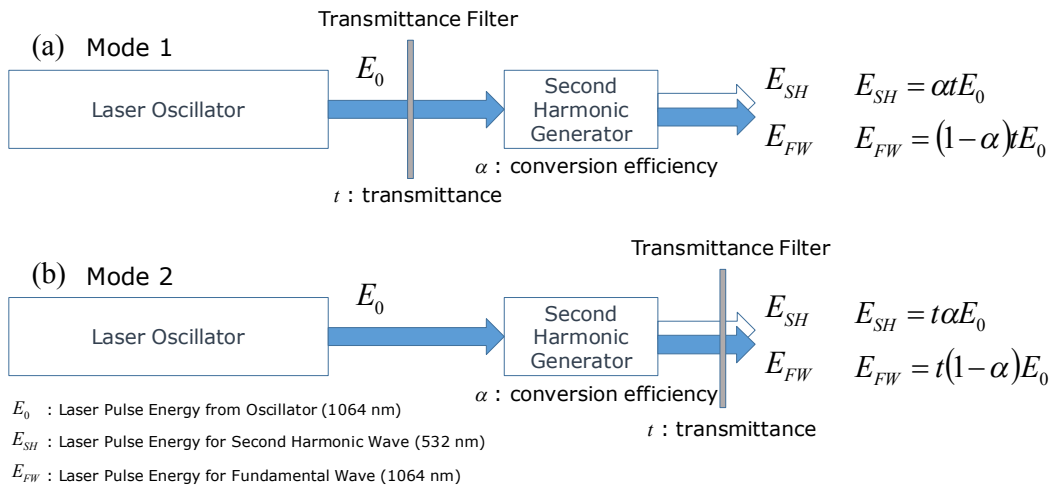


그림 3.12 외부 제2조화파 발생기를 갖춘 주파수 배가 Nd:YAG 레이저 시스템을 사용하여 이중 파장 조사법을 구현할 수 있는 방법

제4장 결 론

본 논문에서는 레이저 유도 열탄성 효과를 제어할 수 있는 방법으로 이중 파장 조사법을 제안하였고 시뮬레이션을 통해 구현 가능성을 입증하였다. 최근, 레이저 유도 열탄성 효과를 이용한 촉각 자극 유도 관련 연구가 활발히 진행되고 있다. 펄스 레이저를 피부에 직접 조사하여 레이저 유도 열탄성 효과를 유도하고 이를 통해 발생한 변위 및 스트레스 파의 전파를 통해 감각 수용기들을 활성화시키는 방식으로 촉각 자극을 유도할 수 있다. 촉각 자극의 세기를 제어하기 위해 가장 손쉽게 사용할 수 있는 방법은 레이저 펄스 에너지를 변경시키는 것인데, 레이저 펄스 에너지가 증가함에 따라 촉각 자극 인지 확률 또한 증가함이 인지 실험 결과의 분석을 통해 입증되었다. 그러나 레이저 펄스 에너지가 증가함에 따라 피부의 온도도 함께 증가하여 열 효과에 의해 촉각 자극 이외의 다른 원치 않는 자극 또한 발생하게 되어 레이저 펄스 에너지 변화를 이용한 촉각 자극 세기 제어는 한계를 지니고 있다. 본 논문에서 제안한 이중 파장 조사법은 서로 다른 파장을 갖고 있는 2 개의 레이저 펄스를 동시에 조사하고, 두 파장 성분의 에너지 비를 조절함으로써 피부 온도 상승치를 일정하게 유지하면서도 레이저 유도 열탄성 효과에 의해 발생한 피부 변위의 크기를 제어할 수 있는 방법이다.

먼저, 레이저 유도 열탄성 효과를 기술하는 열탄성 파동 방정식을 소개하였고, 이를 이용한 시뮬레이션에 사용된 파라미터들을 제시하였다. 예비 시뮬레이션을 통해 레이저 펄스 에너지가 증가할수록 레이저 유도 열탄성 효과에 의해 발생한 피부 변위의 크기가 증가하지만 온도 상승치 또한 비례하여 증가함을 보였다.

다음으로 이중 파장 조사법의 유효성을 실증하기 위해 532 nm와 1064 nm의 두 파장을 선택하였고 온도 상승치를 1 °C로 유지할 수 있는 두 파장 성분에 대한 각각의 에너지 값들을 제시하였다. 1064 nm 파장의 온도 상승치 기여율이 증가할수록 레이저 유도 열탄성 효과에 의해 발생한 피부 변위의 크기 또한 증가함을 확인하였다. 레이저 빔의 침투 깊이에 대한 분석을 통해 피부 변위의 크기는 침투 깊이에 의존하고 있음을 발견하였다. 레이저 빔의 직경 변화에 의해서도

피부 변위의 크기가 변화됨을 알 수 있었는데, 이 때도 레이저 빔의 직경 변화에 의한 침투 깊이 변화에 의해 피부 변위 크기의 변화가 일어난 것으로 이해할 수 있었다.

