

최소 침습형 다 채널 레이저 침
시스템 개발 및 응용

연세대학교 대학원

의공학과

류 연 항

최소 침습형 다 채널 레이저 침 시스템 개발 및 응용

지도 정 병 조 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 11월

연세대학교 대학원
의공학과
류 연 향

류연항의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 정 병 조 인

심사위원 _____ 이 경 중 인

심사위원 _____ 이 용 흙 인

연세대학교 대학원

2008년 11월

감 사 의 글

대학원 생활 2년 동안 공부로 힘들었던 때도 있었고, 돈 때문에 고생했던 때도 있었으며 사람들 때문에 마음 아파했던 일도 많았습니다. 하지만 제가 힘들고 어려울 때마다 항상 곁에서 힘이 되어준 저의 소중한 사람들(신사 주예일, 천재 손태운, 에이스 강동연, 오락부장 윤진희, 나의 소중한 친구 유강민, 살림 가족 은화누나, 정신적 동지 지영누나)이 있었기에 저는 행복할 수 있었습니다. 힘들거나 고민이 있을 때 항상 제일 먼저 곁에서 도움을 주었던 99동기 예일이, 랩실 업무가 끝나고 술 한 잔 기울이며 서로의 스트레스를 달래주었던 소중한 친구 강민이, 서로 살아온 환경은 다르지만 2년이라는 짧은 시간동안 친 가족처럼 서로를 아끼며 챙겨주었던 우리 랩실 가족 주예일, 손태운, 강희성(강동연), 윤진희, 영우 형과 용진이형 그리고 학부생 동생 창민이와 지은이에게 감사의 말을 전합니다. 그리고 무엇보다 본 논문이 있기까지 학부생활과 2년간의 대학원 생활을 통해서 진정한 학문을 일깨워주시고, 자상한 충고와 따뜻한 격려로 지도해주신 정병조 교수님과 언제나 저의 부족한 점을 일깨워 주시고 학문의 길에 정진할 수 있도록 많은 가르침을 주신 이용흠 교수님께 진심으로 진심으로 감사의 말씀을 드립니다. 또한, 항상 정도를 걸을 수 있도록 가르침을 주신 이경중 교수님께도 감사의 말씀을 드립니다. 학부와 대학원 생활동안 많은 가르침을 주신 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 정용현 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 권기운 교수님, 임도형 교수님께도 감사의 말씀을 드립니다. 끝으로 이렇게 좋은 결실을 맺을 수 있도록 항상 저를 믿어주고 정신적인 버팀목이 되어주신 아버지, 당신의 모든 것을 희생하여 뒷바라지를 해주신 어머니께 온 마음으로 감사의 말씀을 드립니다.

세상에서 가장 사랑하고 존경하는 부모님께 이 논문을 바칩니다.

2009년 1월

류 연 향 올림

차 례

그림차례	III
표 차례	V
국문요약	VI
제 1장 서론	1
1. 이론적 배경	3
1.1 침구 치료의 원리 및 효과	3
1.2 레이저 침 치료의 연구동향	5
1.3 레이저의 치료 기전	6
1.4 레이저 치료에 영향을 주는 파라미터	7
1.4.1. 레이저의 종류와 파장	7
1.4.2. 레이저 광선의 특징	9
1.4.3. 레이저의 파장과 에너지	9
1.4.4. 레이저의 총에너지와 세기	10
1.4.5. 출력(output power)	11
1.4.6. Probe 에서의 출력 밀도(power density)	12
1.4.7. 조사량(Dose)	13
1.4.8. 레이저 조사량의 범위	14
제 2 장 선행 연구	17
2.1 레이저 자극과 수기 자극에 대한 경락 전기반응 특성 비교	
2.1.1. 실험목적	17
2.1.2. 실험대상자 및 혈위 선정	17
2.1.3. 실험장치 구성	18
2.1.4. 실험 및 측정방법	19
2.1.5. 실험결과	20

2.1.5.1. 레이저 자극에 대한 경락전위변화	20
2.1.5.2. 비 절연 수기자극에 대한 경락전위변화	20
2.1.5.3. 절연 수기자극에 대한 경락전위변화	23
2.1.6. 결론	24
2.2. 비 침습적 레이저 칩의 한계 및 문제점	28
제 3 장 최소 침습형 레이저 칩 시스템 구성	
3.1. 레이저 시스템 구성	30
3.2. 레이저 칩(Laser Probe) 제작	31
3.2.1. 단일 채널 레이저 칩 제작(Single Channel Laser Probe)	31
3.2.2. 다 채널 레이저 칩 제작(Multi Channel Laser Probe)	32
3.2.3. 제작한 레이저 칩(Laser Probe)의 종류	33
제 4 장 동물실험	34
4.1. 최소 침습형 레이저 칩을 이용한 골다공증 치료에 관한 연구	34
4.1.1. 실험목적	34
4.1.1.1. 골다공증이란?	34
4.1.2. 실험방법	36
4.1.2.1. 실험동물 선정	36
4.1.2.2. 골다공증 유발	36
4.1.2.3. 실험장치 구성 및 레이저 조사	36
4.1.2.4. 생체 내 미세단층촬영	37
4.1.2.5. 구조적 파라미터 및 vBMD	37
4.1.2.6. 통계처리	38
4.1.3. 실험결과	39
4.1.4. 결론	42
제 5 장 결론	
참고문헌	47
ABSTRACT	54

그림 차례

그림 1.1. 다양한 광원의 전자기 스펙트럼·····	9
그림 1.2. Arndt-Schulz 법칙·····	15
그림 2.1. 레이저 및 수기 자극에 대한 경락전위측정을 위한 실험구성·····	17
그림 2.2. 비 침습형 생체자극 레이저 시스템·····	18
그림 2.3. 접지 및 자극패턴에 따른 레이저 자극에 대한 경락전위·····	20
(a) 1Hz 자극에 대한 전위변화	
(b) 연속자극에 대한 전위변화	
그림 2.4. 모두 비접지시 전위변화·····	21
그림 2.5. 피시술자 접지 시 전위변화·····	22
그림 2.6. 시술자 접지 시 전위변화·····	22
그림 2.7. 모두 접지 시 전위변화·····	23
그림 2.8. 접지조건에 따른 절연자극에 대한 전위변화·····	24
그림 2.9. 자극방식에 따른 평균 경락전위 비교·····	25
그림 2.10. 침술과정에 대한 시술자 및 피시술자간의 등가모델·····	26
그림 2.11. Phenomena of incident light at the boundary surface between two different material·····	28
그림 3.1. 침습형 레이저 침 시스템(Invasive Laser Probe System) 구성도·····	30
그림 3.2. 침습형 레이저 침 시스템·····	30
그림 3.3. 단 채널 레이저 침(Single Channel Laser Probe)·····	32
(a) 단일 채널 레이저 침 제작 과정	
(b) 전통 침(左)과 레이저 침(右)비교	
그림 3.4. 다 채널 레이저 침(Multi Channel Laser Probe)·····	33
(a) 다 채널 레이저 침 제작 과정	
(b) 전통 침(左)과 다 채널 레이저 침(右)비교	

그림 3.5. 최소 침습형 레이저 칩(Minimal Invasive Laser Probe).....	33
(a) 단 채널 레이저 칩(Single Channel Laser Probe)	
(b) 8 채널 레이저 칩(8 Channel Laser Probe)	
그림 4.1. 뼈의 골다공증 경과 진행 모식도.....	35
그림 4.2. 무부하 환경에서 해면골의 구조 변화.....	35
그림 4.3. 공동신경절제술 과정.....	36
그림 4.4. 골다공증 치료를 위한 레이저 칩 시스템 구성도.....	37
그림 4.5. 골다공증과 관련된 파라미터.....	38
그림 4.6. 골다공증 유발 여부를 확인하기 위한 구조적 파라미터 및 vBMD 변화율.....	40
그림 4.7. 구조적 변화.....	41
그림 4.8. 해면골의 구조적 파라미터 변화.....	41
그림 4.9. 피질골의 구조적 파라미터 변화.....	42

표 차례

표 1.1. 레이저 매질의 주요 파장과 응용.....	8
표 1.2. 조사시간과 조사용량 대조표.....	14
표 1.3. 레이저의 종류와 적용증에 따른 조사량.....	16
표 2.1. 자극방식에 대한 평균 경락전위 비교.....	25
표 3.1 STS 304 와 STS 316의 화학적 구성(%).....	31

국 문 요 약

최소 침습형 다 채널 레이저 침 시스템 개발 및 응용

동양의학의 대표적인 치료법인 침은 2천년 이상 중국과 한국 등 동양에서 기능성 질환과 급/만성적인 통증을 비롯한 다양한 질환들의 중요한 치료법으로 이용되어 왔다. 하지만, 기본 원리인 '경락(經絡)'과 '기(氣)' 등이 해부학, 생물학, 생리학 등으로 설명되지 않아 침 치료에 대한 많은 임상실험 결과가 있음에도 불구하고 서양의학에서는 인정받지 못하여왔다. 하지만 최근 미국 국립보건원(National Institute of Health: NIH)에서 침 치료의 효과를 공식적으로 인정하고, 영국의 과학전문지 'Nature'도 '침이 파킨슨병을 개선하는 효과가 있을 수 있다'며 침의 효능을 일정부분 인정하면서 침이 더 이상 동양의 신비한 의술이 아니라, 전 세계 의료계의 직접적인 질병의 치료 또는 보완대체 치료의 중요한 분야로 자리 잡게 되었다. 침 치료가 널리 사용됨에 따라 전통적인 침 치료가 익숙하지 않거나 거부감을 느끼는 환자들을 위해서 통증을 느끼지 않고 시술 받을 수 있는 전기, 자기장, 적외선, 레이저, 초음파 등을 이용한 전기침, 자기장(또는 자석)침, 적외선 침, 레이저 침, 초음파 침 등이 전통적인 침술의 보조 및 대체 수단으로 사용되어 왔다. 특히, 레이저 침은 needle을 사용하는 전통적인 침과 같이 경혈(acupuncture point)을 자극하여 통증이나, 근육의 긴장, 오심(nausea) 그리고 불안까지 치료하는데 도움이 되어 침 치료와 서로 상호보완적으로 사용되어 왔다.

본 연구에서는 비 침습적 레이저 침의 치료효과를 알아보기 위한 선행 연구로 레이저 자극과 수지자극에 대한 경락 전기반응 특성을 비교해 보았다. 그 결과 레이저 자극에 대한 전위는 접지여부 및 연속/불연속 자극에 관계없이 자극전과 자극후의 전위패턴에서 즉각적인 유의한 전기반응이 나타나지 않았다. 이는 레이저 자극이 경락의 전기반응에 영향을 주기 어렵다는 것을 시사한다. 경락의 전기반응에 변화를 줄 수 없다는 것은 경락에 유효한 반응을 유도할 수 없으며 수기자극과 같은 침술효과를 기대하기 어렵다는 것을 말해준다. 이처럼 비 침습형 레이저 침

은 피부 조직에서 광학적 특성(흡수, 반사, 산란 등)으로 인하여 환부까지 치료에 필요한 충분한 양의 에너지를 전달하기가 어렵고, 경락의 전기 반응을 유도하기도 어려워 수기자극과 같은 복합적인 자극을 유도할 수 없는 문제점이 있었다. 이에 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 전통 침과 같이 동시에 여러 군데의 환부에 직접 자극을 가할 수 있고, 레이저를 환부에 직접 조사하여 광화학적 효과뿐만 아니라 뜸과 같은 온열 효과도 낼 수 있는 최소 침습형 다채널 레이저 침 시스템을 개발하였다. 다음으로 이 시스템의 치료효과를 알아보기 위하여 골다공증 치료에 이 시스템을 적용하여 그 효과를 검증해 보았다. 실험 결과, LASER군과 SHAM군을 비교를 통해 해면골의 vBMD 감소가 유의하게 억제됨을 확인하였다. 이는 레이저 자극이 골다공증으로 인한 무기질(mineral) 손실을 억제할 수 있음을 나타낸다. 다음으로 LASER군의 BV/TV, Tb.Th, Tb.N의 감소가 SHAM군에 비하여 유의하게 억제되었다. 이는 LASER군의 해면골 양적, 질적 구조를 유지 시켜줄 수 있음을 나타낸다. 또한, 피질골의 MMI와 Cs.Th역시 LASER군이 SHAM군에 비하여 유의하게 크다는 것을 확인할 수 있었다. 이는 LASER군의 피질골의 구조적 손실과 기계적 강도의 약화되는 것을 방지할 수 있다는 것을 나타낸다. 이와 같이 레이저 자극은 골다공증으로 인한 해면골과 피질골의 구조적 약화와 기계적 강도의 약화를 방지할 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

핵심되는 말 : 전위(Potentials), 축전용량(Capacitance), 침(needle), 레이저 침(Laser needle), 경혈(Acupuncture Point), 골다공증(osteoporosis)

서 론

침 치료는 2천년 이상 기능성 질환과 급/만성적인 통증을 비롯한 다양한 질환에 사용되고 있는 동양의학의 대표적인 치료법이다[1]. 지난 30년 동안 침 치료는 유럽과 미국에서 확고하게 자리를 잡았다. 자연적이고 조화로운 삶에 대한 욕구가 증가함에 따라서, 환자들은 침 치료를 효과적인 비약물 치료법으로 받아들이고 있다. 특히 만성통증의 경우 장기간 약물치료에 따르는 부작용이 없다는 점에서 침 치료의 뛰어난 만족도가 입증되었다. 1998년 서양의학에서 공식적으로 침 치료를 인정하는 커다란 발전이 있었다. 미국 국립보건원(National Institute of Health: NIH)의 Consensus Conference에서 수술 후 오심과 구토, 화학요법에 동반되는 오심과 구토, 수술 후 치통에 효과적이라는 사실이 입증되었다[2]. 또한, 침 치료가 부작용이 드물고 전통적인 치료법과 비교해서 훨씬 매력적이라고 평가하였다[3]. 현재 전기, 자기장, 적외선, 레이저, 초음파 등을 이용한 전기 침, 자기장(또는 자석)침, 적외선 침, 레이저 침, 초음파 침 등이 needle를 이용한 전통적인 침 치료의 보조 및 대체 수단으로 사용되고 있다. 특히, 레이저 침은 needle을 사용하는 전통적인 침과 같이 경혈(acupuncture point)을 자극하여 통증이나, 근육의 긴장, 오심(nausea) 그리고 불안까지 치료하는데 도움이 되어 침 치료와 서로 상호보완적으로 널리 사용되고 있다. 하지만 이러한 비 침습적인 레이저 침의 경우, 조사된 빛이 광학적 특성으로 인하여 산란, 흡수, 반사되어 최종적으로 환부에 도달하는 에너지가 치료에 필요한 만큼 충분하지 않고, 환부에 정확히 조준하여 조사하기 어려워 침습적인 시술효과를 기대할 수 없는 문제점이 있었다. 이에 본 연구에서는 이러한 비 침습적 레이저 침의 문제점을 개선하여 바늘 침(needle acupuncture)과 같은 자극 효과를 줄 수 있고, 여러 경혈을 자극할 수 있으며, 원하는 환부까지 에너지를 집중시켜 전달함으로써 레이저 침의 시술 효과를 높일 수 있는 최소 침습형 다채널 레이저 침 시스템을 개발하고자 한다. 이를 위하여, 먼저 환자의 통증을 최소화하기 위해서 침과 같은 재질과 크기를 갖는 미세침(fine needle)에 구멍을 뚫어 광섬유를 삽입하여 레이저 빛이 환부에 직접 조사 될 수 있는 최소 침습형 레이저 침을 제작할 것이다. 다음으로 전통적인 침술과 같이 여러 부위에 동시에 침 시술을 할 수 있는 다채널 레이저 침을 제작하여

최소 침습적인 방법으로 레이저에 의한 광 자극과 온열자극 및 침 자극을 동시에 줄 수 있는 최소 침습형 다채널 레이저 침 시스템을 개발할 것이다. 마지막으로 이 시스템을 임상실험에 적용하여 치료효과를 검증해 보고자 한다. 이를 위하여 레이저가 뼈의 재생에 긍정적인 영향을 미칠 수 있다는 연구결과를 바탕으로 환부에 직접 레이저를 조사할 수 있는 최소 침습형 레이저 침을 이용하여 레이저 침이 골다공증 치료에 미치는 효과에 대하여 알아볼 것이다.

