

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS  
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA



*Proyecto Fin de Carrera*

**ESTUDIO DE CIRUGÍA LÁSER COLONOSCÓPICA  
APLICADA A LA RESECCIÓN DE TEJIDOS  
TUMORALES**

(Study of colonoscopic laser surgery applied to  
tumoral tissue resection)

Para acceder al Título de

**INGENIERO DE TELECOMUNICACIÓN**

Autor: Mónica Abad Suero

Abril 2014



E.T.S. DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACION

## INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN

### CALIFICACIÓN DEL PROYECTO FIN DE CARRERA

**Realizado por: Mónica Abad Suero**

**Director del PFC: José Luis Arce Diego**

**Título: "Estudio de cirugía láser colonoscópica aplicada a la resección de tejidos tumorales"**

**Title: "Study of colonoscopic laser surgery applied to tumoral tissue resection"**

**Presentado a examen el día: 15 de abril de 2014**

para acceder al Título de  
INGENIERO DE TELECOMUNICACIÓN

#### Composición del Tribunal:

Presidente (Apellidos, Nombre): Fanjul Vélez, Félix

Secretario (Apellidos, Nombre): Arce Diego, José Luis

Vocal (Apellidos, Nombre): Artal Latorre, Eduardo

Este Tribunal ha resuelto otorgar la calificación de: .....

Fdo.: El Presidente

Fdo.: El Secretario

Fdo.: El Vocal

Fdo.: El Director del PFC  
(sólo si es distinto del Secretario)

Vº Bº del Subdirector

Proyecto Fin de Carrera Nº  
(a asignar por Secretaría)

*Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el proyecto del Plan Nacional de I+D+i "Estudio de las propiedades ópticas y magnéticas del ZnO impurificado con metales de transición y sus aplicaciones en biomedicina" (MAT2012-38664-C02-01), así como, por la Fundación San Cándido.*

# AGRADECIMIENTOS

Quiero aprovechar este espacio para agradecer profundamente a todas las personas que me han brindado su ayuda, y que me han apoyado a lo largo de estos años en el logro de mi ansiada meta, la finalización de Ingeniería Superior de Telecomunicación.

En primer lugar, quiero mencionar a mi tutor, José Luis Arce, que tanto me ha ayudado a la realización de mi Proyecto Fin de Carrera.

También muestro un gran agradecimiento al hospital de Laredo, en especial a los doctores José Gómez Ortega y Marta Cobo, que con mucha amabilidad por su parte me proporcionaron toda la información colonoscópica necesaria.

Agradezco a mis padres, y en especial a mi madre, por todo ese apoyo incondicional y por su confianza plena hacia mí, celebrando mis éxitos y restando importancia a los fracasos de mi carrera universitaria.

Agradezco a mis tres hermanos y a mis cuñadas por su preocupación y dedicación, y en especial a Aquí y Adela por sus continuos favores y por su ayuda hospitalaria para la realización de mi trabajo final.

A mis seis sobrinos, a María, a Pedro, a Víctor, a Álex, a David y a Hugo, por sacarme una sonrisa cuando no tenía un cuatrimestre ideal.

A mis tíos, Pili y Mari que son como mis segundos padres, por brindarme su ayuda durante mis estudios, y a mi primos José M<sup>a</sup> y Cris, que son como hermanos, por confiar en mí.

No olvido a mis amigos de verdad, que siempre han estado a mi lado en este camino y que se alegran mucho por este logro.

Por último, quiero dedicar mi proyecto de una manera muy especial a mi abuela Pilar:

Porque tú me apoyaste;

Porque tú creías en mi;

Porque estabas orgullosa de mi;

Porque tú celebrabas mis aprobados como si fueran tuyos propios y mis suspensos no te dejaban dormir;

Porque tú me ayudaste económicamente;

Porque siempre te preocupabas acerca de mis estudios;

Porque me adoras y yo te quiero con locura;

Por todo esto y más, gracias abuelita, y gracias a todos de corazón, sois muy importantes para mí.

# INDICE

	<b>Páginas.</b>
<b>CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN GENERAL.....</b>	<b>1</b>
1.1 Antecedentes históricos.....	1
1.2 Motivación.....	2
1.3 Objetivos.....	3
1.4 Estructura.....	3
<b>CAPÍTULO 2: INTERACCIÓN LUZ-TEJIDO BIOLÓGICO.....</b>	<b>4</b>
2.1 Introducción.....	4
2.2 Propiedades Ópticas Fundamentales.....	4
2.2.1 Índice de Refracción.....	5
2.2.2 Refracción y Reflexión.....	5
2.2.3 Scattering.....	5
2.2.3.1 Scattering de Rayleigh.....	6
2.2.3.2 Scattering de Mie.....	6
2.2.4 Absorción.....	7
2.3. Transporte de la luz.....	7
2.3.1 Tipos de Luz: Luz coherente y Luz incoherente.....	8
2.3.2 Soluciones a la ecuación de transporte de luz.....	8
2.3.2.1 Luz incidente y luz difusa.....	8
2.3.2.2 Absorción dominante.....	9
2.3.2.3 Dispersión dominante.....	9
2.3.3 Tiempo de propagación de pulsos de luz.....	9
2.4 Propiedades de los tejidos.....	9
2.4.1 Índice de refracción.....	9
2.4.2 Propiedades de scattering.....	10
2.4.3 Propiedades de absorción.....	11
2.4.3.1 La ventana terapéutica.....	12
2.4.3.2 Propiedades de absorción de los componentes del tejido.....	12
2.5 Interacciones de la luz con el tejido.....	13
2.5.1 Interacciones de la luz con tejidos de gran difusión.....	14
2.5.1.1 Onda continua de luz.....	14
2.5.1.2 Luz Polarizada.....	14
2.5.1.3 Pulsos cortos de luz.....	14
2.5.1.4 Ondas de densidad de fotones.....	14
2.5.2 Interacciones opto-térmicas.....	15
2.5.2.1 Efectos opto-térmicos y opto-acústicos.....	15
2.5.3 Índice de refracción en los tejidos.....	15
2.5.4 Fluorescencia.....	16
2.5.5 Estados de energía vibracional y de excitación.....	16
2.5.6 Difusión de luz dinámica.....	17
2.5.6.1 Difusión de luz cuasi-elástica.....	17
2.5.6.2 Espectroscopia de onda difusa.....	17
2.6 Mecanismos de interacción.....	18
2.6.1 Interacciones fotoquímicas.....	18
2.6.1.1 Terapia Fotodinámica.....	19

2.6.1.2	Bioestimulación.....	19
2.6.2	Interacciones térmicas.....	19
2.6.2.1	Termoterapia laser intersticial.....	20
2.6.3	Fotoablación .....	20
2.6.4	Ablación inducida por plasma .....	21
2.6.5	Fotorruptura .....	21
2.6.5.1	Formación de plasma.....	21
2.6.5.2	Generación de ondas de choque.....	22
2.6.5.3	Cavitación.....	22
2.6.5.4	Chorro líquido a presión.....	22
2.7	Conclusiones.....	23
CAPITULO 3: TEJIDOS BIOLÓGICOS.....		24
3.1	Introducción.....	24
3.2	Tejido epitelial.....	25
3.2.1	Tipos de epitelios.....	25
3.2.1.1	Epitelios de revestimiento.....	25
3.2.1.2	Epitelios glandulares .....	26
3.3	Tejido conjuntivo o conectivo.....	27
3.3.1	Composición.....	27
3.3.1.1	Sustancia fundamental.....	27
3.3.1.2	Fibras.....	28
3.3.1.3	Células.....	28
3.3.2	Tipos de tejido conjuntivo.....	29
3.3.2.1	Tejido conjuntivo laxo.....	29
3.3.2.2	Tejido conjuntivo denso.....	30
3.3.2.3	Tejido adiposo .....	30
3.3.2.4	Tejido elástico.....	30
3.3.2.5	Tejido reticular.....	30
3.3.2.6	Tejido mucoso.....	31
3.3.2.7	Tejido hialino.....	31
3.3.2.8	Cartílago fibroso.....	31
3.3.2.9	Cartílago elástico.....	31
3.4	Tejido muscular.....	32
3.4.1	Tipos de tejido muscular.....	32
3.4.1.1	Músculo estriado o esquelético.....	32
3.4.1.2	Musculo cardiaco.....	33
3.4.1.3	Musculo liso.....	34
3.5	Tejido nervioso.....	34
3.5.1	Composición.....	35
3.5.1.1	Neuronas.....	35
3.5.1.2	Neurología.....	36
3.5.1.2.1	Astrocitos.....	36
3.5.1.2.2	Oligodendrocitos.....	36
3.5.1.2.3	Microglía.....	37
3.5.1.2.4	Células endimarias.....	37
3.5.1.3	Fibras Nerviosas.....	37
3.5.1.4	Nervios.....	37
3.5.1.5	Sistema nervioso autónomo.....	38
3.5.1.5.1	Sistema simpático.....	38
3.5.1.5.2	Sistema parasimpático.....	38
3.5.1.6	Ganglios nerviosos.....	38
3.5.1.6.1	Ganglios cefalorraquídeos.....	39

3.5.1.6.2	Ganglios del sistema nervioso autónomo.....	39
3.5.1.7	Sustancia blanca y sustancia gris.....	39
3.5.1.8	Meninges.....	39
3.6	La piel.....	40
3.6.1	Estructura de la piel.....	40
3.6.1.1	Epidermis.....	40
3.6.1.2	Membrana basal.....	41
3.6.1.3	Dermis.....	41
3.6.2	Anejos de la piel.....	42
3.6.2.1	Foliculo piloso.....	42
3.6.2.2	Glándula sebácea.....	42
3.6.2.3	Glándula sudorípara.....	42
3.7	Composición del tejido de colon.....	43
3.7.1	Capas de la pared intestinal.....	43
3.7.1.1	Muscular propia.....	43
3.7.1.2	Submucosa.....	43
3.7.1.3	Mucosa.....	43
3.7.1.4	Serosa.....	43
3.8	Conclusiones.....	43
CAPÍTULO 4: LÁSERES EN BIOMEDICINA.....		44
4.1	Introducción.....	44
4.2	Historia del uso del láser .....	44
4.3	Concepto de láser.....	45
4.3.1	Teoría física.....	45
4.3.2	Definición.....	46
4.3.2.1	Propiedades.....	46
4.3.3	Componentes.....	46
4.3.4	Láser continuo y pulsado.....	47
4.4	Tipos de láseres.....	48
4.4.1	Láser de estado sólido.....	48
4.4.1.1	Láseres de Neodimio.....	48
4.4.1.2	Láseres de Rubí.....	49
4.4.1.3	Láseres de disco.....	50
4.4.1.4	Láseres de fibra.....	50
4.4.1.5	Diodos láser.....	51
4.4.1.5.1	Diodos láser guiado por ganancia y refracción.....	52
4.4.1.5.2	Diodos láser de pozo cuántico.....	52
4.4.1.5.3	Diodos láser con retroalimentación distribuida y con reflectores de Bragg.....	53
4.4.1.5.4	Diodo láser de cavidad vertical.....	54
4.4.2	Láseres de estado líquido.....	54
4.4.3	Láseres de estado gaseoso.....	55
4.4.3.1	Láseres de He-Ne.....	55
4.4.3.2	Láseres de iones de gases nobles.....	55
4.4.3.2.1	Láseres de ion argón.....	56
4.4.3.2.2	Láseres de Ion Kriptón.....	56
4.4.3.3	Láseres de dióxido de carbono.....	56
4.4.3.4	Láseres excímeros de halogenuros de gases nobles.....	58
4.4.3.5	Láseres de nitrógeno.....	58
4.4.3.6	Láseres de vapores de metal.....	59
4.4.3.6.1	Láseres de Ion He-Cd.....	59
4.4.3.6.2	Láseres de Cu, Au, Pb y similares.....	59

4.4.3.7 Otros tipos de láseres.....	59
4.4.3.7.1 Láseres de electrones libres.....	59
4.4.3.7.2 Láseres de plasma.....	60
4.5. Aplicaciones en biomedicina.....	60
4.5.1 Dermatología.....	60
4.5.1.1 Resurfacing.....	60
4.5.1.2 Eliminación de tatuajes.....	61
4.5.1.3 Lesiones vasculares.....	62
4.5.1.4 Fotodepilación.....	63
4.5.1.4.1 Con láser de rubí.....	63
4.5.1.4.2 Con láser diodo.....	64
4.5.1.4.3 Con láser Alejandrita.....	64
4.5.1.4.4 Con láser ND-Yag.....	65
4.5.1.4.5 Con luz pulsada intensa.....	65
4.5.1.4.6 Terapia fotodinámica.....	66
4.5.2 Endoscopia.....	66
4.5.2.1 Láseres para aplicaciones diagnósticas .....	66
4.5.2.2 Láseres para la destrucción de tejidos insanos.....	66
4.6 Conclusiones.....	66
CAPÍTULO 5: LA FIBRA ÓPTICA EN MEDICINA.....	68
5.1. Introducción.....	68
5.2. La fibra óptica.....	69
5.2.1 Concepto.....	69
5.2.2 Estructura de la fibra óptica.....	69
5.2.2.1 Núcleo.....	69
5.2.2.2 Cladding.....	69
5.2.2.3 Cubierta.....	69
5.2.3 Tipos de fibra óptica.....	70
5.2.3.1 Fibra Monomodo.....	70
5.2.3.1.1 Fibra monomodo estándar.....	71
5.2.3.1.2 Fibra DSF.....	71
5.2.3.1.3 Fibra NZDSF.....	71
5.2.3.2 Fibra Multimodo.....	71
5.2.3.2.1 Fibra Multimodo de Índice Gradual.....	71
5.2.3.2.2 Fibra Multimodo de índice escalonado.....	72
5.2.4 Características de la transmisión de la fibra óptica.....	72
5.2.4.1 Atenuación.....	72
5.2.4.1.1 Absorción intrínseca.....	72
5.2.4.1.2 Absorción extrínseca.....	73
5.2.4.1.3 Scattering Rayleigh.....	73
5.2.4.1.4 Scattering de Mie.....	73
5.2.4.1.5 Pérdidas por curvaturas.....	73
5.2.4.1.6 Pérdidas por conexiones.....	73
5.2.4.2 Dispersión .....	74
5.2.4.2.1 Dispersión temporal intermodal.....	74
5.2.4.2.2 Dispersión cromática.....	74
5.2.4.2.3 Dispersión PMD.....	74
5.3 La fibra óptica en instrumentación médica.....	75
5.3.1 Origen del endoscopio.....	75
5.3.2 Creación del fibroscopio.....	75
5.3.3 Estructura del endoscopio.....	76
5.3.3.1 Fuentes de luz.....	77

5.3.3.1.1	Láseres para diagnóstico.....	77
5.3.3.1.2	Láseres para terapia.....	77
5.3.3.2	Detectores.....	77
5.3.3.2.1	Cámaras CCD.....	77
5.3.3.3	Fibra óptica.....	78
5.3.4	Sondas de fibra óptica .....	78
5.3.4.1	Tipos.....	79
5.3.4.1.1	Sondas de medida en reflexión.....	79
5.3.4.1.2	Sondas para medir la fluorescencia.....	80
5.3.4.1.3	Sondas combinadas.....	81
5.3.4.1.4	Sonda para espectroscopia de Raman.....	81
5.3.5	Extremos de fibra óptica.....	82
5.4	Conclusiones.....	84
CAPÍTULO 6: CIRUGÍA LÁSER COLONOSCÓPICA.....		85
6.1	Introducción.....	85
6.2	Concepto de Colon.....	85
6.2.1	Colon ascendente .....	86
6.2.2	Colon transverso.....	86
6.2.3	Colon descendente .....	86
6.2.4	Colon sigmoide.....	86
6.3	Enfermedades de colon.....	86
6.3.1	Cáncer colorrectal.....	87
6.3.2	Pólipos del colon.....	87
6.3.3	Colitis ulcerativa.....	87
6.3.4	Diverticulitis.....	88
6.3.5	Síndrome del intestino irritable.....	88
6.4	Cirugía para el cáncer colorrectal.....	89
6.4.1	Cirugía del colon.....	89
6.4.2	Colectomía abierta.....	89
6.4.3	Colectomía asistida por laparoscopia.....	89
6.4.4	Polipectomía y escisión local.....	89
6.4.5	Cirugía y otros tratamientos locales para las metástasis.....	90
6.4.5.1	Ablación por radiofrecuencia.....	90
6.4.5.2	Criocirugía (crioterapia) .....	90
6.5	Cirugía láser colonoscópica.....	90
6.6	Estudio del tratamiento de colon con luz láser.....	91
6.6.1	Método de Montecarlo.....	91
6.6.2	Resultados.....	91
6.7	Relación con la fibra óptica.....	96
6.8	Conclusiones.....	98
CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES FINALES.....		99
REFERENCIAS.....		101

# INDICE DE FIGURAS

## **Páginas**

Figura 2.1: Recorrido de la luz en dos medios con distinto índice de refracción.....	5
Figura 2.2: Scattering de Rayleigh vs Scattering de Mie.....	7
Figura 2.3: Representación gráfica de los distintos mecanismos de interacción entre la luz y el tejido.....	18
Figura 2.4: Generación de ondas de choque.....	22
Figura 3.1: Corte de tejido epitelial.....	25
Figura 3.2: Tipos de Epitelios de Revestimiento.....	26
Figura 3.3: Corte de epitelio glandular.....	26
Figura 3.4: Composición del tejido conjuntivo.....	27
Figura 3.5: Tejido conjuntivo propiamente dicho.....	29
Figura 3.6: Corte de tejido cartilaginoso.....	31
Figura 3.7: Corte de tejido muscular estriado.....	32
Figura 3.8: Partes del tejido muscular cardiaco.....	33
Figura 3.9: Estructura de la fibra muscular lisa. ....	34
Figura 3.10: Partes de una neurona.....	36
Figura 3.11: Tipos de ganglios nerviosos.....	38
Figura 3.12: Tipos de meninges.....	39
Figura 3.13: Estructura de la piel.....	40
Figura 3.14: El colon.....	43
Figura 4.1: Teoría física del láser.....	45
Figura 4.2: Componentes del láser.....	47
Figura 4.3: Emisión continua vs emisión pulsada.....	47
Figura 4.4: Láser de Neodimio.....	49
Figura 4.5: Láser de Rubí.....	49
Figura 4.6: Diodos láser.....	52
Figura 4.7: DFB y DBR.....	53
Figura 4.8: Láser VCSEL.....	54
Figura 4.9: Láser He-Ne.....	55
Figura 4.10: Láser de dióxido de carbono.....	56
Figura 4.11: Resultados de un resurfacing.....	61
Figura 4.12: Eliminación de tatuajes con láser.....	61
Figura 4.13: Eliminación de lesiones vasculares.....	62
Figura 4.14: Proceso de fotodepilación.....	63
Figura 4.15: Fotodepilación con láser de Nd-Yag.....	65
Figura 5.1: Realización de endoscopia.....	68
Figura 5.2: Partes de Fibra Óptica. ....	70
Figura 5.3: Tipos de Fibra Óptica. ....	70
Figura 5.4: Fibra Multimodo de Índice Gradual.....	71
Figura 5.5: Fibra Multimodo de Índice Escalonado.....	72
Figura 5.6: Fibroscopio.....	76
Figura 5.7: Estructura de endoscopio. ....	76
Figura 5.8: Sondas de medida en reflexión. ....	79
Figura 5.9: Sondas reflectometría de polarización.....	80
Figura 5.10: Sondas para medir fluorescencia. ....	80
Figura 5.11: Sondas combinadas.....	81

Figura 5.12: Sondas espectroscópicas de Raman.....	81
Figura 5.13: Fibra con extremo distal oblicuo.....	82
Figura 5.14: Fibra plana y oblicua .....	82
Figura 5.15: Sondas de doble fibra, plana y oblicua.....	83
Figura 5.16: Sondas de doble fibra, plana y oblicua, y plana.....	83
Figura 5.17: Sonda hexagonal.....	84
Figura 6.1: Cirugía láser.....	85
Figura 6.2: Partes de Colon.....	86
Figura 6.3: Cortes de tejido anómalo de colon.....	87
Figura 6.4: Fotos endoscópicas de pólipos de colon.....	88
Figura 6.5: Cirugía a través de colonoscopia.....	90
Figura 6.6: Gráficas de fluencia con $r=0,1$ cm.....	93
Figura 6.7: Gráficas de fluencia con $E=200$ J.....	94
Figura 6.8: Gráficas que indican límite de ablación con $r=0,1$ cm.....	98
Figura 6.9: Salida de la luz de la fibra óptica.....	97

## INDICE DE TABLAS

	<b><i>Páginas</i></b>
Tabla 2.1: Índice de refracción de las capas de tejido de colon.....	10
Tabla 2.2: Parámetros de Scattering de las capas de tejido de colon.....	11
Tabla 2.3: Coeficientes de absorción de las capas de tejido de colon.....	11
Tabla 6.1: Tabla de medida de fluencia.....	92

# CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN GENERAL

## 1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

En los últimos tiempos la fibra óptica se ha convertido en un medio de gran utilidad en el campo de la medicina debido a su tamaño reducido y a la calidad que ofrece en la transmisión de imágenes. La fibra óptica surgió como una idea de transmitir información por medio de la luz. En 1880, Alexander G. Bell inventó el fonógrafo que enviaba mensajes vocales a corta distancia por medio de la luz pero debido a que las fuentes de luz eran inadecuadas no fue del todo exitoso. En la década de los 60 con la aparición del láser resurgió la idea de usar la luz como soporte de comunicaciones fiables y de alto potencial de información. Comenzó el estudio sobre modulación y detección óptica.

Se crearon las primeras fibras de vidrio con atractivas características pero con elevadas atenuaciones. En 1966 se realizó la publicación por Kao y Hockman de un artículo en el cual se explicaba que la atenuación en las fibras de vidrio, no se debía a mecanismos intrínsecos sino a impurezas originadas en el proceso de fabricación. A partir de ese momento se producirá una evolución significativa que dará como resultado final la implantación de la Fibra Óptica. En 1970 Corning obtiene fibras con atenuación 20 dB/km. Dos años después, en 1972 aparece la fibra óptica con núcleo líquido cuya atenuación es de 8 dB/km. En 1973 Corning obtiene Fibra Óptica de SiO<sub>2</sub> de alta pureza con atenuación 4 dB/km y sustituye a las de núcleo líquido. En 1976, NTT y Fujicura obtienen fibra óptica con atenuación 0,47 dB/km en 1.300 nm, debido a factores intrínsecos (Rayleigh). En 1979, se alcanzan atenuaciones 0,12 dB/km con fibras monomodo en 1550 nm. También en 1975 se descubría que las F.O. de SiO<sub>2</sub> presentan mínima dispersión en torno a 1300 nm, lo cual suponía disponer de grandes anchuras de banda para la transmisión.

En cuanto a las fuentes de luz empleadas para la transmisión de información, acopladas a la fibra óptica, aparecieron en 1970 el primer láser de AlGaAs, capaz de operar de forma continua a temperatura ambiente. Sin embargo, el tiempo de vida medio era de unas pocas horas. En 1971, C.A. Burrus desarrolla un nuevo tipo de emisor de luz, el LED, de pequeña superficie radiante con peor acoplamiento que el láser pero más económico.

En cuanto a los fotodetectores, los elementos receptores de información óptica, los diodos PIN y los de avalancha a base de Si, fueron desarrollados sin dificultades y ofrecían buenas características pero no podían aplicarse con longitud de onda > 1100 nm. El Ge era un buen candidato a ser utilizado para trabajar entre 1100 y 1600 nm, y ya en 1966 se disponía de ellos con buenas prestaciones. Debido a que la corriente de oscuridad de ruido del Ge es elevada, se prueba a usar materiales como InGaAsP. El primer fotodiodo PIN de InGaAs se realiza en 1977.

Tras la creación de la fibra óptica, aparecieron ciertos aparatos médicos que incluían sondas de fibra óptica en su estructura con el fin de mejorar el diagnóstico y tratamiento de un padecimiento, es decir, surgieron los endoscopios.

Philip Bozzini en 1805, intentó por primera vez visualizar el cuerpo humano vivo directamente a través de un tubo que él creó, conocido como un Lichtleiter o instrumento de guía de luz para estudiar el tracto urinario, el recto y la faringe.

En 1853, el francés Antoine Jean Desormeaux desarrolló un instrumento especialmente diseñado para examinar el tracto urinario y la vejiga.

En 1868, después de realizar una serie de pruebas, el Dr. Adolph Kussmaul, de Alemania, logró observar el interior del estómago de un cuerpo humano vivo. Diez años después, dos médicos llamados Max Nitze y Josef Leiter inventaron un cistoureoscopia y, en 1881, Johann von Mikulicz y sus socios crearon el primer gastroscopio rígido para aplicaciones prácticas. Estos gastroscopios no eran para nada flexibles, pero finalmente en 1932, el Dr. Rudolph Schindler inventó un gastroscopio flexible, una versión modificada de los anteriores, que permitía llevar a cabo los estudios incluso con el tubo doblado.

Los creadores de endoscopios fueron los primeros en comenzar a utilizar la fibra de vidrio. Basil Hirshowitz y sus socios utilizaron la fibra de vidrio en sus endoscopios para aprovechar su característica de transmitir la luz de un extremo al otro, incluso cuando está doblada, pudiendo los médicos realizar observaciones en tiempo real del interior del estómago. La gastrocámara con fibroscopio mejoraba el diagnóstico, ya que permitía realizar observaciones directas de los tejidos del estómago para un análisis dinámico. Las gastrocámaras fueron sustituidas alrededor del año 1975 por los fibroscopios.

Actualmente, existen múltiples mecanismos para el tratamiento de afecciones internas, pero con el uso de endoscopios novedosos para ablación de tumores malignos en fases iniciales de la enfermedad se ha evolucionado de manera notable en su posible curación.

## **1.2 MOTIVACIÓN**

Es de vital importancia el desarrollo de la fibra óptica en aplicaciones médicas, para así poder tratar y diagnosticar patologías de una manera más rápida y eficaz, cuyo fin sea que el paciente sufra lo menos posible con la intervención.

Con este trabajo se pretende desarrollar un software específico para hallar unos determinados parámetros del láser. Se va a incidir luz a través de una sonda de fibra óptica en una zona afectada del interior del cuerpo humano para así poder tratarla, es decir, se realizará termoterapia. Este tratamiento es idóneo para mejorar afecciones internas localizadas y para poder evitar posibles recidivas. Incidiendo con la potencia necesaria del láser y viajando la luz por una sonda óptica monomodo de mínimo espesor, se tratará de curar la enfermedad con una técnica no invasiva, la cual no es violenta, causando el mínimo daño.

## 1.3 OBJETIVOS

El objetivo fundamental de este proyecto es la realización de un estudio sobre los efectos de la radiación láser y sus mecanismos de interacción en el tratamiento de tumores de colon.

La finalidad del proyecto es realizar un procedimiento quirúrgico mediante láser a través de sonda de fibra óptica, minimizando la incidencia de efectos secundarios indeseables para el paciente, sustituyendo a otros procedimientos menos selectivos basados en otras tecnologías.

Para lograr dicho objetivo, en el presente trabajo se ha realizado una revisión de la tecnología de los tejidos tumorales de colon, de sus propiedades ópticas, así como, de la interacción con la radiación óptica. En este proyecto se estudia el fin de destruir la zona afectada de manera no invasiva, tras incidir la luz de láser a través de la sonda de fibra óptica. Se analizan las diversas sondas de fibra óptica para determinar ciertos parámetros y delimitar la zona de ablación deseada.

## 1.4 ESTRUCTURA

Esta memoria está dividida en 7 capítulos, que son los siguientes:

- Capítulo 1: Sección introductoria en la cual se explica la motivación y objetivos a lograr en el presente proyecto.
- Capítulo 2: Se describen las propiedades ópticas fundamentales, el transporte de la luz por el tejido, la interacción de la luz con el tejido biológico y los mecanismos de interacción.
- Capítulo 3: Se detallan los cuatro tipos de tejidos que componen el cuerpo humano; el tejido epitelial, conjuntivo, muscular y nervioso. Se define la piel y su estructura. Se especifican las capas que componen el tejido de colon a estudiar.
- Capítulo 4: Se enumeran los distintos tipos de láseres en biomedicina y las aplicaciones en los distintos campos médicos.
- Capítulo 5: Se relata el concepto, la estructura y los tipos de fibra óptica que existen actualmente. Se explican las características de transmisión de la luz a través de la fibra y el uso de la misma en medicina, apareciendo las sondas ópticas y los endoscopios.
- Capítulo 6: Se detalla el concepto, las enfermedades y cirugías de cáncer de colon más importantes. Se explica el modelo de tratamiento de luz láser de colon, incluyéndose los resultados finales.
- Capítulo 7: Se describen las conclusiones finales del trabajo.

# CAPÍTULO 2: INTERACCIÓN LUZ - TEJIDO BIOLÓGICO

## 2.1 INTRODUCCIÓN

Una gran variedad de fenómenos electromagnéticos son usados en biomedicina para detectar y tratar enfermedades y así poder avanzar en el conocimiento científico.

Nos centraremos en la propagación de la luz, es decir, como viaja la luz a través de un medio, en este caso, el tejido biológico.

La luz es la porción de espectro electromagnético con longitudes de onda entre 10-1.000.000 nm, cuyo rango espectral incluye el infrarrojo, visible y el ultravioleta, abarcando la ventana terapéutica que tiene especial importancia en fotónica biomédica.

Con el término de fotónica, nos referimos a todos los fenómenos electromagnéticos ondulatorios siendo los fotones componentes necesarios de los mismos.

En física, los fenómenos son descritos de manera cuántica o clásica. El punto de vista clásico, se refiere a las teorías que no utilizan los conceptos de la mecánica cuántica, en los que la luz se considera que es una oscilación electromagnética de campo que puede tener un rango continuo de energías. En el modelo cuántico, las ondas de luz se componen de paquetes de energía llamados fotones, en los que cada fotón tiene una energía proporcional a la frecuencia de la onda electromagnética.

La descripción de la propagación de la luz en los tejidos incorpora ambas vistas: una imagen clásica, la cual se utiliza para definir la dinámica de transporte luz matemáticamente y una imagen cuántica en la que el concepto de fotón se introduce en los procesos de transición moleculares, tales como la absorción, luminiscencia, y dispersión Raman.

En este capítulo, en la sección 2 se presentan las propiedades ópticas más importantes; en la parte 3 se describe el transporte de la luz por el tejido; en la sección 4 se profundiza en las propiedades ópticas de los tejidos; en la parte 5 se relata la interacción de la luz con el tejido biológico, y finalmente en el último se detallan los mecanismos de interacción.

## 2.2 PROPIEDADES ÓPTICAS FUNDAMENTALES

Los procesos fotofísicos que afectan a la propagación de luz en los tejidos biológicos son la refracción, la dispersión y la absorción. Estos procesos son cuantificados por los parámetros tales como, el índice de refracción, sección de dispersión, sección de dispersión diferencial y sección de absorción.

### 2.2.1 ÍNDICE DE REFRACCIÓN

Es una propiedad fundamental en medios homogéneos. En un medio homogéneo el índice de refracción describe propiedades ópticas lineales.

