

레이저 응용 - 의과학분야

(LASERS in Medical Science)

손 정 영*

(*한국과학기술연구원 광전자연구실장)

1. 서 론

레이저의 의과학분야에 응용 연구는 1970년 이후부터 활발히 이루어져서[1] 현재는 안과, 피부과, 산부인과, 정형외과, 소화기과, 비뇨기과, 신경외과, 일반외과 등 여러 의료분야에 이용되고 있다[2]. 의과학분야에 있어 레이저의 응용은 크게 검사, 수술 및 치료로 대별된다. 검사분야에 있어 레이저의 응용은 크게 검사, 수술 및 치료로 대별된다. 검사분야에 있어 레이저의 응용은 다른 과학 및 산업분야에서의 계측적 응용과 마찬가지로 레이저 빔의 Coherent(파면의 질서도가 시간 및 공간적으로 뛰어난 빛) 특성을 이용, 체내조직, 체액 또는 분비물 등의 화학성분변화, 색깔변화, 형태변위, 조직경도변화, 농도변화 등을 측정하여 질환의 발견 및 진행정도를 파악하기 위한 것이다. 검사는 체내 조직에 직접행하는 생체검사와 인체에서 수거한 샘플을 이용하는 검체검사로 세분된다.

레이저 수술은 레이저빔의 집속성과 고에너지성에 의한 국소적인 열작용을 이용하여 생체조직이나 근육의 절개 및 절단 그리고 혈관용고 및 지혈하는 것을 말한다. 레이저 수술은 통상 기존의 메스에 의한 것보다는 수술에 긴 시간이 소요되나, 필요 부위에만 빔을 전달할 수 있으므로, 환부의 크기를 극소화시킬 수 있고 지혈작용도 가지고 있다. 특히 광파이버를 이용한 내시경(Endoscope)에 의한 빔전달은 기존의 메스(Mess)에 의해서 아주 힘이 들었

거나, 큰 절개에 의해서만 가능했던 신체내부 부위와 같이 접근이 어려운 곳의 수술을 내시경의 외경(수 mm)에 해당되는 복개만으로도 가능하게 하므로, 수술팀의 환자의 체액 및 조직과의 접촉을 최소화 시키며, 수술이 간단하고 수술후 환자의 고통감소 및 회복도 빠르다. 레이저의 치료적인 응용은 수술과 동일한 열작용에 근간을 두고 있으나, 소위 LLLT(Low Level Laser Therapy)[3]로 알려진, 주로 낮은 에너지 레이저빔을 이용 인체의 맥점이나 피부를 침이나 뜸과 같이 자극시킴에 의해 피부나 근육의 통증제거 또는 환부의 완치를 촉진시키는 방법이다. 최근의 PDT(Photodynamic Therapy: 광선 역학적 치료)[4]는 인체내의 종양에 잘 모여드는 유도체(주로 Hematoporphyrin 유도체 또는 Photofrin II)를 이용, 이 유도체에 특정 파장의 레이저빔을 조사하여 광화학적 반응을 유도시킴으로서 종양 세포를 치료하는 연구가 진행 중이다.

우리 인체의 조직은 70 - 90%가 수분으로 구성되어 있으므로, 수술의 경우 열작용은 물분자에 의한 레이저빔 에너지의 흡수에 의해 일어나는 것으로 볼 수 있고, 치료의 경우는 피부의 색소, Oxy-hemoglobin, 헤모글로빈 등에 의한 흡수가 중요한 역할을 한다. 수술이나 치료의 경우 레이저빔이 인체조직으로 침투되므로, 레이저빔과 조직의 상호작용에 대한 이해가 중요하다. 본 논문에서는 레이저빔과 조직의 상호작용 그리고 여러 의학 분야에서

레이저의 응용현황에 대해 기술했다.

