

# 低出力레이저 침 치료에 관한 國內 論文 分析

## - 레이저 器機 中心

이승호<sup>1,2</sup> · 이승헌<sup>1,2</sup> · 박희준<sup>1,2</sup> · 소광섭<sup>3</sup> · 임사비나<sup>1,2</sup>

경희대학교 <sup>1</sup>동서의학연구소 경희비전2000 통증및신경의학연구팀,  
<sup>2</sup>한의학대학 경혈학교실 ; <sup>3</sup>서울대학교 자연대학 물리학부 한의물리연구실

### Review of Domestic Papers on Low level laser therapy - mainly focused on laser apparatus

Seung-Ho Yi<sup>1,2</sup>, Sung-Hun Lee<sup>1,2</sup>, Hi-Joon Park<sup>1,2</sup>, Kwang-Sup Soh<sup>3</sup>, Sabina Lim<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Acupuncture & Meridianology, Graduate School of East-West Science, Kyung Hee University, ;

<sup>2</sup>Dept. of Meridian & Acupoint, College of Oriental Medicine, Kyung Hee University ;

<sup>3</sup>Dept. of Biomedical Physics, College of Natural Science, Seoul National University

#### Abstract

**Objective:** The purpose of this study is to review research papers on low level laser therapy (LLLT) and to improve the knowledge of LLLT field.

**Methods:** For introduction, laser characteristics, including wavelength, medium, beam size, power, and unit power were explained. In order to understand LLLT, tissue optics and light-biomatter interaction were briefly mentioned. We reviewed 21 Korean papers on laser acupuncture and LLLT on the viewpoint of laser apparatus.

**Results and Conclusion:** We found that the description of laser apparatus employed for LLLT experiments were not fully written. Laser wavelength and power which are the most crucial parameters, were omitted in several papers. No paper had information on beam size. In order to have high efficacy, laser should be used with proper laser parameters. Conditions of irradiation area or acupoints should be considered too. Some future technology on laser acupuncture were mentioned.

**Key words :** LLLT, laser, ILIB, tissue optics, biostimulation

#### 序 論

빛을 이용하여 疾病을 치료하고 健康의 증진을 도모하는 광치료 (光治療, phototherapy) 는 지역을 막론하고 전세계적으로 행해져 온 아주 오래된 치료법 중 하나이다. 그러나 그 원리의

규명은 최근에서야 이루어지고 있으며 최초의 과학적 계가로 받아들여지는 연구는 1903년 노벨생리의학상을 수상한 덴마크의 핀센(N. Finsen)<sup>1)</sup> 에 의해서 이루어졌다. 결핵성 피부염의 일종인 심상성 낭창 (lupus vulgaris)의 붉은 색 광선 치료 효과에 관한 그의 연구는 현대 의학의 한 줄기인 '광선치료법(light therapy)'이라는 새로운 분야를 열게 하였으며, 그를 현대 광치료의 창시자로 만들었다. 현재 광치료법은 여러 가지 종류의 질병 치료에 사용되고 있으며,

· 교신저자 : 임사비나, 서울 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 한의과대학 경혈학교실, Tel. 02-961-0324, Fax. 02-961-7831, E-mail : lims@khu.ac.kr

· 이 논문은 2003년도 한국학술진흥재단과 경희대학교의 지원에 의하여 연구되었음. (KRF-2003-005-E00002)

· 접수 : 2005/04/08 · 수정 : 2005/06/20 · 채택 : 2005/06/21

광치료에 사용되는 光源도 다양해지고 있다. 이 중 대표적인 光源인 레이저는 치료뿐만 아니라 진단이나 수술 같은 의학적 목적으로 널리 사용되고 있으며, 또한 한의학과 결합하여 레이저 침(laser acupuncture)을 이루는 중요 요소가 되었다. 그러나 통신, 광학에서 응용되는 것과는 달리 레이저 광이 생물체, 특히 인체에 미치는 영향과 그 기작에 대해서는 여러 가지 가설이 제시되고 있으나 대다수가 동의하는 설은 없는 실정이다. 따라서 임상에 적용된 광치료의 영향에 대해서도 많은 연구가 진행되고 있으며, 최근 20년 동안 한의학계에 새로운 한의학적 치료법으로 사용되고 있는 저출력레이저 치료법(LLLT, low level laser therapy)도 이와 같은 범주에 들어있다. 1970년 초, 레이저 생물자극(laser biostimulation)이라고 불리면서, 헝가리와 소련에서 본격적으로 시작된 레이저를 이용한 LLLT 연구는 대략 20세기 말까지 2000개의 연구가 발표되었다.<sup>2)</sup> 이 중 비침습적 레이저 침은 실험적으로 그 유효성을 인정하는 논문들이 전 세계적으로 많이 출판되어 한의학계에서 신 치료법으로 자리매김하고 있다.<sup>3,4)</sup> 그러나 ILIB(Intravascular Laser Irradiation of Blood)처럼 레이저 침을 혈관 내에 삽입하여 레이저 광을 혈액에 직접 조사하는 방법은, 1990년대 이후부터 많은 논문이 발표되었음에도 불구하고 현재까지 그 유효성에 대하여 논의가 진행되고 있다.

본 연구는 주로 韓醫學會誌, 鍼灸學會誌, 經絡經穴學會誌에 발표된 레이저 침 관련 논문을 레이저 실험의 입장에서 분석하고 보완점을 제시함으로써, 향후 발표될 논문들의 내용을 더욱 충실하게 할 목적으로 이루어졌다. 이를 위하여 본론에서는 주로 레이저와 레이저 제원에 관계되는 사항을 정리하였으며, 레이저 치료에 직접 관련된 빛과 조직간의 작용 및 치료 효과에 대한

일반적인 사항을 설명하였다. 레이저 장치 중심의 관련 논문 분석 결과는 본문 마지막에 나타내었다. 고찰 부분에서는 분석결과에 대한 설명과 해석 그리고, 향후 개선 방향에 대해서 언급되었다. 또한 LLLT 효과에 대한 연구 결과 정리, 그리고 빛이 조직에 작용하는 원리를 바탕으로, 레이저 광선의 臨床 적용 시 필수적으로 고려할 사항을 정리하였다. 마지막으로 가까운 장래에 가능할 레이저 치료법에 대해 간단하게 소개하였다.

## 本 論

LLLT는 빛을 이용한 치료로, 주로 레이저를 광원으로 사용한다. 레이저 침(laser acupuncture) 장치 측면에서 필수적인 변수들은 波長, 파워, 照射 시간, 빔 크기 등이며, 레이저 침 시술시 이 변수들의 적절한 고려가 시술 효과의 측면에서도 매우 중요하다. 본문에서는, 레이저 침에 관련된 논문을 분석하기에 앞서, 레이저 장치 제원 설명과 이 제원들이 실험 결과에 미치는 영향을 상세하게 제시하였다. 또한 레이저 침 관점에서 파장이나 파워 등의 레이저 광 조건에 따른 빛과 생물 조직 간의 작용에 대해 개략적으로 설명하여, LLLT의 기작 이해를 돕도록 하였다. 이런 논의를 바탕으로 국내 관련 논문을 분석한 결과를 후반부에 소개하였다.

### A. 레이저의 기본 원리

#### 1. 레이저 諸元

##### 1) 波長

레이저의 특징 중에 하나인 單一波長(monochromatic) 성질에 기인하여 특정 레이저 빛을 구성하는 光子(photon)는 하나의 파장으로 기술될 수 있다고 알려져 있다. 예를 들면, 底出力

Table 1. Main Wavelength and Its Application for Laser Media.

medium	state	main wavelength(nm)	pulse/cw	main application
He-Ne	gas	633	cw	biostimulation
CO <sub>2</sub>		10600	pulse/cw	dermatology
Ar		350-514	cw	ophthalmology
Excimer		193, 248	pulse	ophthalmology
GaAs	semicon-ductor	904(750-980)	pulse	biostimulation
GaAlAs		770-880	cw	biostimulation
AlGaInP		635-690	cw	biostimulation
Ruby	solid state	694	pulse	coagulation
Nd-YAG		1064	pulse	coagulation
Ho-YAG		2130	pulse	operation

(low power) 레이저로 많이 사용되는 He-Ne 레이저에서 방출되는 광자의 파장은 붉은 색인 632.8 nm 이다. 그러나 매질이 He-Ne이라고 해서 반드시 632.8 nm 의 빛만 나오는 것은 아니며 세기가 상대적으로 작지만 1.15 μm 나 3.99 μm 등 다수의 파장을 가질 수 있다. 이 레이저 뿐만 아니라 다른 몇몇의 레이저 특히 아르곤 (Ar) 레이저도 이와 비슷하게 488.0 nm (청색), 514.5 nm (녹색), 351.1 nm 같이 잘 알려진 다수의 파장을 가지고 있다. 따라서 아르곤이나 He-Ne라고 매질을 언급한 경우에도 반드시 실험에 사용한 파장을 정확하게 설명하여야 한다. 표 1은 의료 분야에서 많이 사용되는 레이저 매질과 주요 파장대, 주 적용분야를 나타낸다. 표에서 pulse는 펄스 파를, cw (continuous wave)는 連屬波를 의미한다.