Se refiere al cociente de la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad en el tejido, como se puede ver a continuación:

$$c_m(\lambda) = \frac{c}{n(\lambda)} \quad (2.1)$$

### 2.2.2 REFLEXIÓN Y REFRACCIÓN

Cuando una onda de luz que se propaga viaja con un índice de refracción dado y se encuentra con un segundo material con un índice de refracción diferente, la trayectoria de la luz es redirigida, tal y como se representa en la figura 2.1:

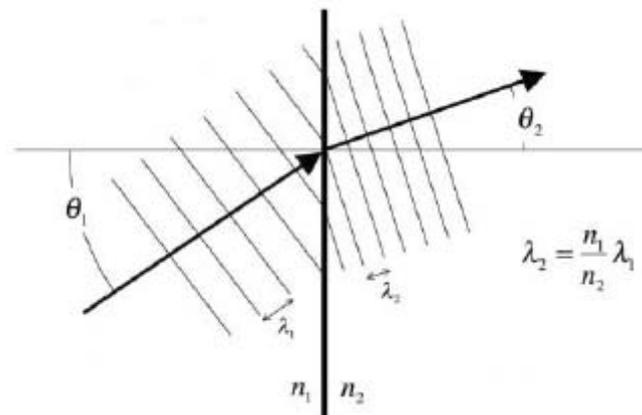


Fig.2.1: Recorrido de la luz en dos medios con distinto índice de refracción.

La cantidad de luz reflejada y transmitida depende de los índices de refracción de ambos materiales, el ángulo de incidencia y la polarización de la onda entrante. La relación del ángulo de incidencia y el de refracción viene dado por la ley de Snell:

$$\sin \theta_2 = \frac{n_1}{n_2} \sin \theta_1 \quad (2.2)$$

### 2.2.3 SCATTERING

Cuando la luz incide sobre inhomogeneidades, la luz se difunde en diferentes direcciones del espacio, con lo que es un fenómeno que se ve como fuente de atenuación ya que únicamente la luz que viaja en la dirección de propagación es útil porque llega a un receptor.

En fotónica biomédica los procesos de difusión son importantes tanto en diagnóstico como en procesos terapéuticos:

*Aplicaciones diagnósticas:* la difusión depende del tamaño, la morfología y estructura de los componentes en los tejidos.

Las variaciones en estos componentes debido a enfermedades pueden afectar a propiedades de difusión proporcionando un medio para fines de diagnóstico especialmente en aplicaciones de imagen.

*Aplicaciones terapéuticas:* Las señales de difusión se pueden utilizar para determinar la dosis de luz óptima y proporcionar información útil durante la terapia.

En los tejidos biológicos, las interacciones de difusión suelen ser los mecanismos dominantes que afectan propagación de la luz. En la práctica, se clasifica en tres categorías definidas por el tamaño de la difusión con respecto a la longitud de onda: el límite de Rayleigh, en donde el tamaño de la inhomogeneidad es pequeña en comparación con la longitud de onda de la luz; el régimen de Mie, donde el tamaño de la inhomogeneidad es comparable a la longitud de onda, y el límite geométrico, donde la longitud de onda es mucho más pequeña que la inhomogeneidad.

#### **2.2.3.1 Scattering de Rayleigh**

Se produce en presencia de inhomogeneidades pequeñas, más que la longitud de onda de la luz.

Se difunde la luz por las estructuras de tejido que son de menor tamaño que la longitud de onda del fotón. Estas estructuras incluyen componentes celulares, tales como las membranas celulares y subcompartimentos. También incluyen componentes extracelulares tales como la estructura de bandas de colágeno.

Es un efecto omnidireccional, se produce *scattering* de la luz en cualquier dirección. Cuanto menor sea la longitud de onda más acusado es el fenómeno siendo más intensa la atenuación.

#### **2.2.3.2 Scattering de Mie**

Se produce en la presencia de inhomogeneidades más grandes, de tamaño del orden de la longitud de onda.

Varias estructuras celulares, tales como componentes mitocondriales y núcleos, y componentes extracelulares, como las fibras de colágeno tienen tamaños del orden de cientos de nanómetros a unos pocos micrones, y son comparables en dimensión a la de fotones.

Es un fenómeno de difusión hacia delante por lo que la atenuación producida sería menor que en el caso anterior.

En la figura 2.2 se observa la diferencia entre el Scattering de Rayleigh y el de Mie:

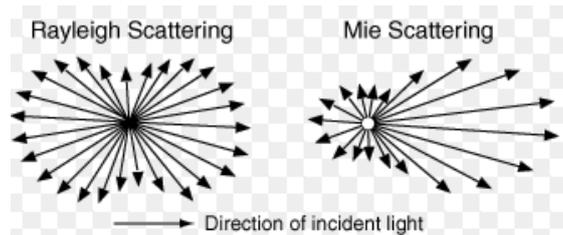


Fig.2.2: Scattering de Rayleigh vs Scattering de Mie.

### 2.2.4 ABSORCIÓN

Es un proceso que implica la captación de la energía de la luz por parte de una molécula o átomo.

Los procesos de absorción son importantes en:

*Aplicaciones de diagnóstico:* Las transiciones entre dos niveles de energía de una molécula a ciertas longitudes de onda pueden servir como huella espectral de la molécula con fines de diagnóstico.

*Aplicaciones terapéuticas:* La absorción de la energía es el principal mecanismo que permite que la luz de un láser produzca efectos físicos sobre el tejido para fines de tratamiento.

Los procesos de absorción implican un concepto importante en la teoría cuántica, el nivel de energía, que es un estado cuántico de un átomo o molécula. El cambio de una molécula o un átomo de un nivel de energía a otro se denomina transición. Una transición a partir de un nivel de menor energía a uno más alto implica la excitación a un estado excitado y requiere la absorción de una cantidad de energía de los fotones, igual a la diferencia de energía de los dos niveles.

Una vez absorbido por una especie molecular, la energía de la luz se puede disipar mediante la emisión de un fotón o mediante intercambio de energía cinética.

La emisión puede ser espontánea o estimulada, produciéndose en el primer caso, transiciones de un nivel superior a uno inferior liberándose fotones. En el segundo caso, se incide luz sobre la materia para poder realizar la transición de nivel superior a inferior de manera inmediata, produciéndose finalmente la liberación de los fotones.

## 2.3 TRANSPORTE DE LA LUZ

Como medios de propagación de la luz, la mayoría de tejidos humanos se consideran opacos.

Los tejidos opacos son estructuras heterogéneas y en consecuencia tienen variaciones espaciales en las propiedades ópticas. La variación espacial y la densidad de estas fluctuaciones hacen que estos tejidos produzcan gran difusión de luz.

En la ausencia de absorción, una fracción de los fotones en estos tejidos se difunden en múltiples ocasiones, dando lugar a un campo difuso de luz.

### **2.3.1 TIPOS DE LUZ: LUZ COHERENTE E INCOHERENTE**

La luz que se propaga en los tejidos se puede clasificar en dos tipos: coherente e incoherente.

La coherencia se refiere a la capacidad de un campo de luz para mantener una relación de fase definida (no aleatoria) en el espacio y el tiempo siendo los efectos de interferencia estables. Un ejemplo de esta interferencia es el patrón producido cuando la luz coherente, como un haz de láser, es reflejada desde una superficie.

Por otro lado, una fuente incoherente exhibe patrones aleatorios de fase temporal y espacial y por tanto no es capaz de mostrar efectos de interferencia estables. Un ejemplo de una fuente incoherente es una lámpara incandescente, una bombilla de luz, o una linterna.

En el régimen óptico, las fuentes coherentes son necesariamente monocromáticas, porque las interferencias de la luz de diferentes longitudes de onda varían demasiado rápido para ser importantes. En los tejidos, la luz que se difunde en múltiples ocasiones puede presentar propiedades coherentes e incoherentes.

La energía implica dos tipos de términos: la energía contribuyendo como ente individual y las contribuciones de interferencia, siendo éstas últimas, la manifestación de la coherencia del campo de luz. En una región lo suficientemente grande alrededor de un punto, las interferencias tendrán un promedio de cero.

En los medios de tejido, el cual se modela como una colección al azar de partículas de difusión idénticas, múltiples efectos de difusión hacen que el campo en gran parte incoherente, y los términos de interferencia sean pequeños con respecto a la energía media. La teoría de transporte de radiación describe matemáticamente cómo esta energía de luz promedio se mueve a través de dichos medios de comunicación.

### **2.3.2 SOLUCIONES A LA ECUACIÓN DE TRANSPORTE DE LUZ**

La mayoría de las complicaciones en la solución de la misma, surgen de tratar con los límites en interfaces de tejido, y los aspectos geométricos de los tejidos y fuentes de luz.

#### **2.3.2.1 Luz incidente y luz difusa**

En este modelo, la intensidad específica es cero hasta que la energía de luz es proporcionada por una fuente externa, por ejemplo, un láser u otro tipo de fuente, por ejemplo, fibra óptica.

El comportamiento del campo coherente es sencillo en la mayoría de los casos, y su papel principal en la óptica de tejidos es la de servir como una fuente para el campo difuso. El estudio del transporte de la luz en los tejidos significa el seguimiento de la distribución del campo difuso, ya que en la mayoría de los casos es el componente de penetración de la luz, con lo que la determinación de la intensidad específica del campo difuso es la meta principal.

Los fenómenos importantes de la luz tales como reflectancia difusa, que surge de la difusión de la luz. Una parte de la luz en el tejido se esparcerá al otro lado de la superficie ya que se redirige por múltiples eventos de difusión. Esta luz es, por tanto reflejos de la superficie y es en gran medida incoherente ya que su origen es el campo difuso. Esta luz difusa contiene información acerca de la mayor parte del medio, ya que se ha muestreado una parte del volumen del tejido. Los cambios en la reflectancia difusa con el tiempo pueden ser utilizados para rastrear la dinámica de ciertas especies que absorben en el tejido, tales como la hemoglobina oxigenada.

### **2.3.2.2 Absorción dominante**

En el caso en que la absorción de la luz sea el proceso dominante, la luz no penetra en el tejido profundamente con lo que no se produce difusión significativa, y el campo seguirá siendo bastante pequeño.

### **2.3.2.3 Difusión dominante**

Cuando la absorción es lo suficientemente baja, es decir, que la penetración de la luz en el tejido es importante, la difusión es el proceso de transporte dominante. Este límite de difusión-dominante, conocido como el límite de la difusión, es importante porque los fotones son capaces de moverse a través del tejido, ya que a pesar de la fuerte difusión la luz se esparce de una manera aleatoria.

## **2.3.3 TIEMPO DE PROPAGACIÓN DE PULSOS DE LUZ**

Cuando un pulso de luz se introduce en un trozo de tejido, la luz que sale de la muestra se puede dividir en campos coherentes e incoherentes, pero en contraste con el modelo RT, algo de la luz dispersada mantiene la coherencia de fase con la porción no difundida. Dado este hecho, la luz va a interferir con la original, con la luz no difundida. Esta interferencia se manifiesta como un desplazamiento de fase, y por lo tanto un retardo de tiempo para los impulsos de resolución en el tiempo. Esto implica que la velocidad de la luz en el medio, y por lo tanto el índice efectivo de refracción, se ve afectada por el esparcimiento.

## **2.4 PROPIEDADES DE LOS TEJIDOS**

### **2.4.1 INDICE DE REFRACCIÓN**

El índice de refracción de un medio que determina la velocidad de la luz en el medio, y los cambios en el mismo, dan lugar a la dispersión, refracción, y la reflexión.

El índice de refracción eficaz de un tejido es a menudo aproximado como el promedio ponderado por volumen de los valores de sus componentes. El agua constituye una parte importante de la mayoría de los tejidos, y su índice ( $n = 1,33$ ) representa el mínimo valor de fluidos y componentes de los tejidos blandos. Entre los otros componentes de los tejidos blandos, las partículas de melanina, que se encuentran principalmente en la capa epidérmica de la piel se encuentran en la parte alta de la escala del índice de refracción, con los valores reportados por encima de 1,6. Los índices de refracción de los tejidos enteros, incluyendo partes del cerebro, aorta, pulmón, estómago, riñón, vejiga, se encuentran en el intervalo de 1,36 a 1,40. Los fluidos extracelulares y la caída citoplasma intracelular en el intervalo de 1,35 a 1,38. El índice de refracción de los tejidos grasos es de alrededor de 1,45. El musculo de colon tiene un índice entre 1,36 y 1,38 y la sangre de 1,4.

Las membranas que encierran a las células y orgánulos subcelulares se componen en gran parte de los lípidos, y el desajuste del índice entre el citoplasma y estas estructuras de lípidos es el origen de la mayor parte de la dispersión en los tejidos celulares.

En la tabla 2.1 se detalla el índice de refracción para las distintas capas de tejido de colon que se estudia en el presente proyecto:

Tissue	Description	Wavelength (nm)	Index of Refraction	Ref.
Skin	Human stratum corneum	400–700	1.55	40
	Rat	456–1064	1.42	41
	Mouse	456–1064	1.4	41
Human brain	Gray matter	456–1064	1.36	41
	White matter	456–1064	1.38	41
	White and gray	456–1064	1.37	41
Human aorta	Normal intima	456–1064	1.39	41
	Normal media	456–1064	1.38	41
	Normal adventitia	456–1064	1.36	41
	Calcified intima	456–1064	1.39	41
	Calcified media	456–1064	1.53	41
Human bladder	Mucous	456–1064	1.37	41
	Wall	456–1064	1.4	41
	Integral	456–1064	1.38	41
Human colon	Muscle	456–1064	1.36	41
	Submucous	456–1064	1.36	41
	Mucous	456–1064	1.38	41
	Integral	456–1064	1.36	41

Tabla 2.1: Índice de refracción de las capas de tejido de colon.

#### 2.4.2 PROPIEDADES DE SCATTERING

Como se ha comentado anteriormente, se produce *scattering* donde hay una variación espacial en el índice de refracción. En los medios de comunicación celulares, las partículas difusoras más importantes son los orgánulos subcelulares, que bajo el régimen de Mie se obtienen patrones de difusión hacia adelante. Las mitocondrias, la zona de respiración y producción de energía en las células, son las partículas difusoras dominantes entre los orgánulos. En la sangre los glóbulos rojos, los eritrocitos, son las partículas difusoras más fuertes. Las propiedades de difusión del tejido de colon varían dependiendo de las capas que componen el mismo y la longitud de onda emitida (tabla 2.2):

Scattering Parameters for the Various Tissues, Tissue Components, and Biofluids

Tissue	Description	Wavelength (nm)	$\mu_s$ (1/cm)	Uncert. (1/cm)	$\mu_s'$ (1/cm)	Uncert. (1/cm)	$\rho$	Uncert.	Notes	Ref.
Meniscus		514			26					46
Meniscus		630			11					46
Meniscus		800			5.1					46
Meniscus		1064			2.6					46
Uterus		635	394	91	122		0.69			48
Bladder, integral		633	88		3.52		0.96		Excised, kept in saline	29
Bladder, integral		633	29.3		2.64		0.91			41
Bladder, mucous		1064	7.5				0.85			41
Bladder, wall		1064	54.3				0.85			41
Bladder, integral		1064	116				0.9			41
Heart, endocardial		1060	136				0.97		Excised, kept in saline	29
Heart, epicardial		1060	167				0.98			29
Heart, myocardial		1060	177.5				0.96			41
Heart, epicardial		1060	127.1				0.93			41
Heart, aneurysm		1060	137				0.98			41
Heart, trabecula		1064	424				0.97			41
Heart, myocardial		1064	324				0.96			41
Heart, myocardial		1060			4.48					77
Kidney, pars conv.		1064	72				0.86			41
Kidney, medulla ren		1064	77				0.87			41
Femoral vein		1064	487				0.97			41
Liver		515	285	20						48
Liver		630	414				0.95			77
Liver		635	313	136	100		0.68			48
Liver		1064	356				0.95			48
Colon, muscle		1064	238				0.93			41
Colon, submucous		1064	117				0.91			41
Colon, mucous		1064	39				0.91			41
Colon, integral		1064	261				0.94			41

Tabla 2.2: Parámetros de Scattering de las capas de tejido de colon.

### 2.4.3 PROPIEDADES DE ABSORCIÓN

En la siguiente figura se puede observar que a una longitud de onda de 1064 nanómetros, hay diferentes niveles de absorción para cada capa de tejido de colon (tabla 2.3):

Absorption Coefficient  $\mu_a$  for Various Tissues, Tissue Components, and Biofluids

Tissue	Description	Wavelength (nm)	$\mu_a$ (1/cm)	Uncert. (1/cm)	Notes	Ref.
Meniscus		630	0.36			46
Meniscus		800	0.52			46
Meniscus		1064	0.34			46
Uterus		635	0.35	0.1	Frozen sections	48
Bladder, integral		633	1.4		Excised, kept in saline	29
Bladder, integral		633	1.4			41
Bladder, mucous		1064	0.7			41
Bladder, wall		1064	0.9			41
Bladder, integral		1064	0.4			41
Heart, endocardial		1060	0.07		Excised, kept in saline	29
Heart, epicardial		1060	0.35			29
Heart, myocardial		1060	0.3			41
Heart, epicardial		1060	0.21			41
Heart, aneurysm		1060	0.4			41
Heart, trabecula		1064	1.4			41
Heart, myocardial		1064	1.4			41
Heart, myocardial		1060	0.52			77
Kidney, pars conv.		1064	2.4			41
Kidney, medulla ren		1064	2.1			41
Femoral vein		1064	3.2			41
Liver		515	18.9	1.7		48
Liver		630	3.2			77
Liver		635	2.3	1		48
Liver		1064	0.7			48
Colon, muscle		1064	3.3			41
Colon, submucous		1064	2.3			41
Colon, mucous		1064	2.7			41
Colon, integral		1064	0.4			41

Tabla 2.3: Coeficientes de absorción de las capas de tejido de colon.

#### **2.4.3.1 La ventana terapéutica**

La capacidad de la luz para penetrar en los tejidos depende de la fuerza con la que los tejidos absorben la luz, a menor absorción de luz mayor penetración en el mismo.

Dentro del rango espectral conocido como la ventana terapéutica o ventana de diagnóstico, se permite una penetración significativa de la luz en la mayoría de los tejidos. Esta ventana se extiende desde 600 hasta 1300 nm. Dentro de la ventana terapéutica la difusión es dominante sobre la absorción, por lo que la luz que se propaga se esparce.

En longitudes de onda más cortas existen muchas biomoléculas absorbentes, incluyendo ADN y los aminoácidos triptófano y tirosina. Al final de la ventana IR, la penetración está limitada por las propiedades de absorción de agua.

#### **2.4.3.2 Propiedades de absorción de los componentes del tejido**

La absorción en los tejidos es una función de la propia composición de las moléculas y átomos. Las moléculas absorben fotones cuando la energía de los fotones coincide con un intervalo entre los estados de energía,  $E_c - E_v$ , y la transición entre estados cuánticos obedece a una serie de reglas.

Algunas de las moléculas que absorben fotones más importantes en el UV incluyen ADN, aminoácidos aromáticos (tirosina y triptófano), proteínas, melaninas, y porfirinas (hemoglobina, mioglobina, vitamina B12, y el citocromo c).

*Los ácidos nucleicos:* El ADN tiene un pico de absorción a 258 nm, pero su absorción cae cuatro órdenes de magnitud a medida que aumenta la longitud de onda a 300 nm, y no tiene actividad significativa en el visible y IR.

*Aminoácidos y proteínas:* Un número de cadenas de aminoácidos, His, Arg, Glu, Gln, Asn, y Asp tienen transiciones alrededor de 210 nm. Los aminoácidos triptófano, tirosina, y fenilalanina son fuertes absorbentes para longitudes menores de 300 nm y tienen picos locales en 260 nm.

*La piel:* La piel cubre toda la superficie de nuestro cuerpo y protege los órganos internos de la dureza del medio ambiente, describiéndose generalmente como un conjunto de tres capas.

La capa externa es la epidermis. A continuación se muestra la dermis, que se compone de los apéndices de la piel tales como los folículos pilosos. Por último, la capa subyacente, o tejido subcutáneo, contiene células de grasa y tejido fibroso.

Los melanocitos basales se encuentran en las células basales de la epidermis, y producen melanina, el pigmento protector responsable del color de la piel.

En la mayoría de las personas la absorción de la epidermis está generalmente dominada por la absorción de la melanina.

La melanina es un polímero construido por la condensación de moléculas de tirosina y tiene una absorción fuerte a longitudes de onda más cortas. En el rango visible se produce una fuerte absorción de melanina que disminuye a longitudes de onda más largas.

*La sangre y la hemoglobina:* La sangre humana juega un papel importante para muchas aplicaciones de diagnóstico y terapéuticas en medicina láser y diagnósticos médicos. La hemoglobina es un constituyente en el tejido biológico que presenta varias bandas de absorción.

La hemoglobina oxigenada es un fuerte absorbente hasta 600 nm, a continuación, su absorción cae abruptamente, por casi dos órdenes de magnitud y se mantiene, siendo baja. La absorción de la hemoglobina desoxigenada, sin embargo, no baja drásticamente, sino que se mantiene relativamente alta, a pesar de que disminuye con el aumento de longitudes de onda.

A pesar de la desoxihemoglobina y la melanina son fuertes absorbentes dentro de la ventana de diagnóstico, sus concentraciones relativamente bajas en los tejidos no afectan significativamente a los procesos de transmisión. Sin embargo, cuando la luz golpea un vaso sanguíneo se encuentra con la fuerte absorción de la sangre entera.

Las propiedades ópticas de la sangre dependen en gran medida de los parámetros fisiológicos tales como la saturación de oxígeno, osmolaridad, las condiciones de flujo, y hematocrito.

*Agua:* Al final de la ventana de IR, el componente que absorbe de manera dominante es el agua. [VOD03]

## **2.5 INTERACCIONES DE LA LUZ CON EL TEJIDO**

Nos encontramos con dos clases de medios biológicos de vital importancia cuando nos referimos a la interacción de la luz con los tejidos:

El medio con gran scattering o difusión llamado *medio opaco*, siendo el caso de la piel, el cerebro, las paredes de los vasos sanguíneos, la sangre, la linfa, etc.

El medio con leve scattering o difusión llamado *medio transparente*, como por ejemplo, la córnea, el cristalino, el humor vitreo y el humor acuoso del ojo.

Las interacciones de la luz con medios opacos se describen en el modelo de difusión múltiple y en el caso de las interacciones de luz con medios transparentes se detalla en el modelo de difusión simple.

En la zona del infrarrojo cercano se obtienen los menores valores de atenuación, lo cual hace que sea una muy buena opción para el trabajo de detección por técnicas ópticas. El contraste en las imágenes obtenidas en el IR es entre dos y tres órdenes de magnitud mayor que el que se puede obtener en imágenes obtenidas por las técnicas tradicionales de rayos X, Resonancia magnética y Ultrasonido.

## **2.5.1 INTERACCIONES DE LA LUZ CON TEJIDOS DE GRAN DIFUSIÓN**

### **2.5.1.1 Onda continua de luz**

El tejido biológico es un medio con un índice de refracción mayor que el del aire con lo que una parte de la radiación incidente se refleja en el interfaz aire-tejido. La absorción y difusión de los fotones producirán que la luz se debilite a medida que avanza en el tejido. Además de que la luz absorbida se convierte en calor en forma de fluorescencia, también se consume en reacciones fotobioquímicas.

El régimen de CW o de onda continua es descrito por el modelo radiativo estacionario RTT. Esta teoría es válida para un conjunto de moléculas difusoras situadas lejos la una de la otra. Estas técnicas son populares por su robustez, su relativo bajo coste económico, su amplio rango de espectro y su rápida velocidad de adquisición.

### **2.5.1.2 Luz Polarizada**

Es una creencia común que la aleatoriedad de las estructuras de los tejidos implica la rápida despolarización de la luz propagada en los tejidos, por lo tanto, los efectos de polarización generalmente se ignoran.

En determinados tejidos el grado de polarización de la luz reflejada o transmitida se puede medir incluso cuando el tejido tiene un espesor considerable. La información sobre la estructura de los tejidos y los conjuntos de células se pueden extraer del registro del grado de despolarización de la luz inicialmente polarizada, de la transformación del estado de polarización, o de la aparición de una nueva componente de luz polarizada.

Las técnicas de la polarización proporcionan información adicional sobre la estructura de los tejidos y dan lugar a esquemas simplificados de la tomografía óptica en comparación con los métodos de resolución temporal.

### **2.5.1.3 Pulsos cortos de luz**

Al aplicar un pulso de luz ultracorto en un medio difuso, el pulso transmitido está formado por una componente balística, un grupo de fotones con trayectorias en zigzag, y una componente de fotones que han sufrido un gran proceso de difusión.

La componente balística está sujeta a una atenuación exponencial al incrementarse el espesor de la muestra, por ello estos fotones balísticos tienen una limitada utilidad en las prácticas con fines de diagnóstico.

### **2.5.1.4 Ondas de densidad de fotones**

En aplicaciones para la espectroscopia de los tejidos y la tomografía, realizando una comparativa con las mediciones del pulso, este método es más simple y más fiable en cuanto a la interpretación de los datos y la inmunidad de ruido.

Esto ocurre porque la medida de la amplitud modulada se realiza en potencias de pico baja, tiempos de subida lentos y por lo tanto, se necesita un menor ancho de banda para las mediciones.

El desarrollo de esta teoría se basó en el descubrimiento de un nuevo tipo de ondas, las ondas de densidad de fotones o las ondas de intensidad que decaen progresivamente.

## **2.5.2 INTERACCIONES OPTO-TÉRMICAS**

Al producirse la absorción de fotones que viajan por el tejido, se genera calor. Ese calor generado, es proporcional a la tasa de fluencia de la luz ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) y el coeficiente de absorción en ese punto.

Con las fuentes de luz continua debido al aumento de la diferencia de temperatura entre la radiación y el tejido circundante, la conducción de calor desde el punto de absorción de la luz a los tejidos circundantes aumenta. En función de la energía de la luz el tejido se puede ver dañado. En el caso de luz pulsada, se pierde poco calor durante la duración del pulso porque la absorción de la luz es un proceso rápido mientras que la conducción de calor es relativamente lenta, pero también se puede producir un daño en el tejido.

### **2.5.2.1 Efectos opto-térmicos y opto-acústicos**

El calor generado en función del tiempo en un tejido a través de radiación óptica es conocida como efecto opto-térmico. Esa interacción también produce una serie de efectos termoelásticos, en un tejido causa la generación de ondas acústicas. La detección de estas ondas acústicas es la base para los métodos opto-acústicos. Las características de este método permiten estimar propiedades térmicas, ópticas y acústicas del tejido.

Para la excitación térmica del tejido existen dos opciones principales:

- Un pulso de luz excita la muestra y se detecta la señal en el dominio del tiempo con un detector de velocidad conectado a un amplificador de banda ancha.
- Una fuente de luz de intensidad modulada, un bajo transductor de frecuencia y una detección sensible de fase para la eliminación supresión del ruido.

Las ondas térmicas generadas por el resultado de liberación de calor han dado lugar a diversas técnicas: opto-acústica, radiometría opto-térmica o radiometría fototérmica, técnicas fotorefractivas...

## **2.5.3 ÍNDICE DE REFRACCIÓN EN LOS TEJIDOS**

El índice de refracción en los tejidos es de gran importancia para la interacción luz-tejido. La mayoría de los tejidos tienen los índices de la luz visible en el rango de 1,335 a 1,62 (por ejemplo, 1,55 en el estrato córneo, 1,62 en el esmalte, y 1,386 en la superficie de la lente).

Los valores de medidas de índices de refracción en in vitro e in vivo pueden diferir significativamente. Por ejemplo, el índice de refracción en el tejido mesentérico de rata in vitro se encontró que era 1,52 en comparación con sólo 1,38 in vivo.

Las mediciones del mismo en un número de tejidos con fuerte difusión a 633 nm mediante un refractómetro de fibra óptica, han demostrado que el tejido graso tiene el índice de refracción más grande (1,455), seguido de riñón (1,418), tejido muscular (1,410), y a continuación, la sangre y el bazo (1,400).

Los índices de refracción más pequeños se encontraron en los pulmones y el hígado (1,380 y 1,368, respectivamente). Hay una tendencia a la disminución del índice de refracción con el aumento de los índices de longitud de onda de luz de 390 a 700 nm.

#### **2.5.4 FLUORESCENCIA**

La fluorescencia es un tipo particular de luminescencia. Se define como el proceso de emisión en el cual las moléculas son excitadas por la absorción de radiación electromagnética. Las moléculas excitadas se relajan al estado fundamental, liberando su exceso de energía en forma de fotones. Los fotones emitidos por fluorescencia tienen menos energía que los absorbidos, es decir, poseen una menor frecuencia y emiten a una mayor longitud de onda.

El ciclo completo es muy breve, transcurre en tiempos del orden de los nanosegundos, por lo que puede considerarse prácticamente instantáneo. Es este tiempo tan corto lo que diferencia a la fluorescencia de otro conocido fenómeno luminoso, la fosforescencia, ya que éste perdura una vez cortada la excitación.

En los seres humanos, los colorantes de fluoresceína e indocianina verde se utilizan para la determinación del volumen sanguíneo. Los espectros de fluorescencia generalmente dan información detallada sobre moléculas fluorescentes, su conformación, sitios de unión, y la interacción dentro de las células y los tejidos. Actualmente existen diferentes espectroscopias de fluorescencia completa y potente, como los métodos fluorimétricos, la anisotropía de la polarización, reflexión total interna en la espectroscopia y microscopía, microscopía láser confocal y sus combinaciones. Estos métodos permiten ofrecer:

- Topografía tridimensional de las muestras medidas en el modo de reflexión para estudios morfológicos de las muestras biológicas.
- Microscopía de alta resolución.
- Detección fluorescente tridimensional de las estructuras celulares.
- Tiempo de resolver la fluorescencia cinética.
- Estudios de las estructuras celulares.
- Tiempo de imágenes cerradas a fin de seleccionar moléculas fluorescentes específicas o interacciones.
- Resolución espectral de imágenes.

Una nueva técnica en la espectroscopia láser de los objetos biológicos es la microscopía multifotónica (dos o tres fotones) de fluorescencia.

#### **2.5.5 ESTADOS DE ENERGÍA VIBRACIONAL Y DE EXCITACIÓN**

El infrarrojo medio (MIR) y las espectroscopias de Raman utilizan la energía de los estados excitados de luz para obtener información sobre la composición molecular, las estructuras moleculares y de las interacciones moleculares.

En un evento de dispersión Raman, la luz es dispersada por una molécula cuando se transfiere una pequeña cantidad de energía desde el fotón a la molécula (o viceversa).

Esto conduce a la excitación de la molécula, por lo general, de su nivel más bajo de energía vibracional, en el estado electrónico fundamental, a un estado vibracional más alto.

El MIR y las técnicas de espectroscopia Raman son aplicadas con éxito en diversas áreas de los estudios clínicos, como el examen del tejido canceroso, el proceso de mineralización de los huesos y los dientes, de seguimiento de tejidos, detección de la glucosa en la sangre, el diagnóstico no invasivo de las lesiones cutáneas en células benignas o malignas, y el seguimiento de los tratamientos y la aplicación tópica de sustancias (por ejemplo, fármacos, cosméticos, cremas hidratantes, etc.) en la piel.

## **2.5.6 DIFUSIÓN DE LUZ DINÁMICA**

### ***2.5.6.1 Difusión de luz cuasi-elástica***

Espectroscopia de difusión de la luz cuasi-elástica (QELS), la espectroscopia de correlación de fotones, la espectroscopia de las fluctuaciones de la intensidad y la espectroscopia Doppler son términos sinónimos relacionados con la difusión dinámica de luz, que se basa en un método no invasivo para el estudio de la dinámica de partículas en un plazo de tiempo relativamente grande. La aplicación de la difusión simple y la utilización de fuentes de luz coherente son de fundamental importancia en este caso.

### ***2.5.6.2 Espectroscopia de onda difusa***

La espectroscopia de onda de difusión (DWS) es una nueva técnica en el campo de la difusión de luz dinámica relacionada con la investigación de la dinámica de las partículas en intervalos muy pequeños de tiempo.