2. 조직과 레이저빔의 상호작용

조직(Tissue)표면은 레이저빔의 파장에 비해 거칠어서 레이저빔이 입사하면 표면에서 일부에너지가 반사와 산란에 의해 소멸되며, 그 나머지는 조직속으로 침투해 들어간다(그림 1 참조). 조직표면에서 반사와 산란의 정도는 표면의 거칠기정도와 굴절을 그리고 조사빔의 표면 입사각에 따라 정해지며, 조직속으로의 침투정도는 조직의 성분, 입사 레이저빔의 파장에 따라 달라진다. 레이저빔 에너지의 이용 효율면에서 보면, 조직표면에서 반사나 산란은 불필요한 것이나, 내시경에 의한 수술시 수술부위의 관측을 가능케하므로 아주 중요하다. 물체 내에서 레이저빔의 감쇄정도는[5]:

$$I = I_0 e^{-\sigma l}$$

로 표시되는데, 여기에는 I_0 는 조직표면에서 입사빔 강도, I 는 거리 l 만큼 침투시 입사빔 강도, σ 는 감쇄계수, l 은 침투깊이를 나타낸다. I_0/I 가 대략 0.37 정도가 되는 침투깊이 l 을 흡수장(Absorption Length)이라 하며, 0.1이 되는 길이를 소광장(EXTinction Length)이라 하는데, 소광장은 흡수장의 2.3배가 된다. l 의 파장 및 조직의 성분에 따른 변화가 그림 2[6]에 도시되어 있다. 그림 2는 다음 몇가지의 사실을 알려준다.

1. 수분을 제외한 다른 조직성분은 도시된 파장

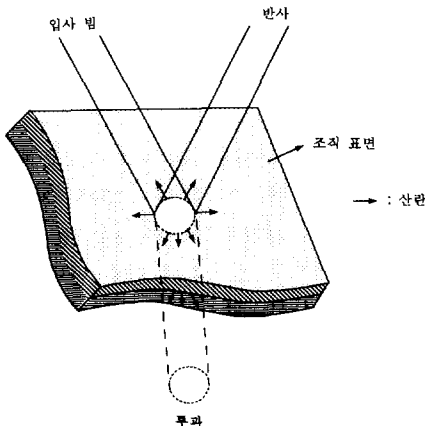


그림 1. 조직에의 레이저 빔 투과, 반사 및 산란

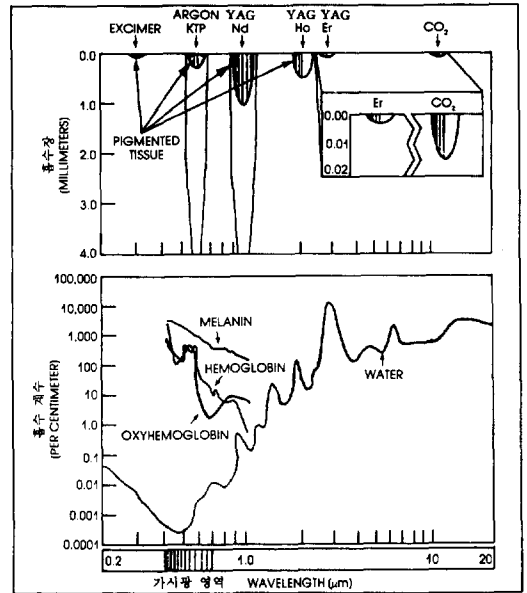


그림 2. 인체 조직성분의 파장에 대한 흡수장 및 흡수 계수

영역에서는 파장이 길어짐에 따라 감쇄율이 줄어들며, 수분의 경우는 가시광 영역을 중심으로 감쇄율이 좌우로 증가하는 경향을 보이고 있다. 조직의 절개 또는 절단을 요구하는 수술의 경우, 파장이 $1\mu\text{m}$ 이상인 레이저가 적합하다. 관절부의 수술과 같이 유체를 통해 수술부위에 접근이 가능한 경우는 레이저 Probe를 수술부위에 밀착시켜야 한다.

2. 가시광 영역에서는 피부의 색소, 피속의 헤모글로빈 등에 의한 감쇄가 큰 영향을 미친다. 레이저 치료의 경우는 가시광이나 가시광 영역에 가까운 레이저가 적합하나, 인간의 피부 특성은 개인에 따라, 공간적으로, 조직에 따라 다르고 또한 조사에 따른 생리적인 응답도 다르므로, 가장 좋은 치료효과를 얻기 위해서는 필요 파장대에 걸쳐 동조가 가능한 레이저를 사용하는 것이 바람직하다.