### 2) 빛의 波長과 에너지

빛의 파장과 그 빛(광자)이 가지는 에너지는 반비례 관계가 있으며, 파장이 길수록 그 빛의 에너지는 작아진다. 일단 빛의 파장을 알면 다음과 같은 공식에 의해 간단하게 그 빛의 에너지를 계산할 수 있다.

$$\text{에너지 (eV)} = 1240 / \text{파장 (nm)} \dots\dots\dots 1)$$

여기서 에너지의 단위는 eV (1 eV = 1.6 10<sup>-19</sup> J) 이고, 파장의 단위는 nm 이다. 예를 들어 632.8 nm의 파장을 가지는 빛 (光子)의 에너지는 위 식에 따르면 1.96 eV (전자볼트)이고 1000 nm 파장의 빛은 1.24 eV 라는 에너지를 가지게 된다. 가끔 파장과 그 에너지를 併記하는 경우가 있는데 파장 대신 에너지에 익숙한 사람들에게 아주 편리하다.

### 3) 光波長帶別 應用

광선 치료에 많이 사용되는 빛의 영역을 治療 波長帶 (therapeutic window) 라고 하며, 일반적으로 600 nm - 1500 nm 의 파장대를 의미하고, 식 1)에 의하여 환산하면 광선 치료에 사용되는 빛의 에너지는 약 0.8 - 2 eV 이다. 그림 1)은 현재 치료나 진단 목적으로 사용하는 전자기파 (빛)의 파장대별 명칭과 응용 분야를 도식화한 것으로, 이 그림에 의하면 四診 중의 하나인 望診은 가시광선을 진단 파장대로 사용함을 알 수 있는데, 일상생활에서 쉽게 접하기 때문에 이 점을 간과하기 쉽다. 참고로 열적 균형을 진단하기 위한 적외선 촬영장치는 인체 주요 자외선 방사대가 9.5 - 10 μm 임 점을 고려하여 파장이 약 2-14 μm 정도인 적외선을 사용하며, 최근 한의학적 해석으로 주목받기 시작하는 生物光子

(biophoton)는 약 250 - 800 nm 로 자외선과 近赤外線 (NIR) 영역의 생체에서 나오는 빛을 뜻한다.<sup>5-7)</sup> 빛 에너지에 대한 이해가 필요한 이유는 에너지 영역에 따라 빛 발생 기작이 다르며, 빛과 물질 반응 기작이 또한 다르기 때문이다. 즉, 1000 nm 의 빛이 물질과 일으키는 반응과 500 nm 의 빛이 일으키는 반응은 그 광자의 숫자 (빛의 세기) 에 상관없이 다르며, 많은 경우 파장대가 다른 빛의 기원 또한 다르다. 이 개념은 光化學 作用(photochemical reaction)을 이해하는데 아주 중요하다.

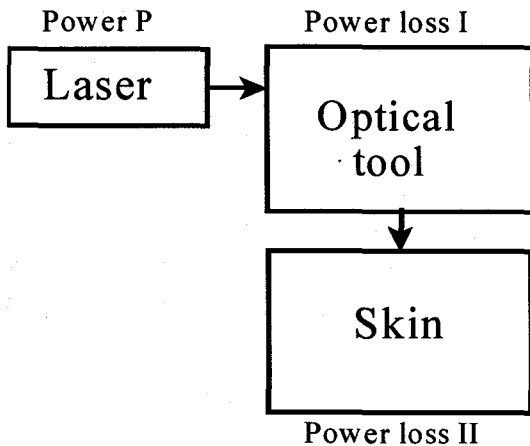


Figure 1. Schematic description of the nomenclature of light wavelength range and application range. In order to elucidate energy difference, light energy was expressed accordingly.

#### 4) 빛의 총에너지와 세기(intensity)

레이저 빔 치료 시 무수히 많은 광자들을 사용하므로 빛 하나의 에너지뿐만 아니라 레이저에서 나오는 빛의 총량도 중요하다. 그러나 육안으로 감지 가능한 별빛의 최소 개수는 약  $10^6$  개라는 점을 고려하면, 레이저 빛(광자)들을 직접 헤아릴 수 없다. 따라서 생물 광자처럼 빛이

극히 미약한 아주 예외적인 경우를 제외하고는, 대부분의 경우 광자 숫자 대신 열량계 (calorimeter) 등의 측정 기구를 사용하여 1 초당 레이저에서 나오는 빛이 갖는 총에너지를 구한다. 이를 식으로 나타내면

$$\text{총 에너지} = \text{하나의 광자가 가지는 에너지} \times \text{총 광자의 수} \dots\dots\dots \text{식 2)}$$

이며, 식 2)에 의하면 같은 파장을 가지는 빛이라도 그 광자의 숫자가 많으면 총에너지가 증가하는데 이에 따라 일어나는 반응 또한 다를 수 있다. 같은 면적을 자극할 때, 총광자의 숫자가 많다는 것은 단위 면적당 입사한 빛이 많음을 뜻하고, 이는 결국 물질과 반응이 일어날 확률이 증가됨을 뜻한다. 식 1)에서 논의된 파장에 따라 다른 반응이 일어나듯, 빛의 밀도에 따라서 또한 다른 반응이 일어날 수 있다. 파장을 알고 있는 레이저 광선의 총 에너지를 측정하면 식 1)와 식 2)에 의해 광자의 개수를 계산할 수 있다. LLLT에 많이 사용되는 10 mW의 He-Ne 레이저에서 1 초 동안 방출되는 빛의 개수를 식 2)로 구해보면 대략  $3.2 \times 10^{16}$  개가 된다. 식 2)에 의하면 같은 총 에너지를 생체에 조사하여도 그 방법에 따라서 다른 개수의 광자를 보낼 수 있기 때문에, 이 개념은 실제 실험에 있어서 아주 중요하게 작용한다. 예를 들어 파장이 짧은 빛은 상대적으로 긴 파장의 빛보다 에너지가 높으므로 적은 숫자의 빛으로도 같은 에너지를 조사시킬 수 있다. 이런 이유로 다른 파장대의 빛의 이용한 실험들 간의 비교를 위해서는 빛의 숫자가 특별히 고려된 빛의 세기 (intensity)를 논문에 언급하여야 하며, 많은 경우 세기에 생체가 선형적으로 반응하지 않으므로 실험 목적에 맞는 영역의 세기를 선택하여야 한다.

### 5) 파워(power)

일반적으로 레이저 출력을 나타내는 파워는 단위로 와트 (W, Watt)를 사용한다. 파워는 단위 시간당 에너지를 뜻하며 식으로는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{파워 (Watt)} = \text{에너지 (J)} / \text{시간 (s)} \dots\dots \text{식 3)}$$

이 식에 따르면 파워를 높이기 위해서는 에너지를 높이던지, 에너지가 낮더라도 시간을 짧게 하면 된다. 전자의 대표적인 경우가 연속 (CW, continuous wave) 레이저인 CO<sub>2</sub> 레이저고, 후자의 대표적인 예는 펄스 (pulse) 레이저이다. 보통 펄스 레이저의 펄스 에너지는 실제로 미미하지만 그 펄스의 지속시간 (duration time)은 매우 짧아, 식 3)에 따라 파워의 최대치 (尖頭출력)는 수 십 kW가 된다. 예를 들어, 337.1 nm 파장의 빛을, 지속시간(duration time)이 4 ns 이고 에너지는 대략 300  $\mu$ J 인 펄스의 형태로 초당 30 번 (30 Hz) 방출하는, 질소 레이저를 고려해보자. 펄스 하나의 파워를 식 3)에 의해 계산하면 대략 75 kW가 되나 일초 동안 시료에 전달하는 에너지는 300  $\mu$ J x 30/s = 9 mW이며, 이를 평균 파워라고 한다. 부분적으로 이런 이유에서 고효율 (high power) 펄스 레이저를 사용

할 경우에도 조직의 손상이 국부적일 수 있다. 위 식에 의하면 펄스 레이저를 이용한 실험할 경우는, 반드시 尖豆出力 (peak power), 持續時間(duration time), 그리고 초당 펄스 횟수 (frequency)에 대한 설명이 있어야 레이저에서 방출되는 총 에너지를 계산할 수 있어 다른 실험 결과와 비교할 수 있다. 실제 펄스의 형태는 시간에 대해서 일정하지 않으므로 이에 대한 오차는 항상 발생하며, 계산치는 9 mW지만 실제 7 - 8 mW 정도의 평균 파워를 가지게 된다.

### 6) 파워 損失 (power loss)

많은 논문에서 사용된 레이저 광선의 파워를 기술할 때 레이저장치에 표시된 파워(P)를 인용하지만 엄밀한 의미에서는 부정확한 기술이다. 실제 실험에서 레이저에서 나온 빛이 바로 시료에 照射되지 않고 여러 가지 거울이나 렌즈 같은 광학 기구를 통하여 照射 된다. 또한 레이저 침이나 이와 유사한 경우 광섬유를 통해서 레이저 광선이 조사되므로 빛이 이런 장치를 통과면서 손실(PO)이 발생한다. 또한 보통 레이저 장치의 제원에 언급된 파워는 최소치를 나타내므로 실제로 얼마가 나오는지는 알 수 없다. 그림 2)는 레이저에서 나온 광선이 피부를 투과하여 자극하고자 하는 조직까지 도달하는 동안 일어

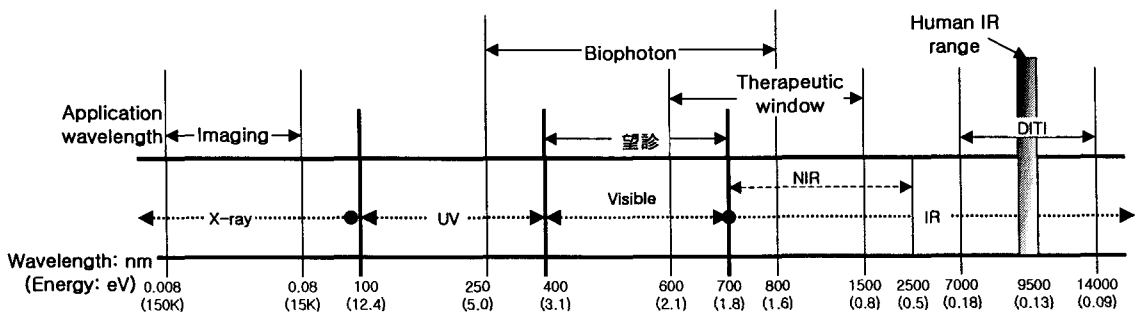


Figure 2. Block diagram for power loss of light. In general, light can lose its energy as it encounters material. For laser therapy, laser guiding optical tools and human skin are main sources of reducing laser power.