제 1 장 이론적 배경

1.1 침구 치료의 원리 및 효과

침구의 효과는 물리적 작용과 화학적 작용으로 대별할 수 있다. 물리적 작용으로는 기계적 자극과, 전기적 자극이 있고, 화학적 작용으로는 시술부의 변질, 혈액의 변화, 호르몬의 분비, 혈청중 물질의 변화, 약물의 발생, 해독작용, 장기의 생리 작용의 변화 등을 들 수 있다. 먼저, 물리적 작용으로서의 기계적 작용은 시술부의 신경 말단부에 자극을 주는 경우 중추신경이 자극되어 각종 운동 또는 반사작용을 일으키게 된다. 이러한 운동과 반작용은 근육은 물론 내장과 각종 운동 또는 반사작용을 일으키게 된다. 이러한 운동과 반작용은 근육과 내장은 물론 기타 장기에 영향을 미치며, 각 분비선, 혈관 등에도 작용을 한다. 예를 들어 소화기관에 자극을 주면, 음식물의 소화, 흡수, 연동, 배설 등을 왕성하게하고 소화액의 분비를 적당히 조절하여 병적인 염증부위에 대하여 재생, 보강, 건축, 소염작용 등을 하게 된다. 특히 시술부의 세포가 파괴되고 자극에 의하여 세포의 분열증식이 왕성해짐으로써 성장기의 어린이와 같은 성장현상을 보게 된다. 다음으로, 침구의 물리적 작용으로서 또 하나의 작용은 전기 작용이다. 근육에는 항상 평류전기가 흐르고 있다. 근육에 상처를 주면 이 상처를 입은 부위의 전압이 저하된다. 따라서 주위의 높은 전압이 이 상처로 흘러 들어오며, 동시에 그 전류작용에 의하여 혈액, 임파, 기타 질병을 치유하는데 필요한 물질이 모아진다. 또, 근육에 침을 꽂으면, 금속인 침은 양이온을 발생하여 양전기로 되며, 근육에는 음이온이 발생하여 음전기로 된다. 그러므로 침과 근육 사이에는 전류가 발생하여 질환을 치료하는 방향으로 이끌어간다. 근래에는 전기생리학의 발달로 인체의 세포가 전기적으로 활동하고 있는 것이 판명되었다. 이것을 세포의 전기활성이라고 하며, 이 전기활성이 왕성할 때에는 건강하나, 이와 반대로 전기적 활성이 연약하여 활발하지 못할 때에는 질병을 일으키게 된다. 또 피부 안쪽에는 항상 일정한 전기가 흘러 인체를 보호하는데 이것을 분극이라고 한다. 만일 내장에 이상이 생기면 이상부위의 교감신경이 흥분되어 내장에 반응

작용을 일으키게 된다. 약한 전기(12볼트 - 24볼트)를 이상부위에 통전시키면 전기가 체내에 흘러들어와 신체 전류에 변화를 일으키게 된다. 이러한 변화는 자율신경측정기(노이로미터)의 측정에 의해서도 알 수 있다. 마지막으로 침구는 치료부위에 화학적 작용을 일으켜 변화를 주고, 유리 아미노산, 코티존, 포도당, 칼슘 등과 같은 물질을 체내에 발생케 한다. 침구가 스스로 이상의 물질을 생성하는 것이 아니라 치료부위 조직에 변화를 주어 이상의 물질을 발생하도록 하는 것이다. 한의학적인 측면에서 침 치료는 경락학설을 통해 설명할 수 있다. 경락학설은 한의학의 중심으로 인체를 하나의 유기체로 보는 정체관념(整體觀念)의 초석이라 할 수 있다. 이 학설에 근거하여 오장육부와 오관(五官), 오체(五體) 등의 관계를 해석할 수 있으며, 내외표리(內外表裏)의 하나같은 연결을 설명할 수 있다. 한의학의 원전인 “황제내경(黃帝內經)”에서는 한약보다 경락의 경기(經氣)를 조절하는 침구치료를 우선적으로 권장하고 있다. 그 침구치료 원리는 침 자극이 인체의 저하된 기능 상태에서부터 각성상태, 응급상태, 국부적 쇼크 상태로 만들어줌으로써 인체의 전반적 생리기능이 새로운 평형을 이룰 수 있도록 도와준다는 것이다. 경락계통에 대하여 한의학 원전에서는 혈위에 해당하는 부위와 경락의 순행 통로만 알려졌을 뿐 확실히 어떤 물질구조로 되어 있는지는 밝히지 않고 있다. 그러나 인체의 주축을 이루는 오장육부와 인체의 각개 부위는 이러한 통로에 의해 서로 연결되어 있으며, 이 통로를 통해 영양물질과 에너지, 정보교환을 진행한다는 것이다. 한의학에서는 이러한 작용들을 보이지 않는 경기(經氣)의 작용으로 통합적으로 논하고 있다. 즉, 생체 에너지의 흐름을 강조한 것이라 할 수 있다[4].

서양 의학에서도 1998년 서양의학에서 공식적으로 침 치료를 인정하는 커다란 발전이 있었다. 미국 국립보건원(National Institute of Health: NIH)의 Consensus Conference에서 수술 후 오심과 구토, 화학요법에 동반되는 오심과 구토, 수술 후 치통에 효과적이라는 사실이 입증되었다[2]. 또한, 침 치료가 중독성 질환, 월경통, 두통, 섬유근육통(fibromyalgia), 요통, 손목굴증후군(carpal tunnel syndrome), 기관지천식, 중풍 후의 보완대체 치료로서 효과가 있는 것으로 평가되었다. 이 회의를 통해서 침 치료가 부작용이 드물고, 전통적인 치료법과 비교해서 훨씬 매력적이라고 평가되었다[3]. 이 외에도 경혈과 진통의 기전을 다룬 200편 이상의 과학문헌들이 존재

한다. 특히 Pomeranz 와 Chiu[5], Mayer 등[6]의 연구들이 신경생리학적 연구를 기반으로 β -endorphin의 증거와 관련된 침의 진통효과에 대한 성과[7]를 발표하면서 이 분야를 주도하고 있다. 그리고 침의 진통효과에 대한 신경생리학적 기전을 연구한 연구 성과들의 지식체계 수준을 분석한 체계적 종설(systematic overview)도 Irnich와 Beyer[8]에 의해서 발표되었다. 그 동안, 침의 진통효과와 뇌척수신경계에서 분비되는 endorphin가 상관관계가 있다는 가설이 수많은 동물실험을 통해서 입증되었다. 침의 진통효과가 마약길항제(opiate antagonist)에 의해서 차단된다는 사실은 침의 진통효과의 전달에서 신경계가 중요한 작용을 한다는 것을 강력하게 시사한다. 이와 같은 과학적인 연구 성과들은 주로 동물실험을 통하여 얻어지고 있으며, 이는 연구의 객관성을 뒷받침해주고 있다[9].

1.2 레이저 침 치료의 연구동향

빛을 이용하여 질병을 치료하고 건강의 증진을 도모하는 광치료(phototherapy)는 전 세계적으로 행해져 온 아주 오래된 치료법 중 하나이다. 그러나 그 원리의 규명은 최근에서야 이루어지고 있으며, 최초의 과학적 계기로 받아들여지는 연구는 1903년 노벨생리의학상을 수상한 덴마크의 핀센(N. Finsen)에 의해서 이루어졌다. 결핵성 피부염의 일종인 심상성 낭창(lupus vulgaris)의 붉은색 광선 치료 효과에 관한 그의 연구는 '광선치료법(light therapy)'이라는 새로운 분야를 열게 하였으며, 그를 현대 광치료의 창시자로 만들었다. 현재 광 치료법은 여러 가지 종류의 질병 치료에 사용되고 있으며, 광 치료에 사용되는 광원도 다양해지고 있다. 이 중 대표적인 광원인 레이저는 치료뿐만 아니라 진단이나 수술 같은 의학적 목적으로 널리 사용되고 있다. 그러나 통신, 광학에서 응용되는 것과는 달리 레이저 광이 생물체, 특히 인체에 미치는 영향과 그 기작에 대해서는 여러 가지 가설이 제시되고 있으나 모두가 동의하는 설은 없는 실정이다. 따라서 임상에 적용된 광 치료의 영향에 대해서도 많은 연구가 진행되고 있다. 최근 20년 동안 한의학적 치료법으로 사용되고 있는 저출력

레이저 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 2000개 이상의 연구가 발표되었다[10]. 이 중 비 침습적인 레이저 침은 실험적으로 그 유효성을 인정받아 신 치료법으로 자리매김하고 있다[11,12]. 그러나 ILIB(Intravascular Laser Irradiation of Blood)처럼 레이저 침을 혈관 내에 삽입하여 레이저 광을 혈액에 직접 조사하는 방법은, 1990년대 이후부터 많은 논문들이 발표되고 있음에도 불구하고 현재까지 그 유효성에 대하여 논의가 진행되고 있다[13]. 본 연구는 침습형 레이저 침이 비 침습형 레이저 침보다 더 유의한 효과를 낼 수 있다는 근거를 마련해 줄 수 있을 것으로 사료된다.

1.3 레이저의 치료 기전

레이저의 치료 기전은 세포와 조직의 광화학적(photochemical), 광생물학적(photobiological)효과에 의한 것이다. 생체에 레이저 광선을 조사하면, 조직에서 소량의 singlet oxygen이 발생하는 것으로 알려졌다[14]. 이스라엘의 Rochkind와 Lubart는 NMR(Nuclear Magnetic Resonance)를 이용한 실험을 통해서 이를 입증하였다[15]. Singlet oxygen은 활성산소의 일종으로 세포에서 에너지의 저장 기능을 수행하는 ATP(adenosine triphosphate)의 형성에 영향을 주는 자유기(free radical)의 하나이다[16,17]. 또한 레이저는 세포 안에서의 칼슘 이온 균형에도 영향을 미치는 것으로 확인되었다[18]. Karu 등은 레이저 광선이 대사 과정 중에서 산화 과정에 영향을 미친다는 것을 입증하였다[19]. Karu는 호흡사슬(respiratory chain)의 구성 요소 중 하나인 'cytochrome a/a3'이 중요한 광수용체(photoreceptor)라고 하였다. 이 외에도 레이저의 다양한 작용에 대한 연구가 발표되었다. 이를 나열해 보면, 레이저는 세포의 대사를 증진시키고, 섬유모세포(fibroblast)의 콜라겐 합성을 증진시키며[20], 신경 세포의 활동전위를 증가시킨다[21]. 세포핵에서 DNA와 RNA의 생성을 자극하며[22],

면역계에서 국소반응(local effect)을 증가시킨다[23]. 성장인자(growth factor)는 유리(release)를 통해 모세혈관의 새로운 형성을 증가시킨다[24]. 또한, 백혈구의 활동을 증가시키며[25], 섬유모세포가 근육모세포(myoblast)로 전환되는 것을 촉진시킨다[26].

1.4 레이저 치료에 영향을 주는 파라미터

레이저치료에서 특히 다음의 파라미터(parameter)들이 치료 결과에 중대한 영향을 끼친다. 치료에 영향을 주는 파라미터는 레이저의 파장(wavelength), 조사량(dosage), 출력밀도(power density), 레이저 기기의 작동 방법, 펄스주파수(pulse frequency), 침투 깊이(depth of penetration), 치료의 방법론(treatment methodology), 그리고 총 치료 횟수와 치료 빈도이다[27].

1.4.1 레이저의 종류와 파장

레이저의 특징 중에 하나인 단일파장(mono-chromatic) 성질에 기인하여 레이저 빛을 구성하는 광자(photon)는 하나의 파장으로 기술 될 수 있다고 알려져 있다. 예를 들면, 저출력 레이저로 많이 사용되는 He-Ne 레이저에서 방출되는 광자의 파장은 붉은 색인 632.8 nm이다. 그러나 매질이 He-Ne이라고 해서 반드시 632.8 nm의 빛만 나오는 것은 아니다. 세기가 상대적으로 작지만 $1.15\mu\text{m}$ 나 $3.00\mu\text{m}$ 등 다수의 파장을 가질 수 있다. 이 레이저뿐만 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 1.1은 의료분야에서 많이 사용되는 레이저 매질과 주요 파장대, 주 적용분야를 나타낸 것이다. 표에서 pulse는 펄스 파를, CW(continuous wave)는 연속파를 의미한다[13].

표 1.1. 레이저 매질의 주요 파장과 응용.

medium	state	main wavelength(nm)	pulse/cw	main application
He-Ne	gas	633	cw	biostimulation
CO ₂		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

본 연구에서는 광원으로 Diode Laser 660nm(ML101J27, THORLABS INC.)를 선택하였다. 그 이유는 저출력 레이저를 이용하면, 고출력 레이저 광 보다는 훨씬 온유하고 안전하며, 경제적인 광선요법을 구현할 수 있기 때문이다. 그림 1.1은 다양한 광원의 전자기 스펙트럼을 나타낸 것이다. 레이저는 파장 스펙트럼에 따라서 피부와 각종 조직에서의 흡수량이 달라지며, optical window 범위인 550 - 1100 nm의 범위에 있을 때, 물이나 혈액(헤모글로빈), 피부의 멜라닌 색소에서 흡수되는 광선의 손실을 최소화시킬 수 있다. 레이저 침의 목표는 피부아래 조직에 일정 깊이를 들어가서 위치한 경혈이다. 따라서 손실을 최소화하는 파장을 사용해야, 원하는 깊이의 경혈까지 에너지를 전달해서 자극 효과를 거둘 수 있다. 마지막으로 인체의 치료효과가 가장 큰 대역이 620 - 660nm 이다. 이대역의 파장이 가장 붉게 보이며, 인체에 미치는 에너지도 가장 크다. 그 원리를 살펴보면, 이대역의 파장들은 산소를 운반하는 헤모글로빈 구조나 생체에너지 APT를 만들어내는 Cytochrome(사이토크롬) 효소분자 등과 같이 십자형 구조를 가진 분자에 흡수되어 불안한 전자에너지를 충전시켜 활발하고, 안정된 전자를 유발함으로써 생화학반응을 촉진시킨다. 따라서 생체구성물질의 활성화

및 면역계를 자극해서 신진대사를 원활하게 하고, 면역력을 높이는 탁월한 효과가 있다[27]. 이러한 이유로 본 연구에서는 광원으로 660 nm의 저출력 다이오드 레이저를 선택하였다.

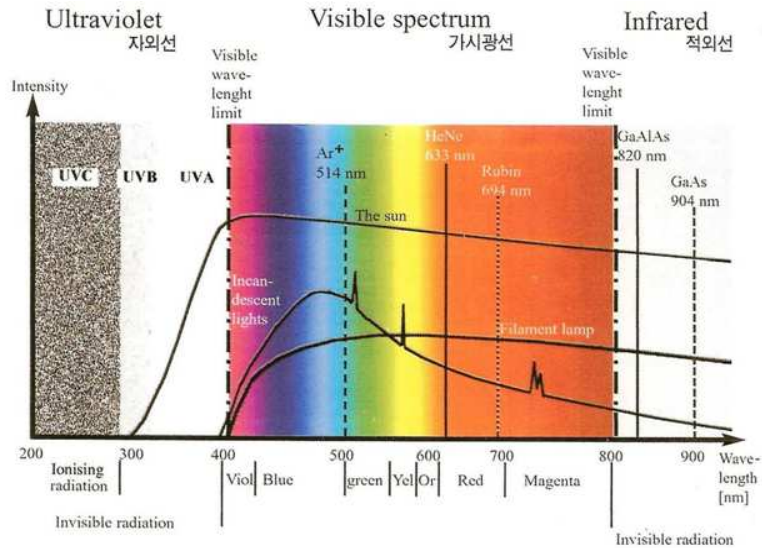


그림 1.1. 다양한 광원의 전자기 스펙트럼

1.4.2 레이저 광선의 특징

본 실험에 사용된 660nm 레이저는 퍼지는 형태(divergent)로 조사되므로 레이저 앞단에 시준렌즈(collimating lens)를 사용하여 시준(collimated)시킨 후 대물렌즈(object lens)을 통해 빛의 초점을 맞춘(focused) 후 광섬유(optic fiber)에 연결시켰다.

1.4.3 레이저의 파장과 에너지

빛의 파장과 그 빛(광자)이 가지는 에너지는 반비례 관계가 있으며, 파장이 길수록 그 빛의 에너지는 작아진다. 일단 빛의 파장을 알면 다음과 같은 식(1-1)을 이용하여 간단하게 그 빛의 에너지를 계산할 수 있다.

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

여기서 에너지의 단위는 eV($1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$)이고, 파장의 단위는 nm 이다. 예를 들어 632.8 nm의 파장을 가지는 빛의 에너지는 위의 식에 따르면 1.96 eV(전자볼트)이고, 1000 nm 파장의 빛은 1.26 eV라는 에너지를 가지게 된다[13]. 광선 치료에 많이 사용되는 빛의 영역을 Therapeutic window라고 하며, 일반적으로 600 - 1500 nm 의 파장대를 의미한다. 식(1-1)에 의하여 환산하여 보면 광선 치료에 사용되는 빛의 에너지는 약 0.8 - 2.1 eV이다. 본 실험에 사용된 레이저는 660 nm의 파장을 가지는 다이오드 레이저로 식(1-1)을 이용하여 계산해 보면 1.88 eV라는 에너지를 가지게 된다.