3. 파장이 $0.193\mu\text{m}$ 인 ArF 엑시머 레이저는 흡수장이 $1\mu\text{m}$ 이하, $2.94\mu\text{m}$ 인 YAG:Er는 $1\mu\text{m}$ 정도, $1.06\mu\text{m}$ 인 YAG:Nd는 1mm 정도, $2.1\mu\text{m}$ YAG:Ho은 0.5mm 이하, 녹색의 Ar-ion과 YAG:Nd의 제 2고조파는 대략 수 $100\mu\text{m}$ 이하 그리고 $10.6\mu\text{m}$ 인 CO_2 의 경우는 수십 μm 에 이른다. 실제 레이저빔의 조직내 침투깊이는 흡수장보다 훨씬 크므로, 레이

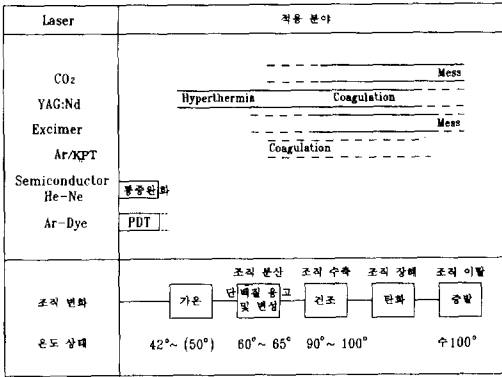


그림 3. 각종 의료용 레이저의 응용 분야 및 열작용에 의한 조직변화 및 온도 상태

저범 에너지의 수술부위 주변에서 멀리 떨어져 있는 정상조직까지, 열작용의 영향을 받게되므로 다른 문제를 야기시킨다. 그러므로 특정부위의 치료나 수술을 위한 레이저의 선정에는 1과 2항의 사실 외에도 수술부위의 광학적 특성도 고려하여야 한다. 그림 3은 개의 여러 부위의 정상 조직을 절단하여 파장에 따른 소광장을 비교한 것이다[7]. 부위에 따라 조직의 광학적 특성이 달라짐을 알 수 있다.

3. 의료용 레이저의 특징과 응용현황

조직내에서 흡수된 레이저의 빔에너지는 조직에 열작용을 일으킴으로 조직의 일부를 바리, 절단, 절개 또는 혈관을 응고시키며, 열팽창에 의한 충격파 또는 증발에 의한 압력파를 발생시켜, 담석 또는 결석제거를 가능케 하고, 광여기에 의한 화학작용으로 종양이나 통증을 치료가 가능토록 한다. 조직의 열에 의한 온도상승으로 제일 먼저 일어나는 가시적인 현상은 단백질 성분의 응고 및 변성이며, 그 다음 과도한 조직수축 및 체액손실로 인한 건조현상, 그리고 탄화현상을 거쳐 연기와 가스를 수반한 증발연소가 시작된다. 이 증발 연소 과정이 조직의 이탈을 야기시킨다[7]. 레이저의 메스적 응용은 고출력에너지를 집중시켜 이러한 변화과정을 순식간에 일어나도록 하여 국부조직을 바리, 절개, 또는 절단시키며, 일부 투과 에너지에 의한 주변 정상조직의 응고에 의한 출혈을 방지한다. 레이저빔을 집

속시, 그 집중점에서의 빔 사이즈는 파장의 수배내지는 수십배 정도 사이가 되어 실제 조직과 작용하는 체적은 아주 적다. 예로 조직내 침투깊이가 1mm 정도인 YAG:Nd 레이저의 경우는 집중점에서 빔 단면적을 1mm²으로 하면, 대략 1mm²인 체적의 조직내에서 빔에너지의 대부분이 소진되게 된다. 0°C의 물 1cc를 기화시키기 위해서는 대략 2674J의 에너지가 필요하므로, 상기에 예로 든 YAG:Nd 레이저의 경우 조직의 절단을 위해서는 약 2.7J의 에너지를 축적시켜야 한다. 엑사이머 레이저의 경우는 파장과 조직 침투깊이 모두가 YAG:Nd에 비해서 아주 짧으므로, 작용체적이 아주 적어 YAG:Nd보다 훨씬 적고 조직층 사이를 박리시킬 수 있을 정도의 수술도 가능하다.