Una diferencia fundamental de este método respecto del QELS es que se puede aplicar al caso de medios densos con difusión múltiple lo cual es fundamental para los tejidos.

La aplicación experimental de DWS es muy simple. Un sistema de medición debe proporcionar la irradiación del objeto de estudio por un rayo láser CW y la medición de las fluctuaciones de la intensidad de la radiación difusa con el uso de una fibra receptora monomodo, fotomultiplicadores, sistema contador de fotones y un rápido correlador digital trabajando en un rango de nanosegundos. Las posibilidades de la técnica de DWS para aplicaciones médicas han sido demostradas para el control del flujo sanguíneo en el antebrazo humano. [VOD03]

## 2.6 MECANISMOS DE INTERACCIÓN

Al incidir la luz de un láser sobre un tejido biológico pueden ocurrir una gran variedad de mecanismos de interacción, dependiendo de las características de tejido y los parámetros del láser. Las propiedades ópticas de tejidos más importantes son los índices de refracción, la absorción y difusión.

Además, también existen otros parámetros significativos que vienen definidos por la radiación láser: la longitud de onda, el tiempo de exposición, energía aplicada, tamaño del punto focal, la densidad de energía y la densidad de potencia. El tiempo de exposición es un parámetro muy importante para determinar cualquiera de los mecanismos de interacción.

Los mecanismos de interacción se clasifican en cinco grupos: *fotoquímicos*, *térmicos*, *fotodisrupción*, *fotoablación* y *ablación inducida por plasma*. Conforme a la potencia aplicada y al tiempo de exposición se clasifican los mismos. En la figura 2.3 se muestra la clasificación indicada, donde las dos líneas diagonales representan densidades de energía entre 1 J/cm<sup>2</sup> y 1000 J/cm<sup>2</sup>. [MAR04]

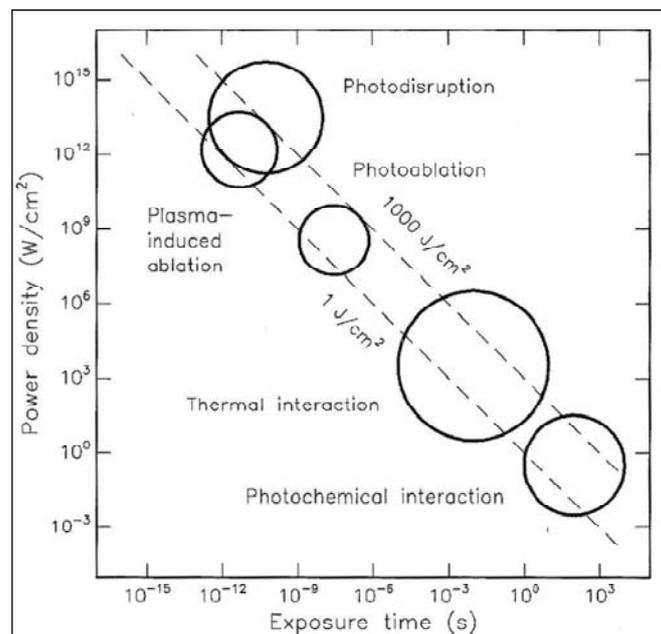


Fig. 2.3: Representación gráfica de los distintos mecanismos de interacción entre la luz y el tejido.

### 2.6.1 INTERACCIONES FOTOQUÍMICAS

Ocurre una reacción fotoquímica cuando la luz es absorbida por una sustancia química. Este es el tipo de interacción que se produce durante la aplicación de la terapia fotodinámica (PDT). Se produce para densidades de potencia muy bajas y tiempos de exposición elevados.

En la mayoría de los casos se utilizan fuentes de luz con longitudes de onda en el rango del visible por su elevada profundidad de penetración óptica.

#### **2.6.1.1 Terapia Fotodinámica**

La terapia fotodinámica es una alternativa terapéutica que sirve para destruir células y al mismo tiempo puede diferenciar entre tejido sano y enfermo. Debido a esto, la terapia fotodinámica se ha convertido en uno de los pilares principales en el tratamiento moderno contra los tumores malignos.

Actualmente, el uso de la terapia fotodinámica se ha extendido en aplicaciones contra el cáncer de cabeza y cuello, tumores cerebrales, cáncer de pulmón, enfermedades vasculares, cáncer de esófago, patologías como el esófago de Barret, enfermedades urológicas y ginecológicas.

El primer paso de la terapia es localizar la lesión, a continuación se lleva a cabo la inoculación de la sustancia fotosensible en el paciente, como por ejemplo el HPD. En las siguientes horas la sustancia se distribuye entre todos los tejidos blandos, excepto el cerebro, y tras 48-72 horas, la mayor parte se elimina de los tejidos sanos.

Sin embargo, su concentración en las células tumorales no disminuye incluso después de un período de 7 a 10 días, con lo que el HPD se acumula principalmente en el tejido maligno porque en las zonas sanas la eliminación es más rápida.

La principal desventaja del HPD es que el paciente debe permanecer en una habitación oscura durante las primeras semanas de tratamiento porque el fotosensibilizador está distribuido por todo el cuerpo y la luz del sol o la luz artificial también eliminaría las células sanas.

#### **2.6.1.2 Bioestimulación**

La bioestimulación ocurre con una potencia de radiación baja y gran tiempo de exposición perteneciendo al grupo de las interacciones fotoquímicas. Se aplican tratamientos con fuentes de luz roja o infrarroja como láseres de helio-neón o láseres diodo. Tras el tratamiento, se observaron propiedades antiinflamatorias y cicatrización de heridas.

Todavía es aún un campo de investigación con muchas incertidumbres, por lo cual, aun son necesarias muchas investigaciones detalladas.

### **2.6.2 INTERACCIONES TÉRMICAS**

Se caracterizan por el aumento de la temperatura. Se producen si la potencia aplicada es mayor o igual a 10 W/cm<sup>2</sup>. Existen efectos diferentes tales como coagulación, vaporización, carbonización y fusión:

- *Coagulación:* La radiación láser se transforma en aumento de temperatura, que hace que el agua intracelular entre en ebullición. Esto produce la desnaturalización térmica con inactivación de proteínas y enzimas y el arrugamiento de las fibras de colágeno.

Durante el proceso de coagulación se alcanzan temperaturas de 60°C produciendo la necrosis del tejido coagulado. Los láseres utilizados son el Nd:YAG o los láseres de diodo.

- *Vaporización:* Se producen temperaturas excesivamente altas a nivel celular con rápida ebullición del agua y vaporización que produce la muerte de los tejidos. En este caso los más usados son los láseres de CO<sub>2</sub>.
- *Carbonización:* Se aplica una gran cantidad de energía y a temperaturas superiores a 100°C el tejido comienza a carbonizarse. A temperaturas menores ya se consigue la necrosis del tejido, no es necesario usarlo en aplicaciones médicas.
- *Fusión:* La temperatura debe llegar a algunos cientos de grados. Al igual que lo mencionado anteriormente, con temperaturas menores ya se destruyen los tejidos, es una medida excesiva en soluciones médicas.

El daño producido en el tejido depende de la magnitud, el tiempo de exposición y el lugar que rodee el aumento de temperatura. La energía del láser tiene una fuerte dependencia de las propiedades ópticas del tejido como la absorción y la difusión.

#### **2.6.2.1 La termoterapia láser intersticial**

Consiste en la introducción de un aplicador láser apropiado en el interior del tejido que se coagula, por ejemplo un tumor, así se da la necrosis de las células. La principal desventaja es la alta densidad de potencia en la superficie del extremo de la fibra, que produce la inmediata carbonización de los tejidos adyacentes.

#### **2.6.3 FOTOABLACIÓN**

Se produce una ruptura de los enlaces moleculares del tejido mediante una radiación ultravioleta de gran energía. Las partículas liberadas son expedidas a gran velocidad, liberando energía y evitando el daño por temperatura en los tejidos adyacentes. Los valores de energía en esta interacción son de  $10^7$ - $10^8$  W/cm<sup>2</sup> con duraciones en el rango de los nanosegundos.

Una de las mejores ventajas es que se trata de un mecanismo de gran exactitud. Para conseguir la fotoablación se debe aplicar un determinado umbral de intensidad, que al superarla se logra una ablación de cierta profundidad en función del coeficiente de absorción y de la intensidad incidente.

Este mecanismo es aplicado en cirugía refractiva, cuyo objetivo es modificar la curvatura de la córnea para corregir patologías como la hipermetropía, la miopía o el astigmatismo.

## 2.6.4 ABLACIÓN INDUCIDA POR PLASMA

Para que ocurra este fenómeno se necesitan densidades de potencia muy elevadas, energías superiores a  $10^{11}$  W/cm<sup>2</sup>, dando lugar a una interrupción óptica que produce ablación del tejido como resultado de la ionización del plasma.

La interrupción óptica permite que no solo se deposite energía en tejidos pigmentados, sino también en los que tienen un coeficiente de absorción mínimo debido a que el plasma inducido les confiere capacidad de absorción. Por este motivo, es tan importante su aplicación en oftalmología, en tejidos transparentes como la córnea y las lentes.

La ventaja de este mecanismo es que se logra una extracción de tejido muy limpia y definida sin evidencia de daños térmicos o mecánicos.

## 2.6.5 FOTORRUPTURA

Este efecto se logra con el uso de láseres pulsados de elevada potencia  $10^{13}$  W/cm<sup>2</sup>, con duración del pulso muy corta (nano o pico segundos). Al aumentar la energía del pulso incidente y por tanto la energía del plasma inducido, los efectos mecánicos como las ondas de choque se muestran más significativos. A diferencia de la ablación inducida por plasma en la que todo quedaba confinado a la región de ruptura, en la fotorruptura las ondas de choque y los efectos de cavitación se encaminan a los tejidos adyacentes.

Los fenómenos ligados a la fotorruptura se van produciendo en distintos instantes temporales, y son los siguientes: la *formación de plasma*, la *generación de ondas de choque*, la *cavitación* (formación de burbujas de vapor) y la *formación de chorro líquido a presión*.

### 2.6.5.1 Formación de plasma

La formación del plasma comienza con la incidencia del láser y dura unos pocos nanosegundos, el tiempo necesario para que los electrones libres se difundan por el medio.

En la interacción de la fotorruptura se vuelven importantes los tres siguientes efectos:

- El plasma de blindaje
- La difusión de Brillouin
- La generación múltiple de plasma

Una vez formado, el plasma absorbe y esparce la luz incidente. Esto hace que el plasma se comporte como un "escudo" para las estructuras subyacentes que también están en la trayectoria del haz.

En la difusión de Brillouin, la luz incidente es difundida por las ondas acústicas excitadas térmicamente y sufre un cambio en la frecuencia. Durante el proceso de calentamiento del plasma, se generan ondas acústicas que conducen a la difusión de Brillouin.

A causa de las altas intensidades de campo eléctrico se facilita la generación de múltiple plasma. Considerando que cerca del umbral de la ablación sólo una chispa es inducida en el punto focal, a energías más altas varios plasmas pueden llegar a encenderse.

### 2.6.5.2 Generación de ondas de choque

La generación de ondas de choque comienza durante la formación del plasma, y está ligada a la expansión del mismo. Tras esto, se propagan a los tejidos adyacentes y al cabo de un tiempo aproximado de 30-50 ns se transforman en ondas acústicas normales. En la figura 2.4 se puede observar como se obtienen las ondas de choque mencionadas:

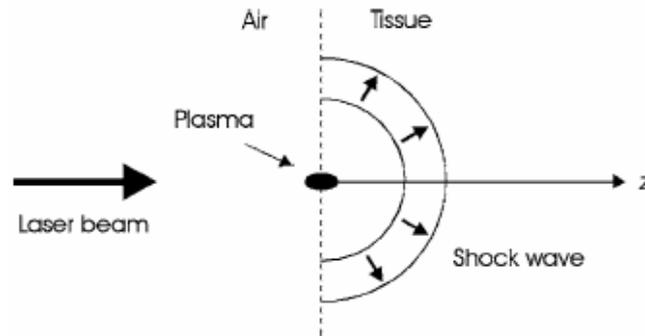


Fig.2.4: Generación de ondas de choque.

### 2.6.5.3 Cavitación

La cavitación es un efecto macroscópico que comienza unos 50-150 ns después del pulso láser. Normalmente la burbuja de cavitación oscila y se expande antes de colapsar en un periodo de unos pocos cientos de microsegundos. La cavitación también genera ondas de choque. Y si la burbuja se formó cerca del límite con un sólido, al colapsar se puede formar un chorro líquido a presión dirigido hacia la pared del sólido.

Los daños producidos en el tejido debido a las ondas de choque se limitan a un nivel subcelular, porque sus desplazamientos de longitud son cortos, de aproximadamente 1-4 micras. Debido a que el diámetro de las burbujas de cavitación puede llegar hasta unos pocos milímetros, la fotorruptura en los tejidos es más considerable.

### 2.6.5.4 Chorro líquido a presión

Como he comentado anteriormente, cuando se produce el colapso de las burbujas de cavitación en los alrededores de una frontera sólida, un chorro líquido de gran velocidad se dirige hacia la pared. Si la burbuja está en contacto directo con la frontera sólida durante su colapso, el chorro puede causar un mayor impacto contra la pared, por lo que las burbujas cercanas a los sólidos tienen un porcentaje de daño más significativo.

Tras producirse el colapso de la burbuja debido a la presión externa, el líquido que la rodea se dirige hacia el centro de la misma. Sin embargo, en la parte que apunta a la frontera, hay menos líquido disponible, por lo cual el colapso tiene lugar más lentamente en este lado de la burbuja. Este efecto lleva a un colapso asimétrico.

[SAL2012a]; [LAV10];

## 2.7 CONCLUSIONES

En este segundo capítulo se hace referencia a las características principales de propagación de la luz en los tejidos con el objetivo de proporcionar un marco fundamental para un estudio más a fondo.

Se describen los conceptos básicos de índice de refracción, reflexión, refracción, absorción, difusión, y se explica la ecuación relacionada con el transporte de fotones en los tejidos biológicos.

Dentro de las propiedades ópticas de los tejidos se distinguen las propiedades de difusión y las propiedades de absorción, detallando para este último caso, la ventana terapéutica, un rango de longitudes de onda muy importante en el transporte de luz, puesto que la luz es absorbida de manera mínima y la penetración en el tejido es máxima llegando a capas más internas de tejido.

Las interacciones de la luz con el tejido se estudian de diversas maneras dependiendo de si el medio presenta mayor o menor difusión. Cuando se produce un choque de la luz con un tejido que presenta gran difusión, gran cantidad de fotones se difunden, los cuales son utilizados para proporcionar información adicional sobre la estructura de los tejidos y pueden dar lugar a esquemas de tomografía óptica.

La difusión de Raman es utilizada exitosamente en estudios del tejido canceroso proporcionando información distinta de parámetros de difusión para tejido sano que para tejido maligno, lo cual es vital en fines de diagnóstico.

En las interacciones térmicas, la absorción de la luz en el tejido produce calor. En función de la energía de luz aplicada, el tejido se puede dañar por el aumento de temperatura, lo cual es muy interesante en múltiples aplicaciones médicas, tales como, en dermatológicas, oftalmológicas, quirúrgicas...

Los mecanismos de interacción que se generan tras incidir la luz del láser en un tejido biológico son varios: fotoquímicos, térmicos, fotoablación, fotodisrupción y ablación inducida por plasma. Su clasificación depende fundamentalmente de la potencia aplicada y del tiempo de exposición. A mayor tiempo de exposición y mayor potencia aplicada el daño del tejido será mayor.

En las interacciones fotoquímicas caracterizadas por grandes tiempos de exposición y potencias bajas destaca la terapia fotodinámica que se ha convertido en uno de los mejores tratamientos modernos en contra del tumor maligno.

En las interacciones térmicas, con respecto al caso anterior, el tiempo de exposición es menor y la potencia aplicada es ligeramente mayor. En este tipo de interacciones se genera calor y como consecuencia se destruyen tejidos. En medicina es útil la coagulación y vaporización.

En fotoablación y ablación inducida por plasma se requieren densidades de potencia muy altas, siendo mucho mayores en el último caso. Los tiempos de exposición son relativamente pequeños en ambos casos. Son mecanismos importantes en campos como la oftalmología y utilizados en cirugía refractiva sin dañar a los tejidos adyacentes.

En la fotorruptura se utilizan láseres de elevadísima potencia y tiempos de exposición bastante bajos. Debido a la energía tan alta aplicada se generan unas ondas de choque y unos efectos de cavitación que afectan a los tejidos adyacentes.

Dependiendo de las necesidades de cada paciente se usará un mecanismo de interacción u otro.

# CAPÍTULO 3: TIPOS DE TEJIDOS BIOLÓGICOS

## 3.1 INTRODUCCIÓN

Se denomina tejido a una estructura formada por un conjunto organizado de células diferenciadas, ordenadas regularmente, que realizan un trabajo fisiológico coordinado. Esta estructura está constituida por un nivel de organización biológico superior al celular, ya que las células que lo forman desempeñan una función concreta que han adquirido por diferenciación celular. La estructura se encuentra comprendida entre el nivel celular y el de los órganos.

Según su función y características morfológicas, existen diversos tipos de tejidos, que se agrupan en las siguientes categorías:

- *Tejido epitelial*: es el que reviste las superficies externas (piel) e internas (mucosas) del cuerpo. En este tipo de tejidos, las células están estrechamente unidas formando láminas. Entre las funciones que cumplen los epitelios están: servir como barrera de protección corporal, transportar material a lo largo de su superficie, absorber y sintetizar distintas sustancias útiles y contener terminaciones nerviosas sensitivas.
- *Tejido conjuntivo o conectivo*: los epitelios no son capaces de mantenerse por sí solos y necesitan de otros tejidos que actúan de sostén, estos son los tejidos conjuntivos y entre ellos se incluyen los tejidos sanguíneo, adiposo, cartilaginoso y óseo.
- *Tejido muscular*: está compuesto por numerosas células especializadas conocidas como fibras musculares. El tejido muscular es capaz de modificar su forma activamente, permitiendo la contracción y los movimientos.
- *Tejido nervioso*: en él se presentan dos tipos de células, las nerviosas (o neuronas) y las gliales. Este tejido dirige el correcto y puntual funcionamiento de todos los órganos del cuerpo.

En este capítulo, en la sección 2 se profundiza en el tejido epitelial y en sus tipos; en la parte 3 se describen los tipos y la composición del tejido conjuntivo; en la sección 4 se habla del tejido muscular y de su clasificación; en la parte 5 se detalla el tejido nervioso; la sección 6 trata de los niveles que componen la piel, y finalmente el último detalla de manera introductoria el concepto y las capas de las que se compone el tejido de colon a estudiar en el presente proyecto.

## 3.2 TEJIDO EPITELIAL

Está formado por una o varias capas de células unidas entre sí, que recubren todas las superficies libres del organismo, y constituyen el revestimiento interno de las cavidades, órganos huecos, conductos del cuerpo, así como forman las mucosas y las glándulas. Los epitelios también forman el parénquima de muchos órganos, por ejemplo, el hígado. Ciertos tipos de células epiteliales tienen vellos diminutos denominados cilios, los cuales ayudan a eliminar sustancias extrañas, por ejemplo, de las vías respiratorias. [WIKE13]

El tejido epitelial deriva de las tres capas germinativas: ectodermo, endodermo y mesodermo. Del ectodermo proviene la mayor parte de la piel y cavidades naturales (ano, boca, fosas nasales, poros de la piel). Del Endodermo el epitelio de casi todo el tubo digestivo y el árbol respiratorio, también el hígado y páncreas. Del Mesodermo todo el epitelio restante como en el riñón y órganos reproductores.

Así las funciones que realizan los epitelios son:

1. Sirven como barrera de protección: la epidermis.
2. Transporte de material a lo largo de su superficie: el epitelio respiratorio.
3. Absorción de una solución de agua e iones desde el líquido luminal: epitelio de vesícula biliar.
4. Absorción de moléculas desde el líquido luminal hacia el tejido subyacente: epitelio intestinal.
5. Síntesis y secreción de material glucoproteico hacia la superficie epitelial.

En la figura 3.1 se puede observar el corte de tejido epitelial:

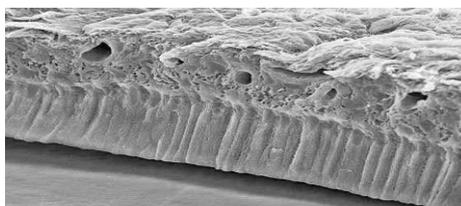


Fig. 3.1: Corte de tejido epitelial

### 3.2.1 TIPOS DE EPITELIOS

Los epitelios se clasifican en dos grupos principales, según su estructura y función: [TEJ01]

#### 3.2.1.1 *Epitelios de revestimiento*

Los epitelios de revestimiento (figura 3.2) tapizan todas las superficies del organismo, tanto las externas (piel, tubo digestivo, aparato respiratorio, sistema urogenital) como las internas (cavidades serosas, tubo nervioso, conductos auditivos, sistema cardiovascular)

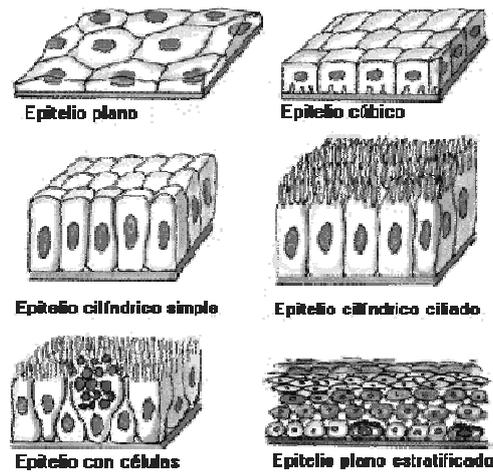


Fig.3.2: Tipos de Epitelios de Revestimiento.

### 3.2.1.2 Epitelios glandulares

Las glándulas son células o grupos de células especializadas en la secreción. La secreción es el proceso por el que algunas células captan moléculas pequeñas de la sangre y las transforman en productos más complejos que son liberados al exterior de la célula. Existen dos tipos de glándulas:

- *Glándulas exocrinas:* liberan su producto de secreción a la superficie externa del cuerpo (piel) o a la superficie de una cavidad externa. A veces es necesario un sistema de tubos para conectar la zona donde están las células secretoras con la superficie.
- *Glándulas endocrinas:* liberan su producto de secreción (hormonas) a la sangre o la linfa para ser transportado hasta células lejanas donde habitualmente interactúan sobre receptores de membrana.

En la figura 3.3 se muestra el corte de epitelio glandular:

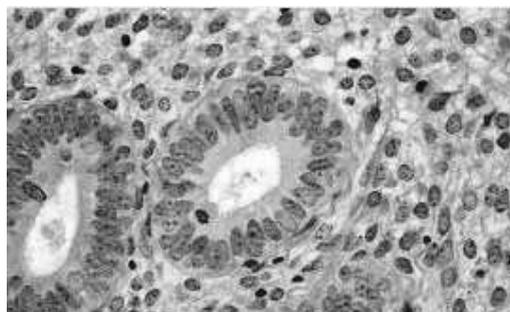


Fig.3.3: Corte de epitelio glandular.

### 3.3 TEJIDO CONJUNTIVO O CONECTIVO

El tejido conjuntivo se caracteriza morfológicamente por presentar diversos tipos de células separadas por abundante material intercelular, sintetizado por ellas. La riqueza en material intercelular es una de sus características más importantes.

Los tejidos conectivos derivan del mesénquima, que es un tejido embrionario que deriva del mesodermo. [WIKC13]

Las funciones que realiza son:

1. Sirve de soporte y sostén de órganos, pues los tejidos óseo y cartilaginoso son los principales responsables del sostenimiento del cuerpo humano.
2. Nutrición al resto de los tejidos (principalmente al tejido epitelial).
3. Protección y defensa a través de las células plasmáticas y macrófagos, que integra el sistema inmunitario de defensa contra las proteínas extrañas presentes en las bacterias, virus, células tumorales, etc.
4. Relleno, es decir, une entre sí estructuras vecinas.

En la figura 3.4 se muestra las partes del tejido conectivo:

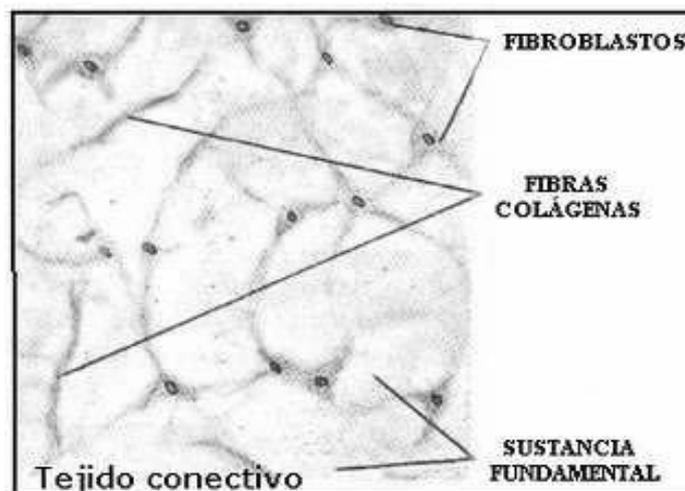


Fig.3.4: Composición del tejido conjuntivo.

#### 3.3.1 COMPOSICIÓN

El tejido conjuntivo está compuesto por sustancia fundamental, fibras y células:

##### 3.3.1.1 *Sustancia fundamental*

La sustancia fundamental está formada por líquido extracelular y moléculas grandes como polisacáridos y proteínas de adherencia, fundamentalmente colágeno. Sostiene las células, las mantiene unidas y proporciona el medio en el que se establece el intercambio de sustancias entre la sangre y las células. Interviene en la actividad metabólica.

### 3.3.1.2 Fibras

Las fibras del conjuntivo son proteínas que forman estructuras alargadas presentes en proporciones variables en los diversos tipos de tejidos. Los tres tipos principales de fibras conjuntivas son: *colágenas*, *reticulares* y *elásticas*, que se distribuyen de forma desigual entre las distintas clases de tejido conjuntivo.

Las *fibras de colágeno* son las más frecuentes en el tejido conjuntivo. Son fuertes y flexibles. Formadas, principalmente por la proteína colágeno. Son blancas, confiriendo ese color a los tejidos en las que predominan. Tienen una fuerte presencia en los huesos, cartílagos, tendones y ligamentos.

Las *fibras elásticas* son más pequeñas que las de colágeno. El componente principal es la proteína elastina. Se pueden estirar hasta 150% su longitud y vuelve a su forma inicial tan pronto como cesan las fuerzas. Debido a un pigmento tienen coloración amarillenta. Se encuentran en la piel, vasos sanguíneos y pulmones.

Las *fibras reticulares* son muy delicadas. Están formadas por colágeno y un revestimiento glucoproteico. Son especialmente abundantes, formando el armazón de los órganos hemocitopoyéticos (bazo, ganglios linfáticos, médula ósea roja, etc.) Forman redes en torno a las células musculares y a las células de muchos órganos epiteliales.

### 3.3.1.3 Células

El tejido conjuntivo posee células propias y células procedentes de la sangre. La distribución de trabajo entre las células del tejido conjuntivo determina la aparición de varios tipos celulares, cada uno con características morfológicas y funcionales propias. Las células son las siguientes:

- *Fibroblasto*: Es la célula más común del tejido conjuntivo y la responsable de la formación de las fibras y de la matriz extracelular. Es una célula aplanada, con prolongaciones ramificadas, dotada de movilidad, pero de movimiento lento.
- *Macrófago*: Es una célula multifuncional (fagocitosis, secreción, presentación de antígenos) procedente de los monocitos de la sangre. Tiene gran capacidad de fagocitosis y su morfología es variable según su estado funcional y su localización. Actúan como elementos de defensa. Fagocitan restos de células, material intercelular alterado, bacterias y partículas inertes que penetran en el organismo. Se originan a partir de los monocitos, células de la sangre que atraviesan la pared de vénulas y capilares en el tejido conjuntivo, donde adquieren el aspecto morfológico de macrófago. Por lo tanto el monocito y el macrófago son la misma célula en diferentes fases de maduración. A su vez el monocito tiene su origen en la médula ósea.
- *Mastocito* (o célula cebada) participa en la inflamación y desempeña un papel central importante en la alergia. La principal función es producir y almacenar potentes mediadores químicos del proceso inflamatorio. Contienen heparina, que es una sustancia anticoagulante.
- *Plasmocito* (o células plasmáticas) se origina a través de linfocitos B y produce anticuerpos.

Son pocos numerosos en el tejido conjuntivo normal, excepto en las áreas expuestas a la penetración de bacterias y proteínas extrañas pero aparecen en gran cantidad en las zonas donde hay inflamación crónica. Sintetizan y secretan anticuerpos. Los anticuerpos son proteínas específicas fabricadas por el organismo en respuesta a la penetración de moléculas extrañas que reciben el nombre de antígenos. Cada anticuerpo formado es específico para el antígeno que provocó su formación y se combina con él.

- *Adipocito* (o célula adiposa) es una célula especializada en el almacenamiento de grasas neutras.
- *Leucocitos* (o glóbulos blancos) son componentes habituales del tejido conjuntivo, procedentes de la sangre por migración a través de los capilares y vénulas. Son células cuya función es la defensa contra los microorganismos agresores. Los leucocitos más frecuentes en el tejido conjuntivo son: los neutrófilos, eosinófilos y los linfocitos.

### 3.3.2 TIPOS DE TEJIDO CONJUNTIVO

Existen varias clases de tejido conjuntivo: tejido conjuntivo propiamente dicho, tejido conjuntivo de propiedades especiales y tejido cartilaginoso. Los nombres de los diferentes tipos reflejan el componente predominante o la organización de la estructura del tejido: [TEJ01]

El *tejido conjuntivo propiamente dicho* se divide en:

#### 3.3.2.1 *Tejido conjuntivo laxo*

Sostienen estructuras normalmente sometidas a presión y pequeños traumatismos. Es el tejido conjuntivo más abundante, rellena espacios entre las fibras y haces musculares, sirve de apoyo a los epitelios y forma una capa en torno a los vasos sanguíneos y linfáticos. Apoyando y nutriendo las células epiteliales, el tejido laxo se encuentra en la piel, en las mucosas y en las glándulas.

Las células más abundantes son los fibroblastos y los macrófagos, pero están presentes todos los demás tipos descritos. Este tejido es de consistencia delgada, flexible y poco resistente a la tracción.

En la figura 3.5 se muestra el corte de tejido conjuntivo laxo:

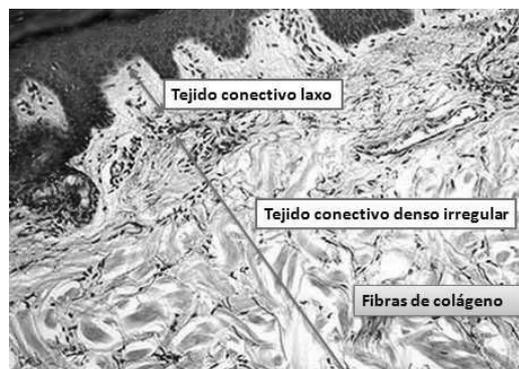


Fig.3.5: Tejido conjuntivo propiamente dicho.

### **3.3.2.2 Tejido conjuntivo denso**

Está adaptado para ofrecer resistencia y protección. Hay predominio de las fibras colágeno y es mucho más resistente a las tracciones. Se clasifica en:

- *Tejido denso no modelado*: Cuando las fibras colágenas se disponen en haces distribuidos sin orientación fija. En este tejido los haces forman una trama tridimensional lo que le confiere cierta resistencia a las tracciones ejercidas en cualquier dirección. Se encuentra en la hipodermis de la piel.