1.4.4 레이저의 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 106개라는 점을 고려하면, 레이저 빛(광자)들을 직접 헤아릴 수 없다. 따라서 생물 광자처럼 빛이 극히 미약한 예외적인 경우를 제외하고는, 대부분의 경우 광자 숫자 대신 열량계(calorimeter)등의 측정 기구를 사용하여 1초당 레이저에서 나오는 빛이 갖는 총에너지를 구한다. 이를 식으로 나타내면,

$$\text{총 에너지} = \text{하나의 광자가 가지는 에너지} \times \text{총 광자의 수} \quad (1-2)$$

식(1-2)와 같다. 식(1-2)에 의하면 같은 파장을 가지는 빛이라도 그 광자의 숫자가 많으면 총에너지가 증가하며, 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(1-1)에서 논의 된 파장에 따라 다른 반응이 일어나듯, 빛의 밀도에 따라서 다른 반응이 일어날 수 있다. 파장을 알고 있는 레이저 광선의 총 에너지를 측정하면 식(1-1)과 식(1-2)에 의해 광자의 개수를 계산할 수 있다. 본 연구에서 사용된 다이오드 레이저는 최대 출력이 130 mW로 실험에서는 10 mW로 파워를 조절하여 사용하였다. 1 초 동안 방출되는 빛의 개수를 식(1-2)로 구해보면 대략 3.2×10^{16} 개가 된다. 식(1-2)

에 의하면 같은 총 에너지를 생체에 조사하여도 그 방법에 따라서 다른 개수의 광자를 보낼 수 있기 때문에, 이 개념은 실제 실험에 있어서 아주 중요하게 적용한다. 예를 들어 파장이 짧은 빛은 상대적으로 긴 파장의 빛 보다 에너지가 높으므로 적은 숫자의 빛으로도 같은 에너지를 조사시킬 수 있다. 이런 이유로 다른 파장대의 빛을 이용한 실험들 간의 비교를 위해서는 빛의 세기(intensity)를 논문에 언급하여야 하며, 많은 경우 세기에 생체가 선형적으로 반응하지 않으므로 실험 목적에 맞는 영역의 세기를 선택하여야 한다[13].

1.4.5 출력(output power)

일반적으로 레이저 출력을 나타내는 파워는 에너지의 흐름을 말하며, 와트(W)나 '줄(J)/second'로 표시한다. 강한 레이저는 높은 출력을 내며, 약한 레이저는 낮은 출력을 낸다. 파워는 단위 시간당 에너지를 뜻하며, 식으로는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{출력(power)} = \text{에너지(J)} \times \text{시간(s)} \quad (1-3)$$

이 식에 따르면 파워를 높이기 위해서는 에너지를 높이든지, 에너지가 낮더라도 시간을 짧게 하면 된다. 전자의 대표적인 경우가 연속(CW, continuous wave) 레이저인 CO₂ 레이저이고, 후자의 대표적인 예는 펄스(pulse)레이저 이다. 보통 펄스 레이저의 펄스 에너지는 실제로 미미하지만, 그 펄스의 지속시간(duration time)은 매우 짧아, 식(1-3)에 따라 파워의 최대치는 수 십 kW가 된다. 예를 들어, 337.1 nm 파장의 빛을 지속시간 4 ns 이고, 에너지는 대략 300 μJ 인 펄스 형태로 초당 30번(30 Hz) 방출하는, 질소 레이저를 고려해 보자. 펄스 하나의 파워를 식(1-3)에 의해 계산하면 대략 75 kW가 되나, 일초 동안 시료에 전달하는 에너지는 300 μJ × 30/S = 9 mW 이다. 이를 평균 파워라고 한다. 부분적으로 이런 이유에서 고출력(high power) 펄스 레이저를 사용할 경우에는 국부적으로 조직에 손상이 있을 수 있다. 위의 식(1-3)에 의하면 펄스 레이저를 이용한 실험을 할 경우는, 반드시 최대 출력(peak power), 조사시간,

그리고 초당 펄스 횟수(frequency)에 대한 설명이 있어야 레이저에서 방출되는 총 에너지를 계산할 수 있어 다른 실험 결과와 비교할 수 있다[13]. 따라서 레이저를 사용하여 실험을 할 때는 레이저의 종류와 파장, 레이저의 출력(펄스 레이저의 경우에는 평균출력과 최대출력), 조사시간, 초당 펄스 횟수를 알아야 한다. 만약 사용하는 레이저의 출력을 모른다면, 의사가 투여하고 있는 약의 용량을 모르는 것과 같다. 따라서 치료를 위해서는 자신이 사용하는 레이저 치료기의 종류와 파장 대를 잘 알아야 하며, 환자에게 정확한 용량을 조사하기 위해서, 기기의 출력 또한 알아야 한다[27].

1.4.6 probe에서의 출력 밀도(power density)

출력밀도(power density)는 빛의 세기(intensity)와 비슷한 개념으로, '빛의 강도(強度)'를 말하며, 보통 'mW/cm²'나 'W/cm²'로 표시된다. 넓은 범위에 광선을 퍼뜨려 조사할 경우에 빛의 강도는 낮아지게 된다. 생체 자극 효과는 세포막과 조직에 여러 물질을 수송하는 국소적인 효과에 영향을 받으므로, 조사 용량이 크더라도 출력밀도가 지나치게 낮아서는 안 된다. 지나치게 낮은 출력은 조사시간을 오래 유지시킨다고 해서 완전히 보충되지 않는다. 또한 국소 부분의 피부나 점막에 레이저를 계속 조사할 경우, 조사 용량이 일부분에만 지나치게 높아질 수가 있으므로, 한 포인트에 계속 조사할 때는 치료시간을 너무 길게 해서는 안 된다. 출력밀도(I)는 다음과 같은 공식을 통해 계산된다.

$$I = \frac{A}{P} [W/cm^2] \quad (1-4)$$

이 식(1-4)를 통해서, 레이저로부터 나오는 출력(P)이 일정할 경우, 출력밀도(I)는 조사되는 면적(A)에 반비례한다는 것을 알 수 있다. 그러나 실제 상황에서의 출력 밀도는 레이저가 조사된 표면에 일정하지 않으며, probe를 피부에 접촉시키더라도 표면에 대해서 2차원적으로 퍼지며, 조직 안으로는 3차원적으로 퍼지게 된다[27].

1.4.7 조사량(dose)

에너지밀도(energy density)는 조사량(dose)이나 플루언스(flueunce: 면적당 통과하는 입자수 또는 에너지 양)와 동일한 개념으로 조직의 표면에서 흡수되는 에너지의 양을 말한다. 에너지의 양은 줄(joule: J)이나 칼로리(cal)로 표기하는데, 일반적으로 줄(J)을 사용한다. 줄(J)은 와트(W)×시간(초)과 같으며, 줄여서 Ws(watt-second)라고 읽기도 한다. 출력밀도(power density)나 에너지밀도의 차이는 단지 '시간'에 있다. 앞에서 말했듯이, 출력밀도는 '와트(W)/cm²×시간'으로 계산되며, '줄(J)/cm²'과 같다. 조사량 D는 '제곱센티미터(cm²)당 줄(J)'을 말하며, 'J/cm²'이라고 표기한다.

$$\text{조사용량 공식} : D = \frac{P \times t}{A} [J/cm^2] \quad (1-5)$$

식(1-5)에서 'P'는 레이저의 출력을 W(와트)로 표시한 값이고, 't'는 치료 시간을 초로 표시한 값이며, 'A'는 레이저를 조사한 면적을 cm²로 표시한 값이다. 일반적으로, 용량(Dose)이란 조직의 표면에 조사되는 에너지의 양이다. 이것은 조사시간에 세기를 곱한 것이며, 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$D = I \times t [J/cm^2] \quad I = \frac{P}{A} [W/cm^2] \quad (1-6)$$

위의 식(1-6)에서 만약 세기(I)가 일정하다면, 조사 용량은 치료시간 't'에 비례하게 된다. 또한, 조사 시간을 일정하게 하고 세기를 증가시키면, 조사 용량도 이에 비례해서 증가하게 된다. 조사량 D는 다음과 같이 계산할 수도 있다.

$$D = \frac{P \times t}{A} = \frac{E}{A} [J/cm^2] \quad (1-7)$$

'P'는 레이저의 출력(W)이며, 't'는 치료 시간(초), 'E'는 에너지, 그리고 'A'는 치료

면적(cm^2)이다. 레이저가 펄스 레이저인 경우에는 평균 출력(W)을 사용한다. 'P × t'는 일정한 시간(t) 동안의 출력(P)으로 생산되는 에너지(E)이다[27].

펄스모드 레이저는 '출력' 대신에 '평균출력'을 사용한다. 조사량은 치료에 있어서 가장 중요한 요소이다. 때문에 조직이나 세포에 영향을 주는 단위 면적당 에너지 양을 참고하여 조사 용량을 결정해야 한다. 조사량과 치료 간격은 아주 구체적으로 정확히 결정해야 한다. 이는 다양한 레이저의 파장에 따라 조사량이 각각 달라질 수 있으며, 그밖에 다른 조건들 또한 고려해야 하기 때문이다. 출력과 시간에 따라서 간단하게 조사량(J/cm^2)을 계산할 수 있도록 표 1.2와 같이 만들었다[27].

표 1.2. 조사시간과 조사용량 대조표

조사시간	레이저의 출력					
	10 mW	30 mW	60 mW	100 mW	120 mW	130 mW
1 초	0.01 J	0.03 J	0.06 J	0.1 J	0.12 J	0.13 J
3 초	0.03 J	0.09 J	0.18 J	0.3 J	0.36 J	0.39 J
10 초	0.1 J	0.3 J	0.6 J	1 J	1.2 J	1.3 J
30 초	0.3 J	0.9 J	1.8 J	3 J	3.6 J	3.9 J
60 초	0.6 J	1.8 J	3.6 J	6 J	7.2 J	7.8 J
180 초	1.8 J	5.4 J	10.8 J	18 J	21.6 J	23.4 J
300 초	3 J	9 J	18 J	30 J	36 J	39 J
600 초	6 J	18 J	36 J	60 J	72 J	78 J

* 피부 면적 1 cm^2 를 기준으로 노출시간에 따른 조사량을 선정한 값

1.4.8 레이저 조사량의 범위

생체자극 효과는 0.001 J/cm^2 에서 10 J/cm^2 에 이르기까지 다양한 범위의 조사량에서 일어난다고 보고되고 있다. 사실 “조사량을 얼마로 결정할 것인가?”라는 물음에 대한 답은 매우 복잡하다. 그것은 파장과 출력밀도, 조직의 종류, 조직의 상태, 질병이 만성이나 또는 급성이나, 피부의 색깔, 치료 기법 등의 많은 변수가 작용하고 있기 때문이다. 게다가 레이저치료는 뚜렷한 적정 치료 영역(therapeutic dose window;

치료에 가장 적절한 범위의 투여량을 말한다.)을 가지고 있기 때문에 레이저의 조사량이 너무 적으면 치료 효과가 없거나 약하다. 만약 조사량이 많아서 적당한 범위를 넘으면 역시 치료 효과가 약해지거나 생체반응 효과가 없어져 버린다. 또한 조사량이 범위를 넘어서 매우 커지게 되면, 생체억제 효과가 일어나게 된다. 이와 같은 사실은 상처의 회복이나 모발 성장을 통한 연구에서 명백하게 입증되었다. 열린 상처(open wound)와 같은 “naked cell”에 조사를 할 경우에는 피부 위로 조사하는 것에 비해서 조사량을 낮추어야 한다. 조사량과 치료의 간격(treatment interval)은 조직의 상태가 급성인지 만성인지에 따라서 달라지며, 단지 통증을 다스릴 것인지, 아니면 보다 장기적인 치료 효과를 위해 사용할 것인지에 따라서 달라진다. 따라서 레이저의 파장과 출력, 피부 접촉식인지 아닌지의 여부, 신체 조직의 종류, 급성/만성의 여부, 얼마나 깊이 조사할 것인지, 또 환자의 일반적인 정황, 피부의 색깔 등 많은 요소들을 모두 고려해야 한다.

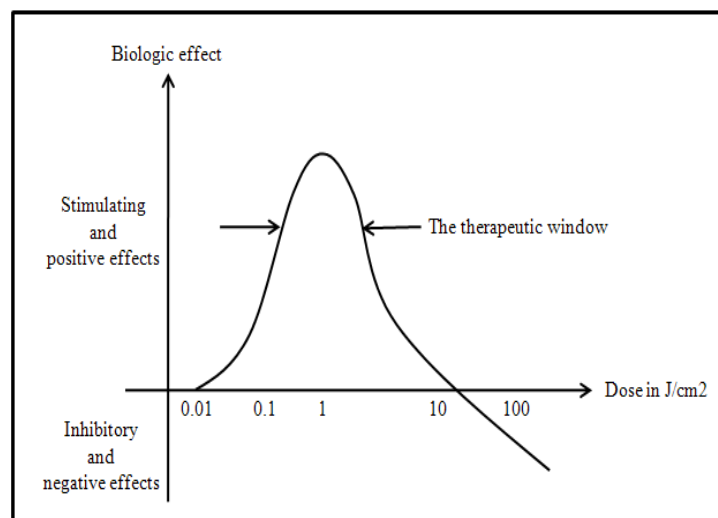


그림 1.2. Arndt-Schulz 법칙

레이저의 생체자극 효과는 그림 1.2와 같이 “약한 자극은 생리적인 활성을 촉진 시키며, 강한 자극은 활성을 억제한다.”는 ‘Arndt-Schulz law’을 따른다. 그림 1.2에서와

같이, 적정량 이상의 용량을 계속 조사하면, 생체자극 효과가 생체 활성을 억제하는 쪽으로 바뀔 수 있다. 레이저치료를 처음 받은 환자에게는, 생체억제 용량까지 사용하지 않기 위해서 처음에는 낮은 용량에서부터 치료를 시작하는 것이 좋다[27]. 레이저의 종류와 적응증을 알고 있을 경우 표 1.3을 이용하여 쉽게 조사용량을 구할 수 있다.

표 1.3. 레이저의 종류와 적응증에 따른 조사량

적응증	레이저의 종류	조사용량(J/cm^2)
열린 상처	HeNe	0.5 - 1.5
	InGaAIP	1 - 2
	GaAIAs	0.5 - 1.5
	GaAs	0.01 - 0.2
	CO ₂	1 - 10
말단 부위의 손상	HeNe	1 - 4
	InGaAIP	2 - 6
	GaAIAs	1 - 4
	GaAs	0.5 - 1
	CO ₂	-
체표 부위의 통증	HeNe	0.5 - 2
	InGaAIP	1 - 4
	GaAIAs	2 - 4
	GaAs	1 - 2
	CO ₂	5 - 100
깊은 부위의 통증	HeNe	-
	InGaAIP	-
	GaAIAs	4 - 10
	GaAs	2 - 5
	CO ₂	5 - 100

제 2 장 선행 연구

2.1 레이저 자극과 수기자극에 대한 경락 전기반응 특성 비교

2.1.1 실험목적

본 실험은 수양명대장경상에 수기 자극 시, 침술과정 동안 시술자와 피시술자의 전기적 접지 및 절연상태에 따라 피시술자의 경락전위변화를 측정하고, 레이저 자극에 대한 전위를 각각 비교하여 침술과정과 효과에 미치는 영향을 관찰하는 것이다. 침술의 작용은 생체 전기적 현상에 의한 것이므로 접지 및 절연상태에 따른 다양한 반응이 나타날 것이다. 이때 피시술자의 경락전위 분석을 통하여 침술 효과를 객관화하고자 그림 2.1과 같이 실험을 구성하였다.

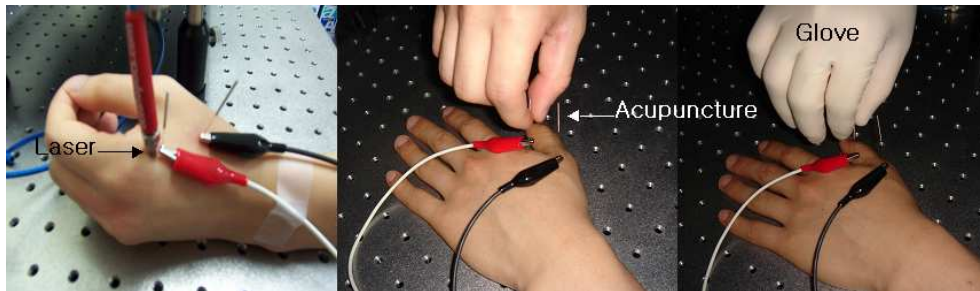


그림 2.1. 레이저 및 수기자극에 대한 경락전위측정을 위한 실험구성

2.1.2 실험대상자 및 혈위선정

피시술자 선정은 지원자 중에서 20대(24세 \pm 2.3) 남자 10명을 대상으로 하였다. 이때, 수양명대장경과 관련된 질환에 대한 병력이 없는 사람을 대상으로 하였다. 또한, 시술자 선정은 침구학전공자이며, 침술과정 및 침술 시술자에 따른 실험결과와의 차이를 최소화하기 위해서 동일인이 시술하였다. 자극 혈과 측정 혈은 실험의 특성과 편의상 수양명대장경의 삼간(LI3), 합곡혈(LI4)을 선정하였다.

2.1.3 실험장치 구성

레이저 자극에 대한 경락의 전기적 반응특성 연구를 위한 레이저 자극장치의 구성은 그림 2.2와 같다. 광원은 광선치료에 많이 사용되는 빛의 파장대역(600 nm - 1500 nm)중 660 nm(ML101J27, 제조사 : ThoLab, Inc.)파장대의 다이오드 레이저를 사용하였다. 이는 인체의 치료효과가 가장 큰 대역이 620 - 660nm로 이대역의 파장이 가장 붉게 보이며, 인체에 미치는 에너지도 가장 크기 때문이다[27]. 본 실험에 사용된 레이저는 시준렌즈(collimations lens)를 사용하여 시준(collimated)시킨 후 대물렌즈(object lens)를 통해 빛의 초점을 맞춘(focused) 후 400um 직경의 광섬유(optical fiber) 프로브에 집적시켰다. 본 실험에 사용된 다이오드 레이저의 최대출력은 130 mW로 광섬유(fiber optic probe) 출력단의 최대 파워(power)는 100 mW, ND filter를 통해 파워를 조절하도록 하였다. 레이저 자극형태에 따른 변화유무를 확인하기 위해서 펄스파 (pulsed wave, 1 - 2Hz) 또는 연속파 (continuous wave)로 실험하였다. 레이저 조사는 피부에서부터 아주 얇은 부위로 오른손에 위치한 이간 혈을 $100 \text{ mW} \times 10\text{s} = 1 \text{ J}$ 의 세기로 레이저를 조사하였다. 실험은 레이저 자극을 위해서 암실조건에서 시행하였다.