2절에서 언급한 레이저빔 에너지의 조직내 침투깊이 정도에 따른 수술부위 주변 정상조직의 열에 의한 손상문제는 침투깊이가 짧은 파장의 레이저를 사용함에 의해 해결될 수 있으나, 엑사이머 레이저의 경우와 같이 너무 짧으면 지혈효과를 야기시키는 응고층의 형성이 불가능하므로 절개나 절단이 필요한 수술에는 좋지 않다. 그러므로 엑사이머, Ar-ion 그리고 YAG:Er 레이저의 경우는 정밀수술을 요하는 혈관성형술(Angioplasty), 망막용접 등 출혈이 없는 부분의 수술에 이용된다. 열손상을 줄이는 또다른 방법은 조직의 열이완 시간(Thermal Relaxation Time = $l^2/4k$, k 는 물의 열 확산율, 연 조직의 경우 열확산율은 물의 그것과 비슷)보다 짧은 폭을 가진 펄스를 발생하는 펄스레이저를 사용하는 것이다[5]. 이 방법은 레이저빔이 어떤 깊이 이상까지 도달하기 이전에는 빔이 중단되므로 침투깊이를 제한할 수 있다.

결석이나 담석 등의 제거를 위한 레이저수술의 경우는 열작용 그 자체보다는 이차적으로 일어나는 압력파나 충격파를 이용한다. 통상 침투출력이 10⁸W/cm² 이상이 되며, 펄스폭이 10⁻⁶초 보다 적은 단 펄스 레이저빔을 집중하여 아주 단단한 고형체의 일부분에 조사시키면 국부적으로 일어나는 갑작스런 열팽창효과로 인해 충격파가 발생, 폭발이 일어나므로, 큰 덩어리의 고형체가 가루로 변하게 된다[8]. 그러나 레이저 출력이나, 펄스폭 그리고 조사빔의 사이즈가 잘못 선택되면 고형체가 가루로 되기 보다는 파편으로 변해 살 속으로 파고 드는

경우도 생기므로 조심해야 한다. 치료용 레이저의 경우는 저출력 레이저인 적색 파장의 He-Ne 파 근적외 영역의 반도체 레이저가 주로 이용되고 있다. 아직 근본적인 치료의 원리는 규명되지 않고 있으나, 단백질과 콜라겐(Colagen) 합성을 증감, 세포 증식 및 성장의 증감, 세포의 이동도(Mobility) 증가, 막 전위(Membrane Potential) 증가 등을 야기시키는 것으로 판명되어 있고, 상처치유, 두통, 근육통, 치과 관련병, 류마티즘, 골관절염, 신경통, 뻘, 당뇨병 신경장애 등, 임상적으로는 60-90% 사이의 치유효과가 보고되고 있다[9]. 그림 4는 각종 레이저의 적용분야와 조직변화 및 온도상태와의 관계를 도시했다. 보통 메스적 응용에서는 조직이 탈이 일어나는 온도까지 가열되어야 하고, 통증치료 및 PDT의 경우는 체온 이하에서, 팽윤고는 단백질 응고 및 변성이 되는 온도에서 일어난다. 표 1