- *Tejido denso modelado*: Presenta los haces colágenos orientados según una dirección fija. Las fibras se orientan de modo que ofrezcan mayor resistencia a las fuerzas que normalmente actúan sobre el tejido. Los tendones representan el ejemplo más típico del tejido denso modelado.

Profundizando en el *tejido conjuntivo de propiedades especiales*, nos encontramos con diversas clases:

### **3.3.2.3 Tejido adiposo**

Se observa un predominio de células adiposas (adipocitos). Es el mayor depósito de energía del cuerpo. Al localizarse debajo de la piel modela la superficie, siendo en parte responsable de las diferencias de contorno entre el cuerpo del hombre y de la mujer.

Debido a que las grasas son malas conductoras de calor, el tejido adiposo contribuye al aislamiento térmico del organismo. Aparte de esto, rellena espacios entre otros tejidos y ayuda a mantener ciertos órganos en su posición normal.

### **3.3.2.4 Tejido elástico**

Este tejido está formado por haces paralelos de fibras elásticas gruesas. El espacio entre esas fibras está ocupado por fibras colágenas finas y fibroblastos aplanados. Su riqueza en fibras elásticas confiere al tejido su color amarillo típico y gran elasticidad.

Es poco frecuente, encontrándose por ejemplo, en los ligamentos amarillos de la columna vertebral.

### **3.3.2.5 Tejido reticular**

Es muy delicado, forma una red tridimensional para sustentación de células. Está formado por fibras reticulares, en íntima asociación con las células reticulares.

Se encuentra en los órganos formadores de células de sangre (médula ósea hemopoyética y órganos linfáticos) constituyendo el armazón que soporta las células libres allí existentes (células hemopoyéticas), que dan origen a las células de la sangre.

Las células reticulares son, en realidad, fibroblastos especializados en la producción de fibras reticulares.

### **3.3.2.6 Tejido mucoso**

Se encuentra principalmente en el cordón embrionario. Hay un predominio de sustancia fundamental de consistencia gelatinosa. Contiene pocas fibras colágenas y raras fibras elásticas y reticulares. Las células son principalmente fibroblastos.

Finalmente, el *tejido cartilaginoso* (figura 3.6) también se clasifica en diversos tipos:

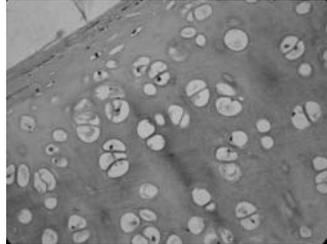


Fig.3.6: Corte de tejido cartilaginoso.

### **3.3.2.7 Cartílago hialino**

El cartílago puede soportar una tensión considerablemente mayor que los tejidos conjuntivos restantes. Está formado por una densa red de fibras de colágeno y elásticas embebidas en componente gelatinoso de sustancia fundamental. Mientras que la fuerza del cartílago procede de sus fibras de colágeno, su elasticidad se debe a éste componente gelatinoso.

El cartílago hialino contiene como sustancia fundamental un gel elástico y en el organismo tiene un aspecto blanco azulado y brillante. Las finas fibras de colágeno existentes no son visibles con las técnicas de tinción habituales, y en las lagunas existen prominentes condrocitos. Es el más abundante en el organismo. Proporciona flexibilidad y sostén y, en las articulaciones, reduce la fricción y absorbe los choques.

### **3.3.2.8 Cartílago fibroso**

Las células del cartílago inmaduro, llamadas condrocitos, se disponen en forma aislada o en grupos dentro de espacios, llamadas lagunas formadas en la matriz. La superficie del cartílago está rodeada por una membrana de tejido conjuntivo denso irregular llamada pericondrio. A diferencia de otros tejidos conjuntivos, el cartílago no tiene ni vasos sanguíneos ni nervios, salvo los existentes en el pericondrio.

Los condrocitos se diseminan entre los haces de fibras de colágeno claramente visibles que se encuentran en la matriz. Este tipo combina resistencia y rigidez.

### **3.3.2.9 Cartílago elástico**

En esta clase, los condrocitos se encuentran en una red en forma de ovillo de fibras elásticas en el interior de la matriz. Los cartílagos elásticos proporcionan resistencia y elasticidad y mantienen la forma de determinados órganos.

## 3.4 TEJIDO MUSCULAR

El tejido muscular es el responsable de los movimientos corporales. Está constituido por células alargadas, las fibras musculares, caracterizadas por la presencia de gran cantidad de filamentos citoplasmáticos específicos.

Las células musculares tienen origen mesodérmico y su diferenciación ocurre principalmente en un proceso de alargamiento gradual. [WIKM13]

### 3.4.1 TIPOS DE TEJIDO MUSCULAR

Respecto a sus características morfológicas y funcionales se pueden diferenciar tres tipos de tejido muscular, el músculo liso, estriado esquelético y cardiaco.

#### 3.4.1.1 *Músculo estriado o esquelético*

Está formado por haces de células muy largas (hasta de 30 cm.) cilíndricas y multinucleadas, con diámetro que varía de 10 a 100  $\mu\text{m}$ ., llamadas fibras musculares estriadas. En la figura 3.7 se observa el corte de tejido muscular estriado:

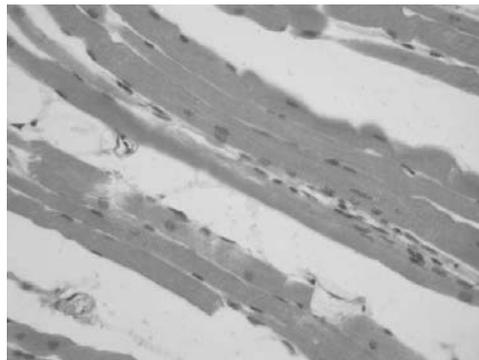


Fig.3.7: Corte de tejido muscular estriado.

Las fibras musculares están organizadas en haces envueltos por una membrana externa de tejido conjuntivo, llamada epimisio. De éste parte tejido conjuntivo, que se dirige hacia el interior del músculo, dividiéndolo en fascículos, este tejido se llama perimisio. Cada fibra muscular está rodeada por una capa muy fina de fibras reticulares, formando el endomisio.

El tejido conjuntivo mantiene las fibras musculares unidas, permitiendo que la fuerza de contracción generada por cada fibra individualmente actúe sobre el músculo entero, contribuyendo así a su contracción. Este papel del tejido conjuntivo tiene gran importancia porque las fibras generalmente no se extienden de un extremo a otro del músculo.

También por intermedio del tejido conjuntivo la fuerza de contracción del músculo se transmite a otras estructuras como tendones ligamentos, aponeurosis y huesos.

Los vasos sanguíneos penetran en el músculo a través del tejido conjuntivo y forman una red rica en capilares distribuidos paralelamente a las fibras musculares.

Estas fibras se adelgazan en las extremidades y se observa una transición gradual de músculo a tendón. La fibra muscular está delimitada por una membrana llamada sarcolema y su citoplasma se presenta lleno principalmente de fibrillas paralelas, las miofibrillas. Las miofibrillas son estructuras cilíndricas que se distribuyen a la fibra muscular, ocupando casi por completo su interior.

### 3.4.1.2 Músculo cardíaco

Está formado por células alargadas que crean columnas que se organizan irregularmente. Estas células también presentan estriaciones transversales, pero pueden distinguirse fácilmente de las fibras musculares esqueléticas por el hecho de poseer solo uno o dos núcleos centrales. Las columnas están revestidas por una fina vaina de tejido conjuntivo, equivalente al endomisio del músculo esquelético. En los músculos cardíacos los filamentos ocupan casi la totalidad de la célula y no se agrupan en haces de miofibrillas.

Una característica específica del músculo cardíaco es la presencia de líneas transversales que aparecen a intervalos regulares. Estos discos intercalares presentan complejos de unión que se encuentran en la interfase de células musculares adyacentes. Son uniones que aparecen como líneas rectas o muestran un aspecto en escalera. En la parte en escalera se distinguen dos regiones. La parte transversal, que cruza la fibra en línea recta y la parte lateral que va en paralelo a los miofilamentos.

En los discos intercalares se encuentran tres tipos de contactos: zona de adhesión, desmosomas y uniones comunicantes:

Las zonas de adhesión sirven para fijar los filamentos de actina de los sarcómeros terminales. Los desmosomas unen fibras musculares cardíacas, impidiendo que se separen por la actividad contráctil constante del corazón. En las partes laterales de los discos se encuentran las uniones comunicantes, responsables de la continuidad iónica entre células musculares próximas. En la figura 3.8 se muestra la estructura del tejido muscular cardíaco:

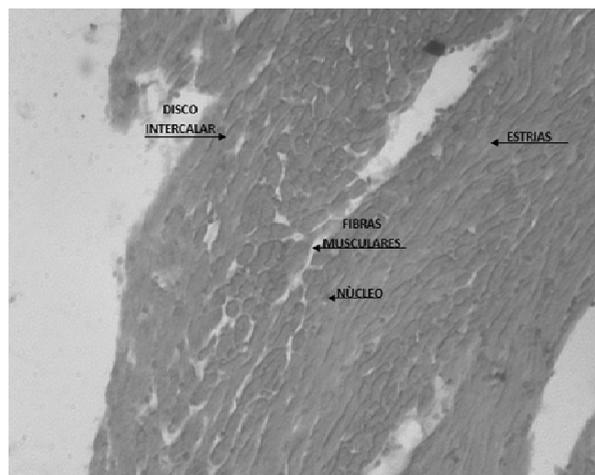


Fig.3.8: Partes del tejido muscular cardíaco.

### 3.4.1.3 Músculo liso

Está formado por la asociación de células largas que pueden medir de 5 a 10  $\mu\text{m}$  de diámetro por 80 a 200  $\mu\text{m}$ . de largo. Están generalmente dispuestas en capas sobre todo en las paredes de los órganos huecos, como el tubo digestivo o vasos sanguíneos. Además, encontramos células musculares lisas en el tejido conjuntivo que reviste ciertos órganos como la próstata y las vesículas seminales y en el tejido subcutáneo de determinadas regiones como el escroto y los pezones.

Las fibras musculares lisas están revestidas por una red muy delicada de fibras reticulares. Podemos encontrar vasos y nervios que penetran y ramifican entre las células. También está revestida por una capa de glucoproteína amorfa. Estas estructuras no sólo participan en la transmisión intercelular del impulso, sino que mantienen la unión entre las células. Existe un núcleo alargado y central por célula. La fibra muscular lisa presenta haces de miofilamentos que cruzan en todas direcciones, formando una trama tridimensional. En el músculo liso también existen terminaciones nerviosas. Son muy importantes las uniones comunicantes, en la transmisión del estímulo de célula a célula. En la figura 3.9 se visualiza la estructura de la fibra muscular lisa:

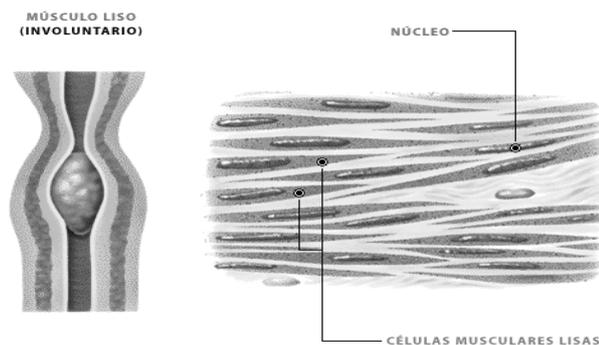


Fig.3.9: Estructura de la fibra muscular lisa.

## 3.5 TEJIDO NERVIOSO

El tejido nervioso contiene billones de neuronas y una incalculable cantidad de interconexiones, que forma el complejo sistema de comunicación neuronal. Las neuronas tienen receptores, especializados para percibir diferentes tipos de estímulos y traducirlos en impulsos nerviosos que lo conducirán a los centros nerviosos.

Estos impulsos se propagan sucesivamente a otras neuronas para procesamiento y transmisión a los centros más altos y percibir sensaciones o iniciar reacciones motoras. [WIKN13]

Para realizar todas estas funciones, el sistema nervioso está organizado desde el punto de vista anatómico, en el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP). El SNP se encuentra localizado fuera del SNC e incluye los 12 pares de nervios craneales, 31 pares de nervios y sus ganglios relacionados.

Las funciones fundamentales del sistema nervioso son:

1. Detectar, transmitir, analizar y utilizar las informaciones generadas por estímulos sensoriales representados por calor, luz, energía mecánica y modificaciones del ambiente externo e interno.
2. Organizar y coordinar, directa o indirectamente, el funcionamiento de casi todo9 el organismo, entre ellas funciones motoras, viscerales, endocrinas y psíquicas.

### 3.5.1 COMPOSICIÓN

#### 3.5.1.1 Neuronas

Las células nerviosas o neuronas (figura 3.10), están formadas por un cuerpo celular o pericarion, que contiene el núcleo del cual parten las prolongaciones. En general el volumen total de las prolongaciones de una neurona es mayor que el cuerpo celular.

Presenta 3 componentes:

1. *Dendritas*: prolongaciones numerosas especializadas en recibir estímulos del medio ambiente, de células epiteliales sensoriales o de otras neuronas.
2. *Cuerpo celular o pericarion*: representa el centro trófico de la célula y que también es capaz de recibir estímulos.
3. El *axón*: prolongación única especializada en la conducción del impulso nervioso que transmite información de la neurona a otras células (nerviosas, musculares, glandulares). La porción final, en general muy ramificada, termina en la célula siguiente en forma de botones terminales esenciales para la transmisión de la información a elementos situados a continuación.

Las dimensiones y formas de las células nerviosas son extremadamente variables. El cuerpo celular puede ser esférico, piriforme y anguloso. En general son grandes pudiendo medir hasta 150  $\mu\text{m}$ .

De acuerdo al tamaño y forma de sus axones pueden clasificar en:

1. *Neuronas multipolares*: que presentan más de dos prolongaciones celulares.
2. *Neuronas bipolares*: poseedoras de una dendrita y un axón.
3. *Neuronas pseudomonopolares*: con sólo una corta prolongación que se bifurca inmediatamente, dirigiendo una rama a la periferia y otra hacia el SNC.

La mayoría de las neuronas son multipolares. Las bipolares se encuentran en los ganglios coclear y vestibular, en la retina y la mucosa olfatoria. Las pseudomonopolares se encuentran en ganglios espinales que son ganglios sensitivos situados en las raíces de los nervios espinales.

Según su función se clasifican:

*Neuronas motoras*: controlan órganos tales como las glándulas exocrinas y endocrinas y las fibras musculares.

*Neuronas sensoriales*: reciben estímulos sensoriales del medio ambiente y del propio organismo.

*Interneuronas*: establece conexiones entre otras neuronas, formando circuitos completos.

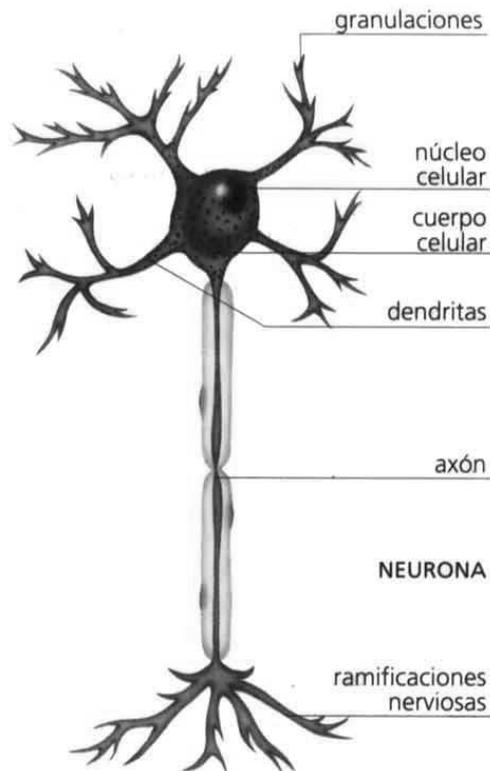


Fig.3.10: Partes de una neurona.

### 3.5.1.2 Neuroglía

Son varios tipos celulares presentes en el SNC junto a las neuronas, en las que hay diferencias morfológicas, embriológicas y funcionales. Se calcula que en el SNC hay 10 células de la glía para cada neurona, pero debido al menor tamaño ocupan la mitad del volumen del tejido. Existen diferentes tipos de células:

#### 3.5.1.2.1 Astrocitos

Son las mayores células de la neuroglía y se caracteriza por la riqueza y dimensiones de sus prolongaciones citoplasmáticas que se dirigen en todas direcciones. Los astrocitos poseen núcleos esféricos y centrales.

Se distinguen tres tipos:

Los *astrocitos protoplasmáticos* poseen citoplasma abundante y con prolongaciones no tan largas como los astrocitos fibrosos. Se localizan sólo en la sustancia gris de SNC.

Los *astrocitos fibrosos* presentan prolongaciones largas lisas y delgadas que no se ramifican con frecuencia. Están en la sustancia blanca del encéfalo y médula espinal.

Los *astrocitos mixtos* se encuentran en la zona de transición de la sustancia blanca y la sustancia gris.

#### 3.5.1.2.2 Oligodendrocitos

Son menores que los astrocitos presentan escasas y cortas prolongaciones protoplasmáticas.

Se encuentra tanto en la sustancia blanca como en la gris, presentándose en esta última en la proximidad de los cuerpos celulares de las neuronas, constituyendo las células satélites. Las células satélites del SNC son oligodendrocitos. En la sustancia blanca los oligodendrocitos se disponen en hileras entre las fibras mielínicas.

#### **3.5.1.2.3 Microglia**

El cuerpo de las células de la microglia es alargado con núcleo denso pequeño y alargado. La forma del núcleo de estas células facilita su identificación y que las otras células de la neuroglia tienen núcleo esférico. Las células de la microglia presentan prolongaciones cortas cubiertas por numerosas y pequeñas espinas. Se encuentran en la sustancia blanca y gris.

#### **3.5.1.2.4 Células ependimarias**

Las células ependimarias revisten las cavidades en encéfalo y la médula y están en contacto inmediato con el líquido cefalorraquídeo encontrándose en estas cavidades. Son células cilíndricas con la base afilada y muchas veces ramificada, dando origen a prolongaciones largas que se sitúan en el interior del tejido nervioso. Sus núcleos son alargados.

#### **3.5.1.3 Fibras nerviosas**

Están constituidas por un axón y por sus vainas envolventes. Los grupos de fibras nerviosas forman haces o tractos del SNC y los nervios del SNP. Todos los axones del tejido nervioso, están envueltos por pliegues únicos o múltiples formados por una célula envolvente. En las fibras nerviosas periféricas esta célula se denomina célula de Schwann. En el SNC las células envolventes son los oligodendrocitos. Los axones de pequeño diámetro están envueltos por un único pliegue de cada célula envolvente, constituyendo las *fibras nerviosas amielínicas*. En los axones de mayor calibre, la célula envolvente forma un repliegue envolviendo en espiral el axón. La conducción del impulso nervioso es progresivamente más rápido en axones de mayor diámetro y con vaina de mielina más gruesa.

La vaina mielínica de un axón es formada por varias células de Schwann. Existen cortos intervalos a lo largo del axón que no son cubiertos por la mielina, estos puntos son conocidos como nódulos de Ranvier. En las fibras amielínicas no existen nódulos de Ranvier.

#### **3.5.1.4 Nervios**

En el SNP las fibras nerviosas se agrupan en haces dando origen a los nervios. Los nervios son blanquecinos (mielina).

El estroma, tejido de sostén de los nervios, está constituida por una capa más extensa de tejido conectivo denso, el epineuro que reviste el nervio y rellena los espacios entre los haces y fibras. Cada uno de estos haces está revestido por una vaina de varias capas de células aplanadas yuxtapuestas, el perineuro. Dentro de la vaina perineural se hallan los axones cada uno envuelto por una vaina de células de Schwann, con una capa basal y una cubierta conjuntiva de fibras reticulares el endoneuro.

### 3.5.1.5 Sistema nervioso autónomo

Está relacionado con la musculatura lisa, ritmo cardíaco y la secreción de algunas glándulas, regula ciertas actividades del organismo, sufren constantemente la influencia de la actividad consciente del SNC.

Formado por aglomerados de células nerviosas localizadas en el SNC, por fibras que salen del SNC a través de nervios craneales y por ganglios nerviosos situados en el curso de estas fibras.

El sistema nervioso autónomo se divide en dos partes por su anatomía y función:

#### 3.5.1.5.1 Sistema simpático

Sus núcleos formados por grupos de células nerviosas. Están localizadas en las porciones dorsal y lumbar de la médula espinal y las fibras que dejan estas neuronas salen por las raíces de los nervios de éstas regiones.

#### 3.5.1.5.2 Sistema parasimpático

Tiene sus núcleos en el encéfalo y la porción sacra de la médula espinal. Las fibras de estas neuronas salen por 4 nervios craneales y por los nervios sacros. Se le llama también división cráneo sacra del sistema autónomo. En general, en los órganos que el simpático es estimulador, el parasimpático es inhibidor y viceversa.

### 3.5.1.6 Ganglios nerviosos

Los cúmulos de neuronas localizadas fuera del sistema nervioso central reciben el nombre de ganglios nerviosos. Son órganos esféricos, protegidos por cápsula conjuntiva y asociadas a nervios.

Hay dos tipos de ganglios nerviosos (figura 3.11), los *ganglios cefalorraquídeos* (*sensitivos*), unidos a las raíces posteriores de los nervios espinales y algunos nervios craneales y los *ganglios del sistema nervioso autónomo*, unidos a los nervios simpáticos y parasimpáticos.

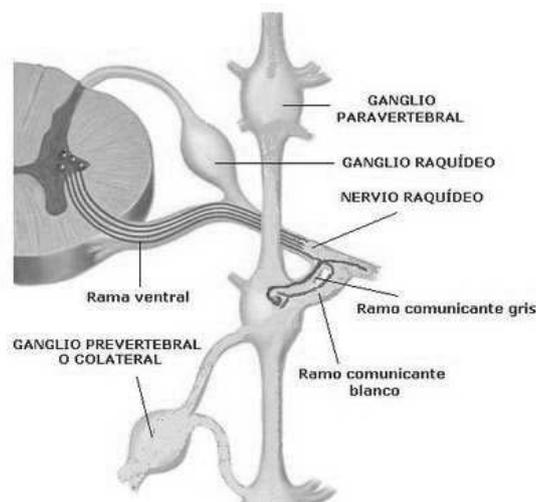


Fig.3.11: Tipos de ganglios nerviosos.

### 3.5.1.6.1 Ganglios cefalorraquídeos

Son estructuras esféricas localizadas en las raíces posteriores de los nervios espinales y algunos nervios craneales. Estos ganglios están formados de los pericariones de las neuronas cuyas fibras periféricas transmiten al SNC las informaciones generales en las terminaciones sensitivas.

### 3.5.1.6.2 Ganglios del sistema nervioso autónomo

Son zonas bulbosas a lo largo de los nervios del SNA y algunos se localizan en el interior de ciertos órganos, principalmente en la pared del tubo digestivo, formando los ganglios intramurales. Contienen un reducido número de células nerviosas y no posee cápsula conjuntiva.

### 3.5.1.7 Sustancia blanca y sustancia gris

En el SNC se distinguen la sustancia blanca y la sustancia gris. La primera formada por fibras mielínicas, oligodendrocitos, astrocitos fibrosos y células de microglía. En la sustancia gris hay cuerpos de las neuronas, fibras amielínicas en gran cantidad y algunas fibras mielínicas, astrocitos protoplasmáticos, oligodendrocitos y células de la microglía.

### 3.5.1.8 Meninges

El cerebro y la médula espinal son revestidos por tres niveles de tejido conjuntivo llamados meninges. La superficie del tejido nervioso es revestido por una delicada capa llamado la *pia-madre* conteniendo fibroblastos, fibras colágena y procesos formados por astrocitos. Sobre el estrato de la *pia madre* hay un grueso nivel llamado *aracnoides*. Tanto la *aracnoides* como la *pia madre* son estructuralmente continuos. Las arterias y venas del SNC pasan por el espacio subaracnoide que es el espacio entre ambos niveles. Sobre la capa *aracnoide* hay un denso estrato fibro elástico llamado la *duramadre*. En el cráneo la *duramadre* continúa con el periostio. En la figura 3.12 se observan los distintos tipos de meninges:



Fig.3.12: Tipos de meninges.

## 3.6 PIEL

La piel es el órgano de mayor tamaño de la especie humana. Su grosor varía según la localización. Tiene la máxima delgadez en los párpados y el mayor grosor en la planta de los pies y palmas de las manos. Es un órgano complejo y heterogéneo que interviene en distintas actividades fisiológicas que tienden a mantener la homeostasis. La homeostasis es el estado de equilibrio del cuerpo respecto a diversas funciones y composiciones químicas de los líquidos y los tejidos.

La piel tiene una serie de funciones:

- 1· Proteger frente a distintos agentes externos como sustancias químicas, microorganismos...
- 2· Barrera selectiva para distintas formas de energía: lumínica, calorífica...
- 3· Nos permite recibir información del exterior.
- 4· También nos informa de patologías que haya en el medio interno que se manifiestan en la piel, ayudando al diagnóstico.

La coloración de la piel varía según las distintas razas. Se debe a un pigmento que es la melanina.

En la figura 3.13 se muestran las diferentes partes de la piel:

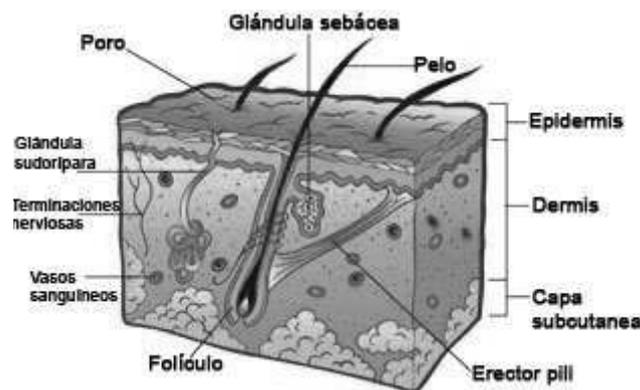


Fig.3.13: Estructura de la piel.

### 3.6.1 ESTRUCTURA DE LA PIEL

#### 3.6.1.1 Epidermis

Es la capa que está en contacto con el exterior. Procede del ectodermo embrionario y está formada por tejido epitelial. Dan lugar a los folículos pilosos y a las glándulas sebáceas.

La epidermis es un epitelio estratificado formado por una serie de niveles cuya misión principal es producir queratina. Esta sustancia es una proteína que confiere resistencia a la piel y permite protegernos frente a sustancias extrañas. Los estratos que forman la epidermis son:

- *Estrato basal o germinativo*: es el más profundo. Se asienta sobre la dermis. Está formado por células epiteliales de forma cilíndrica y es donde nacen las células que luego se van a ir desplazando hacia los estratos superiores. En esta capa hay una intensa actividad mitótica, siendo responsable de la constante renovación de la epidermis.

- *Estrato espinoso*: caracterizado por una serie de células cuboidales que según van ascendiendo, se van aplanando.
- *Estrato granuloso*: presenta un espesor pequeño, 1 ó 2 capas de células, con forma rómbica. A este nivel ya comienzan a morir las células, rompiéndose la membrana y vertiendo su contenido al exterior.
- *Estrato lúcido*: formado por una sola capa de células sin núcleo que contienen una sustancia llamada helidina, que es oleosa.
- *Estrato córneo*: es la capa más superficial. Está formado por células endurecidas llamadas córneas. Son células muertas y planas apiladas unas sobre otras. Contienen una gran cantidad de queratina, formando una fuerte membrana.

Hay dos zonas diferenciadas dentro de este estrato: una más superficial formada por células más separadas que se van a ir perdiendo dando lugar a la descamación; y otra zona cercana al estrato lúcido formada por células más fuertemente pegadas. La queratina son fibrillas que se van asociando unas con otras dando lugar a los protofilamentos que a su vez, dan lugar a las protofibrillas. Las fibrillas de queratina se forman ya desde el estrato basal. Son pequeñas y poco resistentes. A medida que nos acercamos al estrato córneo, van aumentando de tamaño y el diámetro de las fibrillas se hace mayor. Todo esto confiere una alta resistencia a la última capa de la epidermis ante los agentes externos.

### **3.6.1.2 Membrana basal**

Es una membrana plasmática que presenta una gran superficie. Se encuentra entre la dermis y la epidermis permite el intercambio de nutrientes entre ambas, ya que en la epidermis no hay riego sanguíneo, y evita el desplazamiento de las 2 capas.

### **3.6.1.3 Dermis**

Zona de descanso fibroelástico donde se asienta la epidermis y une la piel con el tejido celular subcutáneo o hipodermis.

Está formada por dos zonas bien diferenciadas:

- *Capa papilar*: es la más superficial
- *Capa reticular*: es la capa interna.

Ambas están formadas por tejido fibroso pero en la capa más externa las fibras se ordenan organizadamente de forma paralela a la superficie.

En la capa reticular aparecen fibrillas musculares. Es una estructura más densa y da lugar a redes tridimensionales. Se diferencia de la capa papilar en la organización de las fibras.

También se encuentran los receptores del tacto, corpúsculos de Meikel, los del frío, corpúsculos de Krause, los del calor, corpúsculos de Ruffini y los corpúsculos de Golgi-Mazzoni, que son receptores de la presión.

La dermis está formada por fibras que la confieren elasticidad. Se dividen en:

- *Fibras colágenas*: son las mayoritarias. Constituyen el 75% del total de fibras de la dermis. Están compuestas de colágeno. En el envejecimiento, el colágeno va perdiendo flexibilidad.

- *Fibras elásticas*: sólo constituyen el 4% de la dermis. Las más conocidas son la reticulina y la elastina. La reticulina tiene carbohidratos mientras que la elastina se compone de una sustancia característica, que es el desmoseno.

### **3.6.2 ANEJOS DE LA PIEL**

Están ubicados en la dermis:

#### **3.6.2.1 Folículo piloso**

Nace en la dermis, estando la raíz asentada allí. Cada pelo consta de raíz y tallo. La raíz está incluida en el folículo piloso. Está formada por el bulbo piloso, dentro del cual está la papila dérmica, con los vasos y los nervios. Las células adyacentes a la papila forman la matriz del pelo que lo nutren.

La parte que sobresale de la piel es el tallo que posee morfológicamente tres capas:

- Cutícula: representa la capa protectora del pelo contra la desecación y la penetración de sustancias extrañas.
- Corteza: estructura fibrilar que consta de fibrillas, microfibrillas y protofibrillas, que se unen mediante una masa compacta que las cohesionan.
- Médula: forma el cordón celular interno del pelo.

El pelo está constituido por aminoácidos que se sintetizan en la raíz para formar cadenas de queratina. Su color se debe al contenido en melanina en la capa fibrosa. Dentro de los factores que regulan el crecimiento del pelo, las hormonas desempeñan un papel principal.

#### **3.6.2.2 Glándula sebácea**

Formada por los adipocitos. Inicialmente estas células son semejantes a las de los estratos de la epidermis pero posteriormente se llenan de lípidos y pierden el núcleo. Estas glándulas están ausentes en las palmas de las manos y en la planta de los pies. Por el contrario, en el cuero cabelludo están presentes en gran número. Es un órgano secretor formado por un conjunto de lóbulos que poseen una serie de conductos por los cuales circula el sebo. El conducto de cada lóbulo vierte el material lipídico sintetizado que desemboca a la parte superior de un folículo piloso. El sebo secretado lubrica el pelo y el vello, e impide que la piel se deseque o se quiebre.