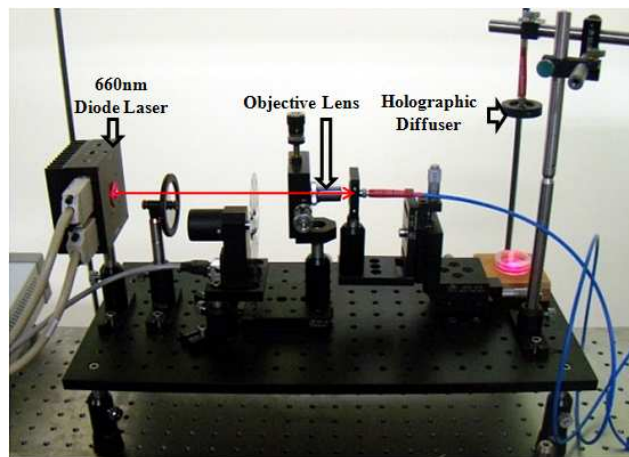


그림 2.2. 비 침습형 생체 자극 레이저 시스템

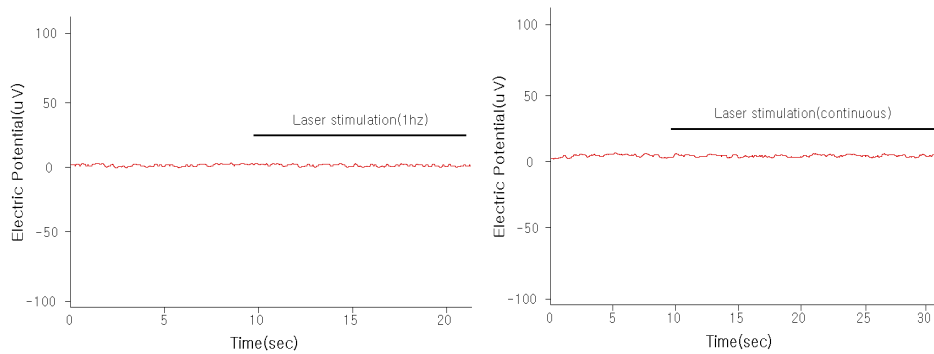
2.1.4 실험 및 측정방법

수기자극 시 시술자와 피시술자간의 전기적 접지 및 절연상태에 따른 경락전위의 변화를 전기학적 관점에서 관찰하기 위한 실험을 진행하였다. 접지는 지표에 직접 연결되어 있는 전원선의 접지선에 연결하였으며 접지저항은 0.4Ω 이 측정되었다. 시술자와 피시술자 사이의 전기회로 형성 시 기준점이 되는 접지의 문제를 해결하기 위하여 4가지 접지방법을 선택하여 실험하였다. 첫째, 시술자와 피시술자 모두 접지를 하지 않고 전위변화를 관찰하였다. 둘째, 피시술자만 접지를 하고 전위변화를 관찰하였다. 셋째, 시술자만 접지를 하고 전위변화를 관찰하였다. 넷째, 시술자와 피시술자 모두 접지를 하고 전위변화를 관찰하였다. 피시술자를 전기적으로 절연된 침대에 눕히고 약 20분 정도 안정 상태를 유지시켰다. 수양명대장경의 삼간(LI3), 합곡(LI4)혈을 약 1.5cm 깊이로 자침하였다. 침 자극은 타침법(침병을 때리듯이 잡았다 놓는 행위를 반복하는 방법)을 사용하였다. 절연자침의 경우 수술용 고무장갑을 착용하고 시술하였다. 합곡혈에 (-)침전극과 삼간혈에 (+)침 전극을 연결하여 레이저 자극과 수기자극은 삼간혈(LI3) 자극에 대한 두 경혈간의 전위를 측정하였다. 접지 및 절연조건에 대한 레이저 자극과 수기자극의 침술과정에서 일어나는 전기적 현상을 측정하기 위해서 생체신호의 측정은 10초경과 후 안정 상태에서 1초에 대략 1-2회 정도 10초 동안 자극하였다. 이때, 경락의 전기반응특성을 측정하고 분석하기 위해서 16bit 분해능을 갖는 A/D 변환기, 생체신호를 처리 분석할 수 있는 소프트웨어를 겸비한 고성능 생체증폭기를 구성하여 실험을 실시하였다. 생체증폭기는 ADInstruments사의 PowerLab 생체증폭기를 이용하였다. 생체신호는 노이즈에 매우 민감하므로 전원노이즈를 제거하기 위해서 증폭기의 전원을 접지단자가 있는 콘센트에 연결하고, 증폭기의 본체도 접지단자에 연결시켜 측정신호를 안정시켰다. 측정 시 생체신호는 수기자극이 2회/sec임을 고려하여 자극 주파수와 무관한 노이즈 성 신호를 제거하기 위해서 디지털 저역통과필터(LPF)의 차단주파수를 5Hz로 결정하였다. 이때의 샘플링 주파수는 4 kHz/sec로 샘플링 하여 신호의 왜곡을 최소화 하였다.

2.1.5 실험결과

2.1.5.1. 레이저 자극에 대한 경락전위변화

수기자극과 레이저 자극이 경락전위에 미치는 영향을 전기학적 관점에서 비교 분석하기 위하여 레이저 자극에 대한 피시술자의 접지여부 및 연속/불연속 자극 시 나타나는 전위를 측정하였다. 실험 결과, 그림 2.3과 같이, 접지여부 및 연속/불연속 자극에 관계없이 모든 경우에서 유의한 전위 형성은 없었다. 평균 피크전위의 경우 $7.5 \pm 3.44 \mu V$ 로 매우 낮게 나타났으나 자극전과 자극후의 전위패턴에 유의한 특이점이 나타나지 않고 있어서, 레이저 자극에 대한 미세한 전기반응으로 간주하기 어렵다. 특정 피시술자의 피크전위가 대략 $30 \mu V$ 정도 형성되는 사례가 있었으나 주기적인 자극에 대한 반응으로 나타나지 않았고 불규칙한 전위가 측정되었다. 이는 실험상의 오류이거나 움직임에 의한 단순 근전위로 판단된다.



(a) 1Hz 자극에 대한 전위변화

(b) 연속자극에 대한 전위변화

그림 2.3. 접지 및 자극패턴에 따른 레이저 자극에 대한 경락전위

2.1.5.2. 비 절연 수기자극에 대한 경락전위변화

가. 시술자와 피시술자 모두 비접지한 경우의 전위변화

시술자와 피시술자 모두 비접지한 상태에서 삼간혈(LI3)에 자침을 하고 약 10초의 안정화 시간을 두고 침병에 접촉자극을 주었을 때, 전위를 측정한 결과는 그림 2.4와 같다. 초당 1회 정도의 빈도로 20초 동안 침병을 잡는 순간과 놓는 순간에

나타나는 평균 피크전위는 3.53 ± 1.33 mV로 자극에 대한 유의한 전기반응이 나타났다. 안정화 기간 동안 전위변화가 없다가 침을 잡는 자극이 가해지면서 빠르고 강한 피크전위가 형성되고 다시 원래의 안정화 전위상태로 회복되었다. 피크전위가 침병을 잡고 놓았을 때, 매번 피크전위가 동일하지 않고 첫 번째 피크에서 가장 높은 전위를 발생하고 점차 피크 전위는 낮아지는 경향으로 나타났다. 특이한 현상은 전위파형은 주로 양(+)의 방향으로 나타났으며, 커패시터의 방전전위와 유사한 패턴으로 나타났다.

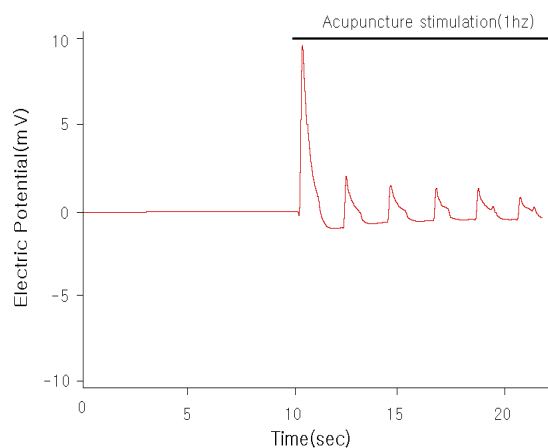


그림 2.4. 모두 비접지시 전위변화

나. 피시술자만 접지한 경우의 전위변화

피시술자의 자극하려는 팔과 같은 편에 접지를 한 상태에서, 그림 2.5와 같이 삼간혈(LI3) 자극을 했을 때 두 혈점 사이의 평균 피크전위는 2.43 ± 0.75 mV로서 자극에 대한 유의한 전위변화가 나타났다. 모두 비접지한 경우의 전위와는 다르게 양의방향(+)과 음의방향(-)으로 커패시터의 충전과 방전전위와 매우 유사한 패턴으로 나타났다. 자극에 대한 피크전위의 크기는 첫 번째에서 가장 높게 나타나고, 점차 감소하는 경향을 보였다.

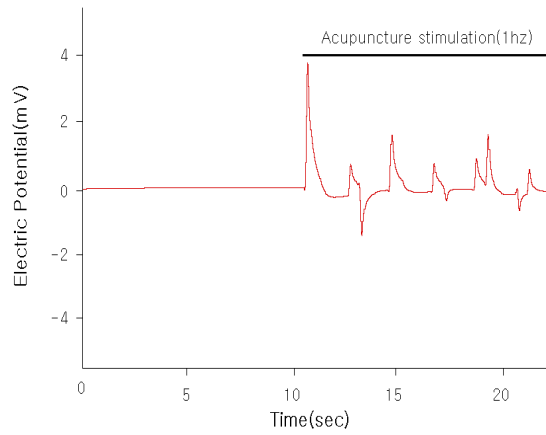


그림 2.5. 피시술자 접지시 전위변화

다. 시술자만 접지한 경우의 전위변화

시술자가 접촉 자극을 가하는 손의 반대편 팔목에 접지를 한 상태에서, 그림 2.6과 같이, 삼간혈(LI3) 자극을 했을 때 발생하는 평균 피크전위는 $2.08 \pm 0.46 \text{mV}$ 로 자극에 대한 유의한 전기반응이 나타났다. 또한, 전위크기와 패턴이 피시술자만 접지한 경우의 패턴과 가장 유사하게 나타났으며, 자극에 대한 반응이 매우 규칙적으로 나타났다. 따라서, 침술과정에서 이러한 피크전위가 침술효과에 큰 영향을 준다고 가정한다면, 시술자 접지방식이 매우 효과적일 것으로 판단된다.

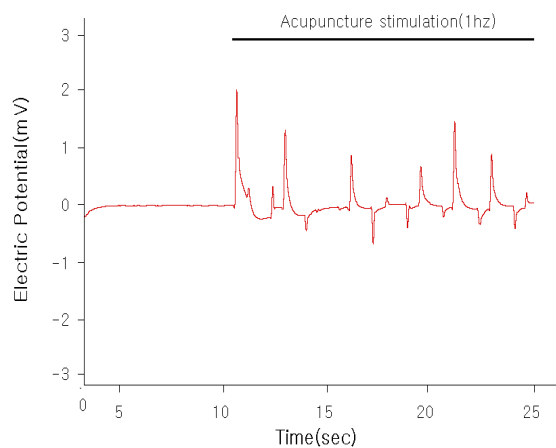


그림 2.6. 시술자 접지 시 전위변화

라. 모두 접지한 경우의 전위변화

시술자와 피시술자를 모두 접지하고 삼간혈(LI3)을 자극 한 경우, 그림 2.7과 같이, 평균 피크전위 $1.97\pm 0.23\text{mV}$ 로 침 자극에 대한 유의한 전위가 발생하였으나 가장 낮은 전위를 형성하였다. 특이한 현상은 양방향으로만 전위가 발생한 모두 비 접지 경우와는 반대로 음의 방향으로만 전위가 형성되었다는 점이다.

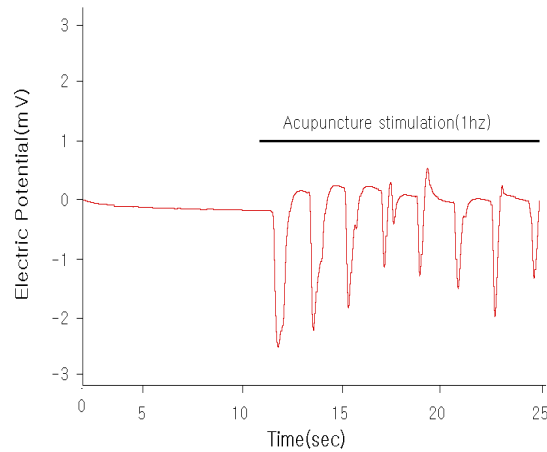


그림 2.7. 모두 접지 시 전위변화

2.1.5.3. 절연 수기자극에 대한 경락전위변화

수기자극방식과 동일한 조건에서 실험한 결과, 그림 2.8과 같이, 모든 경우에서 수기자극 시 나타났던 전위형성에 비하여 유의한 전위 형성은 없었다. 평균 피크 전위의 경우 $0.25\pm 0.16\text{ mV}$ 로 매우 낮게 나타났다. 이와 같이 도전성이 좋은 침을 사용하더라도, 시술자 손을 절연하여 시술할 경우, 비 절연 자침에서 나타났던 유의한 전위형성은 나타나지 않았다. 피크전위가 대략 $100\mu\text{V}$ 정도 형성되는 사례가 있었으나 피시술자들의 90% 이상은 시술시 낮고 불규칙한 전위가 측정되었고, 이는 실험상의 오류이거나 단순 근 전위 혹은 접촉전위로 판단된다. 이는 침 자극에 의한 단순 근전위이거나 조직과 침 사이에 발생하는 접촉전위로 판단된다. 측정되는 전위가 매우 낮게 나타나는 것은 시술자 자극이 측정점인 두 경혈사이보다 임피던스가 더 낮고, 전도성이 우수한 다른 경로를 통해 접지로 바이패스 되는 것으로 판단된다.

이는 침 자극이 해당 경락과 경혈에 전기적 자극을 줄 수 없다는 것으로 침술효과가 저하되는 원인으로 간주할 수 있다.

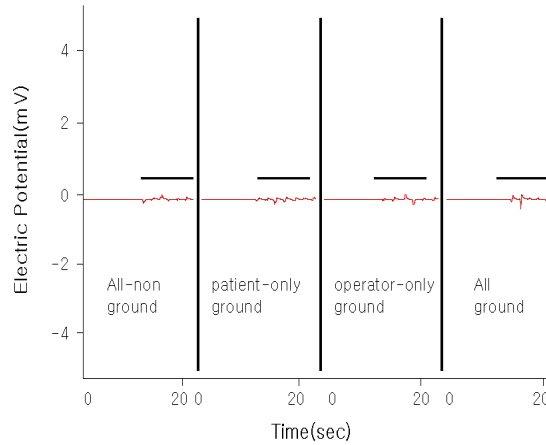


그림 2.8. 접지조건에 따른 절연자극에 대한 전위변화

2.1.6 결론

최근에는 레이저 침에 대한 치료효과가 명확하게 밝혀지지 않은 상태에서 레이저 침이 상용화되고 있으며, 그 효과가 수기자극과 비슷한 효과를 얻을 수 있다는 주장을 하고 있다. 그러나 아직까지 레이저 침이 경락에서 어떠한 전기화학반응을 일으키는지에 대한 결과가 보고된바 없다. 레이저에 대한 연구결과는 경락에서의 전기화학반응을 측정 한 것이라기보다는 주로 혈관 내에 삽입하여 30분 - 60분 정도 조사하였을 경우 혈액내의 콜레스테롤 수치나 기타 혈액학적 분석결과가 대부분이며, 그 유효성도 일반 약물치료에 비하여 매우 미흡한 정도이다[34]. 인체의 전기 발생원으로 작용하는 요인은 매우 다양하고 복합적 메커니즘을 갖고 있으며 전자기장에 영향을 미쳐 부피 전도계에 관여하고 있다. 인체의 각 부위에서 발생하는 전기원들이 인체의 전부위로 확산되어 전기적인 간섭이 일어나고 복잡한 상관관계로 인체의 특정부위에 특정전위를 형성하게 된다. 특히, 피시술자의 경혈 경락에서 시술자와 피시술자의 자침 시술과정은 피시술자에게서만이 일어나는 전기적인 문제가 아니고, 시술자 또한 자침으로 인한 전위적 변화현상에 영향을 줄 수 있는 인자이다. 자침의

치료효과를 이해하기 위하여 자침과정을 전기학적 관점으로 바라본다면, 시술자와 피시술자 두 개체가 피시술자의 경혈이라는 특정 혈위에서 침이라는 전도체에 의하여 만나게 되는 현상으로 가정할 수 있다. 따라서 본 실험 연구에서는 레이저와 수기자극이 경락전위에 미치는 영향을 측정하여 자침과정과 효과를 전기적 교감 현상으로 분리하여 연구할 필요가 있다고 사료되어 피시술자에서 나타나는 전위 변화를 측정하였다. 전기적 절연상태와 접지조건이 경락전위에 미치는 영향을 관찰하기 위한 실험에서 표 2와 같은 결과를 얻었다. 이때, 레이저 자극에 대한 전위는 수기자극에 대한 전위와 비교해 볼 때 매우 낮아 로그스케일(log scale)로 비교한 결과는 그림 2.9와 같다.