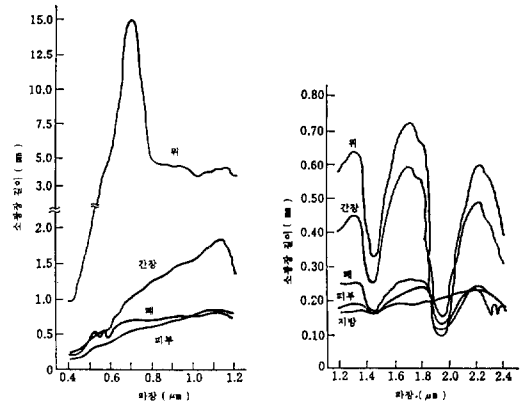


그림 4. 개(Dog)의 절단 조직표본의 가시, 근적외선 영역 스펙트럼 특성

표 1. 의료용레이저 기기 특징 및 용도

적용분야	사 용 레이저	주 파 장	연속출력 (W)	도 광 로	응고깊이 (mm)	발진상태	냉각방식	Probe	용 도
레이저 수술장치	CO ₂ 레이저	10.64μm	10~50	다관절 반사경 광학계 Alkali-Halide 결정 Fiber	<0.3	연 속	공 냉	다관절 반사에 의한 직접전송, He-Ne 가이드, 집광렌즈	외과수술 전반에 있어 Mess, μ-surgery, 뇌외과, 부인과, 응고, 혈관봉합
	Excimer (ArF)	193.4nm	~14J (펄스)	반사경 광학계	<수십um	펄스 수 100Hz 이하	공 냉	집광렌즈	각막조각, 다층조직 박리, 동맥내 수술
레이저 수술 장치 및 Coagulator	Nd-YAG 레이저	1064(nm)	5~120	석영파이버	5~15	연 속	수 냉 (저출력에서는 공냉)	석영파이버 He-Ne Laser 가이드에 의한 Fiber	외과수술 전반, 내시경, 복막경에 의한 수술, 비뇨기과, 혈관성형술, 충수염, 충치치료, 온열요법, 결석파괴
	Ar 레이저	488(nm) 514.5(nm)	<5	석영파이버 반사경 광학계	수 mm	연 속	수 냉	집광렌즈	안과(망막박리) 피부과(반점, 사마귀, 문신) 혈관 성형술
레이저 치료기	반도체레이저 He-Ne 레이저	780~910 (nm) 632.8(nm)	<수 100mW <수 10mW	Probe Tip 발광 석영파이버	5~10mm	연속, 펄스 (수 100Hz 이하)	자연방열	레이저 Holder	레이저 침, 통증, 담, 운동 기능장애등 기타
기 타	Ar-Dye, Xecl-Dye	630nm 577nm	<3 ~4.5W(펄스)	석영파이버	5~10	연속 펄스 (수 KHz)	수 냉	파이보 확산파이버	광화학적 암치료, 혈관성형술
	Au-Vapor YAG:Er YAG:Nd (SHG)	628nm 2940nm 532nm	~1J(펄스) 0.5~20	금속불화파이버	<수십um Ar레이저와 동일	10Hz 펄스(수 Hz)	수 냉	금속불화파이버 파이버, 집광렌즈	동맥내수술 Ar 레이저와 동일

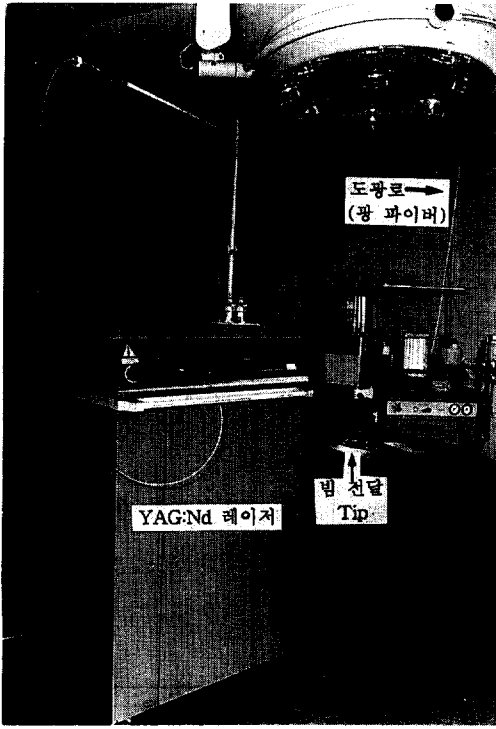


그림 5. YAG :Nd 레이저 수술기



그림 6. 반도체 레이저 치료기(치과적인 응용) 동양 메디칼(주) 제공

에 의료용 레이저기기의 특징과 용도를 종합해 놓았다. 그림 5는 YAG :Nd 레이저 수술기이며 그림 6은 반도체 레이저 치료기로 잇몸의 통증을 치료하는 장면이다.