나는 파워 손실(power loss)를 도식화한 그림이다. 이 문제를 해결하는 방법은 시료가 있을 조건과 동일한 위치에 파워 측정 장치를 두고 모든 광학기구를 통과하여 최종적으로 나온 빛을 측정해야한다. 피부에 의해 발생하는 파워 손실(PS)은 다음 장에서 설명하기로 한다.

7) 레이저 빔 크기 (beam size)와 형태 (beam profile)

검은색 표면에 입사한 레이저 빔을 관찰하면 일반적으로 빔의 중심에서 멀어질수록 그 밝기가 감소함을 알 수 있는데, 이는 빔 중심에서 레이저의 세기가 가장 높고 바깥으로 갈수록 낮아지는 것을 의미한다. 이와 같이 빔 중심부터 거리와 세기간의 관계를 낸 것을 빔 형태 (beam profile) 이라고 하며, 그림 3)과 같이 묘사할 수 있다. 그림 3-a)은 반지름  $r_0$ 의 크기를 가지면서 beam area 내의 세기가  $I_0$ 으로 일정한, 이상적인 레이저 광선의 profile이고, 그림 3-b)는 일반적인 레이저 광선이 가지는 빔 형태인 가우스 분포 (Gaussian distribution)를 나타낸다. 여기서 빔 세기가 최대 세기 $I_0$ (빔 중심)의  $1/2.7$  되는 거리에 해당되는  $r$  값을  $r_0$ 라 하며, 일반적으로 빔 반경으로 간주된다. 가우스 분포는 중심에서 퍼지는 정도에 따라 형태가 변할 수 있으므로, 실

험에 사용할 레이저에서 방출되는 빔 형태와  $r_0$ 를 측정해야 한다. 그림3)에서 알 수 있듯이 中心에서 떨어진 정도에 따라 광조사 세기는 감소하기 때문에, 위치의 정확도가 중요한 經穴 자극시 빔 형태 와 크기는 중요한 레이저 제원이 된다. 레이저 빔 크기는 조사 부위에 도달한 레이저 빔의 크기를 의미하므로, 레이저 침과 조사 부위 간의 거리에 따른 빔 형태 과 빔 크기에 대한 정보가 있어야 한다. 레이저 제조업체에서 제공되는 자료에<sup>8)</sup> 의하면 빔 크기의 단위를  $mm^2$  나  $cm^2$ 를 사용하여 나타내거나, 레이저 빔이 원형인 점을 고려하여 직경을 나타내는 경우도 있다. LLLT에 많이 사용되는 반도체 레이저 광은 일반레이저에 비해 좀더 넓은 각도로 퍼져 나오며 빔이 타원임을 고려해서 빔 크기를 기재하여야한다. 펄스 레이저의 경우, 펄스의 세기가 지속시간 (duration time) 동안 일정하지 않으므로 공간적인 펄스 형태 뿐 만 아니라 시간적인 형태 또한 문제가 된다. 이런 이유로 레이저의 파워 부분에서 기술한 펄스 레이저의 파워 계산 치와 실측치가 다를 수 있다.

8) 단위 면적당 파워

經絡/經穴 처럼 자극 위치가 한정적이고 그 부위가 작은 곳의 자극에는 자기 위치의 정확도

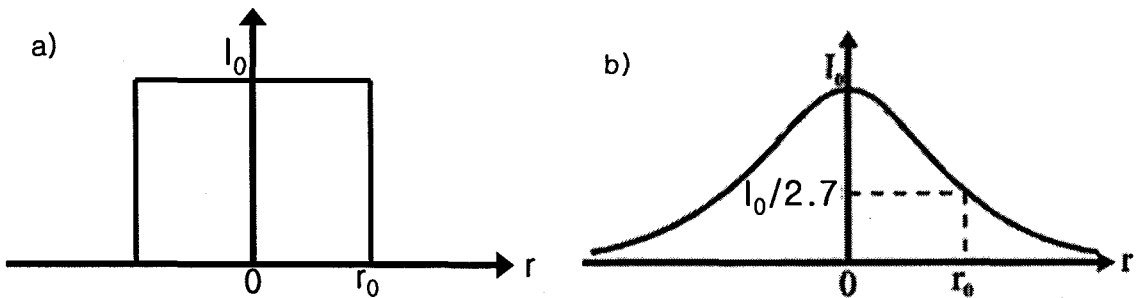


Figure 3. Laser beam profile. a) depicts ideal uniform laser beam, where beam intensity is constant in the radius of  $r_0$  and b) does for Gaussian distribution for common laser beam.  $r_0$  is normally different for each laser and it could be an important factor for laser therapy.

가 중요하다. 또한 He-Ne 레이저 같이 빔 크기 (beam size)가 작은 광원을 사용할 경우, 단위 면적당 파워 또는 에너지를 정확히 아는 것이 매우 중요하다. 즉, 자극 부위에 전달되는 레이저광의 세기를 정확히 계산해야 되는데 다음과 같은 간단한 식으로 나타낼 수 있다.

단위 면적당 파워 = 파워 / 면적 ..... 식 4)

여기서 면적은 빔 크기를 의미한다. 일단, 레이저 빔 면적에 대한 정보가 있으면 측정된 파워와 위 식을 사용하여 간단하게 계산할 수 있다. 단, 실제 동시에 자극한 부위의 크기를 알 수 없기 때문에, 단위 면적당 파워만을 기술하는 것은 옳지 않으며, 파워 기술 시에는 파워와 빔 크기를 동시에 명시하여야한다.

## 2. 레이저와 組織

피부표면에 입사된 레이저 광선은 屈折, 反射, 吸收 현상을 겪게 되는데, 조직에 화학적

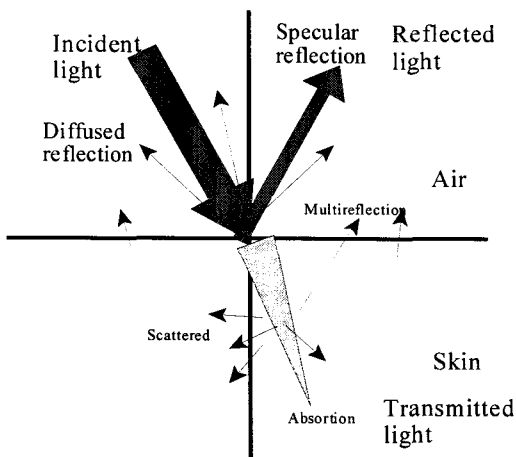


Figure 4. Phenomena of incident light at the boundary surface between two different material. For laser therapy, air and skin are different material optically.

(chemical), 열적(thermal), 역학적(mechanical) 효과를 유발한다. 입사광과 시료 간의 관계에 의해 그 현상의 정도는 다르며 피부와 기타 조직이 빛의 굴절, 반사, 흡수에 미치는 영향의 이해는 레이저 침의 효율적 적용에 중요하다.

그림4)는 빛이 공기 중에서 매질로( 여기서는 피부로) 입사할 때 일어나는 현상을 간략하게 도식화 한 것이다. 매질 표면에서 반사되는 입사광의 양은 매질들의(공기와 피부) 광학적 특성에 해당되는 굴절 係數 (n: refractive index, RI), 입사광의 편광여부, 입사각등에 따라 변한다. 반사는 정반사와 난반사로 나누어지며, 피부 투과시의 굴절되는 정도는 파장과 피부 상태에 따른 굴절률에 의해 결정된다. 일반적으로 피부 조직처럼 다양한 물질이 섞여있는 경우 굴절 계수를 정확히 기술할 수 없는 경우가 많으며, 또한 굴절계수는 수분 함량에 상당히 의존적이다. 반사되지 않은 나머지 빛은 투과하면서 흡수되거나 산란된다. 산란은 빛이 흡수될 때까지 계속적으로 일어나며 산란 정도 역시 굴절계수에 따라 변하는데, 빛과 충돌하여 산란을 일으키는 물체인 산란체의 크기, 형태, 그리고 빛의 파장과 파의 관계에 의해서 그 산란현상들이 구별된다.