표 2.1. 자극방식에 대한 평균 경락전위 비교

Stimulus Method	Laser	Acupuncture	Insulation Acup.
Electric Potential	7.53±3.44 μ V	2.65±1.53 mV	0.25±0.16 mV

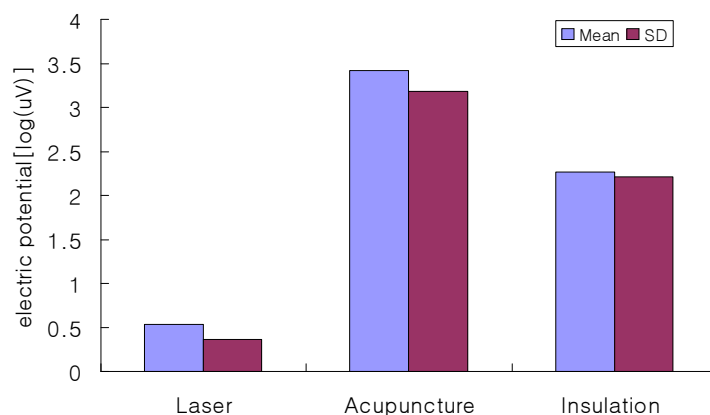


그림 2.9. 자극방식에 따른 평균 경락전위 비교

레이저 자극에 대한 전위는 접지여부 및 연속/불연속 자극에 관계없이 자극전과 자극후의 전위패턴에서 즉각적인 유의한 전기반응이 나타나지 않고 있어서, 레이저

자극이 경락의 전기반응에 영향을 주기 어렵다는 것을 시사한다. 경락의 전기반응에 변화를 줄 수 없다는 것은 경락에 유효한 반응을 유도할 수 없으며 수기자극과 같은 침술효과를 기대하기 어려울 것으로 판단된다. 즉, 인체는 전기화학반응에 의해 생명활동이 이루어진다는 측면에서 미약한 전기반응으로는 경락의 화학반응에도 영향을 줄 수 없을 것이다. 그러나 실험상의 문제이거나 피하조직에서 레이저 출력이 집중되지 않고, 광산란으로 인해 전기 반응을 유도하기 어려울 수 있어서, 전기적 반응 이외의 새로운 반응이 있을 수 있는 가능성은 배제할 수 없다.

수기자극에 의한 침술과정과 침술효과는 그림 2.10과 같이 시술자와 피시술자 간의 커패시턴스의 불균형($C1 \neq C2$)에 의한 생체전하의 이동으로 판단된다. 즉, 침 치료 기전은 피시술자의 해당 경혈 점에서의 커패시턴스 크기에 따라 침을 매개로 한 시술자로부터의 전하 충전이나 방전으로 인한 전하의 이동으로 새로운 평형($C1=C2$)에 이르도록 하여 치료되는 것으로 설명할 수 있다. 수기자극에 대한 결과에서와 같이, 첫 번째 자극에 대한 전위가 가장 높게 나타나고, 반복적 자극에 대하여 점차 전위가 감소하는 것은 불균형한 전하량이 새로운 평형상태에 이르러 등전위 상태에 이르는 것임을 의미하므로 이를 뒷받침하는 결과라고 할 수 있다. 또한, 시술자와 피시술자간의 접지조건에 따라 경락전위가 (+)방향, (-)방향, (+),(-)양방향으로 증가하였다. (+)전위는 시술자($C2$)에서 피시술자($C1$)로, (-)전위는 피시술자($C1$)에서 시술자($C2$)로의 생체이온전하의 전달로 간주할 수 있다. 이는 침술효과와 기전이 생체이온전하의 이동에 의한 것임을 의미한다.

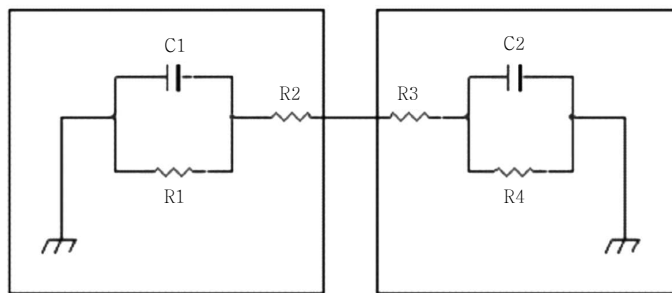


그림 2.10. 침술과정에 대한 시술자 및 피시술자간의 등가모델

비 절연 자침의 접지조건에서 나타났던 전위형성 정도와 비교할 때, 절연자침시 접지조건에 관계없이 유의한 전위가 나타나고 있지 않으므로 절연에 의한 시술자와 피 시술자간 전기에너지 전달과정이 이루어지지 않고 있음을 알 수 있었다. 이는 침술과정과 침술효과를 전기적 관점에서 해석할 수 있는 새로운 해법으로 제시할 수 있을 것으로 판단된다. 따라서 전기적 관점에서 침술효과는 시술자와 피시술자간의 침을 매개로 한 생체전하의 이동에 의한 에너지 교감현상으로 간주될 수 있는 반면, 레이저 자극은 경락의 전기반응을 유도하기 어려워 수기자극과 같은 복합적인 자극을 유도할 수 없다는 가설을 검증하였다.

2.2 비 침습적 레이저 침의 한계 및 문제점

표면에 입사된 레이저 광선은 흡수, 산란, 반사 현상을 겪게 되는데, 조직에 화학적(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.

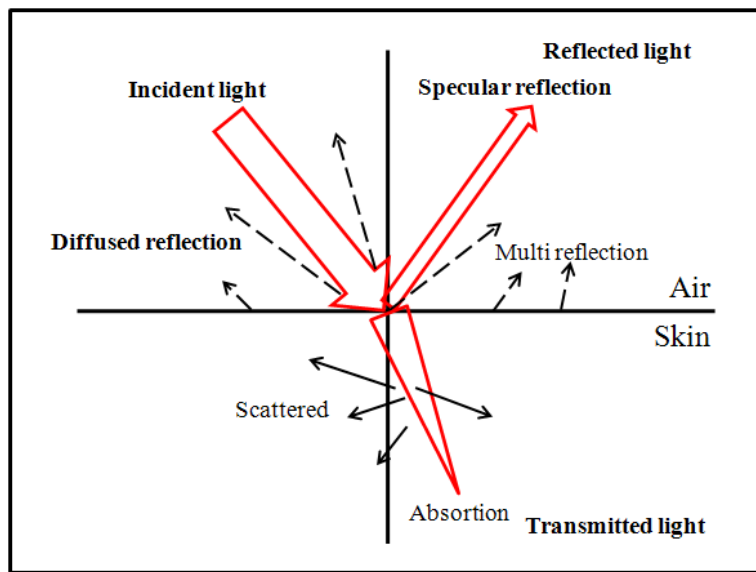


그림 2.11. Phenomena of incident light at the boundary surface between two different material. For laser therapy, air and skin are different material optically

그림 2.11은 빛이 공기 중에서 매질(피부)로 입사할 때 일어나는 현상을 간략하게 도식화 한 것이다. 매질 표면에서 반사되는 입사광의 양은 매질들의(공기와 피부) 광학적 특성에 해당되는 굴절(n: reflective index, RI), 입사광의 편광여부, 입사각 등에 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 기술 할 수 없는 경우

가 많으며, 또한 굴절 계수는 수분 함량에 상당히 의존적이다. 반사되지 않는 나머지 빛은 흡수될 때까지 계속적으로 일어나며, 산란 정도 역시 굴절 계수에 따라 변하는데, 빛과 충돌하여 산란을 일으키는 물체인 산란체의 크기, 형태, 빛의 파장과 의 관계에 의해서 그 산란현상들이 구별된다.

비 침습적인 레이저 침으로 인해 인체에 조사된 빛은 주변 환경으로부터 몸을 보호하는 역할을 하는 피부와 가장 먼저 접하게 된다. 피부는 다양한 성분으로 구성된 표피(epidermis), 진피(dermis), 피하조직(subcutaneous tissue) 등 3개의 층으로 나누어 볼 수 있으며, 빛은 이 층들을 통과하면서 상기의 여러 과정을 거치게 된다. 입사광의 투과정도는 그 조직의 산란과 흡수정도에 의해 결정되며, 피부에선 크기가 0.1 - 2 μ m 정도인 멜라니노솜(melaninosome)이 주요 산란체이다. 표피에서 일어나는 광흡수의 대부분이 멜라닌에 의해 일어난다. 진피에서는 콜라겐 섬유에 의한 산란이 빛의 투과를 결정하는데 매우 중요하다. 치료(진단)의 목적으로 사용되는 빛의 파장대를 therapeutic window 또는 optical window라고 하는데, 이 파장대의 빛에는 대부분의 조직이 약한 흡수체이므로 상당한 깊이까지 빛이 투과할 수 있다[13]. 따라서 지금까지 저출력 레이저 치료에서는 환부까지 최대한 빛이 도달할 수 있도록 optical window 내의 파장대를 선택하여 사용해 왔다. 하지만 비 침습적인 레이저 침의 경우, 조사된 빛이 광학적 특성으로 인하여 산란, 흡수, 반사되어 최종적으로 환부에 도달하는 에너지는 치료에 필요한 만큼 충분하지 않고, 정확히 환부에 조준하여 조사하기도 힘들었다. 이에 본 연구에서는 이러한 비 침습적 레이저 침의 문제점을 해결하기 위하여 환부에 원하는 만큼의 에너지를 조사할 수 있고, 에너지 손실이 없으면서 침과 같은 효과를 낼 수 있는 시스템의 필요성을 느끼고, 다음과 같은 최소 침습형 다채널 레이저 침 시스템을 구성하였다.

제 3 장 최소 침습형 레이저 칩 시스템 구성

3.1. 레이저 시스템의 구성

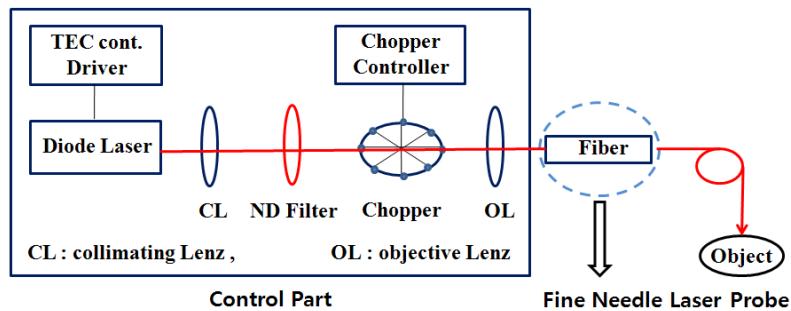


그림 3.1. 침습형 레이저 칩 시스템 구성도

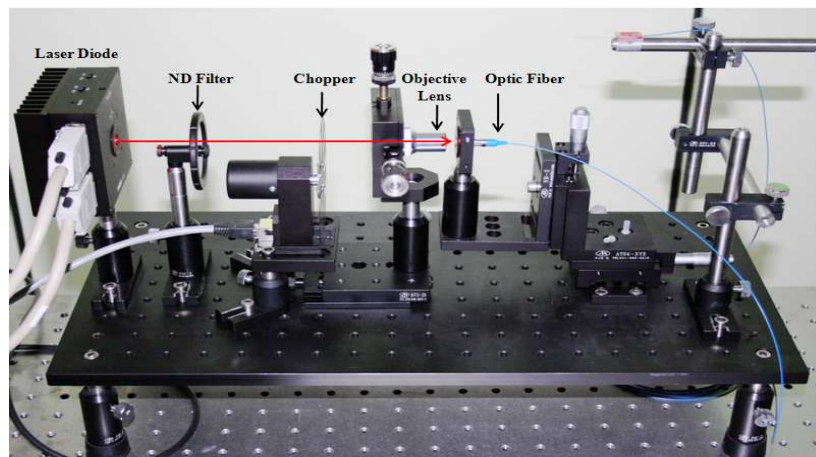


그림 3.2. 침습형 레이저 칩 시스템

인체에 직접 삽입되는 레이저 칩은 안정된 출력과 파장을 가져야 하며, 필요로 하는 출력의 세기를 원하는 위치에 정해진 시간 동안 방사할 수 있어야 한다. 이러한 요구를 충족하기 위해서는 사용자가 원하는 레이저의 파장, 출력의 세기,

방사모드, 치료시간 등을 제어 할 수 있어야 한다. 본 연구에서는 그림 3.1과 같은 구성도를 바탕으로 그림 3.2와 같이 시스템을 구성하여 레이저의 파장과 세기, 방사모드를 제어 할 수 있도록 하였다. 시스템 구성을 보면, 광원은 광선치료에 많이 사용되는 빛의 파장대역(therapeutic window : 600nm-1500nm) 중 인체의 치료 효과가 좋은 660nm(ML101J27, ThoLab, Inc.)파장대의 다이오드 레이저를 장착하였다. 이는 다이오드 레이저가 다른 레이저와 비교하여 가격이 저렴하고, 출력도 최대 130 mW로 ND Filter와 TEC control driver를 통해 LLLT(Low Level Laser Therapy)에서 많이 사용하는 출력 값들로 조정이 가능하여 다양한 실험이 가능하기 때문이다. 이처럼 광원은 치료목적에 따라 레이저를 교체하여 파장과 세기를 조절할 수 있도록 하였다. 레이저를 통해 조사 된 빛은 시준렌즈(collimations lens)를 사용하여 시준(collimated)시킨 후 대물렌즈(object lens)를 통해 빛의 초점을 맞춘(focused) 후 채널 분배기를 통해 다수의 광섬유로 분배된다. 본 실험에 사용된 다이오드 레이저의 최대출력은 130 mW로 최종 끝단에서의 광섬유의 출력은 단일 채널 침의 경우 60 mW 이고, 멀티채널 프로브의 경우 각각 2 mW정도 이다. 이는 광파이버의 내경이 0.1mm로 너무 좁고, 8개의 채널에 동시에 집광해야 하기 때문에 레이저 빛의 손실이 많이 발생하기 때문이다. 또한 ND filter를 통해 빛의 투과량을 조절하여 파워를 조절할 수 있다. 마지막으로 chopper를 사용하여 레이저 자극형태에 따른 변화유무를 확인할 수 있도록 펄스파 (pulsed wave, 1-2Hz) 또는 연속파 (continuous wave)로 실험할 수 있도록 시스템을 구성하였다.

3.2. 레이저 침(Laser Probe) 제작

현재 국내에서 사용되는 침의 재질로는 STS 304와 316 스테인리스강이 허가되어 있으며, 그중에서도 STS 304가 대부분의 침에서 사용되고 있다[29]. 이는 식품의약 안전청의 침 고시에서 STS 304, STS 316 두 가지 모두 사용할 수 있도록 허가 되어있고, 양방에서 사용하는 1회용 주사침에 대한 규격 고시에서도 STS 304, STS

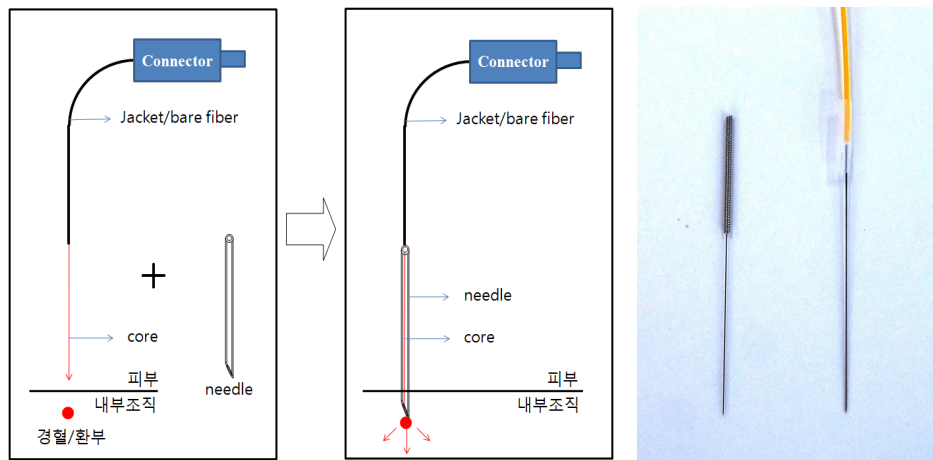
304L, STS 321을 사용하도록 되어있기 때문이다[30]. 따라서 본 연구에서도 레이저 침의 재료로 내식성이 뛰어나고 열처리에 의해 경화되지 않으며, 비자성(非磁性)인 오스테나이트계 STS 304 스테인리스 강을 선택하여 가공하였다. 스테인리스강의 조성은 표 3과 같다.