La testosterona es el principal factor de la regulación de secreción de las glándulas sebáceas.

#### **3.6.2.3 Glándula sudorípara**

Formada por células epiteliales y en su interior se forma un canal central a partir de las células periféricas. Hay dos tipos de glándulas:

- *Glándulas apocrinas*: poseen un conducto secretor que desemboca en un folículo piloso. Sometidas a un control hormonal y sólo inician el proceso secretor cuando se alcanza la pubertad, decreciendo con la edad.
- *Glándulas exocrinas*: el contenido lo vierten directamente sobre la superficie de la epidermis favoreciendo la emulsión epicutánea. Se hallan distribuídas por casi toda la superficie corporal. [JUN05]

## **3.7 COMPOSICIÓN DEL TEJIDO DE COLON**

El colon es la porción del intestino grueso de los mamíferos que comienza donde finaliza el ciego y acaba donde empieza el recto. El ciego, el colon, el recto y el canal anal forman el intestino craso, que es la penúltima porción del aparato digestivo. El intestino craso es un tubo muscular de un metro y medio de largo, que absorbe agua y nutrientes minerales de los alimentos y almacena los desechos.

En posteriores capítulos profundizaremos más acerca del tejido de colon (figura 3.14):

[INT14]

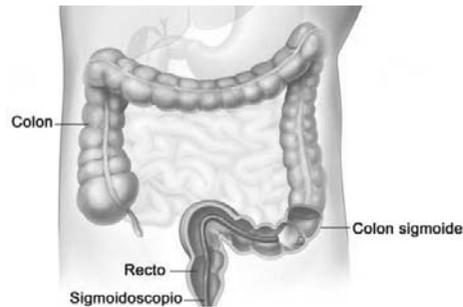


Fig.3.14: El colon.

### **3.7.1 CAPAS DE LA PARED INTESTINAL**

#### **3.7.1.1 Muscular propia**

Compuesta de dos capas de músculo liso, una capa longitudinal y otra transversal. Su dimensión es de 5 mm.

#### **3.7.1.2 Submucosa**

Formada por tejido conjuntivo, adiposo. Podemos encontrar también vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios. Mide 2,6 mm.

#### **3.7.1.3 Mucosa**

Compuesta por epitelio glandular cilíndrico mucoprodutor, estroma conjuntivo y capilares vasculares. Su dimensión es de 1,6 mm.

#### **3.7.1.4 Serosa**

Formada por tejido conjuntivo y revestimiento de células mesoteliales. Mide 0,02 mm.

## **3.8 CONCLUSIONES**

En el cuerpo humano existen diferentes tipos de tejidos, el tejido epitelial, el conjuntivo o conectivo, el muscular y el tejido nervioso. Se estudian a fondo los diversos tejidos y sus partes con el fin de demostrar en posteriores capítulos cómo afectan en los mismos la aplicación de un láser. Al incidir un láser sobre cualquier tejido conseguimos diferentes efectos que son muy útiles en el campo de la medicina.

# CAPÍTULO 4: LÁSERES EN BIOMEDICINA

## 4.1 INTRODUCCIÓN

El primer láser de aplicación a la cirugía fue de gas con radiación continua que se empleó en un pequeño tumor retiniano. Desde entonces se desarrollaron tanto los láseres de baja potencia como los quirúrgicos, o los de gran potencia como el de CO<sub>2</sub>, sin olvidar los láseres de infrarrojos a semiconductores de gran valor en la terapéutica física médica.

En este capítulo, se define y se detalla los láseres que más se usan en aplicaciones médicas y sus características más comunes. Existen varias decenas de miles de láseres diferentes que se diferencian en el medio activo, en la composición espectral de la radiación que emiten, en el bombeo que emplean, en la retroalimentación óptica, en el diseño y en más características. Además láseres de un mismo tipo pueden diferir completamente en sus características de explotación y en su tecnología de producción.

Las demandas de las aplicaciones y del mercado influyen bastante en la evolución de los láseres.

En este capítulo, en la sección 2 y 3 se describe la historia y el concepto de láser; la sección 4 versa sobre los distintos tipos de láseres existentes, y en el último se relatan las aplicaciones del láser en diversos campos médicos.

## 4.2 HISTORIA DEL USO DEL LÁSER

En 1954 se utilizó por primera vez la emisión estimulada de radiación, en la región de microondas del espectro electromagnético. Se la denominó MASER (Microwave Amplification by the Stimulated Emission of Radiation) y fue desarrollado por Townes. El primer láser utilizado en terapéutica fue el láser Rubí y fue desarrollado por Theodore Maiman en 1960.

El láser Helio-Neon (He-Ne) se desarrolló en 1962 y aunque carece de actividad biológica, fue de gran utilidad pues su luz roja sirve como guía a la luz no visible del láser CO<sub>2</sub> y es también utilizada como puntero para conferencias.

En 1964 se desarrolló el láser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) y el de argón para coagulación y corte. La luz azul y verde del láser argón es intensamente absorbida por la hemoglobina, por lo que este tipo de dispositivo fue muy útil para la coagulación superficial de manchas y otras lesiones vasculares.

Desde 1964, los sistemas láser que han sido desarrollados solo han encontrado utilidad en algunos ámbitos, como el láser de Neodimio-Yag (Nd-Yag) que aunque ha sido ampliamente utilizado en gastroenterología, oftalmología y neumología, hasta que no se ha duplicado su frecuencia (Q-Switch), ha tenido poca utilidad en dermatología a causa de los efectos difusos de su energía.

A principios de 1980, Anderson y Parrish propusieron una teoría para provocar una lesión histológica selectiva con láser pulsados nombrando al proceso Fototermólisis selectiva. De esto nació, una nueva generación de láser pulsados y la primera lámpara de Flash fue el sistema photoderm y se obtuvo en 1955. A partir de entonces ha evolucionado ampliamente este sistema orientado a la eliminación de patología vascular dermatológica, pigmentaciones y depilación.

## 4.3 CONCEPTO DE LÁSER

### 4.3.1 TEORÍA FÍSICA

Los átomos en estado de reposo pueden ser excitados a su estado de alta energía al absorber energía térmica, eléctrica u óptica. En este estado de excitación los átomos son altamente inestables y tienden a retornar espontáneamente a su estado de reposo, durante este proceso de emisión espontánea de radiación, se libera la energía absorbida como luz o fotones, pero un electrón en estado excitado, es decir en un nivel de energía más alto, puede ser estimulado con la energía apropiada para que inicie un proceso de estabilización en busca del nivel de energía en reposo. Al ocurrir esto, el electrón libera dos fotones de idéntica longitud de onda y frecuencia al mismo tiempo, los cuales viajan en la misma dirección y en fase el uno con el otro. Ahora comenzaría el proceso de amplificación (figura 4.1).

Estos fotones liberados pueden chocar con otros electrones e inducir, cada uno de ellos, la liberación de dos fotones nuevos, produciéndose una reacción en cadena que se mantendrá mientras se suministre la energía necesaria. [ALL05]

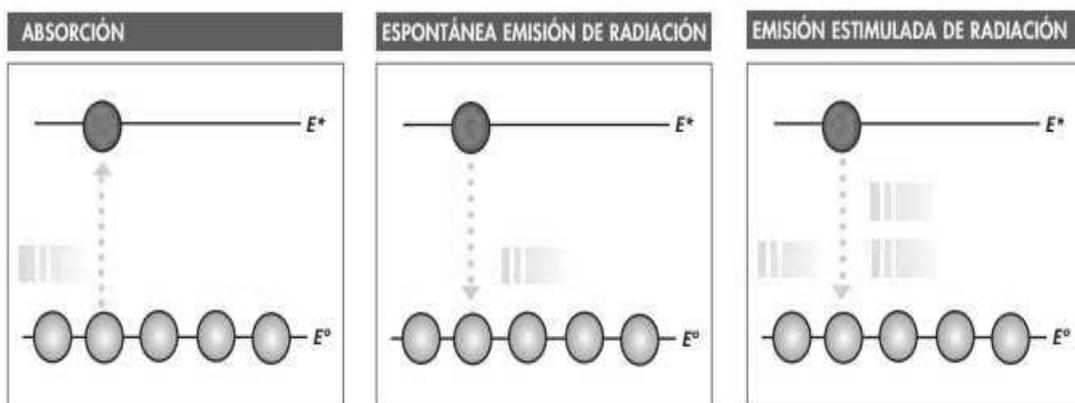


Fig.4.1: Teoría física del láser.

### 4.3.2 DEFINICIÓN

Los láseres son dispositivos que generan o amplifican radiación coherente de luz en las regiones infrarroja, visible y ultravioleta del espectro. LASER: "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation".

#### 4.3.2.1 Propiedades

La luz láser presenta generalmente varias propiedades, siendo las tres primeras las más importantes:

- *Monocromaticidad*: La luz láser contiene sólo un color (o lo que es lo mismo, una banda muy estrecha de longitudes de onda). Las fuentes de luz convencionales emiten radiación en una banda ancha de longitud de onda que suelen corresponder a todo el espectro de luz visible. En aplicaciones médicas la monocromaticidad resulta muy útil en interacciones selectivas, aprovechando que los tejidos biológicos contienen partículas que absorben la radiación óptica.
- *No divergencia-Colimación*: los rayos de la luz laser se transmiten casi o totalmente paralelos entre sí. Los diseños adecuados del medio activo y de la retroalimentación óptica hacen que el haz de salida del láser sea altamente direccional con muy poca divergencia.
- *Coherencia*: La luz láser se transmite de modo paralelo en una única dirección (coherencia temporal), en un haz muy estrecho que se propaga con mínima divergencia (coherencia espacial), lo que le permite recorrer grandes distancias sin perder intensidad. Esto la diferencia de otras luces que se propagan en todas las direcciones en haces divergentes.
- *Capacidad de almacén de energía y liberación rápida*: un láser con retroalimentación suprimida hace que la radiación del medio activo se mantenga baja, con lo que se acumula energía en el medio activo en forma de inversión de población. Esta energía puede liberarse rápidamente.
- *Interrelación de las propiedades de los láser*: Existen láseres muy monocromáticos y muy coherentes, pero cuyas potencias de salida son modestas y láseres muy potentes como los láseres de CO<sub>2</sub> pero con haces de poca cromaticidad y coherencia.
- *Polarización, obtención de pulsos de luz ultracortos, eficiencia, estabilidad, duración, costo y costo específico*.

### 4.3.3 COMPONENTES

Todos los láseres médicos tienen cuatro componentes (figura 4.2): una *cavidad óptica* o tubo de resonancia, que rodea un *medio láser*, una *fuentes de energía* y un *sistema de administración de la luz láser*. El medio láser puede ser un elemento sólido, líquido o gas y es el que da el nombre al sistema. El proceso de excitación se produce cuando una fuente externa de energía, denominada "bomba" envía energía al sistema; ésta suele ser electricidad, radiofrecuencia, luz o una reacción química.

De esta forma se logra la inversión del medio es decir, hacer que los electrones del medio pasen de sus niveles de baja energía a los niveles de alta energía. Algunos de los electrones excitados liberan energía espontáneamente en forma de dos fotones cuando vuelven a su estado de baja energía. Este fenómeno es amplificado por la cavidad óptica que rodea al medio, que son unos espejos que reflejan los fotones emitidos.

Estos al incidir sobre los otros átomos excitados producen el retorno de los elementos excitados a niveles de menor energía y la emisión de más fotones por parte del medio. La energía resultante sale por una pequeña perforación en un espejo y es enviada por el sistema de administración del láser, bien a través de tubos rígidos huecos, que contienen espejos en los codos o bien a lo largo de fibras ópticas o fibras flexibles y huecas.

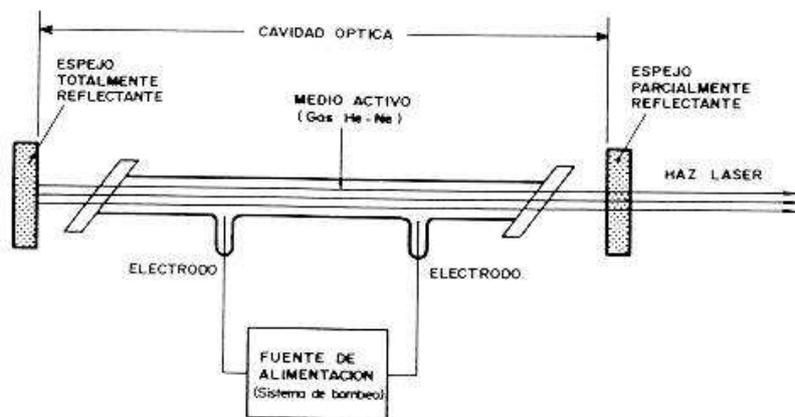


Fig.4.2: Componentes del láser.

#### 4.3.4 LASER CONTINUO Y PULSADO

La emisión de un láser puede realizarse de manera continua o pulsada (figura 4.3). En el primer caso, emiten de modo continuo con una potencia constante y en el último caso, la emisión se da en picos breves de máxima energía. Los láseres Q switched producen pulsos muy cortos de muy elevada energía. [BAR02]

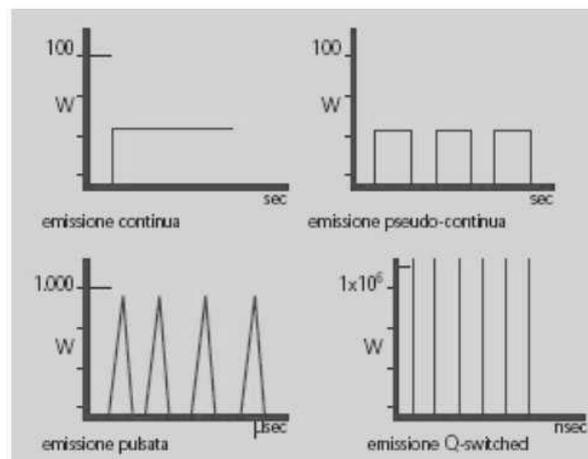


Fig.4.3: Emisión continua vs emisión pulsada.

## 4.4 TIPOS DE LÁSERES

Cuando el efecto láser ocurre en partículas que se pueden identificar de manera precisa, éstas se denominan activadores. En un medio activo, además de las partículas activadoras se encuentran otras que permiten lograr determinadas propiedades ópticas, térmicas, mecánicas o similar que influyen sobre el propio efecto láser y sobre la radiación láser emitida. Estas partículas, con determinado estado de agregación y orden, constituyen la matriz que contribuye a aumentar la eficiencia del efecto láser.

Uno de los criterios de clasificación de los medios activos está relacionado con su estado e agregación, que permite dividirlos en 4 grupos: de estado sólido, líquido, gaseoso, y de plasma. A su vez cada grupo puede estar dividido en subgrupos. [LAS02]

### 4.4.1 LÁSER DE ESTADO SÓLIDO

#### 4.4.1.1 Láseres de Neodimio

El activador es el ion  $Nd^{+3}$ , elemento químico del grupo de las tierras raras. Su representante más importante es el láser de ion neodimio en granate de itrio y aluminio, conocido como YAG. En esa matriz, el neodimio se introduce en forma de óxido. El activador antes mencionado puede emitir en varias longitudes de onda. Los medios activos tienen la forma de barras cilíndricas y está sostenido por dos casquillos metálicos.

Emplean bombeo óptico con lo que producen una mayor eficiencia de bombeo y mejoran las propiedades ópticas tales como, reducir el calentamiento del medio activo y en consecuencia, se atenúa el fenómeno de lente térmica que deteriora la emisión láser.

Pueden trabajar en régimen de emisión continua o de pulsos. Para mejorar la eficiencia de bombeo se añade  $Cr^{+3}$  al medio activo en calidad de sensibilizador. Existe una gran variedad de láseres  $Nd^{+3}$ : YAG, que se distinguen por el régimen de trabajo y los parámetros de la radiación que emiten. De los láseres sólidos dieléctricos este es el más usado. Su gran difusión se debe a varios factores:

1. La matriz YAG tiene buenas propiedades ópticas y termofísicas.
2. La longitud de onda de 1.06 micras es absorbida por muchos medios biológicos.
3. Se puede transmitir por fibra óptica de dióxido de silicio.
4. Existe una gran experiencia en su empleo, tanto desde el punto de vista de diseño de ingeniería como de sus aplicaciones en diversas ramas de la ciencia y de la técnica.

En la figura 4.4 se observa las partes del láser de ND Yag:

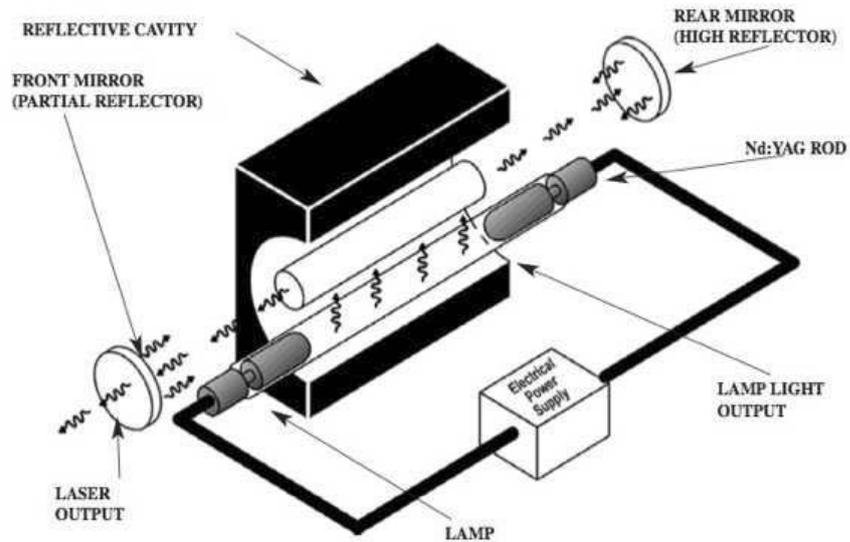


Fig.4.4: Láser de Neodimio.

#### 4.4.1.2 Láseres de Rubí

El láser rubí se usa muy poco en aplicaciones médicas. El activador en este caso es el Cr+3 y la matriz es alúmina cristalizada. El rubí empleado en los láseres no es natural sino artificial. Pueden trabajar en régimen de pulsos o en régimen de emisión continua. La longitud de onda de emisión es de 694 nanómetros. En la figura 4.5 se muestra la estructura del láser de Rubí:

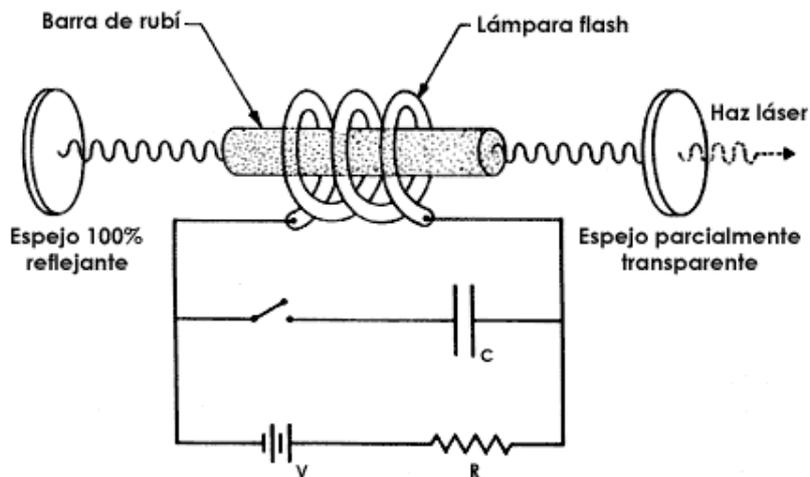


Fig.4.5: Láser de Rubí.

Los medios activos en forma de barra tienen sus ventajas y desventajas. Entre sus ventajas se encuentra la simetría, lo que facilita su producción.

Entre sus desventajas están sus dimensiones, que son relativamente grandes lo que hace que su enfriamiento no sea rápido con lo que aparecen tensiones internas y fenómenos ópticos como el denominado lente térmica. El bombeo óptico con diodos láser en lugar de con lámparas atenúa estos problemas, pero no los elimina completamente. Otra desventaja, es que la onda estacionaria que se forma en su interior no interacciona con todo el medio activo, por lo que éste no se usa eficientemente en la generación de la radiación láser.

#### **4.4.1.3 Láseres de disco**

Tienen el medio activo en forma de disco fino o de lámina. Existen determinadas zonas del medio activo que se excitan con el haz de bombeo óptico. El empleo de diodos láser para bombeo óptico y la perfecta salida de calor generado en el propio medio activo hacen que los haces que producen este tipo de láseres sea de gran calidad.

Los láseres de microchip, o microláseres pueden ser considerados una variante de láser de disco. En ellos, una lámina pequeña del medio activo es bombeada con diodo láser.

#### **4.4.1.4 Láseres de fibra**

Las fibras ópticas tienen tres partes bien diferenciadas:

1. El núcleo.
2. El revestimiento interno.
3. El revestimiento externo. Sirve de protección y de soporte mecánico a toda la fibra.

En las fibras ópticas, como las utilizadas en telecomunicaciones, el perfil de índice de refracción es mayor en el núcleo que en el recubrimiento interno. Ello hace que la radiación óptica que se quiere transmitir lo haga sólo en el núcleo. En los láseres de fibra óptica, no solo se logra un perfil de índice de refracción en la que la luz viaje por el núcleo sino que además éste contiene compuestos activadores. Si estos activadores se excitan adecuadamente se puede obtener la inversión de población, en la que hay más miembros en un estado excitado que en estados de menor energía, y por tanto amplificar la radiación. Hay variantes de excitación óptica del medio activo. Se puede producir desde un extremo de la fibra o radiando al recubrimiento interno. En cuanto a la retroalimentación, puede ser de onda estacionaria, con reflectores de Bragg en los extremos de la fibra, o con redes de difracción grabadas en la propia fibra óptica.

Como activadores de los láseres de fibra se emplean elementos del grupo de las tierras raras, Erblio, que son introducidos en el material del núcleo en forma de impurezas.

Los láseres de fibra tienen ciertas ventajas respecto a otros láseres. El medio activo puede ser muy largo y estrecho, por lo que se pueden obtener amplificaciones enormes. También son poco sensibles al ambiente, pues la fibra y los elementos ópticos pueden estar unidos en forma solidaria, el llenado del medio activo por la radiación láser es completo y utilizando técnicas de óptica integrada se puede lograr todos los regímenes de trabajo de los láseres.

#### **4.4.1.5 Diodos láser**

En las aplicaciones médicas se utilizan los láseres semiconductores denominados diodos láser, que emplean bombeo por inyección de portadores de carga debido a su simplicidad y eficiencia. Los diodos láser (figura 4.6) son los láseres que predominan ampliamente en las aplicaciones de todo tipo.

Un diodo consiste en la unión p-n, unión de un semiconductor tipo p y otro tipo n. Cuando el diodo no tiene aplicada tensión eléctrica no hay inversión de población en la zona de la unión. Si se aplica tensión eléctrica para que circulen los portadores de carga por el circuito, hacia la zona de la unión convergen los electrones y los huecos, por lo que en esa zona se podrían obtener la condición de inversión de población. En un diodo luminescente, como los que se usan para la señalización de los equipos electrónicos la intensidad de la recombinación por emisión espontánea no permite obtener la condición por inversión de población pues la cantidad de impurezas no es grande y la corriente eléctrica de huecos y electrones hacia la unión es relativamente pequeña.

Cuando los materiales semiconductores tienen un nivel de impurezas suficientemente alto y la corriente eléctrica es grande, entonces se puede obtener la condición de inversión de población. Con una adecuada retroalimentación mediante una cavidad, o resonador, entonces se tendrán todos los elementos para que predomine la emisión inducida sobre la emisión espontánea y se generará la radiación láser. Como el índice de refracción es alto en donde emiten, la reflexión de la luz en la frontera aire-semiconductor es suficiente para lograr la retroalimentación.

Los diodos láser son de homounión si la unión se hace con dos materiales iguales, aunque con diferentes impurezas.

Heterounión si es diferente a ambos lados de una de las caras de la unión. Si en las dos caras de la unión cambia el material se denominan de doble heterounión. Estos últimos son los extendidos puesto que tienen una distribución de índice de refracción en la dirección perpendicular al plano de la unión p-n que logra confinar en la zona de la unión a la radiación óptica siendo el fenómeno láser más eficiente. El emisor láser de los mismos no se ve a simple vista ya que está encapsulado. El haz de salida tiene una sección transversal elíptica.

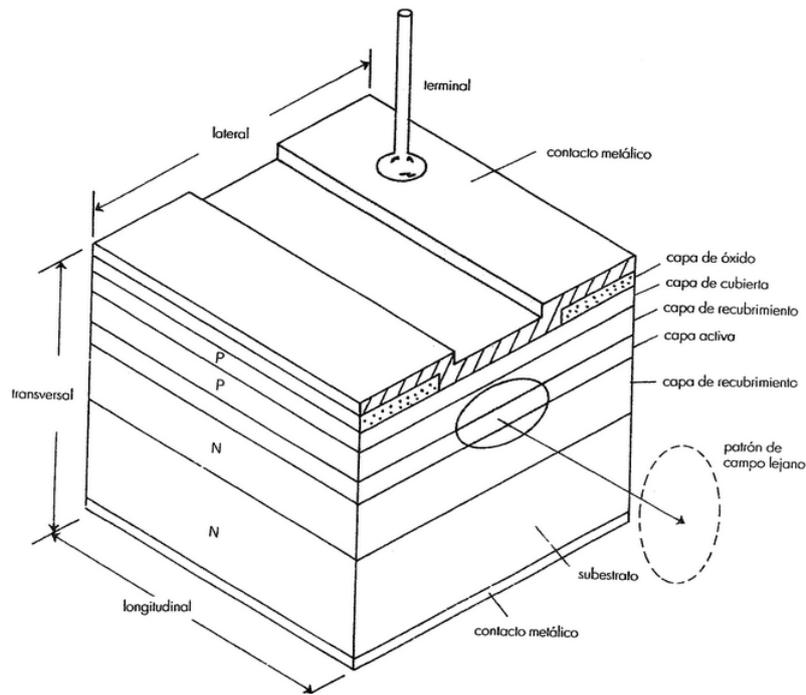


Fig.4.6: Diodos láser.

El confinamiento de procesos de emisión láser en dirección perpendicular al plano de la unión p-n le acabamos de detallar pero este procedimiento no garantiza un gran confinamiento en todo el plano perpendicular al eje de emisión láser. Para conseguir esto tenemos:

#### **4.4.1.5.1 Diodos láser guiado por ganancia y refracción**

En el diodo guiado por ganancia el confinamiento de los portadores de carga se logra dándole una forma geométrica adecuada a una de las zonas del diodo láser para que el perfil de ganancia del medio activo restrinja las dimensiones transversales del haz.

En el diodo guiado por refracción, la radiación se confina mediante un escalón dado por una variación del índice de refracción del material por lo que la radiación se acota en las direcciones perpendiculares al eje de emisión.

#### **4.4.1.5.2 Diodos láser de pozo cuántico**

Un pozo cuántico es un sistema de partículas, en el que los portadores de carga solo pueden moverse en una dirección. En un diodo láser de pozo cuántico este confinamiento hace que los electrones y los huecos manifiesten propiedades diferentes a las que poseen cuando pueden moverse por todo el seno del cristal. La densidad de estados en un pozo cuántico crece geoméricamente con la energía. Debido a que los electrones en la banda de conducción y los huecos tienden a recombinarse, ambos pueden existir durante un cierto tiempo. Durante su tiempo de vida medio, un portador recorre una distancia conocida como recorrido libre medio.

Las propiedades de los diodos de pozo cuántico se manifiestan bajo la condición de que el ancho del pozo sea igual o menor que el recorrido libre medio de los portadores.

Dos heterouniones vecinas conforman un pozo cuántico simple. Un conjunto de pozos cuánticos suficientemente separados conforman un pozo cuántico múltiple. En estas condiciones cada pozo cuántico está aislado, desacoplado de los demás, aunque realizan un efecto ventajoso sobre las propiedades ópticas. Si las distancia entre pozos es pequeña los niveles energéticos se acoplan y adquieren electrónicas distintas. Los diodos láser de pozo cuántico son más eficientes que los de doble heterounión permitiendo generar dispositivos con mejores potencias de salida, con gran rapidez de conmutación, y de dimensiones más pequeñas.

#### 4.4.1.5.3 Diodos láser con retroalimentación distribuida y con reflectores de Bragg

La retroalimentación de onda estacionaria se realiza comúnmente con espejos situados en los extremos del medio activo y está completamente localizada en los espejos. Esto se llama retroalimentación concentrada, que presenta una insuficiencia: muchas ondas estacionarias de diferente longitud de onda se pueden establecer dentro de la cavidad. Es un inconveniente en aquellos láseres con ganancia espectral ancha pues reduce la monocromaticidad y puede conducir a inestabilidades en la emisión.

Esta situación ocurre en los diodos láser aprovechando la gran diferencia de índice de refracción entre el medio activo y el aire para realizar la retroalimentación. La solución de este problema es la introducción de elementos selectores dentro de la cavidad del diodo láser. Hay varias maneras de introducirlo; mediante la retroalimentación distribuida y por los reflectores de Bragg.

En la retroalimentación distribuida existe una red de difracción a lo largo del medio activo, en forma de variación periódica de índice de difracción.

Producto de la naturaleza distribuida de la retroalimentación el ancho espectral de la radiación emitida es mucho menor que si no se empleara. Estas redes se realizan con redes de difracción volumétricas, elementos ópticos no lineales...

Los reflectores de Bragg consisten de capas alternadas de bajo y alto índice de refracción. Se requieren alrededor de 20 de estas capas para cada espejo. Por las propiedades de la interferencia de la luz, estos espejos tienen alta reflectividad en ciertas longitudes de onda que aumentan la monocromaticidad de la radiación. En la figura 4.7 se muestran los diodos láser DFB y DBR anteriormente mencionados:

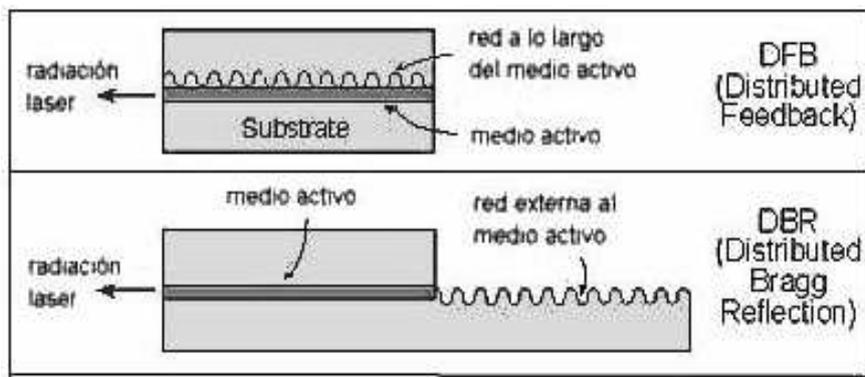


Fig.4.7: DFB y DBR.

#### 4.4.1.5 .4 Diodo láser de cavidad vertical

También denominados VCSEL (figura 4.8), son diodos láser monolíticos cuya emisión es perpendicular a la superficie del dispositivo. La cavidad láser está formada por dos reflectores de Bragg entre los cuales está la región de amplificador, compuesta de varios pozos cuánticos.