마지막으로 본 논문에서 제안한 이중 파장 조사법을 실험적으로 구현할 수 있는 방법을 제시하였다. 외부 제2조화파 발생기를 갖춘 주파수 배가 Nd:YAG 레이저 시스템을 우선 고려해 볼 수 있는데, 532 nm와 1064 nm 두 파장의 레이저 펄스를 동시에 얻을 수 있으며 제2조화파 변환 효율 제어를 통해 두 파장 성분의 에너지 비를 조절할 수 있다.

향후 실험을 통한 이중 파장 조사법에 대한 검증이 필요할 것으로 판단된다. 본 논문의 연구 결과는 최근 주목 받고 있는 레이저 유도 열탄성 효과를 이용한 촉각 자극 발생 기술의 실제 적용 가능성 향상에 크게 기여할 것으로 기대된다.

[참고문헌]

- [1] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions* (Springer-Verlag, New York, USA, 2007).
- [2] V. E. Gusev and A. A. Karabutov, *Laser Optoacoustics* (American Institute of Physics, Ann Arbor, USA, 1993).
- [3] A. wax, V. Baxkman, *Biomedical Applications of light scattering*(The McGraw-Hill Companies, New York, USA, 2010).
- [4] C. B. Moore, *Chemical and Biochemical Applications of Lasers* (111 Fifth Avenue, New York, USA, 1977).
- [5] 김병태, *레이저 공학* (상학당, 서울특별시, 대한민국, 2011).
- [6] 김기준, 이종선, 성기천, 양재웅, 이후설, *레이저 원리 및 활용* (대영사, 서울특별시, 대한민국, 1997).
- [7] 김희제, *다양한 레이저 활용* (인터비전, 서울특별시, 대한민국, 2006).
- [8] E. Marchandise, A. Mouraux, L. Plaghki and F. Henrotte, *J. Neurosci. Meth.* 223, 1 (2014).
- [9] A. Z. Tzabazis, M. Klukinov, S. Crottaz-Herbette, M. I. Nemenov, M. S. Angst and D. C. Yeomans, *Mol. Pain* 7, 18 (2011).
- [10] L. Plaghki and A. Mouraux, *Neurophysiol. Clin.* 33, 269 (2003).
- [11] W. Greffrath, M. I. Nemenov, S. Schwarz, U. Baumgärtner, H. Vogel, L. Arendt-Nielsen and R.-D. Treede, *Pain* 99, 145 (2002).
- [12] 송순달, *레이저의 의료응용* (다성출판사, 서울특별시, 대한민국, 2001).
- [13] J.-H. Jun et al., *Sci. Rep.* 5, 11016 (2015).
- [14] G. Paltauf and P. E. Dyer, *Chem. Rev.* 103, 487 (2003).
- [15] H.-S. Kim et al., *Neurosci. Lett.* 602, 68 (2015).
- [16] D. Albagli, *Fundamental Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissue* (Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1994).
- [17] I. S. Sokolnikoff, *Mathematical Theory of Elasticity* (McGraw-Hill, New York, USA, 1959).

- [18] L. D. Landau and E. M. Lifshitz, *Theory of Elasticity* (Pergamon Press, Oxford, UK, 1986).
- [19] M. Jean, K. Schulmeister and B. E. Stuck, International Laser Safety Conf. Proc. 366 (2013).
- [20] J. G. Gerling and G. W. Thomas, Eurohaptics Conf. Symp. Haptic Interfaces Virtual Env. Teleoper. Syst. 63 (2005).
- [21] M. L. Palmeri and K. R. Nightingale, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Frq. Contr. 51, 551 (2004).
- [22] F. M. Hendriks, *Mechanical Behaviour of Human Epidermal and Dermal Layers in vivo*, (Ph.D. Thesis, Eindhoven University of Technology, 2005).
- [23] A. J. Welch and M. J. C. van Gemert (Eds.), *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (Springer, Heidelberg, 2011).
- [24] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak and A. N. Yaroslavsky, J. Biomed. Opt. 11, 064026 (2006).
- [25] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey and V. V. Tuchin, J. Phys. D: Appl. Phys. 38, 2543 (2005).
- [26] I. Itzkan, D. Albagli, M. L. Dark, L. T. Perelman, C. von Rosenberg and M. S. Feld, Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 92, 1960 (1995).