표 3. STS 304 와 STS 316의 화학적 구성(%)

	Ni	Cr	C	Si	S	Mn	P/Mo
STS 304	9.20	18.70	0.08	0.94	0.03	2.10	0.04 (P)
STS 316	13.5	16.62	0.025	0.70	0.02	0.14	2.01 (Mo)

3.2.1 단일 채널 레이저 침 제작

레이저 침(Laser Probe)의 가장 중요한 목표는 바늘 침(needle acupuncture)과 동일한 자극효과와 자극의 특성을 만들어내는 것이다. 바늘 침은 그 침관의 외경이 0.25mm이고, 재질이 STS 304 스테인리스강이다. 따라서 본 연구에서도 그림 3.3과 같이 외경이 0.28mm인 STS304 스테인리스 강에 내경이 0.13mm가 되도록 구멍을 뚫어 그 속에 직경이 100 μm (core & cladding)인 광 섬유를 삽입하여 광원이 환부에 직접 조사 가능한 최소 침습형 레이저 침을 개발하였다. 이 레이저 침(Laser probe)을 사용한다면 각 경혈에서 광선의 조사량을 정확하게 정량적으로 측정할 수 있다는 장점이 있다. 전통적인 바늘 침(needle acupuncture)과 비교해 볼 때 레이저 침(Laser Probe)은 자극의 강도를 정량화하는 것이 가능하기 때문에 조사량과 효과의 관계(dose-effect relationship)를 결정하는 것이 가능할 것으로 기대된다. 하지만 단일 레이저 침(Single Channel Laser Probe)은 전통적인 침법에서 시술되는 여러 경혈 부위를 동시에 자극 할 수 없다는 단점이 있다. 이 문제를 해결하기 위하여 그림 3.4와 같이 다채널 레이저 침(Multi-Channel Laser Probe)을 제작하여 그 문제점을 해결하였다.

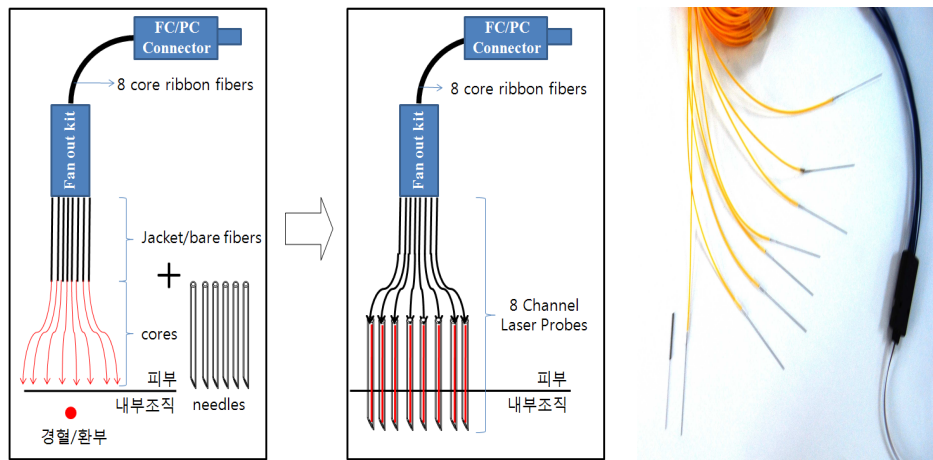


(a) 단일 채널 레이저 침 제작 과정 (b) 전통 침(左)과 레이저 침(右)비교

그림 3.3. 단일 채널 레이저 침

3.2.2 다 채널 레이저 침(Multi-Channel Laser Probes) 제작

전통적인 침법과 같이 동시에 여러 경혈 부위를 자극할 수 있고, 바늘 침 (needle acupuncture)과 동일한 자극효과와 자극의 특성을 만들어 내기 위하여 그림 3-4와 같이 다채널 레이저 침(Multi Channel Laser Probe)을 개발하였다. 다채널 레이저 침은 단일 채널 레이저 침과 같은 재질과 크기의 침관을 사용하였다. 삽입되는 광섬유(optic fiber)도 그 크기가 $100\ \mu\text{m}$ (core & cladding)로 동일하다. 차이점은 단일 채널 레이저 침은 1×1 광섬유를 사용하여 한 곳으로 광원이 들어가서 다른 곳으로 광원이 나오는 반면에, 멀티채널 레이저 침은 1×8 광섬유를 통하여 광원이 한 곳으로 들어가면 8개의 레이저 침에서 각각 균일하게 레이저 빛이 나올 수 있도록 제작한 것이다. 이 레이저 침(Laser Probe)을 사용하면 바늘 침과 같이 침습적인 방법으로 여러 부위의 경혈을 동시에 자극할 수 있다. 또한 레이저 제어부(Control part)에서 레이저의 세기를 조절할 수 있기 때문에 침의 효과뿐만 아니라 뜸과 같은 온열 효과를 낼 수 있는 장점이 있다.



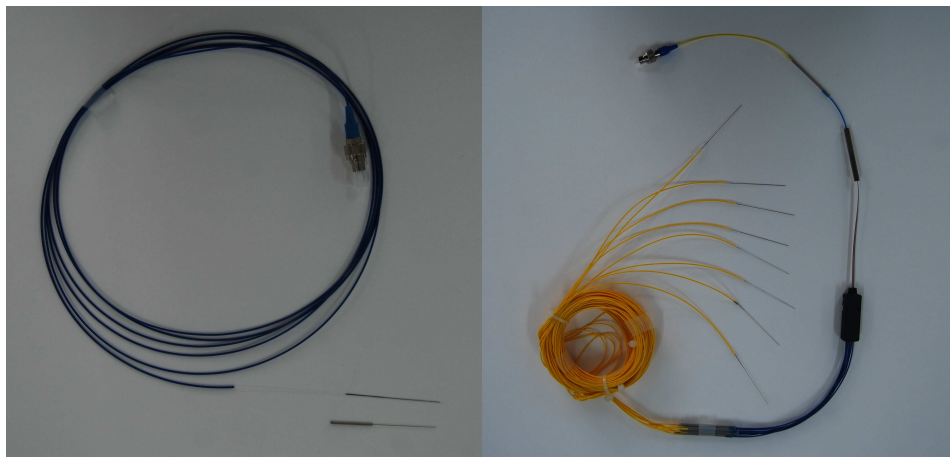
(a) 다 채널 레이저 칩 제작 과정

(b) 전통 칩(左)과 다 채널 레이저 칩(右) 비교

그림 3.4. 다 채널 레이저 칩

3.2.3 제작한 레이저 칩(Laser probe)의 종류

본 연구에서는 그림 3.5와 같이 2가지 종류의 레이저 칩(Laser Probe)을 제작하였다. 또한 이러한 레이저 칩들을 동물실험을 통하여 그 유효성을 검증해 보았다.



(a) 단 채널 레이저 칩

(b) 8 채널 레이저 칩

그림 3.5. 최소 침습형 레이저 칩

제 4 장 동물실험

4.1 최소 침습형 레이저 침의 골다공증 치료 검증에 관한 연구

4.1.1 실험목적

고령화 사회가 되면서 골다공증과 같은 노인성 질환이 지속적으로 증가하고 있다. 골다공증은 그 자체의 문제뿐만 아니라 골절과 같은 여러 질환을 동반하며 이로 인하여 사회적, 국가적 부담이 증가하고 있다. 기존의 골다공증을 치료하기 위해서 여성호르몬 대체 요법 (hormone replacement therapy; HRT)을 사용하거나, 여러 연구들을 통해 그 효능을 검증받은 비스포스포네이트 (bisphosphonate)와 같은 약제를 주로 사용하고 있다[31-33]. 하지만 이와 같은 약제들도 여러 부작용 사례가 보고되고 있다. Grady 등은 탈록시펜(raloxifene, SERMs 계통)이 정맥 혈전 색전증(venous thromboembolism)을 유발 시킬 수 있다고 하였고[34], Schairer과 James은 HRT요법 사용 시 유방암 및 자궁암 유발률이 증가할 수 있다고 하였다[35, 36]. 또한, Pothouse는 칼슘과 비타민 D3가 골다공증으로 인한 골절 방지에 효과적이지 않다고 보고하였다[37]. 이에 따라 약제와 효능이 비슷하며, 부작용이 적은 골다공증 치료법의 필요성이 대두되었다.

이에 본 연구에서는 레이저가 뼈의 재생에 긍정적인 영향을 미칠 수 있다는 연구결과를 바탕으로 환부에 직접 레이저를 조사할 수 있는 최소 침습형 레이저 침 시스템을 이용하여 레이저 침이 골다공증 치료에 미치는 효과에 대하여 알아보았다[38-44].

4.1.1.1 골다공증이란?

세계보건기구(WHO)에서는 골다공증을 “골량의 감소와, 미세구조 이상을 특징으로 하는 전신적인 골격계 질환으로, 결과적으로 뼈가 약해져서 부러지기 쉬운 상태가 되는 질환”이라고 정의하고 있다. 골다공증의 진행과정은 그림 4.1과 같다. 그림 4.2처럼 골다공증은 여성호르몬의 결핍이나 장기간 침상에 누워있는 환자나 우주인 같이 장기간 무 부하 환경에 노출 등과 같은 여러 요인에 의하여 발생된다.



그림 4.1. 뼈의 골다공증 경과 진행 모식도

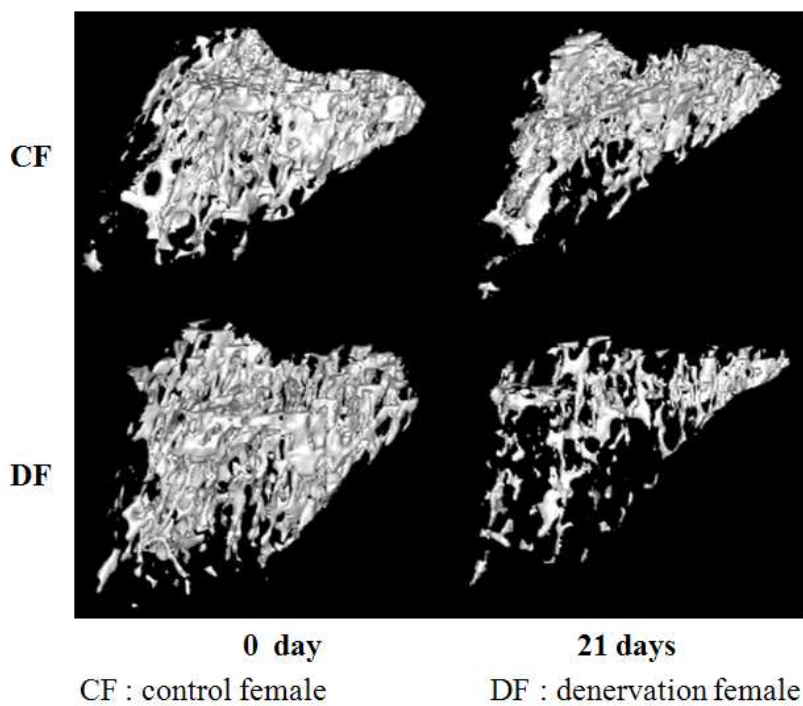


그림 4.2. 무부하 환경에서 해면골의 구조 변화

4.1.2 실험 방법

4.1.2.1 실험동물 선정

본 연구에서는 실험 대상으로 6 주된 암컷 ICR mice 19마리($24 \pm 0.87g$)를 사용하였다. 본 실험에서의 동물실험은 연세대학교 동물 보호 및 사용에 관한 가이드라인과 법규에 따라 수행되었다.

4.1.2.2 골다공증 유발

실험에 사용된 쥐를 대조군(Wild Type Group, WT : 7마리), 자극 군(Experiment Group: Internal Laser Continuous Stimulation Group, LASER: 6마리)과 sham군(Sham Group: Acupuncture Group, SHAM: 6마리)의 3개 군으로 나누었다. LASER군과 SHAM군의 쥐에게 무부환경을 통한 골다공증을 유발하기 위하여 그림 4.3과 같이 오른쪽 뒷다리 궁둥 신경절제술(denervation)을 시행하여 2주 동안 수술부위의 치료 및 골다공증 유발을 확인하였다.



그림 4.3. 궁둥신경절제술 과정

4.1.2.3. 실험장치 구성 및 레이저 조사

그림 4.4와 같이 레이저 칩(single Laser probe) 시스템을 세팅하여 660 nm 파장대의 레이저 칩을 끝단의 출력이 10 mW가 되도록 조정하여 자극 군(Experiment Group: Internal Laser Continuous Stimulation Group)의 쥐들의 환부(골다공증 유발 부분)에 300초 동안 조사하였다. 그 이후, 대조군(Sham Group: Acupuncture Group)의 쥐들에

게는 환부에 전통 칩을 꽂아 그 변화를 관찰하였다. 이와 같은 방법으로 하루 한 번씩, 일주일에 5일 동안 2주간 시행하였다.

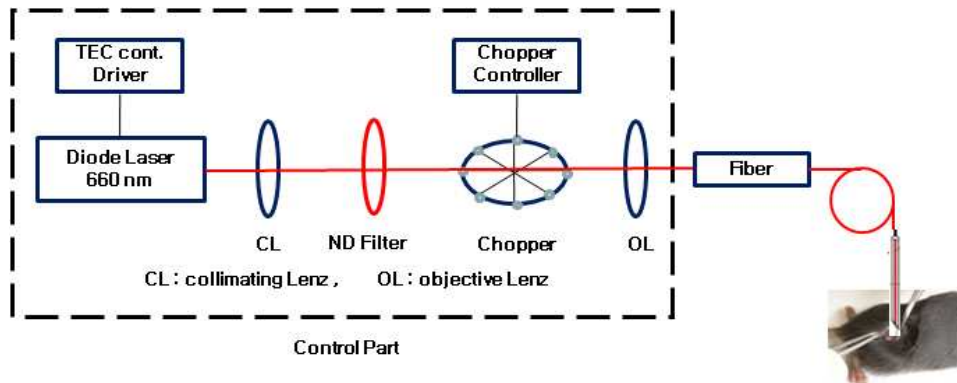


그림 4.4. 골다공증 치료를 위한 레이저 칩 시스템 구성도

4.1.2.4. 생체 내 미세단층촬영

골다공증 유발을 확인하기 위하여 궁둥신경절제술 시행 직전(0WKS)과 시행 2주후(2WKS)에 생체 내 미세단층촬영 시스템(In-vivo Micro-CT, Skyscan 1076, Skyscan N.V., Belgium)으로 쥐의 오른쪽 뒷다리 정강뼈를 촬영하였다. 이때 해상도는 $18\mu\text{m}\times 18\mu\text{m}\times 18\mu\text{m}$ 로 촬영하였다. 또한 레이저 칩(Laser Probe) 자극 전과 자극을 가한지 2주후(4WKS) 뼈의 형태학적인 변화를 추적 관찰하기 위해 In-vivo Micro-CT로 쥐의 오른쪽 뒷다리 정강뼈를 촬영하였다.

4.1.2.5 구조적 파라미터 및 vBMD

생체 내 미세단층촬영 시스템에서 획득한 영상으로부터 CT-AN 1.8 (Skyscan N.V., Belgium)을 이용하여 구조적 파라미터(Structural parameters)와 vBMD(volume bone mineral density, g/cm^3)를 구하였다. 이때 성장판에서 0.54mm 아래부터 1.8mm의 높이를 해면골의 관심부피(Volume of interest, VOI)영역으로 선정하였고 성장판으로부터 2.88mm 아래 부터 0.9mm의 높이를 피질골의 관심부피 영역으로 선정하였다. 그림 4.5처럼, 해면골의 구조적 파라미터로써 뼈 체적비(BV/TV, bone volume

fraction), 골소주 두께(Tb.Th, trabecular thickness), 골소주 개수(Tb.N, trabecular number), 골소주 간 거리(Tb.Sp, trabecular separation), 구조적 모델지수(SMI, structure model index), 해면뼈 패턴 요소(Tb.Pf, trabecular bone pattern factor)를 구하였다. 이때 SMI는 골소주의 형태학적 특성을 나타내는 값으로 0이면 이상적인 판 형태, 3이면 막대 형태, 4면 점 형태를 나타낸다. Tb.Pf는 해면골의 연결성을 나타내는 값으로 낮은 값이면 연결성이 높고, 높은 값이면 연결성이 떨어진다는 것을 나타낸다. 피질골의 구조적 파라미터로써 MMI(mean polar moment of inertia)와 Cs.Th(cortical bone thickness, mm)를 구하였다. 다음으로 동일 개체의 동일 부위에서 골의 구조적 변화를 추적 관찰하기 위하여, 생체 내 미세단층촬영 시스템으로부터 획득한 단면영상으로부터 해면골의 3차원 형상을 재건 후 분석하였다. 이때 해면골의 3차원 형상을 구현하기 위하여 Mimics12.0(Materialise NV, Belgium)을 사용하였다.