인체로 입사되는 빛은 주변 환경으로부터 몸을 보호하는 역할을 하는 피부와 가장 먼저 접하게 된다. 피부는 다양한 성분으로 구성된 表皮 (epidermis), 眞皮(dermis), 皮下組織 (subcutaneous tissue) 등, 3 개의 층으로 나누어 볼 수 있으며, 빛은 이 층들을 통과하면서 상기의 여러 과정을 거친다. 최외각층인 표피층 아래에는 진피층이 있는데, 콜라겐과 지지역할을 하는 조직이 모낭과 땀샘같은 피부부속 조직을 둘러싸고 있으며, 그 하부조직인 피하조직은 지방을 생성하는 조직과 섬유조직으로 구성되어 있다. 표피의 최외각에는 죽은 피부 세포로 이루어져 角質

Table 2. Description of laser specification in domestic papers relating laser therapy

Ref.	Year	Medium	Model	Manufacturer	Country	wavelength(nm)	Power (mW)	Time	Beam size
15	1981	Introduced overseas laser therapy, mainly China							
16	1984	No	Yes	Yes	Germany	No	1.5	30, 60s	No
17	1984	No	Yes	Yes	Germany	No	1.5	30s	No
18	1987	He-Ne	Yes	Yes	Germany	No	1.5	60s	No
19	1989	No	Yes	Yes	Germany	No	1.5	No	No
20	1990	Explained laser therapy in general: No comment on dosage							
21	1994	Only mentioned laser itself							
22	1996	He-Ne	Yes	No	No	632.8	1.5 -3	30-60 min	No
23	1996	GaAlAs	Yes	Yes	Japan	780	10	60,90,120 s	No
24	1996	He-Ne	Yes	Yes	China	632.80	2.5	1s, 40 s, 10 times	No
25	1997	No	Yes	Yes	No	No	3	4 s, 2 times	No
26	1997	He-Ne	No	No	No	632.80	No	60 min , 2-3 times /week	No
27	1998	No	Yes	Yes	Germany	No,1 kH	No	5min	No
28	1998	He-Ne	No	No	No	632.80	2.5	30 min	No
29	2001	Review							
30	2001	He-Ne	Yes	Yes	S. Korea	No	3.5	15 min	No
31	2003	Review							
32	2003	He-Ne	Yes	Yes	S. Korea	No	No	20 min	No
33	2004	No	Yes	Yes	S. Korea	512-1200	No	No	No
34	2004	No	No	Yes	S. Korea	No	No	3 min	No
35	2004	He-Ne	Yes	Yes	China	No	No	5 min	No

層(stratum corneum)이 존재하며, 표피를 구성하는 멜라닌세포 (melanocyte)는 태양광에 의해서 자극받아 해로운 UV광으로부터 피부를 보호하기 위해 다중체인 멜라닌을 생성하며 피부색을 결정한다. 입사광의 투과정도는 그 조직의 산란과 흡수정도에 의해 결정되며, 피부에선 크기가 0.1 - 2  $\mu m$  정도인 멜라니노솜 (melaninosome)이 주요 산란체이다.<sup>9,10)</sup> 멜라닌은 입사광을 흡수하는 대표적인 피부의 發色團으로, 표피에서 일어나는 광흡수의 대부분이 이 조직에 의해 일어난다.<sup>11)</sup> 기타 피부에 있는 주요 發色團은 물, 멜라닌, 헤모글로빈이며, 진피에서는 콜라겐 섬유에 의한 산란이 빛의 투과를 결정하는데 매우 중요하다. 전술한 치료(진단) 목적으로 사용되는 빛의 파장대를 治療波長帶 (therapeutic

window) 또는 光學 波長帶 (optical window)라고 하는데, 이 파장대의 빛에는 대부분의 조직이 약한 흡수체이므로 상당한 깊이까지 빛이 투과할 수 있다.

### 3. 저출력레이저 치료법 (Low level laser therapy, LLLT)

현재 광치료(light therapy)는 물리치료 (physiotherapy)의 한 분야이며, 한의학계에서 실제 임상에 응용하고 있는 LLLT도 이 분야에 속한다. 역사적으로 태양광 같은 보통의 빛 (결맞지 않는 빛)이 먼저 사용되었으며, 레이저나 LED (light emitting diode) 같은 휴대하기 간편하고 저렴하여, 사용하기 편리한 광원이 개발됨에 따라 광치료법도 발달하였다. LLLT관점에서 빛이



생물에 작용하는 것은 1980 년 말부터 인정받고 있으며, 빛이 세포나 臟器 수준에서 작용하는 기작이나 최적 조건에 대한 연구가 전세계적으로 진행되고 있다.<sup>12-14)</sup> LLLT는 생물 조직 안에 있는 發色團이 외부에서 조사된 가시광선과 NIR 영역의 빛을 흡수하여 들뜬 상태 (excited state) 가 되는 현상을 이용하며, 생물조직에 온도 변화를 일으키지 않을 상대적으로 낮은 세기, 좁은 파장대를 가지는 광선을 사용한다.<sup>12,14)</sup> 따라서 어떤 분자가 특정 파장에 대해 광수용체 (photoacceptor) 인지 아는 것이 매우 중요하다. 照射 광선의 파장 (에너지) 에 따른 광반응 정도를 나타낸 그래프를 작용 스펙트럼(action spectrum) 이라고 부르는데, 이 것의 존재는 일차 광수용체와 세포 신호전달 경로의 존재를 의미하며 광생물학적 현상으로 간주된다. 1982년 대 초 카루 (T. Karu)등에 의해 DNA와 RNA 합성에 대한 최초의 가시광선영역 작용 스펙트럼이 구해졌으며, 이후 광수용체 성질에 대한 연구가 이루어지고 있다.<sup>14)</sup>

## B. 國內 論文 分析

1981 년 레이저 침이 최초로 소개된 이후 발표된 논문 21 개에 대한<sup>15-35)</sup> 레이저 제원 측면에서 분석을 시도하고 그 결과를 표2로 정리하였다. 경희대 한의논문집에 1983 년부터 1986 년 사이에 발표된 5 개의 논문도<sup>36-40)</sup> 참고하였으나 본 논문에서 리뷰된 것과 비슷하여 보고에서 제외했다. 3 개의 리뷰 논문을 제외한<sup>15,29,31)</sup> 총 18 개의 논문에 기재된, 레이저 치료에 사용된 레이저의 제원을 제조사, 레이저 변수 항목으로 나누었고, 해당 논문은 참고 논문 번호로 표시하였다. 실험 장치와 그 제원 설명에 대한 분석에만 국한하였으므로 의학적 견지에서 대조군이나 통제처리에 대한 사항은 고려하지 않았다. 장비제원 중 매질이나 파장 같은 유추가 가능한

항목이라 할지라도 논문에 명시되어 있지 않으면 No로 표시하였으며, 파워는 실험설명이나 본문 내용에 표현된 경우는 Yes로 나타내었다.

## 考 察

장비자체에 대한 설명을 보면 총 18 개의 실험 논문 중 5 개가 언급하지 않거나 He-Ne 레이저 같은 일반 명사를 사용하고 모델명은 기재하지 않았다. 제조사의 표기는 4 개의 논문에서 이루어지지 않았고, 이런 논문에서는 제조국의 언급도 빠져있었다. 모델명, 제조사, 그리고 제조국을 표기할 때는 본문 중에 별도의 항을 구성하여 나타낼 수 있지만<sup>26)</sup> 최근 논문처럼<sup>34)</sup> He-Ne 레이저 (모델명, 제조사, 제조국) 같은 형식을 사용하여 일반적으로 간결하게 표현하여 지면을 효율적으로 사용한다.

파장에 대한 기술은 12 개의 논문에서 이루어지지 않았다. 이 중 다수의 논문에서 레이저 매질에 대한 설명은 이루어져 있으나 레이저 설명 항목에서 지적인 바와 같이 특정 매질을 이용한 레이저 광선의 파장이 다를 수 있기 때문에 매질과는 별도로 파장을 기술함으로써 정확성을 높일 수 있다. 照射量(dose)을 결정하는 중요 요소 중의 하나인 레이저 광선의 파워 (power)는 11 개의 논문에서 언급하지 않거나 영역으로 표시함으로써 실험 조건에 대한 정확한 기술이 이루어지지 않았으며, 이 중 두개의 논문은 파워를 정격 전력<sup>23)</sup> 이나 전압<sup>16)</sup>으로 오기한 듯하다. 照射 時間 (illumination time)은 3 개의 논문을 제외하고는 모두 기재되어, 조사량을 결정하는 요소 중에 가장 잘 기술된 항목이라고 할 수 있다. 전체적인 장비와 레이저 관련 표현을 검토해보면, 장치명이나 레이저 매질의 표시로 파워나 파장을 대신하려는 경향이 보인다. 제조회사의 품목이 제한적인 경우나 잘 알려진 장비일 경우

장비명으로 모델이나 사용 레이저에 대한 정보를 입수할 수도 있지만, 일반적인 사항은 아니므로 이를 표기할 필요가 있다.

단위 면적당 파워나 자극 영역에 대한 정보를 제공하기 위한 빔 크기에 대한 기술은 분석에 인용된 모든 논문에서 발견되지 않았다. 이 현상은 대체의학에 관련된 많은 국내외 논문에서 공통적으로 발견되는 오류로 정확한 기술이 필요한 사항임에도 불구하고 지켜지지 않고 있다. 레이저의 直進性을 고려하면 레이저 침 자극 시 사용되는 광섬유의 크기를 빔 크기로 대체 시킬 수도 있지만, 레이저 빔이 작은 점을 고려하면 많은 경우 상당한 오차를 야기 시킬 수 있다. 따라서 제조회사에서 사용조건에 따른 레이저 빔 크기에 대한 정보를 제공해야 된다고 생각한다. 또한 대부분의 기계와 마찬가지로 레이저의 성능도 시간이 지남에 따라 변하며, 豫熱 정도에 따라 어느 정도 변하므로, 레이저의 파워는 주기적으로 측정하여 최근 결과를 사용한다. 초기 논문에 간혹 나오는 전류에 대한 설명은 레이저의 입장에서는 필요치 않는 정보이므로 가급적 불필요한 정보는 기재하지 않는 것이 좋다. 레이저 치료시 적정 조사량에 대한 연구는 전체 리뷰 논문 중 하나에서 이루어 졌다<sup>23)</sup>. 국내외에 발표된 많은 논문 중 단일 조사량을 사용하며 여러 조사량을 사용하여 최적 조사량을 도출한 논문은 거의 없는 점을 고려하면, 이 연구는 그 실험 방법이나 결과 도출에 있어서 상당히 중요한 의미를 지닌다고 할 수 있다. 참고로 표에서 알 수 있듯이 1990 년 초반까지는 서독에서 제작된 레이저 침을 실험에 사용하였고, 그 이후로는 국내나 중국에서 제작된 다수의 레이저 치료기가 사용되었다. 이는 양국의 기술 발달을 반영하는 것으로 볼 수 있지만, 논문의 질을 고려하면 많은 연구자들로부터 信賴性을 인정받는 장비를 사용

하여야 한다는 점에서 장비자체에 대한 검증이 필요하다. 장비의 신뢰성을 인정받기 위한 조건으로는 레이저의 설명에서 언급한 레이저 파장, 파워, 치료시 시료에 도달하는 파워, 빔 크기, 펄스 레이저 일 경우 추가적으로 초당 펄스 횟수, 尖頭파워, 평균 파워, 지속시간 같은 중요 요소들의 실측치를 제원서에 첨부해 제공해야 하며, 이에 대해 사용자에게 충분히 숙지 시켜주어야 한다.