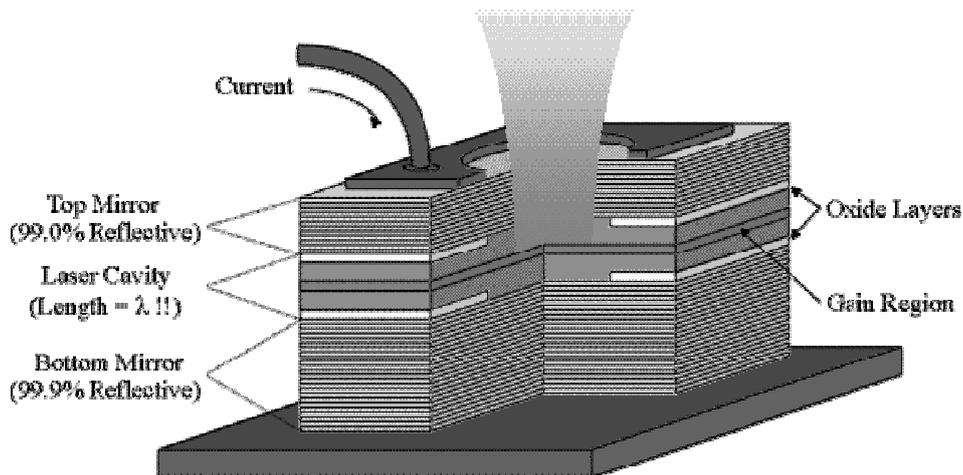


Fig.4.8: Láser VCSEL.

El funcionamiento general de los diodos láser puede ser de emisión continua o pulsada. Las potencias de salida de los diodos láser sencillos, en régimen de emisión continua, varían desde fracciones a decenas de milivatios. En régimen pulsado, las potencias de pico pueden ser de hasta decenas de vatios con una duración de pulsos de nanosegundos. La frecuencia de repetición de los pulsos puede llegar a ser de decenas de megahercios.

#### 4.4.2 LÁSERES DE ESTADO LÍQUIDO

Los medios activos líquidos poseen cuatro ventajas respecto a los láseres de estado sólido:

- Más baratos.
- Se sustituyen más fácilmente en caso de deterioro.
- Su circulación permite lograr buen enfriamiento.
- No existen limitaciones tecnológicas respecto al tamaño del medio activo.

Otras de sus características son:

- Tienen coeficientes anchos de ganancia espectral, con lo que varía la longitud de onda de emisión y obtener pulsos estrechos en el régimen de sincronismo de modos.
- Las densidades de partículas activadoras pueden ser muy grandes comparables con las alcanzables en los láseres estado sólido.

Se emplea bombeo óptico mediante lámparas de destellos, lámparas de emisión continua, diodos luminescentes, láseres y radiación solar.

Son utilizados los láseres de ion argón, cloruro de xenón, nitrógeno y Nd<sup>3+</sup> YAG (con doblador de armónico). El bombeo puede ser pulsado o continuo.

#### 4.4.3 LÁSERES DE ESTADO GASEOSO

##### 4.4.3.1 Láseres de He-Ne

Es un láser atómico, pues el activador son los átomos de Neón. El Helio se añade para mejorar la eficiencia de bombeo y el enfriamiento del medio activo. La mezcla de gases está contenida en un tubo de vidrio recto a una presión de 130 Pascales. Existen también láseres en tubos en Z y en U con espejos en los puntos de unión de los tubos, pero están menos difundidos.

El bombeo se realiza mediante descarga eléctrica luminescente de corriente continua en la mezcla de gases, aunque pueden trabajar también mediante bombeo con descarga eléctrica de alta frecuencia. En la industria de los láseres He-Ne, éstos se emplean en ensayo y control óptico no destructivo y en metrología dimensional, con emisión en 0.633 micras y cuya potencia de salida se encuentra entre 2 y 35 milivatios.

La vida útil de un láser He-Ne depende de las soluciones técnicas usadas en su diseño y del proceso tecnológico empleado en su fabricación. Tienen una vida útil mayor de 10000 horas de trabajo. Su deterioro ocurre gradualmente manifestándose con la reducción de potencia de salida. En la figura 4.9 se puede ver la composición de un láser He-Ne:

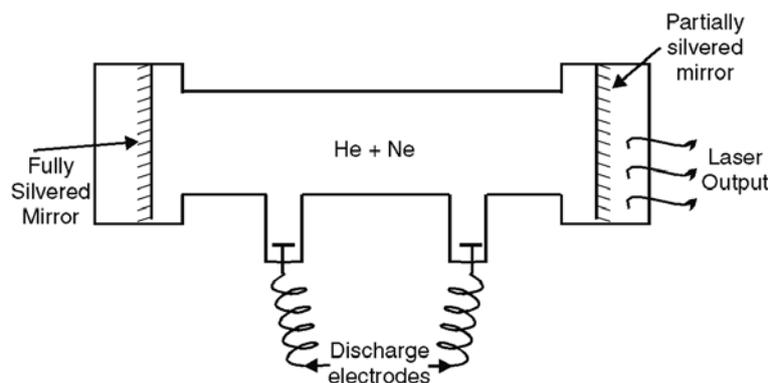


Fig.4.9: Láser He-Ne.

##### 4.4.3.2 Láseres de iones de gases nobles

También denominados como láseres iónicos, aunque no son los únicos láseres con activadores iónicos, pues en muchos láseres de estado sólido dieléctrico y en los láseres de He-Cd y de He-Se los activadores son también iónicos.

#### 4.4.3.2.1 Láseres de ion argón

Los láseres de  $\text{Ar}^+$  son los típicos representantes de los láseres gaseosos iónicos de gases nobles. El bombeo se produce por descarga eléctrica de arco en el gas.

El proceso de excitación consta de dos etapas:

1. El argón pierde un electrón, arrancado en colisiones con los electrones de la descarga eléctrica y se ioniza.
2. El argón experimenta nuevas colisiones, se excita a niveles superiores y crea la inversión de población.

El argón a baja presión se encuentra en un recipiente que genera el plasma de la descarga de arco, como la tensión es constante los iones de argón viajan hacia el cátodo y para que no se acumule el argón en esta zona, se une con la zona del ánodo mediante una comunicación bypass, que tiene la forma de un tubo fino arrollado en torno al láser. Así se crea un flujo circular. La resistencia eléctrica del gas dentro del tubo es lo suficientemente alta para que la descarga eléctrica no se establezca en el mismo. Se produce un campo magnético que fuerza al plasma, aumentando la eficiencia de bombeo y reduciendo su acción sobre las paredes interiores del tubo láser.

Estos láseres pueden emitir en varios rangos espectrales simultáneamente, siendo las más intensas 0.488 y 0.515 micras. En cuanto a la potencia de salida, varían entre 5 milivatios y 20 vatios.

#### 4.4.3.2.2 Láseres de Ion Kriptón

Los láseres de  $\text{Kr}^+$  son muy similares a los de  $\text{Ar}^+$ , tanto en sus propiedades espectroscópicas como en su funcionamiento. Tanto es así que muchos láseres de  $\text{Kr}^+$  y de  $\text{Ar}^+$  emplean el mismo tubo láser. No obstante, la presión del gas es diferente y los espejos optimizan la retroalimentación para otras longitudes de onda. Emiten en el intervalo 406-676 nanómetros.

#### 4.4.3.3 Láseres de dióxido de carbono

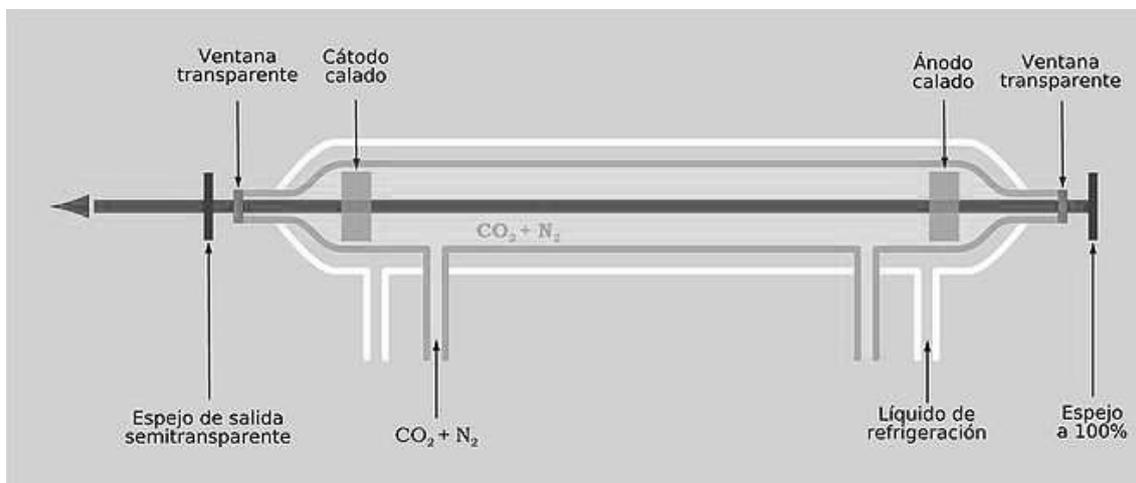


Fig.4.10: Láser de dióxido de carbono.

Este tipo de láseres (figura 4.10) son láseres moleculares puesto que los niveles láser pertenecen a la molécula de la que reciben el nombre. Utilizan una mezcla de gas con nitrógeno molecular para aumentar la eficiencia de bombeo y helio para mejorar el enfriamiento, lo que mejora la eficiencia del láser. En algunos casos se le añaden otros gases para mejorar sus propiedades eléctricas o para aumentar su tiempo de vida útil. Emiten en la banda 9.4 hasta 10.6 micras.

Hay multitud de variantes de láseres de CO<sub>2</sub>, que de acuerdo a su excitación y su arquitectura, pueden clasificarse en 7 grupos:

1. Con descarga eléctrica luminescente longitudinal, a lo largo del medio activo. Se alimentan con CC o CA y trabajan con bajas presiones de la mezcla activa.
2. Con descarga eléctrica luminescente de radiofrecuencia y electrodos colocados transversalmente al medio activo. El gas activo, a baja presión, está concentrado en un tubo de vidrio, cerámica o de aluminio.
3. Láseres de placa. Los láseres de CO<sub>2</sub> de potencia de salida mayores de 25 vatios necesitan una buena evacuación de calor generado en el medio activo. Para solucionar esto, se generaron los láseres de electrodos de placa. En este caso, los electrodos están colocados transversalmente con lo que la distancia entre ellos es pequeña y se encuentran enfriados.
4. Láseres de guía de onda. El diámetro del tubo de láser es de fracciones de milímetro y longitud del orden de un metro. La cavidad del láser se considera una guía de onda hueca.
5. Láseres de TEA de CO<sub>2</sub>, de excitación transversal a presión atmosférica. Reciben esa denominación puesto que el gas se encuentra a presiones comparables con la presión atmosférica. La descarga eléctrica se produce desde electrodos colocados transversalmente al medio activo.
6. Híbridos. Constituidos por la combinación de dos métodos de excitación que he descrito anteriormente.
7. Gasodinámicos. Se basa en la expansión de la mezcla activa a alta presión y temperatura q través de una tobera que desemboca al resonador. Por el tipo de proceso que se emplea para lograr el calentamiento y la compresión de la mezcla activa pueden ser: térmicos, químicos, eléctricos, o mixtos.

Respecto al flujo de gas activo los láseres CO<sub>2</sub> pueden ser:

1. Cerrados, sellados: la mezcla está encerrada dentro del tubo láser y no hay flujo forzado de ésta. Al estropearse la mezcla se deshecha.
2. Cerrados recargables. Similar al anterior pero con una válvula para renovar la mezcla activa.
3. Cerrados recargables y con circulación de mezcla activa. Similar al tipo anterior aunque la mezcla circula dentro del láser para ser enfriada.
4. Abiertos. El gas activo pasa por el resonador para después liberarse al medio ambiente.

En la operación sellado la composición del gas cambia progresivamente con las reacciones químicas que ocurren en el plasma de la descarga, con lo que la mezcla puede tener 4 o 5 componentes diferentes y está optimizada para máxima duración, no para máxima de potencia de salida. En los láseres de flujo, la mezcla de gases debe ser optimizada por las condiciones de flujo.

#### **4.4.3.4 Láseres excímeros de halogenuros de gases nobles**

Son láseres moleculares. En estos láseres el activador es una molécula biatómica altamente inestable en su estado de mínima energía pero puede encontrarse en el estado excitado durante un tiempo bastante largo. En este caso, el nivel básico de dichas moléculas está siempre vacío y el nivel superior se puede poblar, con lo que se puede obtener la condición de inversión de población. Uno de los ejemplos es el cloruro de xenón. El xenón es un gas noble, muy estable químicamente pues tiene su última capa electrónica totalmente cerrada con 8 electrones por ello no forma moléculas estables con el cloro, pero el tiempo de vida de la molécula global en estado excitado no es nula y, la inversión de población se puede obtener en un esquema de dos niveles de energía, entre el estado excitado y el estado básico.

Los láseres excímeros más difundidos son los de halogenuros de gases nobles en los que las moléculas excímeras se forman en una reacción química que ocurre durante una descarga eléctrica pulsada luminescente en una mezcla del gas noble con el gas compuesto de las moléculas del halógeno y un gas tampón que puede ser helio o neón.

Las moléculas halógenas son altamente reactivas, por ello pueden provocar el deterioro de muchos materiales y la inhalación afecta seriamente a la salud con lo que se ha desarrollado ciertas soluciones para mejorar la seguridad en este tipo de láseres, como por ejemplo, no emplear el gas halógeno directamente sino una sustancia que lo contenga.

Los láseres excímeros de halogenuros de gases nobles emiten en pulsos de una potencia máxima de 25 milivatios con duración entre 10 y 100 nanosegundos.

Los haces emitidos por láseres excímeros actuales tienen una sección transversal rectangular.

#### **4.4.3.5 Láseres de nitrógeno**

Se clasifican como electrónico moleculares pues el efecto láser ocurre entre niveles electrónico moleculares de la molécula de nitrógeno. El tiempo de vida de la molécula en el nivel inferior es mayor que el tiempo de vida en el nivel superior láser con lo que existen multitud de moléculas en el nivel inferior y también que la inversión de población sea de un tiempo corto.

El bombeo debe ser pulsado para que se pueda lograr vaciar ese nivel entre dos acciones de bombeo consecutivas. El bombeo se produce por descarga eléctrica, los electrones chocan con las moléculas de nitrógeno, y es también óptico, la radiación ultravioleta de la descarga eléctrica. La emisión se da en longitudes de onda en torno a 0.337 micras.

La amplificación es muy grande y por ello existe un potente haz de salida a partir de los fotones producidos por emisión espontánea al pasar por el medio activo excitado. Debido a esto, los láseres se denominan superluminescentes o superradiantes.

Los láseres pueden ser abiertos, cerrados o recargables.

Los electrodos pueden estar colocados de manera transversal, longitudinal y a un lado del volumen activo, siendo el predominante el primer caso.

Las presiones de trabajo varían de 1 a 15 Kpascales y la potencia de salida es de hasta 400 milivatios.

#### **4.4.3.6 Láseres de vapores de metal**

Tienen la forma de un tubo de descarga eléctrica que contiene un gas buffer a baja presión con varios hornos conteniendo el material puro. Al calentarse a gran temperatura el metal se convierte en átomos en forma de vapor. En algunos de estos láseres el efecto láser ocurre en los átomos neutros, mientras que en otros ocurre en los iones obtenidos en métodos de ionización. La excitación que genera la inversión es debida a descarga eléctrica.

Existen láseres de vapores de metal semejantes al Cd y el de Cu, Au y Pb.

##### **4.4.3.6.1 Láseres de Ion He-Cd**

El activador es el ion Cd<sup>+</sup>. Emiten en longitudes de onda entre 325-635 nanómetros aunque la excitación óptima se alcanza dependiendo de las condiciones de la descarga eléctrica.

##### **4.4.3.6.2 Láseres de Cu, Au, Pb y similares**

Sólo pueden trabajar en régimen de pulsos con duraciones entre 10 y 50 nanosegundos con frecuencias de repetición de unos 20 a 30 KHz. La alta temperatura de trabajo es una clara desventaja. Desde que encienden hasta que emiten radiación pasa mucho tiempo ya que hay una demora en estabilizar la temperatura en los hornos, pero una vez que se alcanza la temperatura no se puede apagar la generación de vapor hasta terminar la sesión de trabajo. Puede producirse el vapor de metal no a partir del metal puro sino de compuestos que lo liberen a mucha menor temperatura.

#### **4.4.3.7 Otros tipos de láseres**

##### **4.4.3.7.1 Láseres de electrones libres**

No son láseres en el sentido estricto, ya que no basan su principio de trabajo en la emisión estimulada. Se fundamentan en la emisión de radiación electromagnética al ser acelerados electrones libres que se mueven en el vacío.

Su radiación puede ser altamente monocromática, coherente y direccional como la de ciertos láseres.

Emiten en el intervalo 100 nm y 1 cm alcanzando potencias de pulso mayores que la de los láseres originales trabajando en esa zona.

#### **4.4.3.7.2 Láseres de plasma**

Los activadores son iones altamente ionizados. El plasma puede ser obtenido mediante diversos procedimientos: por irradiación de blancos sólidos con pulsos láser de duración del orden de ns seguidos de uno o varios pulsos de calentamiento, por descarga eléctrica de alta tensión y en capilares estrechos.

## **4.5 APLICACIONES EN BIOMEDICINA**

### **4.5.1 DERMATOLOGÍA**

#### **4.5.1.1 Resurfacing**

Los métodos tradicionales empleados para el alisado de las arrugas incluían la dermoabrasión mecánica y los peelings químicos. Con estas técnicas los resultados no eran predecibles y los efectos indeseables con posibles complicaciones.

El principio básico fundamental de laser de CO<sub>2</sub> que permite su aplicación en cirugía, es la alta absorción de su longitud de onda por las moléculas de agua. Como la composición de la piel, epidermis y particularmente la dermis, tiene gran contenido de agua, se convierte en algo ideal para el láser CO<sub>2</sub>. Esto permite una vaporización rápida del tejido con muy poca penetración. Esto es ventajoso para el resurfacing, ya que el depósito térmico que deja en la dermis, activan los procesos de remodelación y curación del tejido.

En el resurfacing de CO<sub>2</sub> de emisión pulsada, las costras, el edema, el eritema, son menores que cuando se emplea el láser de emisión continua, pero con este último, se obtienen unos resultados que perduran más con el tiempo.

En el caso del láser de Erblio, las características físicas de la luz y su interacción con el tejido se traduce en un menor daño térmico residual, con lo que implica menores complicaciones y la ablación limpia que produce consigue una curación más rápida.

Con la combinación de energías de los lasers Er:YAG y de CO<sub>2</sub> conseguimos combinar las ventajas de ambos sistemas. Con el de Erblio conseguimos una ideal vaporización y ablación limpia de la epidermis con mínimo daño térmico y con el de CO<sub>2</sub> a continuación del disparo de Er:YAG es adecuado para crear la banda de daño residual térmico para resultados duraderos de resurfacing. En la figura 4.11 se pueden ver los resultados tras la realización de un resurfacing de CO<sub>2</sub> de emisión pulsada:  
[CIS08]



Fig.4.11: Resultados del resurfacing.

#### **4.5.1.2 Eliminación de tatuajes**

En el tratamiento de los tatuajes (figura 4.12) es evidente que se requiere un sistema láser de pulso breve, de múltiples longitudes de onda, para eliminar los múltiples colores de las tintas de tatuaje.

La baja reflexión, asociada a una absorción elevada del color negro, explica la buena respuesta de los tatuajes oscuros, sin embargo, la longitud de onda, la duración del pulso, la dosis de energía, y la composición química son parámetros fundamentales para conseguir una buena respuesta para la eliminación de otros colores.

Las longitudes de onda más largas eliminan los colores más oscuros, mientras que las más cortas eliminan los pigmentos más claros.

Al emplear un sistema QS, 6 a 8 J/cm<sup>2</sup>, la densidad de energía es suficiente para producir el blanqueamiento de la piel sin provocar fragmentación de la epidermis o microhemorragias.

Se ha introducido en la eliminación de tatuajes actualmente la luz pulsada intensa, IPL, que a diferencia del sistema QS, el IPL capta un haz policromático con lo que mejora las posibilidades del tratamiento para diversos colores.



Fig.4.12: Eliminación de tatuajes con láser.

### 4.5.1.3 Lesiones vasculares

Debido a la accesibilidad de la piel, uno de los primeros campos en ser utilizado fue el cutáneo y una de sus principales aplicaciones el tratamiento de las lesiones vasculares cutáneas. El primer láser para este fin fue el argón.

El efecto del láser en los tejidos solo se produce si se absorbe la luz. Las partículas cromóforas absorben de manera selectiva ciertas longitudes de onda. Los principales en la piel son el agua, la melanina y la oxihemoglobina, siendo esta última muy importante en el tratamiento de lesiones vasculares.

La oxihemoglobina tiene varios picos de absorción en el espectro visible, con lo que la longitud de onda menor corresponde a la mayor absorción y consecuentemente menor profundidad de penetración en el propio tejido. Se produce una absorción en un gran porcentaje a nivel epidérmico y con gran competencia con la melanina.

Inicialmente se introdujeron láseres de onda continua para el tratamiento de lesiones vasculares tales como el láser de Co<sub>2</sub>, el láser de argón, láseres de vapor de cobre, láser de kriptón, pero fueron reemplazados por láseres pulsados tales como:

- Láser de colorante pulsado: Su medio generador del láser es un colorante fluorescente, disuelto en un líquido contenido en una cámara transparente rodeada de una cámara transparente que produce pulsos de 500 ms, pudiendo destruir grosores de 0.01 mm de diámetro.
- Láser de neodimio, Nd:YAG: Tiene duraciones de pulso de entre 0.1-300 ms con lo que permite coagular vasos con una profundidad entre 5-6 mm pudiendo llegar a tratar lesiones vasculares que otros no llegan.
- Láser de fosfato de titanio y potasio, KTP: Emite a la mitad longitud de onda que el caso anterior, a 530 nm, y duplica su velocidad, gracias al cristal de fosfato de titanio y potasio que armoniza la onda de emisión. Se consigue mayor absorción por la oxihemoglobina, aunque disminuye la penetración tisular.

En la figura 4.13 se pueden ver los resultados tras la realización de un tratamiento con láser Nd:YAG:

:

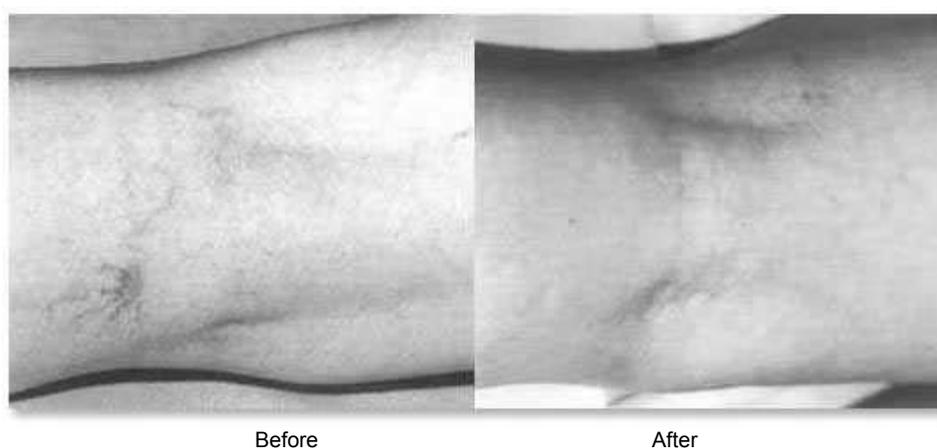


Fig.4.13: Eliminación de lesiones vasculares.

#### 4.5.1.4 Fotodepilación

Desde hace unos años la termólisis y electrólisis que son técnicas que destruyen los tejidos mediante el empleo de corriente, en el primer caso de alta frecuencia y en segundo corriente continua, fueron reemplazadas por la fotodepilación debido a menores efectos secundarios y a su mayor rapidez.

Supone la eliminación del vello empleando energía lumínica, utilizando diversos métodos: fototérmicos (láser o IPL), fotoacústicos (láser QS) o fotoquímicos (terapia fotodinámica).

Todas estas técnicas tienen por objeto eliminar el folículo piloso sin que afecte los tejidos adyacentes, con lo que tenemos que emitir pulsos de luz de alta energía con longitudes de onda que sean absorbidas por la melanina y tiempos de emisión inferiores al tiempo de relajación térmica del folículo piloso. En la figura 4.14 se describe el proceso de eliminación de pelo, antes, durante y tras el tratamiento:



Fig.4.14: Proceso de Fotodepilación.

Los distintos sistemas que se utilizan para fotodepilación son:

- Láseres de rubí
- Láseres de diodo
- Láseres de Alejandrita
- Láseres de Neodimio:YAG
- IPL

##### 4.5.1.4.1 Con láser de rubí

El sistema de depilación con láser rubí fue el primer sistema de depilación láser con fines cosméticos que se desarrolló. La longitud de onda de este láser es de 694nm, que es absorbido de manera selectiva por la melanina existente en la piel y el vello corporal.

El láser consigue dañar los folículos pilosos, causando un daño mínimo a los tejidos circundantes y la estructura de la piel.

El sistema de depilación con láser rubí tiene una pieza de mano, exclusiva de este sistema, que permite el enfriamiento de la zona tratada. Este sistema conduce el calor fuera de la piel antes, durante y después de cada pulsación del láser.

Funciona comprimiendo la piel y focalizando la energía del láser en el folículo, lo que ayuda a proteger la piel de daño.

Entre sus ventajas más importantes podemos señalar sus buenos resultados a largo plazo después del tratamiento, que el pelo que pueda surgir después es más fino y claro y que resulta menos doloroso y agresivo para la piel que otros sistemas de depilación láser gracias a su sistema de enfriamiento y su menor ritmo de pulsaciones. Entre sus inconvenientes podemos encontrar que sólo puede usarse en pequeñas áreas de piel y que no puede ser utilizado por personas con la piel oscura o bronceada ni por aquellos que tengan el pelo claro.

#### **4.5.1.4.2 Con láser diodo**

El sistema de depilación con láser diodo es relativamente nuevo. Este sistema es diferente a otros sistemas de láser en la manera en la que se genera el rayo. El sistema de depilación con láser diodo está hecho de diodos o semiconductores, colocados juntos para formar la fuente de la luz del láser.

El láser diodo en este sistema funciona a una longitud de onda de 800-810nm, que puede ser modificada para adaptarse a las necesidades particulares de cada caso. El sistema de depilación con láser diodo es efectivo usado en pieles oscuras y funciona bien con pelo grueso y áspero por lo que es muy popular en los hombres para la depilación del vello de zonas como el pecho y la espalda.

Entre las ventajas de este sistema podemos citar que su longitud de onda más larga permite una penetración más profunda y segura en la piel, que puede usarse para tratar pieles oscuras y grandes zonas del cuerpo y que la recuperación es rápida. Entre sus inconvenientes, además de la escasa investigación sobre sus resultados a largo plazo, podemos decir que puede provocar severos efectos secundarios como quemaduras y decoloración de la piel y que en algunos casos puede producir urticaria.

#### **4.5.1.4.3 Con láser Alejandrita**

El sistema de depilación con láser alejandrita funciona de una manera similar al sistema de láser rubí. La longitud de onda usada en este sistema es de 755nm, que está en la parte infrarroja del espectro de luz. Esta longitud de onda del láser, al igual que sucede en el caso del láser rubí, es absorbida en su mayor parte por la melanina y los folículos pilosos, sin afectar a los tejidos circundantes.

El sistema de depilación con láser alejandrita es muy común. Es el método más rápido de todos los tratamientos de depilación láser. La depilación con láser alejandrita da buenos resultados en pieles que vayan desde tonos claros hasta oliváceos, aunque, cuanto más clara sea la piel, mejores serán los resultados obtenidos.

Entre las ventajas más importantes del tratamiento de depilación con láser alejandrita podemos destacar que requiere tiempos de tratamiento más cortos, que es efectivo en muchos tipos de piel y en tipos de pelo más delgados y que puede cubrir grandes áreas de piel. Entre sus inconvenientes podemos citar que no es adecuada para los tonos de piel más oscuros, que puede causar cambios en la pigmentación de la piel y que, dado su alto ritmo de repetición, resulta más doloroso que otros sistemas de depilación láser.

#### **4.5.1.4.4 Con láser ND-Yag**

Se dice que el láser ND-Yag es efectivo en todo tipo de pieles. Este láser trabaja en una longitud de onda de 1064nm, que se encuentra en el área infrarroja del espectro luminoso, pero también puede trabajar a doble frecuencia, creando una luz verde de 532nm.

Para que el sistema láser ND-Yag funcione se utiliza carbón como colorante, ya que es seguro y tiene grandes propiedades de absorción. A la longitud de onda que utiliza este láser, el carbón funciona mejor como atrayente que la melanina, que penetra hasta el folículo piloso, permitiendo que el láser lo busque como objetivo durante el tratamiento.

Las ventajas de este sistema son su capacidad para funcionar con todos los tipos de piel, su eficacia y rapidez para tratar grandes áreas y sus resultados a largo plazo, de los que se dice que son mejores en evitar el crecimiento posterior del vello que los conseguidos con otros sistemas de depilación láser.

Entre sus desventajas más importantes podemos citar que es menos efectivo en pieles claras, que su alta frecuencia de repeticiones hace que resulte más doloroso que otros sistemas y que existe un riesgo de quemaduras, decoloración de la piel y cicatrices.

En la figura 4.15 se muestran los resultados tras un tratamiento con láser ND-Yag:

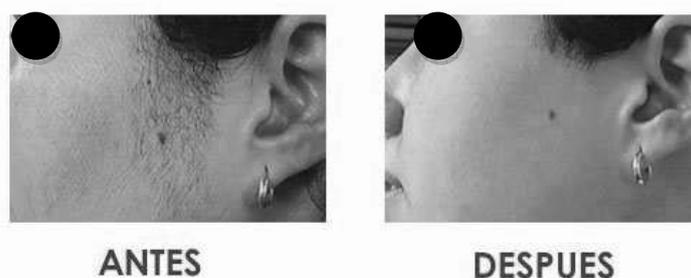


Fig.4.15: Fotodepilación con láser de Nd-Yag.

#### **4.5.1.4.5 Con luz pulsada intensa**

Es un método que consiste en la transformación de la luz incoherente de una lámpara de alta energía (lámpara de xenon) a través de una serie de filtros, en lo más similar a un haz de luz de dirección única. En función del filtro que usemos, tendremos una longitud de onda determinada, que oscila entre los 590 y los casi 1200 nm.

La luz pulsada es un método más versátil y por ello se pueden tratar más tipos de piel y vello. Lleva incorporadas varias longitudes de onda en una sola máquina y se puede usar para rejuvenecimiento, depilación o incluso tratamiento vascular. La luz pulsada intensa es casi tan efectiva como un láser, pero necesitará de bastantes más sesiones.

#### **4.5.1.5 Terapia fotodinámica**

La terapia fotodinámica es una modalidad terapéutica basada en la administración de un compuesto fotosensibilizante, su acumulación en las células que deseamos tratar y la posterior irradiación con luz de longitud de onda adecuada, lo cual, en presencia de oxígeno, induce la formación de radicales libres que causan necrosis celular selectiva.

La fuente de luz para lograr una TFD efectiva dependerá fundamentalmente de dos factores: del espectro de absorción del sensibilizante y la capacidad de penetración en la profundidad de la piel del haz de luz.

Uno de los láseres más utilizados en TFD sería el láser de colorante de argón emitiendo una luz continua ya que puede ajustarse a las propiedades de absorción de los sensibilizantes. Las fuentes de luz pulsada intensa también son utilizadas en terapia fotodinámica con las ventajas de precisar menor tiempo de iluminación, poder seleccionar los tejidos a tratar mediante la variación de la longitud de onda emitida, disminución del dolor durante la iluminación.