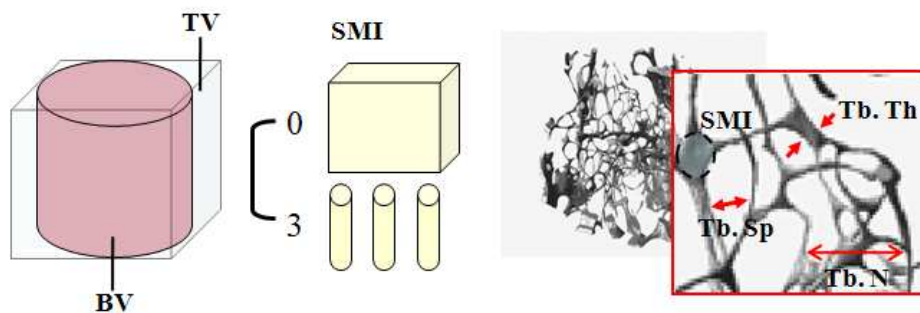


그림 4.5. 골다공증과 관련된 파라미터

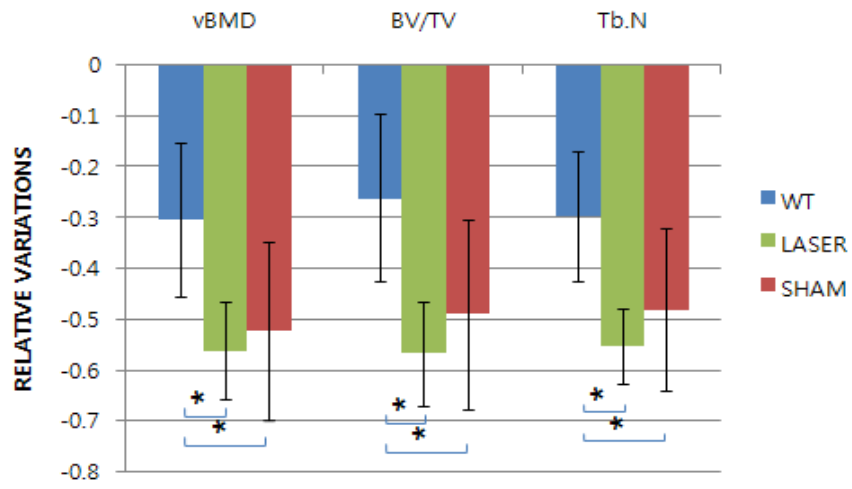
4.1.2.6 통계처리

레이저의 치료효과를 검증하기 위하여 0주의 값을 기준으로 하여 각 시기의 변화율을 계산하였다. 각 그룹의 차이를 비교하기 위하여 ANOVA를 수행하였고 각 그룹 간 차이를 비교하기 위하여 Duncan을 수행하였다. 또한 정규성을 따르지 않을 경우 그룹간 비교 시 비모수 검정인 Kruskal Wallis 검정을 수행하였다. 이때 각 그룹사이의 차이를 비교하고 Mann-Whitney 검정을 수행하였다. 이때 유의수준은 0.5로 하였다.

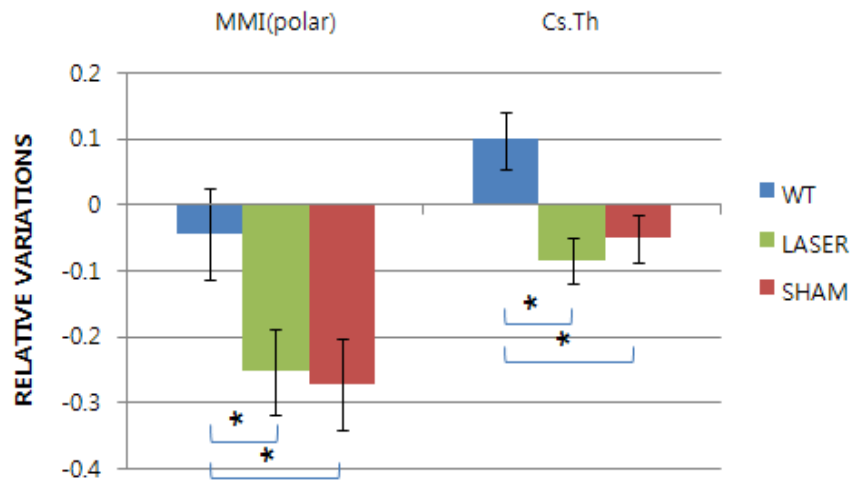
4.1.3 실험결과

해면골과 피질골의 구조적 파라미터 결과를 표 4.1에 나타내었다. 공동신경절제술 시행 이후의 구조적 파라미터의 변화율과 vBMD 변화율을 그림 4.6과 같이 구하였다.. 그 결과 공동신경절제술을 시행(LASER군과 SHAM군)하면 WT군에 비하여 해면골 vBMD, BV/TV, Tb.N와 피질골의 MMI, Cs.Th가 유의하게 감소함을 확인 할 수 있었다($p < 0.05$). 또한 LASER군과 SHAM군 사이에는 유의한 차이가 없음을 확인 할 수 있었다. 이로써 공동신경절제술은 해면골 및 피질골의 양적, 질적 손실을 야기함을 확인 할 수 있었다. 위와 같은 구조적 변화를 그림 4.7에서 확인 할 수 있다.

레이저의 자극의 효과를 알아보기 위하여 레이저 자극 전과 후의 구조적 파라미터 및 vBMD를 그림 4.8과 그림 4.9와 같이 구하였다. 그 결과 해면골의 vBMD경우 LASER군은 SHAM 군에 비하여 감소율이 유의하게 작았지만, WT 군과는 유의한 차이를 보이지 않았다($p < 0.05$). BV/TV, Tb.Th, Tb.N의 경우 LASER군은 WT군에 비해서는 유의하게 감소율이 컸으나, SHAM군에 비하여 유의하게 감소율이 작음을 확인할 수 있었다($p < 0.05$). 피질골의 MMI경우 LASER군은 SHAM군에 비해서는 유의하게 감소율이 작았지만 WT과는 유의한 차이가 없음을 확인할 수 있었다($p < 0.05$). 또한 Cs.Th의 경우 LASER군은 WT에 비하여 유의하게 작았지만 SHAM군에 비해서는 유의하게 큼을 확인할 수 있었다($P < 0.05$). 위와 같은 구조적 변화를 그림 4.7에서 확인 할 수 있었다.



(a) 해면골



(a) 피질골

그림 4.6. 골다공증 유발 여부를 확인하기 위한 구조적 파라미터 및 vBMD 변화율

* : significant difference (p<0.05)

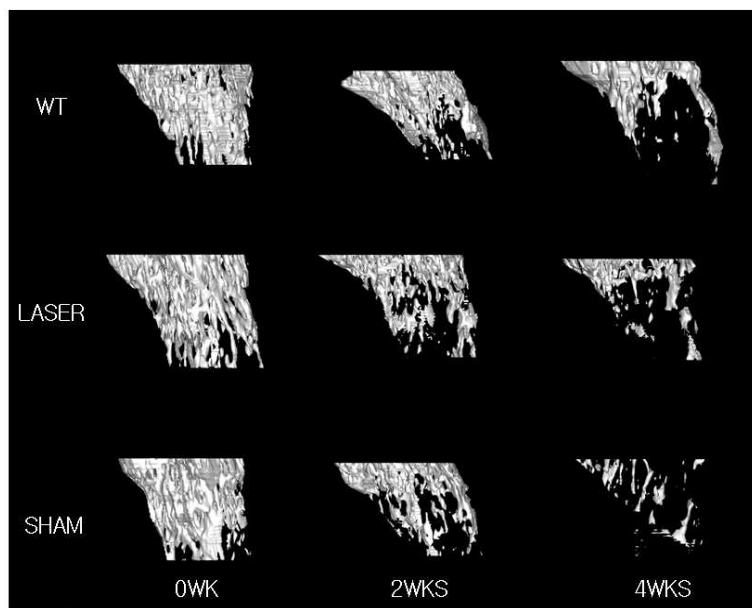


그림 4.7 구조적 변화

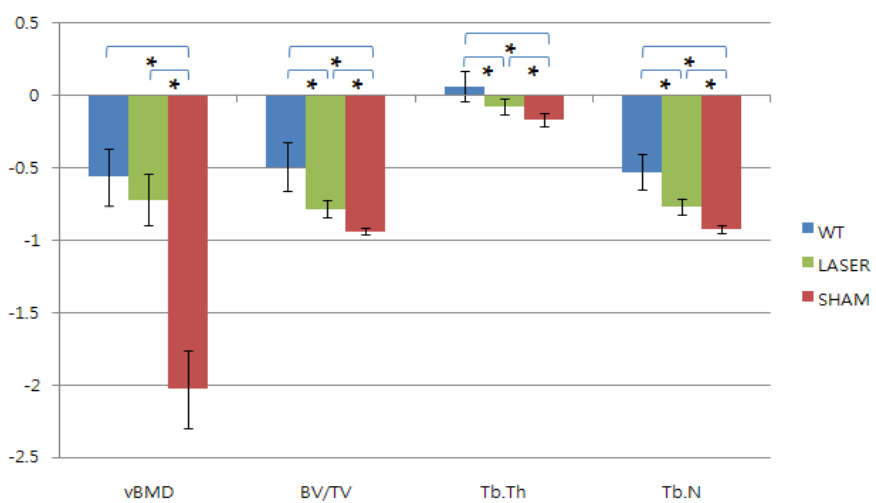


그림 4.8. 해면골의 구조적 파라미터 변화,

a : WT vs. SHAM, b : WT vs. LASER, c : LASER vs. SHAM ($p < 0.05$)

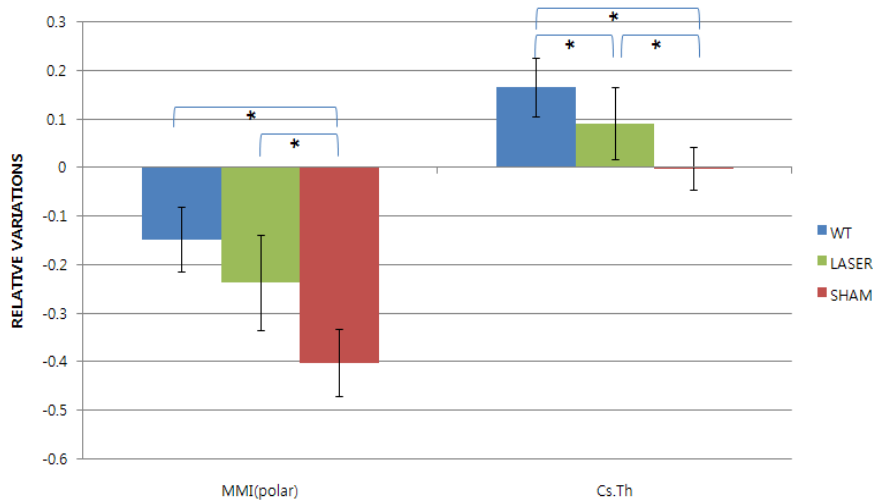


그림 4.9 피질골의 구조적 파라미터 변화,

a : WT vs. SHAM, b : WT vs. LASER, c : LASER vs. SHAM ($p < 0.05$)

4.1.4 결론

본 실험에서는 최소 침습형 레이저 침이 골다공증 치료에 미치는 영향에 대하여 알아보았다. Nagasawa[45]는 쥐 대퇴골에 구멍을 내서 5개의 레이저를 조사한 후 그 효과에 대한 연구를 수행하였다. 그 결과 Nd:YAG 레이저, GaAlAs 레이저, HeNe 레이저에서 해면골의 형성이 활발해졌으며, 뼈 잔기둥을 관찰하여 레이저가 뼈의 회복을 돕는다는 것을 확인하였다. 이때 BMP(bone morphogenic protein)을 자극시키고 뼈생성 활동을 증가시킴으로써 미분화된 중배엽 세포를 뼈모세포로 변화시켜 뼈의 회복을 돕는다는 것을 확인하였다. Yamada[46]는 뼈모세포 세포에 장기간 레이저 자극을 가하면 칼슘 축적이 강화되었다는 것을 확인하여 레이저가 뼈모세포에 긍정적인 영향을 미침을 확인하였다. Ozawa[47]는 osteoblast-like cell에서 배양된 세포에 레이저를 조사하여 이때 세포 증식과 ALP 활성도, 콜라겐 함양이 증가됨을 확인하였다. 또한 칼슘과 인의 양이 증가됨을 확인하였다. Trelles[48]와 Luger[49]의 연구에서는 레이저가 골절치료 속도를 향상시킬 수 있음을 보였다. 이로써 레이저가 뼈를 생성하는데 긍정적인 영향을 미칠 수 있음을 확인하였다.

하지만 대부분의 동물 연구에서는 피부조직을 절개하여 손상된 부위를 노출시켜 직접 레이저를 조사하는 방법을 사용하였으며 골다공증과 같이 손상되지 않은 뼈에 레이저의 효과에 대한 연구는 많지 않았다. 체외에서 레이저를 조사하면 생체 조직의 광학적 특성에 의하여 빛이 반사, 흡수, 산란 되어 뼈까지 도달하는 에너지는 크지 않다. 이에 따라 레이저를 이용한 치료를 위해서는 강한 에너지의 레이저를 사용하거나 오랜 시간동안 레이저 자극을 가해야 하는 한계를 갖고 있었다. 본 연구에서는 이와 같은 한계를 극복하기 위하여 레이저를 뼈에 직접 조사할 수 있는 최소 침습형 레이저 칩 시스템을 고안하여 실험하였다.

본 연구의 결과 LASER군과 SHAM군을 비교하면 해면골의 vBMD 감소가 유의하게 억제됨을 확인 하였다. 이로써 레이저 자극은 골다공증으로 인한 무기질(mineral) 손실을 억제할 수 있음을 알 수 있었다. 또한 LASER군의 BV/TV, Tb.Th, Tb.N의 감소가 SHAM군에 비하여 유의하게 억제되었다. 이는 LASER군의 해면골 양적, 질적 구조를 유지 시켜줄 수 있음을 나타낸다. 또한 피질골의 MMI와 Cs.Th역시 LASER군이 SHAM군에 비하여 유의하게 크다는 것을 확인하였다. 이는 LASER군의 피질골의 구조적 손실과 기계적 강도의 약화되는 것을 방지할 수 있다는 것을 나타낸다. 이와 같이 레이저 자극은 골다공증으로 인한 해면골과 피질골의 구조적 약화와 기계적 강도의 약화를 방지 할 수 있다는 것을 확인 할 수 있었다.

본 연구에서는 피부를 절개하지 않고 레이저를 직접 뼈에 자극시키는 시스템을 사용하여 체외에서 레이저 조사 시 발생할 수 있는 에너지 손실을 최소화하여 최대한의 에너지를 뼈에게 자극을 가하도록 하였다. 기존의 in-vivo 연구에서는 체외 또는 피부를 절개하여 직접적으로 레이저 자극을 가하였을 경우 손상된 뼈의 치료에 긍정적인 효과를 보임을 보였다. 또한 in-vitro 연구에서는 레이저가 뼈생성에 긍정적인 효과를 보임을 보였다. 이와 같은 기존의 여러 연구에서 보여줬던 레이저의 뼈생성 및 뼈치료에 긍정적인 결과들로 인하여 골다공증 치료에 도움을 줄 것으로 기대되었다. 하지만 Diniz et al.[50]는 골다공증 걸린 뼈에 레이저 자극만을 가하였을 경우 골다공증 치료에 효과가 없음을 보였다. 또한 Reno et al.[51]는 골다공증이 걸린 쥐에게 운동만을 시킨 골다공증 치료 효능과 운동과 레이저 자극을 가한 쥐의 치료 효능 사이에는 차이가 없었다고 보고하여 레이저의 골다공증 치료효과가 미비함을 보였

다. 하지만 본 연구에서는 레이저의 골다공증 치료 가능성을 보여주었다. 이와 같은 결과의 차이점은 본 연구와 Diniz et al.[50] 과 Reno et al.[51] 연구에서 사용한 레이저의 자극 파라미터들이 다르기 때문으로 생각되기도 하지만 가장 큰 차이점은 레이저의 자극 방법이다. 기존 연구에서는 체외에서 자극을 가하였고, 본 연구에서는 뼈에 직접적으로 자극을 가하였다. 이와 같은 레이저 자극 방법의 차이로 인하여 뼈에 도달하는 에너지의 차이가 발생하기 때문에 결과의 차이가 발생한 것으로 생각된다.

이번 연구를 통해 침습적인 레이저 침이 골다공증 치료에 긍정적인 영향을 끼친다는 결과를 얻을 수 있었다. 따라서 이와 같은 치료 방법을 사용한다면, 지속적인 약물투여에 따른 부작용의 문제가 있는 약물치료를 대체할 수 있을 것이다. 또한 약물과 병행 사용하면서 부가 효과를 얻을 수 있을 것이다. 추후 인체에 직접 레이저 침을 적용하기 위해서는 골다공증 치료에 가장 적합한 레이저의 세기와 조사시간 등을 알아보는 추가적인 실험과 함께 그 치료기전에 대한 연구가 필요할 것이다.

본 연구에서는 피부를 절개하지 않는 최소 침습적인 레이저 자극을 가하기 위한 시스템을 고안하였고, 그 시스템을 이용하여 뼈에 직접적으로 자극을 가하여 레이저의 골다공증 치료 가능성을 평가한 최초의 연구라는 점에 그 의의가 있다고 사료된다.