LLLT의 유효성을 입증하기 힘든 이유 중의 하나는 동일한 조건에서 진행된 실험이 없다는 점이다. 또한 같은 병증을 대상으로 동일한 부위를 레이저 자극하였다 하더라도, 자극에 사용된 레이저 광선을 조건이 다를 경우 유사 실험 결과끼리 비교할 수는 있으나 특정 조사량에 반응하는 생물체의 특성을 고려하면 신뢰할만한 근거를 가지지는 않으며, 최근 발표된 위테이커(P. Whitaker)의 레이저 침 효과 분석 논문에 따르면 이 문제는 국내외를 막론하고 거의 모든 레이저 침 실험 논문에서 발견된다.<sup>41)</sup> 그의 연구에 의하면, 레이저 광의 파워가 강할수록 침의 효과를 나타내며, 대조군 설정이나 실험 설계가 잘되어 있을수록 침 효과를 검증할 수 없었다고 한다. 그리고 각 논문에 나타난 실험조건의 상이성과, 실험조건의 불완전한 기술 때문에 결과 간의 상대비교를 할 수 없었다. 이 문제를 해결하기 위해 먼저 레이저광선에 대한 아주 체계적인 기술이 필요한데 대부분의 논문에서 실험결과 상대비교가 힘들 정도로 레이저 조건에 대한 기재가 불충분하였다. 따라서 레이저 침을 사용한 실험일 경우 그 실험 조건에 대한 충분하고 명확한 기술이 이루어져야만 그 실험결과 객관적인 분석이 가능하며, LLLT 특히 ILIB 입상의 유효성을 객관적으로 증명하기 위한 논문들에 필수적으로 해당되는 사항이다.

실험 조건에는 전술한 파장, 파워, 빔 크기, 조사 시간 등 레이저에 관계되는 것과, 피부 색깔이나, 조직 구성, 그리고 혈액의 상태 등 자극 부위에 관계되는 여러 요소를 포함한다. 레이저와 조직에서 전술한 바와 같이, 레이저 빔과 자극 부위의 상태에 따라 일어나는 현상이 다르므로 이 조건들에 대한 정확한 기술이 이루어진 논문들의 결과들은 상대 비교가 용이하다. 예를 들어, 피부 두께는 부위에 따라 1 - 3 mm 정도 되고,<sup>42)</sup> 이 두께는 800 nm 이하의 빛이 침투할 수 있는 거리에 해당된다.<sup>43)</sup> 일반적으로 빛의 파장이 길수록 빛이 어떤 매질 속으로 들어가는 길이인 투과 깊이(penetration depth)가 길어지며, 실험에 사용한 레이저 파장이 기술되지 않으면 자극 깊이를 알 수 없다. 또한 가시광선과 NIR 영역에서는 산란 때문에, 광선의 빔 크기가 실질적인 투과깊이에 영향을 미친다. 이런 이유로 레이저 치료에서는 반드시 빔 크기에 대한 기술이 필요하다. 그러나 피부조직과 같이 여러 가지 성분으로 이루어진 다양한 층으로 구성된 매질은 각 성분들의 특성에 따라 파장에 따른 투과 깊이가 일정한 경향을 가지는 것은 아니다. 가시광선 영역 중 짧은 파장은 일반적인 조직에서 0.5 - 2 mm 정도 투과하며, 대략 15 - 40 % 정도 반사된다. 600 - 1500 nm 파장대에선 흡수보다 산란이 더 많이 일어나며 대략 8 - 10 mm 정도 빛이 침투할 수 있으며, 총반사 되는 빛은 35 - 70 % 정도 이다.<sup>43)</sup> 반사되는 빛의 많은 부분이 角質層, 表皮, 眞皮, 血液, 脂肪 같은 다른 피부 층들에 의한 後方散亂에 기인한다. 피부의 최외각 층인 角質層에 의해 입사광의 5 - 7 % 정도를 반사되며,<sup>43)</sup> 평행하게 입사된 빛이라 하더라도 각질층의 非均質性에 기인하여 퍼지게 된다. 또한, 표피, 진피, 혈액, 지방들에 의해 입사광의 반사가 일어나는데, 계산에 의하면 이중 구조의

피부모델에 입사된 선편광 빛의 대략 53 % 정도가 조직에 흡수된다.<sup>44)</sup> 흡수와 산란의 정도를 나타내는 지표로는 吸收, 散亂 係數가 있으며, 이 현상에 따른 빛의 침투정도에 관한 법칙은 Beer-Lambert 법칙이라고 알려져 있는데,<sup>45)</sup> 이 식을 이용하여 빛의 침투정도를 계산한다. 가시광선 영역에서 吸收係數는 파장이 길어짐에 따라 급격히 감소하는데, 散亂係數에 비해 파장에 대한 의존성이 조직에 따라 많은 차이를 보인다. 일반적으로 산란은 파장에 반비례하는데, 부분적으로는 이런 이유로 진피를 투과하는 빛의 양이 파장이(UV 에서 NIR) 길어질수록 증가한다. 입사광의 침투깊이는 조직의 빛 흡수율에 의해 결정되며, 주로 빛 흡수율은 작용하는 빛의 파장과 흡수체의 분자 구성에 관계되므로, 특정 흡수체의 흡수율은 파장의 함수로 나타낸다. 이는 광치료 시 정확한 파장과 파워에 대한 자세한 표기를 요구하는 근거가 된다. 치료 파장대(therapeutic window)의 短波長 한계인 600 nm 는 가시광선 영역인 주황색에 해당되는데, 600 nm 이하의 파장대에서는 헤모글로빈이 주요한 흡수체로 작용한다, 그 보다 더 짧은 파장대에선 DNA나 아미노산 같은 분자들이 주요 흡수체로 작용하며, 長波長 한계인 적외선 영역은 물에 의한 흡수에 의해서 결정된다.

피부를 투과한 빛이 조직을 통과하는 동안 다중 산란을 일으키며, 입사광은 흡수계수와 투과한 거리에 상응하게 매질에 흡수된다. 빛이 통과하는 매질의 굴절계수에 의해, 굴절, 반사, 산란 성질이 다르므로, 굴절 계수가 다른 지방, 단백질, 혈액, 물 등으로 구성된 조직을 통과하는 빛에 일어나는 현상을 이해하기 위해서 구성 성분들의 굴절계수를 알아야 한다. 앞에서 설명한 대로 굴절률이 다른 매질을 빛이 통과할 경우 그 표면에서 산란현상을 일으킨다. 조직 내에서, 주

로 산란을 일으키는 것은 100 nm 이하부터 6  $\mu$  m 정도까지의 크기를 가지는 세포 소기관들이다. 이 중 미토콘드리아가 대표적인데 그 크기는 대략 0.5 - 2  $\mu$  m 정도이며, 구성성분 중 지질(lipid)에 의해서 강한 산란 작용을 한다. 혈액 성분 중에는 적혈구가 가장 강한 산란체인데 주로 적혈구 용적율(hematocrit) 과 응집율(agglo-meration)에 따라 혈액 산란 정도가 변한다. 혈액의 광학적 성질은 산소량, 혈류, 용적율, 삼투 등 생리적 요인에 의존하며, 혈액 내 산소의 97% 정도를 운반하고 있는 헤모글로빈은 몇 개의 광흡수 영역을 가지고 있는데 산소와의 결합여부에 따라 흡수영역이 변한다.<sup>46)</sup> 근적외선 영역에서 물은 주요 흡수체로 작용하고 나머지 영역에서 흡수 정도가 낮으나 조직 내 높은 농도로 존재하는 것을 고려하면 전체 영역에서 상당할 정도의 광흡수를 하고 있다. 따라서 혈액에 직접 레이저 광을 조사하는 ILIB 등의 레이저 치료법의 경우 혈액의 상태에 따라 레이저 광의 작용이 달라지므로, 피부 레이저 침 실험에 비해 혈액의 상태에 대한 정확한 기술이 추가적으로 필요하다.