Actualmente la aplicación conjunta de IPL y TFD ha demostrado ser más eficaz que la IPL aislada en el tratamiento de fotorejuvenecimiento. Está indicado para pacientes con fototipo más claro. [GIL06]

#### **4.5.2 ENDOSCOPIA**

Se puede hablar de dos clases de láseres respecto a la función que desempeñan: láseres para diagnóstico o láseres para tratamiento:

##### **4.5.2.1 Láseres para aplicaciones diagnósticas**

Existe un método basado en la reflexión de luz en el tejido para determinar si el tejido es sano o enfermo, y también otro denominado luminescencia, en el cual el tejido emite la luz luminescente de una longitud de onda característica.

##### **4.5.2.2 Láseres para la destrucción de tejidos insanos**

Láseres con emisión continua a gran potencia, a través de sonda de fibra óptica. La incidencia con los mismos sobre el tejido genera calor, un aumento de temperatura del tejido, produciendo una rápida vaporización y ablación del tumor.

En posteriores capítulos desarrollaremos en profundidad esta sección tan relevante.

## **4.6 CONCLUSIONES**

Se explican detalladamente los distintos tipos de láseres utilizados en el campo de la biomedicina. Existen tres tipos de láseres; de estado sólido, líquido y gaseoso.

Frente al láser sólido, el láser líquido presenta ciertas ventajas como menor coste, mejor sustitución por deterioro, mejor enfriamiento, mayor densidad de partículas activadoras, entre otros beneficios. El láser gaseoso tiene mucha utilidad debido a su eficacia destacando el láser de CO<sub>2</sub>, utilizado para cortar tejidos si se emite de manera continua y para conseguir el efecto de vaporización de tejidos si su emisión es pulsada.

Existen múltiples aplicaciones del láser en medicina. En el campo de la dermatología se ha conseguido grandes mejoras. En resurfacing se ha logrado con la combinación de láseres de Erbio (Er: YAG) y de CO<sub>2</sub>, una ideal vaporización con ablación limpia de la epidermis y poder obtener resultados duraderos. Para la eliminación de tatuajes se requiere un láser de pulso breve utilizándose el láser QS aunque actualmente se ha introducido de manera innovadora IPL para mejorar el tratamiento de diversos colores. Para lesiones vasculares se usan láseres de onda continua como el láser de Co<sub>2</sub>, el láser de argón, láseres de vapor de cobre, láser de kriptón, y éstos han sido finalmente reemplazados por láseres pulsados tales como, láser de colorante pulsado, láser de neodimio (Nd: YAG), láser de fosfato de titanio y potasio, y por la terapia fotodinámica. En fotodepilación, los distintos sistemas que se utilizan son los láseres de rubí, láseres de diodo, láseres de Alejandrita, láseres de Nd: YAG e IPL. El método más rápido de todos los tratamientos de depilación láser es el láser de Alejandrita con buenos resultados en pieles de tonos claros hasta incluso tonos oliváceos. La TFD permite tratar grandes áreas de piel con daño crónico en enfermedades que pueden terminar en carcinoma. La TFD también es muy útil si se utiliza conjuntamente con IPL para tratamientos cosméticos como el rejuvenecimiento. Finalmente, en el campo de la endoscopia hay dos aplicaciones muy importantes, los láseres para diagnóstico y los láseres para destrucción de tejidos insanos.

# CAPÍTULO 5: LA FIBRA ÓPTICA EN MEDICINA

## 5.1 INTRODUCCIÓN

El uso de la fibra óptica está muy extendido en el campo de la medicina. Gracias a su pequeño tamaño y calidad en la transmisión de imágenes es perfecta para los endoscopios. La fibra óptica ha supuesto una gran revolución en este campo por que permite reducir considerablemente el tamaño, pudiendo explorar las cavidades internas del paciente sin tener que realizar una operación. Además se han creado diversos aparatos que incorporan fibra óptica, con lo que se ha podido mejorar la calidad de la imagen, facilitando mucho la diagnosis. Entre dichos aparatos se encuentran los fibroscopios, realizados con ayuda de las técnicas opticoelectrónicas y que cuentan con un extremo fijo o adaptable para la inserción de agujas, pinzas para toma de muestras, electrodos de cauterización, tubos para la introducción de anestésicos, evacuación de líquidos... Constan de 2 canales, uno para la iluminación del interior del cuerpo y el otro para la motorización.

Los campos generales de empleo en medicina son:

- *Diagnóstico*: complementa a la radiología, al proporcionar visiones cercanas y amplificadas de puntos concretos y permitir la toma de muestras. El fibroscopio es particularmente útil para la detección de cánceres y úlceras en estado inicial que no son visibles a través de rayos X.
- *Terapéutico*: permiten la actuación quirúrgica en vías biliares para eliminar cálculos, extraer cuerpos extraños, etc.
- *Posoperatorio*: observación directa y prácticamente inmediata a la operación de las zonas afectadas.

Las aplicaciones de la fibra óptica actualmente son múltiples y se encuentran en un continuo proceso de expansión. Gracias a la velocidad de la fibra óptica y a su ancho de banda se pueden realizar operaciones a distancia, incluso entre continentes.

En la figura 5.1 se puede observar la prueba diagnóstica de una endoscopia:

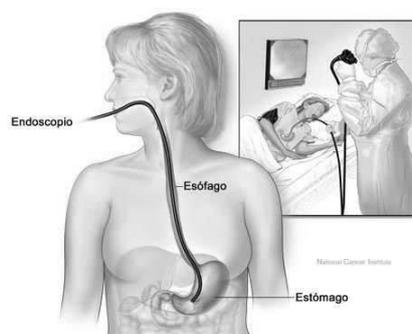


Fig 5.1: Realización de endoscopia.

Este capítulo está centrado en la descripción conceptual de la fibra óptica en la sección 2, y en la última parte se describen las utilidades de la fibra en instrumentación médica, tales como, endoscopios, sondas de fibra óptica, desarrollándose su funcionamiento y clases de los diversos mecanismos.

## **5.2 FIBRA ÓPTICA**

### **5.2.1 CONCEPTO**

La fibra óptica es un medio de transmisión de múltiples usos actualmente. Es un hilo muy fino de material transparente, vidrio o materiales plásticos, por el que se envían pulsos de luz que representan los datos a transmitir. Es una guía de onda que confina la luz, propagándose por el interior de la fibra mediante el fenómeno de reflexión total interna. La fuente de luz puede ser láser o un LED.

Las fibras se utilizan ampliamente en telecomunicaciones, ya que permiten enviar gran cantidad de datos a una gran distancia, con velocidades similares a las de radio y superiores a las de cable convencional. Son el medio de transmisión por excelencia al ser inmune a las interferencias electromagnéticas. También se ha evolucionado notablemente en campos como la medicina con el uso de las fibras ópticas en técnicas de diagnóstico y tratamiento de enfermedades. [WIK14]

### **5.2.2 ESTRUCTURA DE LA FIBRA ÓPTICA**

#### **5.2.2.1 Núcleo**

Es la parte interior de la fibra, que está fabricado por un material dieléctrico, normalmente, vidrio de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) dopado con materiales como  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{GeO}_2$  o  $\text{P}_2\text{O}_5$  para ajustar su índice de refracción, aunque también existen fibras ópticas con el núcleo de plástico o cuarzo fundido. Su diámetro oscila de 50 a 62,5  $\mu\text{m}$  para la fibra multimodo y 9  $\mu\text{m}$  para la fibra monomodo.

#### **5.2.2.2 Cladding**

El revestimiento o cladding, envuelve al núcleo, está fabricado con materiales similares al núcleo pero con un índice de refracción menor, para que se produzca el fenómeno de la reflexión total interna. Gracias a este fenómeno los rayos de luz que entran en la fibra hasta, cierto ángulo, quedan confinados en el núcleo siendo guiados por la fibra hasta el otro extremo.

#### **5.2.2.3 Cubierta**

Generalmente fabricada en plástico que protege mecánicamente a los dos anteriores. En la figura 5.2 se muestra las partes de una fibra óptica:

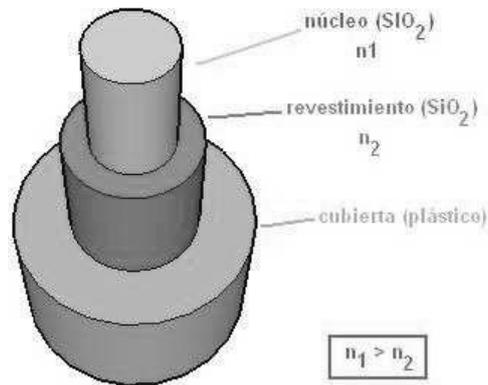


Fig 5.2: Partes de Fibra Óptica.

### 5.2.3 TIPOS DE FIBRA ÓPTICA

En la figura 5.3 se pueden visualizar las diferencias entre una fibra multimodo y una fibra monomodo:

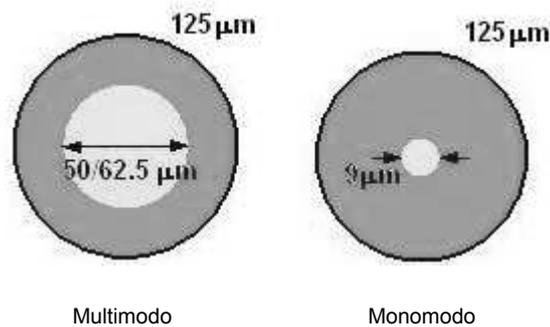


Fig 5.3: Tipos de Fibra Óptica.

#### 5.2.3.1 Fibra Monomodo

Potencialmente, ésta es la fibra que ofrece la mayor capacidad de transporte de información. Tiene una banda de paso del orden de los 100 GHz/km. Los mayores flujos se consiguen con esta fibra, pero también es la más compleja de implantar. Solo pueden ser transmitidos los rayos que tienen una trayectoria que sigue el eje de la fibra, denominándose monomodo, es decir, tiene un modo de propagación, o un único camino del haz luminoso.

Son fibras que tienen el diámetro del núcleo en el mismo orden de magnitud que la longitud de onda de las señales ópticas que transmiten. Los elevados flujos de datos que se pueden alcanzar constituyen la principal ventaja de las fibras monomodo.

[KE100]

#### 5.2.3.1.1 Fibra monomodo estándar

Conocida por sus siglas en inglés SMF, Standard Single Mode Fiber. Este tipo de fibra monomodo tiene como características más destacadas, una atenuación mínima en tercera ventana de comunicación, 1550 nm, y una dispersión mínima en segunda ventana, 1310nm.

#### 5.2.3.1.2 Fibra DSF

Dispersion Shifted Fiber, fibra de dispersión desplazada. Las fibras DSF son fabricadas de tal manera que logran tener una dispersión mínima en la 3ª ventana. Su atenuación mínima también se da en 3ª ventana. Su principal inconveniente se debe a los efectos no lineales como el fenómeno de mezclado de cuarta onda que imposibilitan la utilización de esta fibra óptica en sistemas WDM.

#### 5.2.3.1.3 Fibra NZDSF

Non Zero Dispersion Shifted Fiber, fibra de dispersión desplazada no nula. Para resolver los inconvenientes de la fibra anterior, surge la fibra NZDSF. Estas tienen un valor de dispersión próximo a cero pero no nulo, para lograr contrarrestar los efectos de los fenómenos no lineales. Mínimo valor de atenuación y dispersión en tercera ventana.

### 5.2.3.2 Fibra Multimodo

A diferencia de las monomodo, en ellas se pueden propagar varios modos de forma simultánea. El diámetro del núcleo de este tipo de fibras suele ser  $50\mu\text{m}$  ó  $62.5\mu\text{m}$ , mayor que la longitud de onda de la luz, por lo que el acoplamiento de la luz es más sencillo que en monomodo.

#### 5.2.3.2.1 Fibra Multimodo de Índice Gradual

Las fibras multimodo de índice gradual (figura 5.4) tienen una banda de paso que llega hasta los 500MHz por kilómetro. Su principio se basa en que el índice de refracción en el interior del núcleo no es único y decrece cuando se desplaza del núcleo hacia la cubierta. Los rayos luminosos se encuentran enfocados hacia el eje de la fibra. Estas fibras permiten reducir la dispersión entre los diferentes modos de propagación a través del núcleo de la fibra.

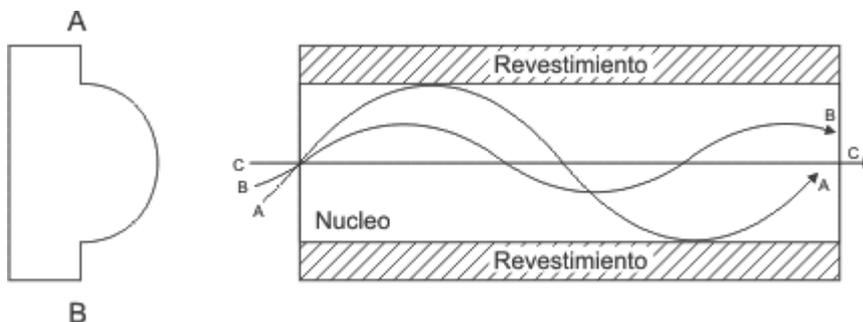


Fig 5.4: Fibra Multimodo de Índice Gradual.

### 5.2.3.2.2 Fibra Multimodo de índice escalonado:

Las fibras multimodo de índice escalonado (figura 5.5) están fabricadas a base de vidrio, con una atenuación de 30 dB/km, o plástico, con una atenuación de 100 dB/km. Tienen una banda de paso que llega hasta los 40 MHz por kilómetro. En estas fibras, el núcleo está constituido por un material uniforme cuyo índice de refracción es claramente superior al de la cubierta que lo rodea. El paso desde el núcleo hasta la cubierta conlleva por tanto una variación brutal del índice, de ahí su nombre de índice escalonado. Produce mayor dispersión que la fibra multimodo con índice gradual.

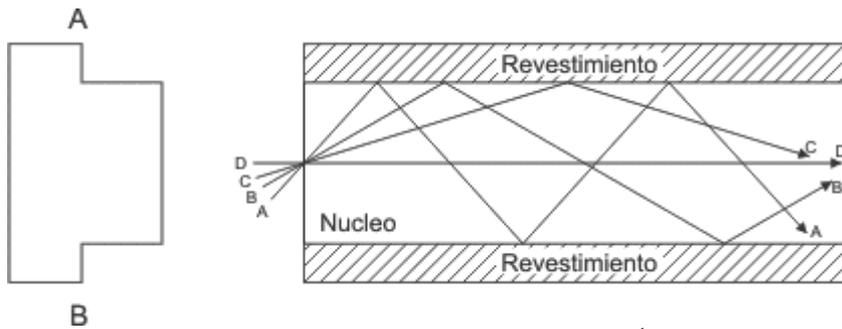


Fig 5.5: Fibra Multimodo de Índice Escalonado

## 5.2.4 CARACTERÍSTICAS DE LA TRANSMISIÓN DE LA FIBRA ÓPTICA

### 5.2.4.1 Atenuación

La atenuación o pérdidas de transmisión ha demostrado ser una característica muy importante para la correcta transmisión de información a través de la fibra.

La atenuación se mide en decibelios. El decibelio, que se usa para comparar dos niveles de potencia, se puede definir para una determinada longitud de onda como la diferencia entre la potencia óptica a la entrada de la fibra  $P_i$  y la potencia óptica a la salida  $P_o$ .

Una vez sabemos como se define la atenuación nos queda por conocer los mecanismos por los que esta se produce. Estos mecanismos dependen de la composición de la fibra, la técnica de preparación y purificación del material y la estructura de la fibra. Se divide en la absorción del material, la dispersión del material, pérdidas por curvaturas y pérdidas por acoplamiento.

#### 5.2.4.1.1 Absorción intrínseca

Es un fenómeno que no se puede evitar y es debido a la existencia de átomos y moléculas en el material. Cuando un fotón incide sobre un material y su energía  $E=hf$  coincide con las energías que unen a los átomos o moléculas, el fotón puede ser absorbido y desaparecer. Es un fenómeno que depende de la longitud de onda y del material.

La segunda ventana de comunicaciones es la ideal para transmitir, en la que se produce el mínimo de absorción.

Para el sílice, hay dos rangos de longitudes de onda con fuerte absorción: el ultravioleta, debido a las energías de enlace de los electrones con el núcleo de los átomos, y el infrarrojo debido a las energías de enlace de los átomos entre si para formas moléculas.

#### **5.2.4.1.2 Absorción extrínseca**

Es un fenómeno evitable y es debido a las impurezas que se añaden al material. Las impurezas aportan átomos diferentes del material base y por tanto con energías de enlace distintas. Es un fenómeno que también depende de la longitud de onda, caracterizado por picos de absorción a longitudes de onda concretas. La intensidad del pico de absorción se caracteriza por la concentración de impurezas. Si bien la mayoría de las impurezas han sido eliminadas, ha sido difícil eliminar la presencia de iones OH<sup>-</sup> que producen picos de absorción a varias longitudes de onda. Debido a las fibras de bajo contenido OH<sup>-</sup>, la intensidad de los picos de absorción ha ido mejorando con el tiempo.

#### **5.2.4.1.3 Scattering Rayleigh**

Esparcimiento, difusión debido al choque de luz con inhomogeneidades muy pequeñas, menores que la longitud de onda de la luz. La luz se esparce de manera omnidireccional, y esto resulta ser una manera de atenuación puesto que la luz realmente útil es la que llega a un receptor siguiendo la dirección de propagación. Es un fenómeno inevitable, creciendo la atenuación al disminuir la longitud de onda.

#### **5.2.4.1.4 Scattering de Mie**

Debido a la presencia de inhomogeneidades más grandes, del orden de la longitud de onda de la luz. La difusión se produce hacia delante con lo que la atenuación producida es menor.

#### **5.2.4.1.5 Pérdidas por curvaturas**

Al cambiar la geometría de la guía de onda, los modos propagados pueden convertirse en modos radiados que se escapan por la cubierta. Si la curvatura es grande en relación con el diámetro de la fibra se denomina macrocurvatura. A menor radio de curvatura, mayor atenuación. Llamamos radio crítico al radio límite a partir del cual si seguimos disminuyendo la atenuación aumenta notablemente.

#### **5.2.4.1.6 Pérdidas por conexiones**

En el acoplo de luz entre fuente de luz y fibra puede producirse una atenuación de luz muy fuerte, debido a la dificultad de inyectar todos los rayos emitidos en el núcleo de la fibra. En el acoplo entre fibra óptica y detector, se produce una atenuación muy pequeña debido a que el área fotodetectora suele ser grande en comparación con el núcleo de la fibra óptica. En el acoplo entre dos fibras se suelen conseguir unas pérdidas prácticamente nulas.

### **5.2.4.2 Dispersión**

La dispersión temporal de la señal óptica hace que se ensanchen los pulsos según avanzan en la fibra.

Cada pulso se ensancha pudiéndose superponer con sus vecinos llegando a ser indistinguible en la recepción. Este efecto se conoce como Interferencia entre Símbolos. La amplitud máxima también se reduce a lo largo de la fibra.

#### **5.2.4.2.1 Dispersión temporal intermodal**

El ensanchamiento de los pulsos debido a dispersión temporal intermodal, también llamada dispersión modal, es debida a los retardos de propagación entre distintos modos y por tanto no afecta a las fibras monomodo.

El ensanchamiento en fibras multimodo graduales es mucho menor que el que se obtiene en fibras multimodo con salto de índice, la relación entre ambas puede ser de 100. Esto implica que las fibras graduales tienen una gran ventaja por su mucho mayor ancho de banda.

#### **5.2.4.2.2 Dispersión cromática**

La dispersión cromática puede darse en todos los tipos de fibra y es debido a que el emisor óptico no es totalmente monocromático sino que tiene un ancho de banda espectral.

Las diferencias en la velocidad de transmisión ensancharán los pulsos de luz dentro de un modo. Las diferencias en los retardos de las diferentes componentes cromáticas de cada modo pueden ser debidas a dos motivos, las propiedades dispersivas del material de la fibra y al guiado en la estructura de la fibra.

#### **5.2.4.2.3 Dispersión PMD**

Cuando una fibra es perfectamente circular la constante de propagación entre las polarizaciones es la misma y por tanto también lo es la velocidad de propagación de cada polarización. En el caso de una fibra monomodo cuando no es perfectamente circular la velocidad de propagación de cada polarización va a ser distinta produciéndose la dispersión por polarización del modo PMD.

Para eliminar dispersión en una fibra óptica existen varios métodos:

- Alternar fibras con distintos signos de dispersión, tales como tramos NZDSF + y NZDSF- de igual longitud.
- Añadir fibras compensadoras de dispersión, tras la instalación de fibras de transmisión, en las cuales la propagación se fuerza por cubierta con lo que aumenta la dispersión negativamente.
  
- Con redes de Bragg y circuladores ópticos. Una fibra con red de Bragg es aquella que tiene diferente índice de refracción a lo largo de la fibra con lo que cada longitud de onda sigue un camino diferente, alcanzando las longitudes de onda más lentas a las más largas y reflejándose en diferentes puntos de la fibra.

Hay que tener en cuenta que si la fibra es lineal debe ser compensada al 100% para obtener el mejor comportamiento, pero si es no lineal, la dispersión no debe eliminarse totalmente para que pueda contrarrestarse con los efectos no lineales.

Éstos se descomponen por una parte, en esparcimiento estimulado de Brillouin y estimulado de Ramman que son causados por vibraciones moleculares y acústicas, y por otra parte, en automodulación de fase, modulación cruzada de fase y mezcla de las cuatro ondas debidas a la variación de índice de refracción con la intensidad de luz. [CAN13]

## **5.3 LA FIBRA ÓPTICA EN INSTRUMENTACIÓN MÉDICA**

### **5.3.1 ORIGEN DEL ENDOSCOPIO**

El endoscopio es un instrumento con el cual podemos observar el interior del cuerpo humano que ya se utilizaba en la Grecia y Roma antiguas. Un modelo similar a los endoscopios se descubrió en las ruinas de Pompeya.

Philip Bozzini en 1805, intentó por primera vez visualizar el cuerpo humano vivo directamente a través de un tubo que él creó, conocido como un Lichtleiter o instrumento de guía de luz para estudiar el tracto urinario, el recto y la faringe. En 1853, el francés Antoine Jean Desormeaux desarrolló un instrumento especialmente diseñado para examinar el tracto urinario y la vejiga. Lo llamó endoscopio, y fue la primera vez que se utilizó este término en la historia.

En 1868, después de realizar una serie de pruebas, el Dr. Adolph Kussmaul, de Alemania, logró observar el interior del estómago de un cuerpo humano vivo. Diez años después, dos médicos llamados Max Nitze y Josef Leiter inventaron un cistoureoscopia y, en 1881, Johann von Mikulicz y sus socios crearon el primer gastroscopia rígido para aplicaciones prácticas. Estos gastroscopios no eran para nada flexibles, pero finalmente en 1932, el Dr. Rudolph Schindler inventó un gastroscopia flexible, una versión modificada de los anteriores, que permitía llevar a cabo los estudios incluso con el tubo doblado. [HIS14]

### **5.3.2 CREACIÓN DEL FIBROSCOPIO**

Se desarrolló un novedoso material llamado fibra de vidrio en los Estados Unidos en la década de 1960. Los creadores de endoscopios fueron los primeros en comenzar a utilizar la fibra de vidrio.

Basil Hirshowitz y sus socios utilizaron la fibra de vidrio en sus endoscopios para aprovechar su característica de transmitir la luz de un extremo al otro, incluso cuando está doblada. Sus endoscopios permitieron la observación directa del interior del estómago, es decir, los médicos pudieron llevar a cabo observaciones en tiempo real del interior del estómago.

La gastrocámara con fibroscopia mejoraba el diagnóstico, ya que permitía realizar observaciones directas de los tejidos del estómago para un análisis dinámico. Las gastrocámaras fueron sustituidas alrededor del año 1975 por los fibroscopios (figura 5.6).

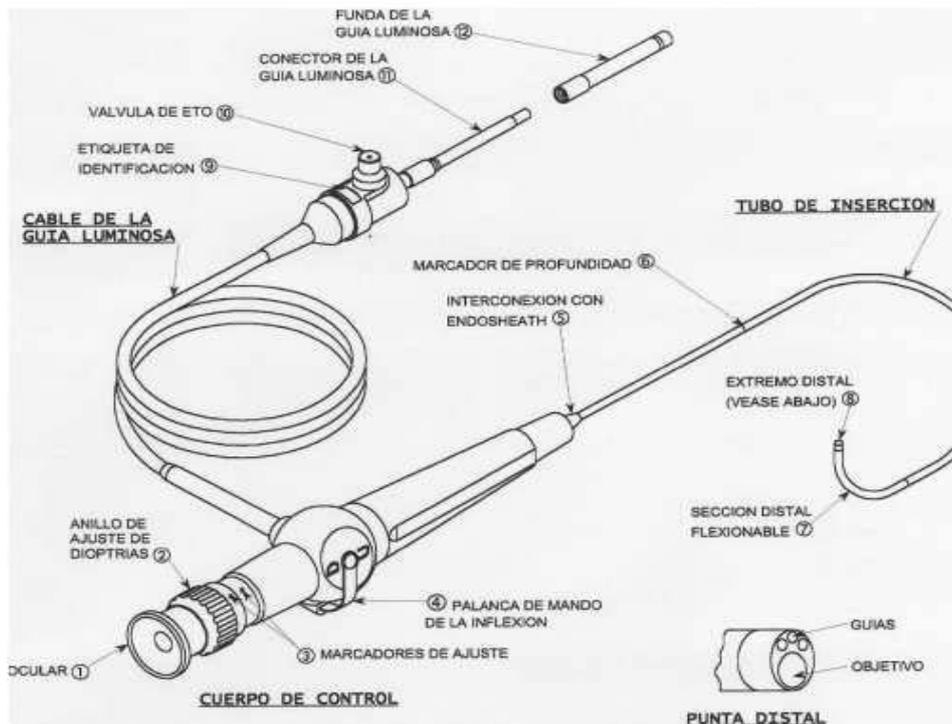


Fig 5.6: Fibroscopio.

Estos aparatos evolucionaron pudiendo visualizar otras partes del cuerpo como el esófago, el duodeno, el intestino grueso, los bronquios y la vesícula biliar. Además de aplicaciones de diagnóstico, en la actualidad los endoscopios se utilizan para tratamientos, debido al progreso logrado en los tratamientos asistidos por endoscopios. [RIN05]

### 5.3.3 ESTRUCTURA DEL ENDOSCOPIO

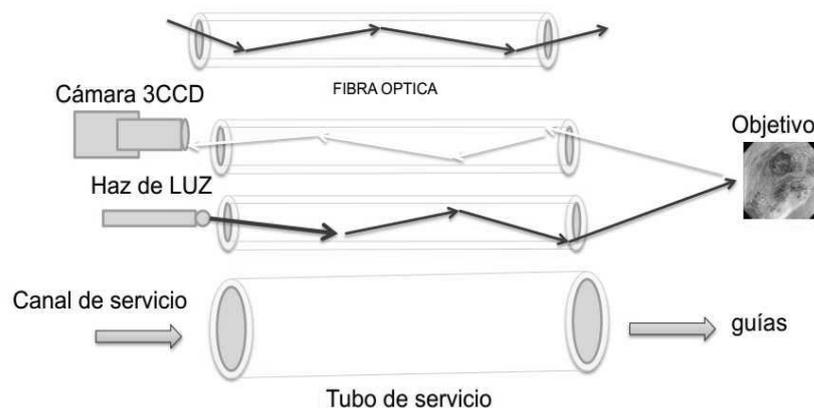


Fig 5.7: Estructura de endoscopio.

Un sistema de espectroscopia básico, consta de una fuente de luz, un analizador óptico con un detector y de un conjunto para transportar luz denominado fibra óptica.

El sistema está formado por un camino de iluminación y otro de captación; de una fuente de luz (láser o luz blanca); elementos ópticos que acoplan la luz de excitación a la sonda flexible de fibra óptica; otra sonda de fibra óptica que capta la luz reflejada; óptica acopladora que adapta la apertura numérica de la sonda al espectrógrafo y un detector (array de fotodiodos). [ZOR06]

### **5.3.3.1 Fuentes de luz**

La luz blanca se utiliza cuando se quiere iluminar las partes internas del cuerpo humano o bien para la producción de iluminación para la captación de imágenes. Se utilizan lámparas de alta intensidad como las de alta presión, xenón, halógeno de cuarzo o lámparas de mercurio, cuyo principal problema es que generan un aumento de temperatura en la entrada de las fibras ópticas, pudiéndose solucionar con sistemas de refrigeración.

También se usan láseres, los cuales se clasifican respecto a la función que desempeñan. Existen láseres para diagnóstico o láseres para terapia.

#### **5.3.3.1.1 Láseres para diagnóstico**

Un método de diagnóstico está fundamentado en la reflexión de la luz en el tejido. Sabiendo que los tejidos enfermos presentan características distintas a los tejidos sanos, éstas se pueden determinar con la iluminación de ambos a una potencia y a una longitud de onda determinada. Las diferencias en el espectro reflejado determinan si es tejido sano o enfermo.

Otro método es la luminescencia. La luz ilumina el tejido y éste emite la luz luminescente de una longitud de onda característica.

#### **5.3.3.1.2 Láseres para terapia**

Si la interacción del haz láser con los tejidos es térmica, la luz láser afecta al tejido, generando calor y causando un aumento de la temperatura de los mismos. Este efecto se puede utilizar para realizar terapia mediante calentamiento de los tejidos o para cirugía si el calentamiento es excesivo eliminando tejidos.

### **5.3.3.2 Detectores**

Los detectores ayudan a caracterizar la luz captada de los órganos del cuerpo humano para realizar funciones de diagnóstico que posibiliten una terapia eficaz.

#### **5.3.3.2.1 Cámaras CCD**

A partir de endoscopios, es posible visualizar in vivo en un monitor, cavidades internas del cuerpo humano y utilizar esas imágenes para realizar operaciones dentro del cuerpo humano.

Según su funcionamiento, la luz se centra en la superficie plana del array de fotosensores CCD, los fotones golpean la unión pn del fotodiodo y generan fotoelectrones que son recopilados en pozos de almacenamiento situados en proximidades de las uniones pn iluminadas.

En el tiempo de lectura, la carga del pozo de almacenamiento es transportada a un circuito convertidor carga-voltaje.

Mientras se genera cada píxel de voltaje, un circuito alimenta a un convertidor analógico-digital que produce una palabra de 14 o 16 bits por cada píxel. La salida de la cámara alimenta a un computador para el procesamiento y visualización de la imagen.

### **5.3.3.3 Fibra óptica**

Para espectroscopia, la fibra óptica se transmite bajo el principio de reflexión total interna en el que el índice de refracción del núcleo es superior al índice de la cubierta y el ángulo refractado es de 90 grados. Con este mecanismo nos aseguramos que se confine la luz debidamente por el núcleo de la fibra aunque un pequeño porcentaje se transmite por la cubierta.

Las fibras son diseñadas para transmitir señales que son emitidas principalmente por láseres con el fin de que las pérdidas de transmisión sean lo más bajas posible y llegue a un receptor con cierta calidad.

Las que se utilizan en aplicaciones médicas suelen ser fibras multimodo con diámetros entre 50-60 micras. En cuanto a la longitud suelen ser de 1,5 metros o 2 metros, con lo que la atenuación en la misma es un factor despreciable.

Las fibras que se utilizan en el rango de longitudes de onda del ultravioleta, visible y el infrarrojo cercano son fibras basadas en vidrio, con gran pureza y bajo esparcimiento. Para potencias más mayores se suele utilizar fibras puras fusionadas de sílice y fibras de alto sílice.