제 5 장 결 론

1998년 서양의학에서 공식적으로 침 치료를 인정하는 커다란 발전이 있었다. 미국 국립보건원(National Institute of Health: NIH)의 Consensus Conference에서 수술 후 오심과 구토, 화학요법에 동반되는 오심과 구토, 수술 후 치통에 효과적이라는 사실이 입증되었다[2]. 또한, 침 치료가 부작용이 드물고 전통적인 치료법과 비교해서 훨씬 매력적이라고 평가하였다[3]. 침술의 효과가 인정받기 시작하면서 전기, 자기장, 적외선, 레이저, 초음파 등을 이용한 전기침, 자기장(또는 자석)침, 적외선 침, 레이저 침, 초음파 침 등이 전통적인 침술의 보조 및 대체 수단으로 개발되고 사용되어 왔다. 특히, 레이저 침은 needle을 사용하는 전통적인 침과 같이 경혈(acupuncture point)을 자극하여 통증이나, 근육의 긴장, 오심(nausea) 그리고 불안까지 치료하는데 도움이 되어 침 치료와 서로 상호보완적으로 널리 사용되어 왔다. 하지만, 비 침습적인 레이저침은 needle을 사용하는 전통적인 침과 같이 경혈(acupuncture point)을 사용한다는 공통점은 있지만, 전통적인 침술과 비교하여 침습적인 시술효과를 기대할 수 없는 문제점이 있었다. 본 연구에서는 침관에 초미세 광파이버를 삽입하여 일반 침과 같이 여러 환부나 경혈점에 동시에 자극을 줄 수 있는 멀티채널 레이저 프로브 시스템을 개발하였다. 먼저, 이 시스템을 이용하여 비 침습적 레이저 자극과 수기 자극에 대한 경락 전기반응 특성을 비교해 보았다. 이는 비 침습적 레이저의 치료 효과의 유효성을 검증해 보기 위해서였다. 이를 위하여 수양명대장경 상에 수기 자극 시, 침술과정 동안 시술자와 피시술자의 전기적 접지 및 절연상태에 따라 피시술자의 경락전위변화를 측정하고, 비 침습적 레이저자극에 대한 전위를 각각 비교하여 침술과정과 효과에 미치는 영향에 대하여 알아보았다. 그 결과 비 침습적 레이저 자극에 대한 전위는 접지여부 및 연속/불연속 자극에 관계없이 자극전과 자극후의 전위패턴에서 즉각적인 유의한 전기반응이 나타나지 않다. 이는 비 침습적 레이저 자극이 경락의 전기반응에 영향을 주기 어렵다는 것을 시사한다. 경락의 전기반응에 변화를 줄 수 없다는 것은 경락에 유효한 반응을 유도할 수 없으며 수기자극과 같은 침술효과를 기대하기 어려울 것으로 판단된다. 이 실험을 통하여

비 침습적으로 조사된 레이저 빛은 피부 조직 내의 광학적 특성에 의하여 산란, 흡수, 반사 되어 원하는 만큼의 에너지를 환부에 전달하기 어렵다는 것을 확인할 수 있었다. 즉, 치료에 필요한 충분한 양의 에너지를 환부에 전달할 수 없는 문제점을 확인할 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 다음으로 이러한 문제를 해결하여 좀 더 효율적이고 안전하며, 뜸과 침의 효가를 동시에 줄 수 있는 최소 침습형 다 채널 레이저 침 시스템을 제작하였다. 이를 위하여 먼저 단 채널 레이저 침을 제작하였으며, 바늘 침과 같이 동시에 여러 환부를 치료하기 위하여 멀티 채널 레이저 침을 제작하였다. 완성된 최소 침습형 다채널 레이저 침 시스템을 이용하여 침습형 레이저 침이 치료에 어떠한 유효한 반응을 일으키는지 알아보기 위하여 골다공증 치료에 응용하여 동물실험을 하였다. 그 결과, 최소 침습형 레이저 침 자극을 가한 쥐에서는 대조군과 비교하여 확연히 BV/TV, Tb.N의 감소가 억제되고, Tb.Th는 증가하였으며, SMI와 Tb.Pf가 감소하였다. 위의 결과로 부터 최소 침습형 레이저 침은 골다공증으로 인한 골손실을 줄여주고, 해면골의 연결성이 떨어지는 것을 억제시켜 골다공증의 진행을 억제시킬 수 있다는 결과를 얻을 수 있었다. 두 실험을 통해 레이저 침 자극이 침습적으로 자극을 주었을 경우, 골다공증 치료와 같이 효과가 있었으나, 비 침습적으로 레이저를 조사하였을 경우, 피하조직에 레이저 출력이 집중되지 않고, 산란과 같은 광학적 특성으로 인해 전기 반응을 유도하기 어려워 수기 자극과 같은 침술 효과를 기대하기 어려웠다. 이를 통해 최소 침습적인 레이저 침이 비 침습적인 레이저 침보다 더욱 효과가 있음을 입증할 수 있었다.

이 시스템을 이용하면, 구조적인 특성상 치료할 부위가 피부나, 근육, 뼈에 의해 가려져 레이저를 조사하기에 어려웠던 질환들에 대하여 직접 환부에 레이저를 조사하여 그 문제를 해결할 수 있다. 또한, 레이저와 침에 의한 온열자극 및 침 자극에 의한 효과를 동시에 얻을 수 있어 침의 상호 보완적 수단으로 사용 될 수 있을 것이다. 마지막으로 레이저의 파장과 세기를 치료 목적에 맞게 조절할 수 있게 됨에 따라 안정한 치료가 가능하게 될 것이며, PDT에 응용함으로써 암 치료에도 많은 효과를 기대할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] G. A. Ulett, J. Han and S. Han "Traditional and evidence-based acupuncture: history, mechanisms, and present status.", *South. Med. J.* Vol.91, pp.1115-1120, 1998.
- [2] NIH Consensus Conference Acupuncture, *JAMA*, Vol. 280, pp.1518-1524, 1998.
- [3] H. Yamashita, H. Tsukayama, N. Hori, T. Kimura and Y. Tanno, "Incidence of adverse reactions associated with acupuncture.", *J Altern Complement Med*, Vol.6, pp.345-350, 2000.
- [4] 이용흠, 고수복, 정석준, 정동명. "경락상태진단을 위한 경락의 전위변화 분석", *Vol.23(5)*, pp.405-412, 2002.
- [5] Pomeranz B, Chiu D, "Naloxone blockade of acupuncture analgesia: endorphin implicated", *Life Sci.* Vol.19, pp.1757-1762, 1976.
- [6] Mayer DJ, Price DD, Rafil A, "Antagonism of acupuncture analgesia in many by the narcotic antagonist naloxone", *Brain Res.* Vol.2, pp.368-372.
- [7] Pomeranz B, "Wissenschaftliche Grundlagen der Akupunktur", Springer, Berlin-Heidelberg-New York-London-Paris-Tokio-Honhkong, 1998.
- [8] Irnich D, Beyer A, "Neurobiologische Grundlagen der Akupunkturanalgesie", *Schmerz*, Vol.16, pp.93-102, 2002.

- [9] Gerhard L, Detlef S, "Laserneedle-Acupuncture Science and Practice", Medical Korea, pp. 18, 2007.
- [10] Tuner J, Hode L, "Low Level Laser Therapy: Clinical Practice and Scientific Background", Grangesbeg Sweden: Prima Books, 1999.
- [11] Gam AN, Thorsen H, Lonnberg F, "The effect of low-level laser therapy on musculoskeletal pain: a meta-analysis", Pain, Vol.52(1), pp.63-66, 1993.
- [12] 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, Vol.5(4), pp.301-304, 1989.
- [13] Seung-Ho Yi, "Review of Domestic Papers on Low level laser therapy: mainly focused on laser apparatus", The Korean Journal of Meridian and Acupoint, Vol.22(2), pp.163-181, 2005.
- [14] Derr V E et al. "Free radical occurrence in some laser-irradiated biologic materials.", Federal Proc, Vol.24(1)(Suppl 14), pp.00-103, 1965.
- [15] Lubart R et al. "A possible mechanism of Low Level Laser-Living Cell Interaction." Laser Therapy, Vol.2(2), pp.65-8, 1990.
- [16] Kudoh Ch et al. "Effects of 830nm Gallium Aluminium Arsenide Diode Laser Radiation on Rat Saphenous Nerve Sodium-Potassium-Adenosine Triphosphatase Activity: A Possible Pain Attenuation Mechanism Examined." Laser Therapy, Vol.1(2), pp.63-7, 1989.

[17] Passarella S et al. "Increase of proton electrochemical potential and ATP synthesis in rat liver mitochondria irradiated in vitro by helium-neon laser." FEBS Letters, Vol.175(1), pp.95-9, 1984.

[18] Nasu F, Tomiyasu K, Inomata K, Calderhead R G. "Cytochemical Effects of GaAlAs Diode Laser Radiation on Rat Saphenous Artery Calcium Ion Dependent Adenosine Triphosphatase Activity." Laser Therapy, Vol.1(2), pp.89-92, 1989.

[19] Karu T, Andreichuck T, Ryabykh T. "Suppression of human blood chemiluminescence by diode laser irradiation at wavelengths 660, 820, 880 or 950nm." Laser Therapy, Vol.5(2), pp.103- , 1993.

[20] Abergel P et al. "Control of connective tissue metabolism by lasers: Recent developments and future prospects." J Am Acad Dermatol, Vol.11, pp.1142-50, 1984.

[21] Rochkind S, Nissan M, Razon N et al. "Electrophysiological Effects of HeNe Laser on Normal and Injured Sciatic Nerve in the Rat." Acta Neurochir. (Vienna), Vol.83, pp. 125-30, 1986.

[22] Karu T et al. "Biostimulation of HeLa-cells by low-Intensity Visible Light." Nuovo Cimento, Vol.1D(6), pp.828- , 1982.

[23] Mester E et al. "The Biostimulating Effect of Laser Beam." Proc from Laser -81, Opto-Elektronik, Munich 1981.

[24] Kovacs I et al. "Laser-Induced Stimulation of the Vascularization of the healing Wound." Separatum Experientia, Vol.30, pp.341- , 1974.

- [25] Lederer H et al. "Influence of Light on Human Immunocompetent Cells In Vitro." Proc of Laser -81, Opto-Elektronik, Munich 1981.
- [26] Pourreau-Schneider N et al. "Helium-Neon Laser Treatment Transforms Fibroblasts into Myofibroblasts." Am J Pathol, Vol.137, pp.171- , 1990.
- [27] Jan Tuner, Lars Hode, "Laser Therapy:Clinical Practice and Scientific Background", 도서출판 정담, pp.79-114, 333-354, 2006.
- [28] Stadler I, Evans R, Kolb B et al. "In vitro effects of low-level laser irradiation at 660 nm on peripheral blood lymphocytes." Lasers Med Sci.. Vol.27, pp.255-61, 2000.
- [29] E. H. Hwang, S. T. Koo, I. H. Lee and I. S. Jang. "Biocompatibility of STS 304, 316 acupuncture needle.", The Korean Journal of Meridian & Acupoint, Vol. 24(1), pp.59-63, 2007.
- [30] 식품의약품안전청, 의료용구기준규격집, pp 265-288, pp 933, 2002.
- [31] Wasnich, R.P. Miller, "Antifracture efficacy of antiresorptive agents are related to changes in bone density", J Clin Endocrinol Metab, Vol.85, pp. 231-236, 2000.
- [32] Reginster, J., H. Minne, O. Sorensen, M. Hooper, C. Roux, M. Brandi, B. Lund, D. Ethgen, S. Pack, I. RoumagnacR. Eastell, "Randomized trial of the effects of risedronate on vertebral fractures in women with established postmenopausal osteoporosis. Vertebral Efficacy with Risedronate Therapy(VERT) Study Group", Osteoporos Int, Vol.11, pp.83-91, 2000.

- [33] Ito, M., A. Nishida, K. Aoyagi, M. Uetani, K. Hayashi, M. Kawase, "Effects of risedronate on trabecular microstructure and biomechanical properties in ovariectomized rat tibia", *Osteoporos Int*, Vol.16, pp.1042-1048, 2005.
- [34] Grady, D., B. Ettinger, E. Moscarelli, L. J. Plouffe, S. Sarkar, A. Ciaccia, S. Cummings, "Multiple Outcomes of Raloxifene Evaluation Investigators: Safety and Adverse Effects Associated with Raloxifene: Multiple Outcomes of Raloxifene Evaluation", *Obstet Gynecol*, Vol.104, pp.837-844, 2004.
- [35] Schairer, C., J. Lubin, R. Troisi, S. Sturgeon, L. Brinton, R. Hoover, "Menopausal Estrogen and Estrogen-Progestin Replacement Therapy and Breast Cancer Risk", *JAMA*, Vol.283, pp.485-491, 2000.
- [36] Lacey JV Jr, M. P., Lubin JH, Sherman ME, Troisi R, Hartge P, Schatzkin A, Schairer C, "Menopausal hormone replacement therapy and risk of ovarian cancer", *JAMA*, Vol.288, pp.334-341, 2002.
- [37] Porthouse, J., S. Cockayne, C. King, L. Saxon, E. Steele, T. Aspray, M. Baverstock, Y. Birks, J. Dumville, R. Francis, C. Iglesias, S. Puffer, A. Sutcliffe, I. Watt, D. Torgerson, "Randomised controlled trial of calcium and supplementation with cholecalciferol (vitamin D3) for prevention of fractures in primary care", *BMJ*, Vol.330, pp.1003, 2005.
- [38] Nagasawa A. Application of laser therapy in Density. In: *Low-Reactive Laser Therapy Practical Application*. Ed: T. Ohshiro. John & Sons. pp.76- , 1991.
- [39] Ozawa Y et al. "Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone formation in vitro.", *Proc SPIE*, pp.281-8, 1995;1984.

- [40] Lomnitski I, Bibiashevski E V. "Substantiation of the optimal exposure to monochromatic red light for stimulating osteogenesis.", *Stomatologiya(Rus)*, Vol. 2(61), pp.14- , 1982.
- [41] Yaakobi T et al. Promotion of bone repair in the cortical bone of the tibia in rats by low energy laser(He-Ne) irradiation." *Calcif Tissue Int.* Vol. 59(4), pp.297-300, 1996.
- [42] Horowitz I et al. "Infrared spectroscopy analysis of the effect of low power laser irradiation on calvarial bone defect healing in the rat.", *Laser Therapy*, Vol.8, pp.29(abstract), 1996.
- [43] Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G et al. "Low-energy irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells.", *Bone*, Vol. 22(4), pp.347-54, 1998.
- [44] Akai M et al. "Laser's effects on bone and cartilage change induced by joint immobilization: an experiment with animal model.", *Lasers Med Sci.*, Vol.21(5), pp.480-4, 1997.
- [45] nagasawa A. "Application of laser therapy in Dentistry. In: *Low-Reactive Laser Therapy Practical Application* ", Ed: T. Ohshiro, John Wiley & Sons, pp. 76-, 1991.
- [46] Bibikova A, Oron U. "Regeneration in denervated toad(*Bufo viridis*) gastrocnemius muscle and the promotion of the process by low energy laser irradiation", *The Anatomical Record*, Vol.241, pp. 123-8, 1995.

- [47] Ozawa Y et al. "Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone formation in vitro", Proc SPIE, pp. 281-8, 1995.
- [48] Trelles MA et al. "Bone Fracture Consolidates Faster With Low-Power Laser", Lasers Med Sci., Vol.7, pp. 36-45, 1987.
- [49] Luger EJ, Rochkind S et al. "Effect of low-power laser irradiation on the mechanical properties of bone fracture healing in rats", Lasers Med Sci., Vol.22(2), pp. 97-102, 1998.
- [50] Muniz Renno AC, de Moura FM, dos Santos NS, Tirico RP, Bossini PS, Parizotto NA. "The effects of infrared-830 nm laser on exercised osteopenic rats", Lasers Med Sci., Vol.21(4), pp. 202-7, 2006.
- [51] Diniz JS, Nicolau RA, de Melo Ocarino N, do Carmo Magalhães F, de Oliveira Pereira RD, Serakides R. "Effect of low-power gallium-aluminum-arsenium laser therapy (830 nm) in combination with bisphosphonate treatment on osteopenic bone structure: an experimental animal study", Lasers Med Sci., Vol.22, 2008.

ABSTRACT

Development and Application verification of Multi-channel Fine needle Laser Probe System for Minimal Invasive Surgery

Ryu, Yeon-hang
Dept. of Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

Currently, the acupunctures such as electricity needle, magnetic field needle, infrared ray needle, laser needle and ultrasonic wave needle have been used as an alternative tools for traditional acupuncture. However, it has not been achievable for non-invasive laser acupuncture the same medical treatment efficacy compared to the traditional acupuncture because it could not deliver sufficient radiation to the acupuncture points which are below the skin surface. Therefore, the object of the study is to improve the medical treatment efficacy of laser acupuncture and to apply more various clinical area by developing a multi channel probe laser system. To address the issue, we developed a multi channel fine needle laser probe system that could provide both thermal and acupuncture stimulation for the various acupuncture points simultaneously. Laser stimulation has been widely studied and used in clinic. However, electrical response by laser stimulation on meridians has not been investigated. In this study, we compared electric potential of laser and acupuncture stimulation on meridians. In point of electrical response, the laser stimulation was determined to be no acupuncture effect at meridian.

Key words : laser acupuncture, multi channel probe, fine needle, osteoporosis