생물 실험시 자극 강도나 방법에 따라 예측할 수 없는 효과들이 나타나므로, 동일 조건의 실험이 아닐 경우 그 결과들의 비교는 의미가 많이 감소된다. 이 자극의 강도를 결정하는 것은 출력과 시간 등을 포함하는 자극 방법이며, 실제 실험시 임의로 조절 가능한 변수이므로 이에 대한 기술이 필요하다. 또한 레이저와 피부와의 관계를 고려하면, 피부의 두께뿐만 아니라, 피부의 상태 즉 角質, 清潔狀態, 색깔에 따라<sup>43)</sup> 반사나 흡수되는 정도가 다르므로 실제 피부 속으로 침투해 광반응에 사용되도록 흡수된 레이저 광선의 양 또한 환자마다 다르다. 즉, 동일한 장치로 동일한 조건으로 실험하더라도 투여된 레이

저 조사량의 양은 다를 수 있고, 이에 따라 그 효과도 마찬가지로 다를 수 있다. 특히 각질의 두께나 피부색은 계절에 따라 변하므로 실험기간에 대한 적절한 조절이 필요하다. 피부 상태에 대한 고려가 있더라도 피부 속에 있는 조직들의 상태에 따라 흡수, 투과의 정도는 다르게 일어난다.<sup>44)</sup> 여러 穴位를 자극하는 실험을 할 경우 穴位마다 조직의 상태 즉, 지방, 단백질, 혈액, 수분의 정도가 다를 수 있으므로 비록 동일한 사람에 대해 시술한다고 해도 실제 작용에 사용되는 레이저 광선의 양은 부위별로 다를 수밖에 없다. 실제 진료 시 기초 자료로 많이 사용되는 피검자의 나이도 영향을 준다.<sup>47)</sup>

레이저의 출력은 장비회사의 사용 설명서나 레이저 본체에 기재돼 있는 내용을 표시하지만 이는 불완전하다. 제조회사에 의해 제공되는 레이저 출력의 대부분은 최저 출력을 의미하므로 대략적인 사항으로 간주하여야 하며, 전술한 열량계(calorimeter) 등으로 파워를 측정하여야 한다. 실험에 사용된 파워를 정확하게 알 수 있는 방법은, 레이저에서 나온 광선이 모든 광학적 도구를 통과하여 최종적으로 피부나 혈액에 도달할 조건에서 파워를 측정하는 것이며, 여러 논문에서 언급된 파워는 이런 방법으로 측정되었다. 그림 2에서 언급한 바와 같이 레이저에서 나온 빛이 여러 광학도구를 통과하면서 감소하고 또 피부에 입사하면서 감소하게 되므로 최종적으로 피부를 투과하여 조직에 흡수되는 양이 실제 인체에 작용하는 세기가 된다. 그러나 피부에서 빛을 반사시키거나 투과 시키는 정도는 피부, 피하조직의 상태에 따라 다르므로 이에 대한 적절한 고려가 되어야 동일한 조건을 가진 자극이 가능하다. 실험 방법이 상이한 실험들에 의해 얻어진 결과를 비교하기 위해서는 실험조건에 대한 엄밀한 비교가 필요하며 光刺戟時 조건의 정

확한 기술이 필요하다. 이는 침 자극 시 침의 굵기, 길이, 재질에 대한 정확한 기술을 하는 것과 동일하다. 피부 속으로 침투하는 빛의 양을 일정하게 하기 위해서 레이저 적용 측면에서 고려되어야 할 사항 중의 하나는 레이저 침과 피부와의 각도 (입사각)이다. 레이저의 직진성을 고려하면 침과 피부간 거리의 약간의 오차는 무시될 수 있으나 각도의 차는 반사광의 양을 변화시켜 궁극적으로 자극에 사용되는 빛의 양 (dose)의 변화를 야기한다. 입사각은 상대적인 개념이므로 자극할 부위가 평평하지 않고 굴곡이 있는 경우 많은 주의를 요한다. 그러나 ILIB 같이 혈관내의 혈액에 대한 광자극의 경우, 흡수되는 빛의 양이 각도에는 크게 상관없으므로 빛의 양에 미치는 영향은 상대적으로 작을 수 있다.

한의학적으로 광선의 양보다 더 심각하게 고려해야 될 사항은 자극의 깊이이다. 레이저 침 자극 깊이를 조절할 필요가 있는 경우에는 자극 부위별 레이저 광선의 침투깊이를 정확히 알아야 한다. 그렇지 않으면 실제 자극 시 자극 부위에 대한 정보를 알 수 없으며, 실험 결과 해석에 오류를 범할 수 있다. 이는 침 자극 시 刺針 깊이에 대한 고려가 이루어지는 것과 같다고 생각할 수 있다. 금속 침을 시술할 경우 일반적으로 부위나 증상에 따라 시술자가 刺針 깊이를 임의로 조절하여 자극한다. 레이저 침의 경우는 자극 깊이는 레이저 광선의 파장에 의해 거의 고정되고, 파워와 조사 부위의 조직 구성에 따라 약간 변하며, 이 외의 다른 방법으로는 자극 깊이를 변화시키는 것은 현실적으로 불가능하다. 이 자극 깊이 조절의 難解性은 혈관내에 레이저 광선을 직접 삽입하는 ILIB 시술의 부분적인 이유가 될 수 있다. 앞에서 설명한 대로 치료 파장대에 속하는 파장은 길수록 침투깊이가 증가한다. 예를 들어 He-Ne 레이저에서 방출되는 632.8 nm

의 빛은 대략 5 mm 까지 침투하고, 1200 nm 정도의 빛은 10 mm 정도 까지 피부 속으로 들어간다. 이 깊이는 현실적으로 사용되는 침 자극 깊이에 비해서 얇다. 따라서 침 자극 깊이가 고려 대상이거나 통상적으로 긴 자침 깊이를 요구하는 穴位 자극에는 부적합할 수도 있다. 또한 이 침투 깊이는 동물 대상 레이저 침 시술 결과에 대한 주의 깊은 해석을 요한다. 일반적으로 랫트(rat)나 마우스를 사용한 침 시술은 대략 2-6 mm 정도 깊이에서 이루어진다. 이 깊이는 LLLT에서 많이 사용되는 He-Ne 레이저 광선의 침투 깊이에 상응하므로, 침 깊이에 관계되는 한 해석상의 무리는 없다. 하지만 인체를 대상으로 한 임상실험의 경우 레이저 침의 침투 깊이가 금속침에 비해 짧으며, 이에 수반된 논의가 있을 수 있다. 네이서 (M. Naeser) 등은 레이저 광선의 침투 깊이와 穴位에 따른 자극 깊이의 상이함을 극복하기 위해 632.8 nm 파장과 1000 nm 파장의 레이저들을 사용한 논문을 발표하였다.<sup>48)</sup> 이는 한의학적 관점에서 좋은 시도라고 볼 수 있는데, 레이저에 대한 설명에서 언급한 것처럼 파장이 달라지면서 빛과 물질과의 작용이 변한다는 점이 결과 해석 시 많은 어려움을 야기한다. 이런 단점에도 불구하고, 레이저 침의 유효성에 관한 이런 종류의 실험들은 한의학적 관점에 상대적으로 충실하다고 평가할 수 있다.

LLLT는 주로 광화학 작용에 의해서 일어나는데, 광화학 제일의 법칙 (first law of photochemistry)이라고 불리는 grotthus-draper 법칙에 의하면 광화학 작용은 흡수된 빛에 의해서만 일어난다. 따라서 작용을 일으키기 위해 분자가 흡수할 수 있는 에너지(파장)를 가진 빛으로 자극하여야 한다. 입사광 파장대에 이에 해당되는 파장의 빛이 없으면 광화학 작용은 일어나지 않으며, 있어도 세기가 부족한 경우는 그 효과에

대해 정확히 알 수 없으므로 파장과 빛의 세기가 광화학 작용에 중요함을 알 수 있다. 입사광의 파장, 세기, 주변 환경 등에 의해서 흡수된 빛 에너지가 여러 가지 다른 경로로 사용되는데, 일부는 열로 전환되거나 형광의 형태로 에너지를 방출하거나 또는 화학반응을 일으켜 광화학(photochemical) 과정을 유발시킨다. 광화학 작용은 양자 역학 측면에서 선택적으로 일어나지만, 광열작용은 어떤 파장의 빛이던지 광자가 흡수되면 발생한다. 따라서 레이저광선의 출력에 따라서 그 정도는 다르지만 자극 받은 부위의 온도 변화는 일어난다. 切斷이나 縫合 목적의 고출력 레이저를 사용하는 경우 그 온도 증가는 조직 손상을 야기할 정도가 되는데, 이런 이유로 溫레이저(hot laser)란 용어를 쓰기도 한다. 반대 개념으로 He-Ne 레이저 같은 저출력 레이저를 冷레이저(cold laser)라고 부르기도 하는데, 레이저 장치를 전문적으로 다루는 분야에서는 거의 사용되지 않는 용어들이다.