레이저 치료 및 수술기에서 가장 중요한 구성부 중의 하나는 레이저 출력을 원하는 곳으로 전달해 줄 수 있는 도광로이다. 현재 도광로는 내시경의 형태로 레이저의 출력전달을 위한 Power Fiber, 환

표 2. 레이저에 의한 생체검사

분 류	응 용 예	측 정 기 술
조사·조명	폐암진단(백색광원보다 하수체의 색소 함오증 중앙에 예민)	레이저 투과 광량측정
광회절	시야측정	회절 무늬 분석시
공간섭	골격근의 구조요동, 단축파의 변위측정 고막진동 검사 홍곽면 미소변위측정(레이저 청진기) 안구각막두께 측정(He-Ne 레이저) 조직의 경도 측정 망막 해상력 측정(He-Ne 레이저) 혈관조영	근절(Sarcomere)의 변위 측정 호흡운동과 수반한 홍곽면의 미소변위 측정 0.55mm 정도의 두께 측정 간섭호를 이용한 광도계 간섭호 패턴이용 : 백내장안구의 시력 측정
선광	수양액 Glucose농도 측정	
산란	백내장입 자계측(Ne : Glass 레이저, He-Ne Laser)	후방산란 패턴측정
반사, 흡수 및 분광	동공 직경 측정 비관혈적 혈액성분 동정(CO ₂ 레이저) 국소혈행 동태 측정(Dye 레이저) 국소 대상 정보취득 발광 분광 분석	Speckle 분석, 위, 간장 따위의 조직내 Hb 정량, O ₂ 소비속도, O ₂ 포화도 측정

분 류	응 용 예	측 정 기 술
	광음향 분석 치료용 레이저 파장선택을 위한 조직 반사율 측정 산소포화도 측정 호흡증 알코올 검사 레이저 분광 내시경	레이저 마이크로 탐침자
형 광	심근의 흥분전위 측정 Hematoporphyrin 유도체 추사에 의한 암의 동정 레이저 형관내시경	초기 위암의 고유형광 Hematoporphyrin의 발광에 의한 암진단.
스펙클패턴	수정체 굴절이상 검사 고막 진동 해석	Electroic Speckle Pattern Interferometry
Holography	안전검사, 안구 홀로그램 고막진동해석 상악충 의치의 변형측정 교합력, 조작력 측정 발생시 구강내 진동해석 Endoscopic Holography System	내시경 Holography(Ruby 레이저)
Doppler	안전동맥의 혈류측정 국소 혈관내 혈류 Profile측정	Laser Doppler Velocimeter
기 타	M/W조사로 의한 Hyperthermia 치료시 종양부위 온도측정(He-Ne 레이저) 통각계, 온각계, 색각계 따위의 입력 극미약 광측정	광파이버 센서이용 필요 자극 Threshold치 측정 단일광자법

표 3. 레이저를 이용한 검체 검사

광학적 물리량	측 정 기 술	의 학 적 응 용
굴절측정	Refractometry	노의 비중측정, 혈액형 판정, 알콜 증기 측정
편광측정	Polarimetry	혈액 생화학 물질의 선광성 측정, 당, 단백질 정량
반사율 측정	Refractometry(직류전계 인가시 반사율 변화측정)	맥박측정, 색소측정, 혈구응집검사
레이저 분광	레이저 현미경 레이저 라만-, 형광-, 인광-Spectrum Photoacoustic Spectrometer	체액 성분 검사 위의 암병리 검사
형 광	Laser Immunfluorescence Assay	비타민, 효소, Steroid Hormon
레이저 Flow Microphotometry	Flourescence Activated-Cell Sorter Cytofluorograf Coulter EPICS	면역학, 종양학 세포분석

광학적 물리량	측 정 기 술	의 학 적 응 용
레이저 산란	Turbidimetry Nephelometry 광임펄스 응답 산란광 Intensity	항원항체 반응검출, 혈장 단백질량, 혈중약물 농도 및 고분자량 측정, 혈소판 응집검출 노증박테리아 크기, 혈구분석
도플라	LDV	정자 부영속도, 항원항체 반응검출
화상처리	카메라	혈구분별, CT상 해석, 세포진단용

부관찰을 위한 Image Bundle 그리고 환부의 상태 진단을 위한 광파이버 센서가 한개의 도관으로 묶여 있다. Power Fiber의 경우는 수술에 필요한 고출력 단펄스 레이저빔에 손상을 입지않을 높은 손상 한계치(Damage Threshold)를 가져야 하며, 사용 파장에서 전달손실이 적어야 한다. 현재 주로 쓰이고 있는 실리카 파이버는 코어 직경이 400 - 1000 μ m로 500 - 2100nm의 파장 영역에서 쓰이고 있으나, 500nm이하와 2100nm 이상에서는 실리카 파이버는 높은 손실을 나타내므로 도광로로 사용이 어렵다[10]. Image Bundle의 경우는 해상도가 20 선/mm 정도로 대략 10,000가닥의 파이버가 다발로 묶여있다.