다양한 연구 결과에 의하면 세포 수준에서 LLLT의 기작은 미토콘드리아의 산화 대사 증가에 기초하고 있으며<sup>49)</sup> 특별한 광흡수체가 없는 세포인 신경세포, 뇌세포, 근육세포 등의 興奮細胞(excitable cell)도 그 세포를 구성하는 미토콘드리아가 빛을 흡수하여 생리적, 형태적 변화를 야기 시킬 수 있다. 호흡활동의 증가는 He-Ne 레이저, 다이오드레이저나 LED등에서 방출되는 여러 파장대의 빛에 의해 일어 날 수 있다.<sup>50)</sup> 1980 년대의 실험에 의하면 He-Ne 레이저 皮下照射(transcutaneous irradiation)가 神經發火(形態(firing pattern)의 변화를 야기 시켰다.<sup>51)</sup> 또한 레이저 자극이 말초 자극과 유사한 효과를 보였으며, 이 현상이 레이저 조사량에 관계됨을 발견했는데, 후에 이 현상이 痛症治療와 관련 있음이 밝혀졌다.<sup>52)</sup> 빛 흡수 후에 일어나는

일차 반응에 대해 여러 가설이 제시되었으나 모든 작용들이 미토콘드리아의 레독스 상태(redox state)에 변화를 줄 수 있다고 알려져 있다.<sup>13,53,54)</sup> 또한 일차반응이 핵 속의 DNA와 RNA 합성과 관계되는 이유는 暗反應(dark reaction)인 이차 반응이 있기 때문인데, 이 반응에 의해 세포신호전달(cellular signaling)이 일어난다. 레이저 광선에 의한 세포신진대사의 활성화는 酸化還元 조절에 의한 현상으로 알려져 있는데, 호흡연쇄를 이루는 성분이 빛을 흡수함으로써 산화환원조절이 시작되며,<sup>13)</sup> 자극에 사용된 빛의 여러 조건들(파장, 세기, 시간, 양)에 의해서 생물학적 반응은 달랐다.<sup>55)</sup> 이는 약간의 조건 변화에 따라 치료 효과가 다를 수 있음을 의미한다. 식세포의 NADPH-산화효소(酸化酵素)는 미토콘드리아가 관계되지 않는 호흡 급증(急症)(nonmitochondrial respiratory burst)을 일으키며, 이 효소가 자극에 반응하여 활성산소를 생성하는 레독스 사슬 역할을 한다. LLLT에서 사용하는 He-Ne<sup>56)</sup> 와 반도체 레이저, LED<sup>57)</sup> 가 이 사슬을 활성화시킬 수 있으며, 이렇게 생성된 ROS가 직접적으로 빛을 받지 않은 다른 세포를 활성화시키거나 비활성화 시킬 수 있다. 이 연구 결과들은 LLLT 효과의 다양성에 대한 이유로 이해될 수 있으며, LLLT 임상효과에 대한 주의 깊은 해석이 요구됨을 의미한다.

ILIB의 경우는 피부를 물리적으로 투과하여 혈액에 직접적으로 자극하는 방식이므로, 상기의 논의에 해당되지 않는 요소들이 상당히 있다. 가령 피부에 의해 발생하는 레이저광선의 손실은 전혀 고려대상이 아니며, 침투 깊이도 문제가 되지 않는다. 그러나 반드시 經穴이나 經絡을 반드시 자극하지는 않으며, 전통적인 침의 의미가 아니므로 한의학적 치료근거에 대한 논의가 있을 수 있다. 2000 년 이후의 논문들은 한의학적

해석의 근거로 本草綱目,<sup>29)</sup> 黃帝內經<sup>30,31,33)</sup> 같은 문헌들을 인용하기 시작한 것은 이런 맥락으로 이해된다. 전술한 대로 1984년 소련에서부터 임상실험이 시작된 ILIB는<sup>58)</sup> 중국에서 유효성을 검증 받았고, 현재도 많은 보고가 있다는 점을 고려할 때 한의학계에서 수준 높은 논문이 많이 발표된다면 새로운 의료 기술로 공인 받을 가능성이 높다.

최근 한의학계에서 임상주제가 전문화되고 있는 추세에 따라 레이저를 피부치료에 이용하는 논문이 최근 발표 되었다.<sup>33)</sup> 다파장 섬광등 광선 (IPL, intense pulsed light)을 이용한 색소 침착 질환 적용결과인데 여기에 주로 사용되는 광선은 레이저가 아님에도 불구하고 레이저 요법이라고 밝히고 있다. 현재의 기술로는 기본적으로 레이저는 515 -1200 nm 대의 파장을 연속적으로 만들 수 없으므로 IPL의 광원으로 대부분 램프를 사용하며, 아주 깊이 침투할 필요가 있을 경우 IR 레이저를 병행해 사용하기도 한다. 따라서 IPL을 이용한 치료에서 레이저를 부각시키는 것은 일반인에게 상당한 혼동을 가져오므로 배제되어야 할 표현이라고 생각한다.

지금까지 논의된 내용을 바탕으로 가까운 장래에 실현될 레이저 치료기술의 발전 방향을 예측할 수 있다. 먼저 개개인의 피부와 조직상태에 따라 흡수되는 빛의 양이 달라 효과가 균일하지 않게 되는데, 이를 개선하기 위해 시술 전 자극 부위에 대해 광학적 검사를 시행하는 것이다. 피부 색깔과 두께 그리고 수분과 콜라겐 같은 주요성분의 조성비에 따라 레이저 광선의 세기를 조절하여 최종적으로 흡수되는 양을 조절할 수 있다. 현재 빛을 조사하는 것으로 간단하게 피부 두께, 멜라닌 색소의 양 같은 것을 측정할 수 있다. 즉, 시술 전에 진단할 수 있는 각각의 기술은 개발되어 있으며, 이 기술들을 통합하여 한의

학적 관점의 레이저 침 기술에 적용하는 연구가 진행될 필요가 있다. 궁극적으로 레이저 자극기능과 진단기능이 동시에 이루어지는 상호 피드백 (feedback) 체계로 구성 될 거라고 생각한다. 이 기술들이 의미하는 바가 상당히 크다. 한의학은 기본적으로 개개인의 상태에 맞는 치료를 강조하는 맞춤형의학(tailored medicine)을 구현하는 의학이며, 四診을 통해서 환자의 특성을 파악하고 이에 준하는 처방을 내리는 것이 한의학의 장점 중에 하나이다. 레이저 침 치료에 맞춤형 의학을 도입하기 위해 앞에서 말한 시술 전 검사가 이루어져야 하며, 이 과정이 침 치료 효과를 극대화 할 수 있다. 두 번째는, 자극에 사용되는 빛의 양은 표피를 제외하고는 일반적으로 투과 깊이에 따라 감소하며 그 투과 깊이 자체도 일반 침에 비해 짧은 레이저 침의 단점을 극복하기 위해, 레이저 침의 자극 강도를 깊이에 상관없이 조절하는 기술이다. 마지막은 레이저의 의학적 이용 초기부터 논의된 내용으로, 레이저의 결맞음성(coherence)와 편광(polarity)에 기인한 치료 효과 연구인데, 피부의 영향을 받지 않는 ILIB처럼 혈액을 직접 자극하는 치료법에선 상당히 중요할 수 있다. 현재 진행되는 光學을 이용한 진단기의 기술 수준이나 발달 경향을 고려할 때, 이런 한의학적 관점의 레이저 침의 개발은 학제간 연구를 통해 충분히 조기에 실현 가능하다고 생각한다.

## 結 論

1980년 이후 한의학계에서 발표된 레이저 침에 관련된 논문을 레이저 장비 중심으로 분석하였다. 다수의 논문에서 레이저 조사량에 관계되는 요소인, 파장과 세기에 대한 기술이 부족함이 발견되었고, 빔의 크기, 자극 부위의 크기에 대해서는 전혀 표기되지 않았다. 또한 자극부위의

피부 상태와 조직상태에 대한 설명이 이루어지지 않았다. 이 경향은 국내외를 막론하고 대체의학에 관련된 많은 논문에서 발견되는데, 실험 및 논문 작성시 이에 대한 충분한 고려가 이루어져야 된다고 생각한다. 레이저 침 실험 조건에 대한 정확한 기술은 레이저 침 관련 논문들의 신뢰성을 높여, 궁극적으로 한의학의 객觀化와 現代化를 촉진하는 면에서 긍정적으로 작용할 수 있다. 마지막으로, 레이저 침 분야에서 자극 부위에 따른 조사량 조절, 자극 깊이 증가, 그리고 레이저 광선의 결맞음성과 편광성을 이용하는 새로운 한방 의료 기술 개발 가능성을 제시하였다.

### 參 考 文 獻

1. Available from <http://nobelprize.org/medicine/laureates/1903/finsen-bio.html>
2. Tuner J, Hode L. Low Level Laser Therapy: Clinical Practice and Scientific Background. Grängesberg Sweden : Prima Books. 1999.
3. Gam AN, Thorsen H, Lonnberg F. The effect of low-level laser therapy on musculoskeletal pain : a meta-analysis. Pain. 1993 ; 52(1) : 63-6.
4. Ceccherelli F, Altafini L, Lo Castro G, Avila A, Ambrosio F, Giron GP. Diode laser in cervical myofascial pain : a double-blind study versus placebo. Clin J Pain. 1989 ; 5(4) : 301-4.
5. Popp FA. Properties of biophotons and their theoretical implications. Indian J Exp Biol. 2003 ; 41(5) : 391-402.
6. Jung HH, Yang JM, Woo WM, Choi C, Yang JS, Soh KS. Year-long biophoton measurement: normalized frequency count analysis and seasonal dependency. J Photochem Photobiol B. 2005 ; 78(2) : 149-54.
7. Lee C, Yang JM, Yi SH, Cho HJ, Kang MJ, Yang JS, Soh KS. Biophoton emission from patients with a cold. J International Society of Life Information Science. 2004 ; 22(2) : 362-5.
8. 예를 들면. The Book of Photon Tools. Oriel Instruments. 2004.
9. Drezek R, Dunn A, Richards-Kortum R. Light Scattering from Cells: Finite-Difference Time-Domain Simulations and Geometric Measurements. Appl Opt. 1999 ; 38(16) : 3651-61.
10. Kohl M, Essenpreis M, Cope M. The Influence of Glucose Concentration upon the Transport of Light in Tissue-Simulating Phantoms. Phys Med Biol. 1995 ; 40 : 1267-87.
11. Prota G, D'Ischia M, Napolitano A. The chemistry of melanins and related metabolites in The Pigmentary System. Nor-mund J et al Eds. Oxford : Oxford University Press. 1988.
12. Karu. TI. Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. IEEE J Quantum Electron. 1987; QE-23(10) : 1703-19.
13. Karu. TI. Molecular Mechanism of the Therapeutic Effect of Low-Intensity Laser Radiation. Lasers in the Life Sci. 1988 ; 2(1) : 53-74.
14. Karu. TI. Photobiology of Low-Power Laser Therapy. London : Harwood Academic. 1989.
15. 오상상사 제공. 레이저 광선을 침에 적용 (해



- 의 정보). 대한한의학회지. 1981 ; 2(2) : 97-8.
16. 채우석, 최용태. 침, 구 및 Laser광선 침자극이 백서의 세노관장애에 미치는 영향. 대한침구학회지. 1984 ; 1 : 1-7.
  17. 김경호, 김갑성, 안창범, 임종국. 침, 구 및 Laser광선 침자극이 백서의 진통에 미치는 영향. 대한침구학회지. 1987 ; 4(1) : 39-48.
  18. 안병철, 이운호. 침, 구 및 laser광선 침자극이 Endotoxin에 의한 혈전증에 미치는 영향. 대한침구학회지. 1984 ; 1 : 41-55.
  19. 유태성, 고병균, 김창환. Laser침이 당뇨병 백서의 혈청및 세포성 면역에 미치는 영향. 대한한의학회지. 1989 ; 10(1) : 75-83.
  20. 제정진, 정석희, 이종수, 김성수, 신현대. 치료용 레이저에 대한 소고. 대한한의학회지. 1990; 11(2) : 39-46.
  21. 신용철, 성우용, 송경섭. 레이저 치료와 한방요법. 대한한의학회지. 1994 ; 15(1) : 51-5.
  22. 황우준, 권오섭. 저에너지 He-Ne 레이저 정맥내 조사(ILIB)가 고피브리노겐 혈중에 미치는 영향. 대한한의학회지. 1996 ; 17(2) : 237-44.
  23. 최윤석, 윤종화, 김갑성. Laser침이 Carrageenin에 의해 유발된 백서의 족척 부종과 염증치료 효과. 대한침구학회지. 1996 ; 13(1) : 55-65.
  24. 육태한. He-Ne 레이저침을 이용한 통증 환자의 호전도에 관한 임상적 관찰. 대한침구학회지. 1997 ; 14(1) : 1-8.
  25. 조남근, 김경식. 간 심 신수에 애구시술과 laser광선 침이 혈압과 뇌혈유량에 미치는 영향. 대한침구학회지. 1998 ; 15(1) : 249-63.
  26. 선중기. 저에너지 He-Ne 레이저를 이용한 혈중지질 변화에 대한 임상적 연구. 한방성인병학회지. 1996 ; 2(1) : 176-84.
  27. 이태희, 권정남, 박동일. 저에너지 He-Ne레이저 정맥내 조사(ILIB)가 뇌졸중 후유증에 미치는 영향. 한방성인병학회지. 1997 ; 3(1) : 184-93.
  28. 김윤식, 황치원, 설인찬, 김병탁. 정맥혈관내 저용량 He-Ne laser치료를 받은 뇌경색 환자 26 예에 대한 임상고찰. 한방성인병학회지. 1998 ; 4(1) : 54-69.
  29. 장인수, 조기호, 김영석 등. 저단계 레이저 치료에 대한 국내 논문 분석 및 한의학 임상 활용 방안. 대한한의학지. 2001 ; 22(3) : 11-20.
  30. 김성철. 생혈액 분석을 통한 저용량 He-Ne레이저 유침 치료에 관한 임상적 연구. 대한침구학회지. 2001 ; 18(3) : 23-34.
  31. 김성철, 조은희, 나창수. 저용량 He-Ne 레이저 침의 혈락적용 연구. 대한 경락경혈학회지. 2003 ; 20(3) : 35-47.
  32. 정선희, 이승연. 비강질환에 대한 향기 흡입과 He-Ne레이저 병행 치료의 효과 및 예후. 대한한방소아과학회지. 2003 ; 17(2) : 149-160.
  33. 윤소원, 김민희, 윤화정, 고우신. 레이저를 이용한 피부치료의 한의학 임상 활동\_ 색소침착 질환을 중심으로. 대한안의비인후피부과학회지. 2004 ; 17(1) : 172-6.
  34. 윤대환, 이유경, 최동희, 김성철, 나창수. 저준위 레이저 요법이 고지방식습으로 유발된 고지혈증, 비만백서의 혈청지질 및 간기능에 미치는 영향. 대학경락경혈학회지. 2004 ; 21(4) : 53-68.
  35. 김기봉, 장규태, 김장현. 반도체laser요법과 향기요법을 병행한 비연 치료의 임상연구.대한한방소아과학회지. 2004 ; 18(1) : 49-61.
  36. 박동석, 최용태. 침, 구 및 laser광선 침자극이 흰쥐의 염증성부종에 미치는 영향. 경희한의대논문집. 1983 ; 6 : 1-6.
  37. 안병철, 이운호. 침, 구 및 laser광선 침자극이

- Endotoxin에 의한 혈전증에 미치는 영향. 경희한의대논문집. 1984 ; 7 : 37-51.
38. 채우석, 최용태. 침, 구 및 laser광선 침자극이 백서의 요세관장애에 미치는 영향. 경희한의대논문집. 1985 ; 8 : 7-22.
  39. 염진일, 김창환. 침, 구 및 laser광선 침자극이 CCl<sub>4</sub> 중독 백서손상간에 미치는 영향. 경희한의대논문집. 1985 ; 8 : 293-307.
  40. 최장선, 김창환. 레이저침의 주파수 및 조사시간변화가 진통효과에 미치는 영향. 경희한의대논문집. 1986 ; 9 : 487-500.
  41. Wittaker P. Laser acupuncture: past, present, and future. *Lasers in Med Sci.* 2004 ; 19 : 69-80.
  42. Nickell S, Hermann M, Essenpreis M, Farrell TJ, Kramer U, Patterson MS. Anisotropy of light propagation in human skin. *Phys Med Biol.* 2000 ; 45(10) : 2873-86.
  43. Anderson R, Parrish J. Optical properties of Human Skin. *J Invest Dermatol.* 1981 ; 77 : 13-19.
  44. Dunn A, Smithpeter C, Welch A, Richards-Kortum R. Finite-Difference Time-Domain Simulation of Light Scattering from Single Cells. *J Biomed Opt.* 1997 ; 2(3) : 262-6.
  45. Chance B, Luo Q, Nioka S, Alsop DJ, Detre JA. Optical Investigations of Physiology : a study of Intrinsic and extrinsic biomedical contrast. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 1997 ; 352(1354) : 707-16.
  46. Roggan A, Friebel M, Dorschel K, Hahn A, Mueller G. Optical properties of circulating human blood in the wavelength range 400 - 2500 nm. *J Biomed Opt.* 1999 ; 4(1) : 36-46.
  47. Leveque JL, Corcuff P, de Rigal J, Agache P. In vivo studies of the evolution of physical properties of the human skin with age. *Int J Dermatol.* 1984 ; 23(5) : 322-9.
  48. Naeser MA, Hahn KA, Lieberman BE, Branco KF. Carpal tunnel syndrome pain treated with low-level laser and microampere transcutaneous electric nerve Stimulation: A Controlled Study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002 ; 83(7) : 978-88.
  49. Jöbsis-vander Vliet F, Jöbsis P. Biochemical and physiological basis of medical near-infrared spectroscopy. *J Biomed Opt.* 1999 ; 4 : 397-402.
  50. Karu TI, Afanasyeva NI, Kolyakov SF, Pyatibrat LV, Welser L. Changes in absorbance of monolayer of living cells induced by laser radiation at 633, 670, and 820 nm. *IEEE J Sel Top Quantum Electron.* 2001 ; 7(6) : 982-8.
  51. Walker J, Akhanjee K. Laser-induced somatosensory evoked potential: evidence of photosensitivity of peripheral nerves. *Brain Res.* 1985 ; 344(2) : 281-5.
  52. Walker J. Relief from chronic pain by laser irradiation. *Neurosci Lett.* 1983 ; 43(2-3) : 339-44.
  53. Brown GC. Nitric oxide and mitochondrial respiration. *Biochim Biophys Acta.* 1999 ; 1411(2-3) : 351-69.
  54. Karu TI, Tiphlova OA, Matveyets YuA, Yartsev AP, Letokhov VS. Comparison of the effects of visible femtosecond laser pulses and continuous wave laser radiation of low average intensity on the clonogenicity

- of Escherichia coli. J Photochem Photobiol B Biol. 1991 ; 10(4) : 339-44.
55. Karu T. The Science of Low Power Laser Therapy. London. 1998 : Gordon & Breach.
56. Karu TI, Ryabykh TP, Fedoseyeva GE, Puchkova NI. Helium-neon laser-induced respiratory burst of phagocytic cells. Lasers Surg Med. 1989 ; 9(6) : 585-8.
57. Karu T, Andreichuk T, Ryabykh T. Changes in oxidative metabolism of murine spleen following laser and superluminous diode (660-950 nm) irradiation: effects of cellular composition and radiation parameters. Lasers Surg Med. 1993 ; 13(4) : 453-62.
58. Shval'b PG, Zakharchenko AIa, Sigaev AA, Kataev MI. Intravenous laser irradiation of the blood in occlusive vascular diseases of the extremities. Sov Med. 1990 ; (3) : 21-3.