레이저의 검사적응용으로는 레이저광의 특성인 회절, 간섭, 분광, 편광을 이용, 혈류의 속도 측정 및 혈구분석, 종양진단, 체액성분검사, 고막진동상태 측정, 시력측정, 세포분석 등 다양하게 이용되고 있다. 표 2와 3에 생체 및 검체검사 기술 및 종류를 종합해 놓았다.

4. 앞으로의 전망

레이저의 의학 및 의료분야로의 응용은 현재 급속히 진행되고 있고, 앞으로도 진행될 것이다. 현재 레이저빔 파장에 따른 조직과 상호작용 및 침투특성에 대한 보다 깊은 이해를 위해 광대역 동조가능한 Ti:Sapphire, 자유전자 레이저개발이 진행 중이며, 소형, 고출력 반도체 레이저의 급속한 발전은 각기 파장이 다른 반도체 레이저들의 조합에 의한 광대역 동조가능 레이저 의료기기의 개발이 가능케 할것이다. 또한 다른 전자 의료기기와 마찬가지로 레이저 의료기기도 진단과 수술 기능이 다채널 분석기와 결합된 스마트(Smart)화가 추진되어, 환부

의 상태를 실시간으로 계속 감시해가면서 수술과 치료를 병행가능케 할 것이다. 현재 개발되고 있는 금속 플로라이드, 중금속 할라이드 등의 새로운 광대역 광파이버의 등장은 보다 효율적인 레이저빔 에너지 전달 시스템의 개발을 가능케 하여 레이저 의료기기의 효용성을 높일 것이다. 검사분야에 있어서는 Flow Cytometry와 같이 복합검사 시스템의 개발이 촉진될 것 같다.

참 고 문 헌

- [1] L. Goldman and R. J. Rockwell, Jr, Lasers in Mdeicine, Cordon & Breach, New York, 1971.
- [2] D. L. Werth, "Laser Diodes Are Growing up", Photonics Spectra, V23, Is, 4, p133, 1989
- [3] J. R. Basford, "Low - Energy Laser Therapy, Controversies and New Research Findings", Lasers Surg, Med., V9, p1 - 5, 1989
- [4] S. L. Marcus, "Photodynamic Therapy of Human Cancer", Proceedings of IEEE, V80, No. 6, p869. 1992
- [5] T. F. Deutsch, "Medical Applications of Lasers", Physics Today, V41, No. 10, p56, 1988
- [6] J. M. Yarborough, "Taking The Confusion out of Matching Medical Lasers to Applications", Photonics Spectra, V26, Is, 10, p88, 1992
- [7] 實用レーザ技術, 櫻井健二郎 감수, 전자통신학회, コロナ사, 1983

- [8] D.J.Castro, "Minimally Invasive Laser Tumor Therapy Guided by Imaging Modalities", Optics & Photonics News, V3, No.10, p21, 1992.
- [9] J.R.Basford, "The Clinical Statuses of Low Energy Laser Therapy in 1989", J. of Laser Applications, V2, No.1, p57, 1990
- [10] B.P.McCann, T.G.De Hart and A. Krohn, "Medical Diagnosis and Therapy Tap The Talents of Optical Fiber", Photonics Spectra, V25, Is.3, p85, 1991



손정영(孫廷榮)

1950년 2월 11일생, 1973년 한국항공대학 졸업. 1973-1977 공군장교 1977-1980 KIST 연구원 1982-1985 Univ. of Tennessee 응용광학박사 1985-1989 Univ. of Tenn. Space Institute 선임연구원. 1989-현재 한국과학기술연구원 광전자연구실장(책임연구원).