Las *fibras para transmitir en el visible* se componen de un núcleo de vidrio o de plástico y la cubierta dopada de un material similar pero con menor índice de refracción.

Las *fibras para la transmisión ultravioleta* más utilizadas son las de dióxido de silicio. Los vidrios amorfos de dióxido de silicio puro son denominados síliceo fusionado, cuyo índice de refracción es muy bajo con lo que supone un problema para determinar un material para la cubierta. Como solución a esto, se desarrolló la idea de escoger sílice puro para el núcleo y sílice con impurezas de fósforo para la cubierta para rebajar el índice de refracción.

Las *fibras para transmitir en infrarrojo* son de varias clases. Existen las guías de onda huecas; fabricadas de tubos huecos de vidrio o plástico con la superficie interna con una capa metálica, los vidrios para transmitir en el infrarrojo; fibras de sílice fusionadas, las fibras cristalinas; fibras compuestas de haluros cristalinos.

### **5.3.4 SONDAS DE FIBRA ÓPTICA**

Las sondas de fibra óptica proporcionan una buena solución para una interfaz óptica adecuada entre el dispositivo espectroscópico y la muestra para poder ser analizada in situ. Avanzan dentro de las cavidades y estructuras tubulares, pudiéndose poner en contacto con las superficies epiteliales, y se insertan en estructuras que pueden ser perforadas por dispositivos rígidos tales como agujas. Los dispositivos de fibra óptica para la espectroscopia óptica se pueden fabricar como catéteres flexibles con un diámetro exterior de menos de 0,5 mm. Un sistema espectroscópico incorpora una fuente de luz, un analizador óptico con un detector, y un conducto de transporte de la luz que, en la mayoría de casos, está hecha de sondas de fibra óptica.

Para medir las propiedades ópticas de los tejidos in vivo se utilizan técnicas endoscópicas. Con estas medidas se conoce la tasa de distribución de fluidez de la energía radiante con el fin de analizar los procesos que ocurren en estos tejidos.

Las sondas se utilizan para realizar diagnósticos de enfermedades o bien el tratamiento de las mismas, como por ejemplo, en tumores malignos como cánceres, mediante la terapia fotodinámica se determina la densidad de energía radiante que absorbe un fotosensibilizador y así obtener la dosis ideal para un tratamiento efectivo. [URS03]

### 5.3.4.1 Tipos

#### 5.3.4.1.1 Sondas de medida en reflexión

Se utilizan para medir la absorción y las propiedades de difusión en tejidos biológicos, analizando la luz que se transmite o se refleja. La fuente de luz que se utiliza es de haz estrecho, colimado y las medidas se realizan en contacto con el tejido.

Las hay de dos tipos, las de *reflexión difusa* y las de *reflectometría de la polarización*. Utilizando la *sonda de reflexión difusa* (figura 5.8) las propiedades ópticas que se hallan diferencian entre tejido sano o maligno in vivo en diversas partes del cuerpo humano. Para medir propiedades de absorción o esparcimiento se obtienen las intensidades de reflexión que se despejan de una expresión basada en la teoría de la difusión suponiendo que la muestra es homogénea y semi-infinita. En el caso del tejido, la distancia de separación entre fuente y detector es de 2-20 mm, utilizándose en reflexión difusa una única fibra de excitación y diversas fibras de captación. El diámetro de esta sonda es de 2cm debido a que en este rango las propiedades ópticas no varían.

En esta sonda, la luz difundida por una sola sonda de excitación se detecta por un array de fibras de captación:

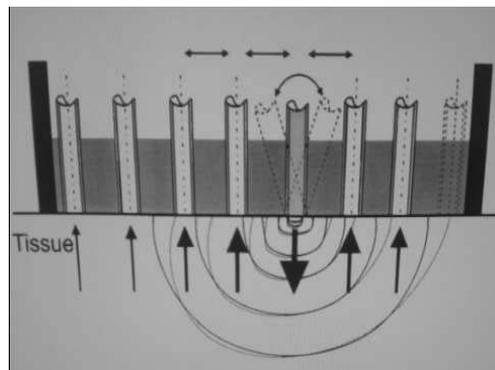


Fig 5.8: Sondas de medida en reflexión.

La luz en las capas internas del tejido se esparce lo que implica en la aleatoriedad del estado de polarización, perdiendo su polarización original. Se ha logrado aumentar la imagen polarizada para producir la mejoría de la señal de capas más profundas y también reducir reflexiones de la superficie. Las *sondas de reflectometría de polarización* (figura 5.9) constan de una fuente de luz blanca de polarización filtrada y un sistema de detección del mismo con un analizador óptico multicanal. Las intensidades de luz detectadas en las fibras se calculan con las simulaciones de Monte Carlo considerándose la propagación de luz polarizada.

Cuentan con un canal de iluminación y dos canales para la detección de luz de la polarización cruzada y paralela.  
En esta sonda, la luz blanca va desde la fuente con un cable de fibra óptica y pasa a un polarizador. La reflexión se capta con un sistema de imagen, filtrándose con un polarizador para polarización cruzada y paralela:

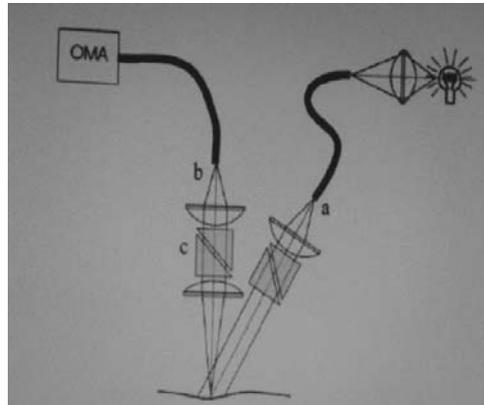


Fig 5.9: Sondas reflectometría de polarización.

#### **5.3.4.1.2 Sondas para medir la fluorescencia**

Se conoce que la intensidad de fluorescencia y la forma de línea son una función de la longitud de onda de emisión y de excitación en el tejido humano. Esta sonda consiste en una fibra de excitación y en otra de captación, con la desventaja de que la información que nos aporta es relativa a un volumen de tejido pequeño. Si se utilizan varias fibras de excitación para cada fibra de captación se incrementa la intensidad de iluminación. Se utiliza un protector ya que sino sólo podrá detectarse fluorescencia en capas profundas.

El empaquetamiento hexagonal (figura 5.10) permite seleccionar fibras para diferentes fuentes de excitación y de canales de captación:

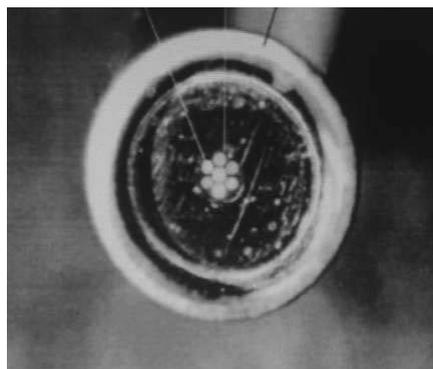


Fig 5.10: Sondas para medir fluorescencia.

#### 5.3.4.1.3 Sondas combinadas

Mezcla de sondas para espectroscopia de reflexión y fluorescencia (figura 5.11). La ventaja es que midiendo a la vez la fluorescencia y el espectro de reflexión difuso se puede proveer información adicional del diagnóstico. La luz esparcida se capta con una medida de la transmisión de luz blanca, que viaja a través del mismo volumen de tejido el que se excita por medidas de fluorescencia. Una sonda consta de 46 fibras: 25 para excitación de fluorescencia, 12 para captación de la misma y 9 para captación de reflexión.

En estas sondas se dispersa la luz blanca a través del volumen que se prueba mientras se realizan las medidas de fluorescencia:

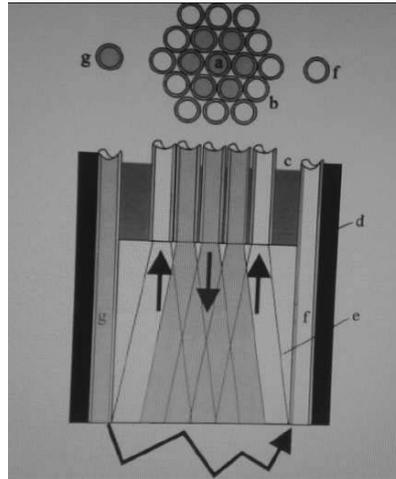


Fig 5.11: Sondas combinadas.

#### 5.3.4.1.4 Sonda para espectroscopia de Raman

Las uniones entre moléculas se detectan por este método para determinar su concentración en el tejido. Son sondas conducidas para máxima captación de la luz con la desventaja de la existencia de ruidos de fondo producidos por el transmisor, canal u otros elementos ópticos, llenan el rango dinámico degradando la señal de Raman. Podemos utilizar filtros o bien aumentar el rango del detector para reducir el problema.

En este caso tiene fibras de captación e iluminación separadas (figura 5.12). Las salidas de las fibras está colimada y filtrada y se proyecta en el mismo área de la muestra:

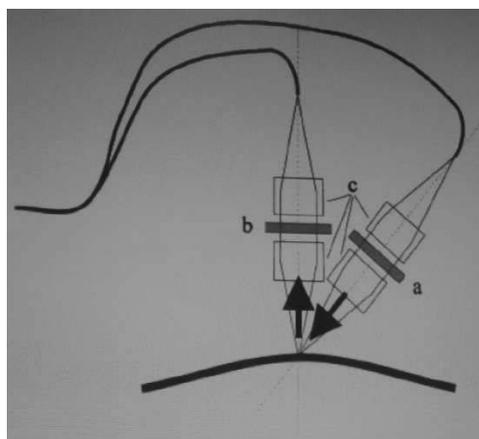


Fig 5.12: Sondas espectroscópicas de Raman.

### 5.3.5 EXTREMOS DE FIBRA ÓPTICA

Dependiendo de si una fibra óptica, o una agrupación de fibras que conforman la sonda óptica, tienen un extremo de la fibra plano o más desviado, la salida de luz tendrá diferentes direcciones.

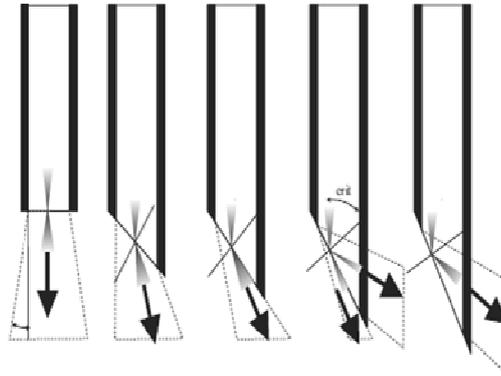


Fig 5.13: Fibra con extremo distal oblicuo.

En este caso, podemos observar que la salida de luz de una fibra óptica se describe por el ángulo de apertura, llamado apertura numérica. El oblique pulido de la punta de la fibra desvía el haz de salida, que cuando se consigue la reflexión interna total para una parte de la luz, la salida se divide en dos partes, una existente en dirección axial y el otro en la dirección radial. Finalmente, cuando toda la luz es totalmente reflejada internamente a la superficie del extremo de la fibra, la luz sale de la fibra a través de la pared lateral como se puede observar en la figura 5.13.

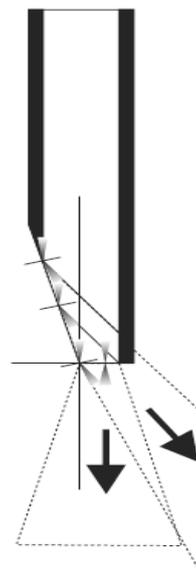


Fig 5.14: Fibra plana y oblicua.

Una fibra basada en una combinación de una superficie pulida y plana tiene un haz de salida parcialmente desviado, como podemos ver en la figura 5.14.

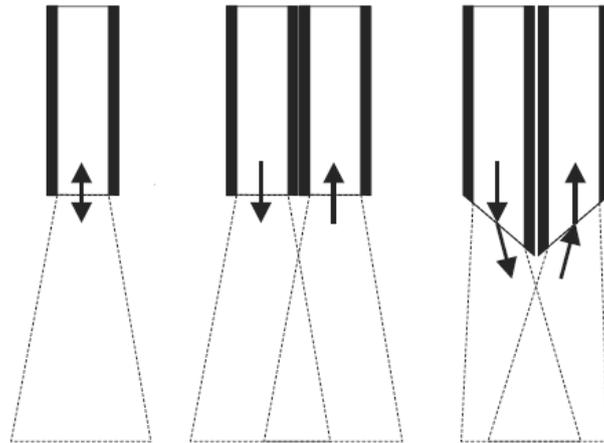


Fig 5.15: Sondas de doble fibra, plana y oblicua.

En la figura 5.15 podemos reconocer que una sonda de fibra óptica que ilumina y recoge a través de la misma fibra, tiene la más alta eficiencia de recolección, mientras que un haz de fibra doble se utiliza para muchas aplicaciones de la espectroscopia.

Una sonda de doble fibra a base de fibras biseladas logra una mejor eficiencia de recolección con respecto a la configuración de doble fibra de punta plana, si los canales de recogida y de iluminación todavía están separados.

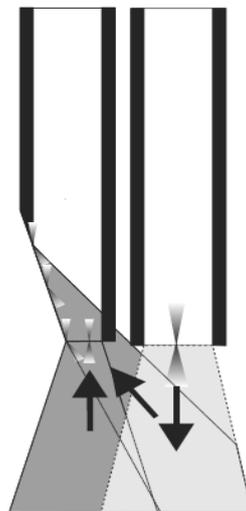


Fig 5.16: Sondas de doble fibra, plana y oblicua, y plana.

Las sondas de fibra sobre la base de una fibra con una combinación de una punta plana y una superficie biselada tienen excelentes eficiencias de recolección (figura 5.16).

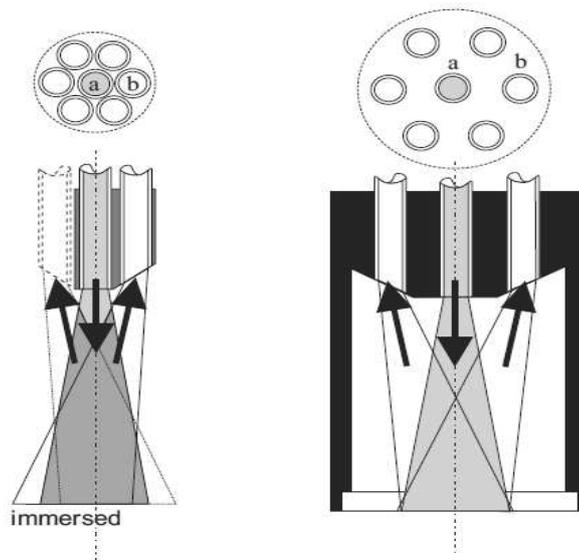


Fig 5.17: Sonda hexagonal.

Los diseños de sonda en este último caso (figura 5.17) son de estructura hexagonal: una fibra central ilumina el volumen de muestreo o de la superficie, y seis fibras circundantes recogen la luz emitida.

## 5.4 CONCLUSIONES

La fibra óptica es un medio de transmisión de gran velocidad de transmisión y con gran ancho de banda, muy importante en diversos campos como en el de las telecomunicaciones y en medicina. Centrándonos en aplicaciones médicas, se usa con fines diagnósticos, terapéuticos y posoperatorios. La fibra óptica es una parte fundamental de los endoscopios los cuales están formados, entre otros elementos, por un camino de iluminación y otro de captación de fibra óptica. La fibra óptica se transmite bajo el principio de reflexión total interna con el fin de que se confine la luz por el núcleo de la fibra. En aplicaciones médicas suelen utilizarse fibras multimodo con longitudes de pequeños metros siendo irrelevante el factor de atenuación. Las sondas ópticas son una agrupación de fibras ópticas que sirven para medir propiedades ópticas con fines de diagnóstico o de tratamiento.

La fibra óptica ha sido una gran innovación en medicina puesto que permite explorar cavidades internas del cuerpo humano de manera rápida y eficaz para determinar tratamientos y detectar enfermedades. La fibra óptica y los aparatos que están compuestos fundamentalmente por la misma, se encuentran en continua evolución y desarrollo.

# CAPÍTULO 6: CIRUGÍA LÁSER COLONOSCÓPICA

## 6.1 INTRODUCCIÓN

Las enfermedades y los tumores malignos de colon se han convertido en los padecimientos más comunes a nivel mundial, y pueden llegar a ser curables en las fases más iniciales de los mismos.

Actualmente, en etapas tempranas existe una gran diversidad de métodos para resecionar el tejido de colon, siendo la mayor parte de la metodología más agresiva para el paciente.

Con la cirugía láser colonoscópica (figura 6.1) se tratará de eliminar los pólipos de colon sin daños a los tejidos adyacentes, con buenos resultados y de una manera mínimamente invasiva.



Fig 6.1: Cirugía láser.

En este capítulo, en la sección 2 y 3 se describe el concepto y las enfermedades de colon; la sección 4 versa sobre la cirugía para el cáncer colorrectal; el apartado 5 se describe la cirugía láser colonoscópica para la eliminación de tejidos tumorales; en la sección 6 se detalla el modelado de tratamiento de luz láser de colon y en el último se explican los resultados tras la aplicación del modelo.

## 6.2 CONCEPTO DE COLON

Porción del intestino grueso comprendido entre el ciego y el recto. Constituye la mayor parte del intestino grueso y se divide en cuatro secciones:

### 6.2.1 COLON ASCENDENTE

Se halla situado en posición vertical, en el lado derecho del abdomen y se extiende hacia arriba hasta el ángulo hepático, por bajo del hígado. El íleon se une con el intestino grueso en el punto de unión del ciego con el colon y la presencia de la válvula ileocecal evita que el bolo alimenticio retroceda hacia el intestino delgado.

### 6.2.2 COLON TRANSVERSO

Se sitúa transversalmente en el abdomen de derecha a izquierda y cruza por debajo del hígado, estómago y bazo, y por encima del intestino delgado. Esta porción se extiende desde el ángulo hepático hasta el ángulo esplénico, puntos donde forma un ángulo de 90 grados.

### 6.2.3 COLON DESCENDENTE

Por la parte izquierda del abdomen desciende hasta el nivel de la cresta ilíaca.

### 6.2.4 COLON SIGMOIDE

Última porción cólica que se dirige hacia abajo, por detrás de la cresta ilíaca y termina uniéndose al recto. Esta sección está surcada por haustras (músculos circulares que se agrupan en forma de anillos y que le confieren un aspecto abollonado) y las tenias (músculos longitudinales agrupados formando cintas).

La pared del colon está compuesta por la capa mucosa, submucosa, muscular y serosa, los plexos nerviosos de Meissner y Auerbach. En el colon se absorbe agua y algunas vitaminas y es el encargado de almacenar los productos residuales de la digestión hasta su expulsión. En la figura 6.2 se pueden observar las diversas partes del colon:

[DOC14]

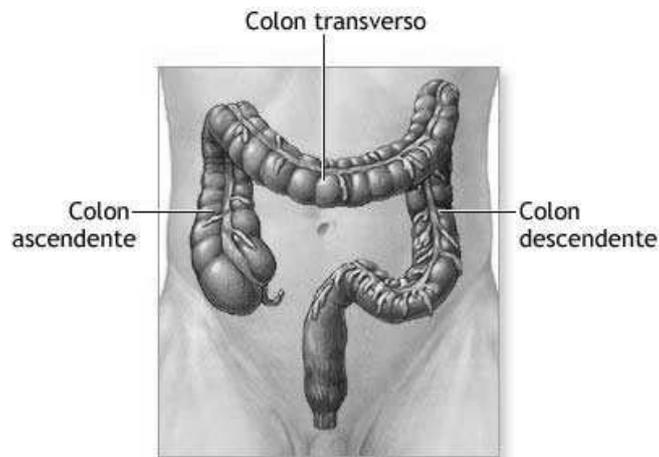


Fig 6.2: Partes de Colon.

## 6.3 ENFERMEDADES DE COLON

Existen muchos trastornos que pueden afectar su capacidad para funcionar adecuadamente. Entre ellos:

### 6.3.1 CÁNCER COLORRECTAL

El cáncer del colon o el recto también se conoce como cáncer colorrectal. Si se detecta anticipadamente, con frecuencia es curable aunque el riesgo de padecimiento aumenta con la edad. El tratamiento incluye cirugía, quimioterapia, radiación o una combinación de todas.

Características del adenoma: Las células del epitelio glandular debido a mutaciones genéticas cambian de morfología y se hacen displásicas.

- Sufren: - agrandamiento nuclear.
- hiper cromatismo nuclear.
  - amontonamiento y pérdida de la polaridad de los núcleos.
  - pérdida de la mucoproducción.

En la figura 6.3 se muestra diversos cortes de tejido maligno de colon con las características mencionadas anteriormente:

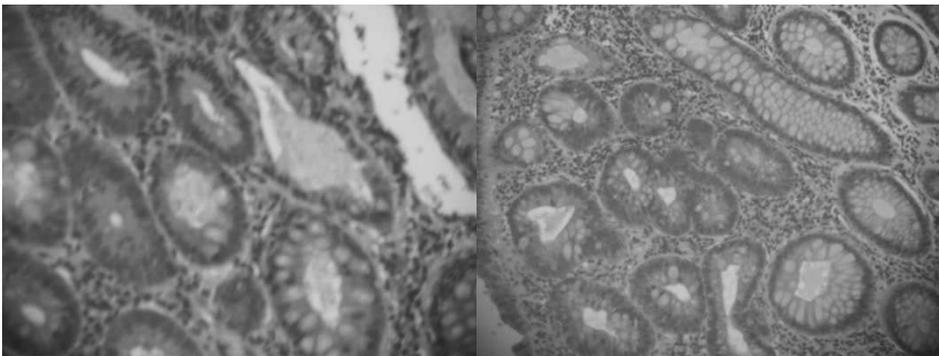


Fig 6.3: Cortes de tejido anómalo de colon.

### 6.3.2 PÓLIPOS DEL COLON

Un pólipo es una parte de tejido adicional que crece dentro de su cuerpo. Los pólipos de colon crecen en el intestino grueso o colon (figura 6.4). La mayoría de los pólipos no son peligrosos. Sin embargo, ciertos pólipos pueden convertirse en cancerosos o ya ser cáncer. Como medida de seguridad, los médicos extirpan los pólipos y los examinan. Los pólipos pueden ser extirpados cuando un médico examina el interior del intestino grueso durante una colonoscopia.

### 6.3.3 COLITIS ULCERATIVA

La colitis ulcerativa es una enfermedad que causa úlceras en la membrana que recubre el recto y el colon. Perteneció a un grupo de enfermedades llamado enfermedad intestinal inflamatoria. Las úlceras se forman en los lugares donde la inflamación mató las células que suelen recubrir el colon.

#### 6.3.4 DIVERTICULITIS

Los divertículos son pequeñas bolsas que se abultan en el colon o en el intestino grueso, siendo más común con la edad. Se cree que la principal causa es una dieta con bajo contenido de fibra. Si las bolsas se inflaman o se infectan, la condición se denomina diverticulitis y puede causar desgarros hemorrágicos u obstrucciones. Se realizan exámenes de diagnóstico por imágenes para diagnosticar esta condición. Los casos más serios requieren cirugía.

#### 6.3.5 SÍNDROME DEL INTESTINO IRRITABLE

El síndrome del intestino irritable es un problema que afecta al intestino grueso que genera estreñimiento o diarrea. Se realizan exámenes llamados sigmoidoscopias o colonoscopias para su diagnóstico.

[NLM14]

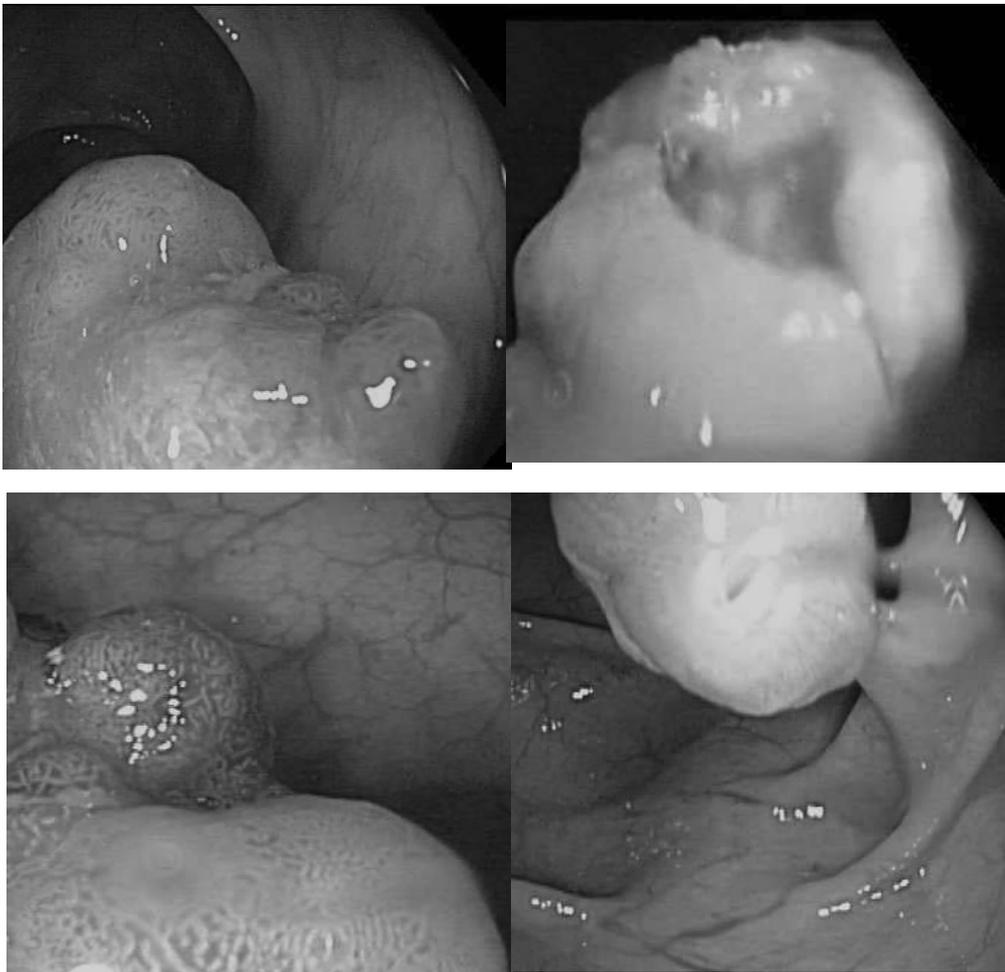


Fig 6.4: Fotos endoscópicas de pólipos de colon.

## **6.4 CIRUGÍA PARA EL CÁNCER COLORRECTAL**

Los tipos de cirugía que se usan en el tratamiento contra el cáncer de colon y de recto son algo diferentes de manera que se describen por separado.

### **6.4.1 CIRUGÍA DEL COLON**

La cirugía es a menudo el principal tratamiento para el cáncer de colon en etapas iniciales.

### **6.4.2 COLECTOMÍA ABIERTA**

En una colectomía se extirpa parte del colon, así como los ganglios linfáticos adyacentes. Si la cirugía se realiza a través de una sola incisión en el abdomen se le llama colectomía abierta.

Durante este procedimiento, el cirujano hará una incisión en el abdomen. Por lo general, se extirpa de un cuarto a un tercio del colon, aunque se puede remover más o menos dependiendo de la localización y el tamaño exacto del cáncer. Luego se reconectan las secciones restantes del colon, posteriormente se extirpan los ganglios linfáticos adyacentes.

### **6.4.3 COLECTOMÍA ASISTIDA POR LAPAROSCOPIA**

Este método más nuevo que se emplea actualmente y puede ser una opción para algunos cánceres en etapas más iniciales. En lugar de hacer una incisión grande en el abdomen, el cirujano hace varias incisiones más pequeñas.

Luego se insertan instrumentos largos y especiales a través de estas incisiones para extirpar parte del colon y los ganglios linfáticos. Uno de los instrumentos, llamado laparoscopio, tiene una pequeña cámara de video en el extremo, lo que permite que el cirujano pueda observar dentro del abdomen.

### **6.4.4 POLIPECTOMÍA Y ESCISIÓN LOCAL**

Es posible extirpar algunos cánceres de colon en sus etapas iniciales, o pólipos, mediante cirugía a través de un colonoscopio (figura 6.5). Cuando esto se realiza, el cirujano no tiene que hacer un corte en el abdomen. La escisión local extirpa los tumores superficiales y una pequeña cantidad del tejido vecino.

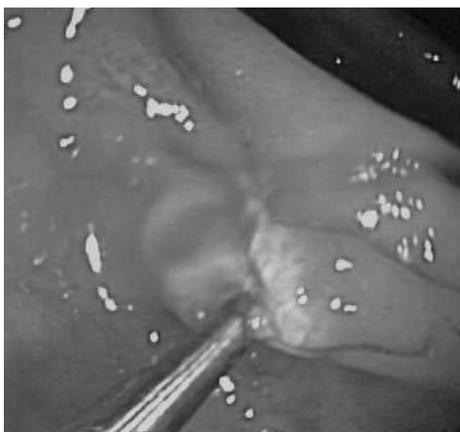


Fig 6.5: Cirugía a través de colonoscopio.

#### **6.4.5 CIRUGÍA Y OTROS TRATAMIENTOS LOCALES PARA LAS METÁSTASIS**

En algunos casos, si no es posible extirpar los tumores mediante cirugía, se pueden usar tratamientos no quirúrgicos para destruir los tumores. Sin embargo, hay menos probabilidades de que estos métodos sean curativos. Se pueden emplear varias técnicas diferentes:

##### ***6.4.5.1 Ablación por radiofrecuencia:***

La ablación por radiofrecuencia utiliza ondas radiales de alta energía para destruir los tumores. Una sonda delgada parecida a una aguja se coloca en el tumor a través de la piel utilizando como guía una CT o una ecografía. Entonces se pasa una corriente eléctrica a través del extremo de la sonda, lo que libera ondas radiales de alta frecuencia que calienta el tumor y destruye las células cancerosas.

##### ***6.4.5.2 Criocirugía (crioterapia)***

La criocirugía destruye un tumor mediante congelación con una sonda de metal. La sonda es guiada a través de la piel hasta alcanzar el tumor usando una ecografía. Luego se pasan gases muy fríos a través de la sonda para congelar el tumor, lo que destruye las células cancerosas. En comparación con otras técnicas de ablación, este método puede tratar tumores más grandes.

[COL14]

## **6.5 CIRUGÍA LÁSER COLONOSCÓPICA**

El láser Nd:YAG con una longitud de onda de 1.06 micras es absorbido por las capas del tejido intestinal y puede ser utilizado para ablación y resección del tejido colonoscópico. La luz emitida por el láser viajará a través de la fibra óptica por el interior del cuerpo humano hasta el colon. La fibra, de gran núcleo, es multimodo de salto de índice cuyo núcleo tiene un diámetro de 400 micras, acabará incidiendo en el pólipo de colon absorbiendo la luz y dando lugar a vaporización del mismo.

La penetración de luz es superficial y la difusión de la energía térmica en el tejido es mínima, del orden de 0,4 mm. La densidad de energía es lo suficientemente elevada para calentar el tejido colonoscópico a temperaturas superiores a 100 °C, lo que da lugar a la vaporización sin coagulación profunda. Esto permite una disección precisa de los pólipos colonoscópicos libres de quemaduras.

## **6.6 ESTUDIO DEL TRATAMIENTO DEL COLON CON LUZ LÁSER**

### **6.6.1 MÉTODO DE MONTE CARLO**

El método de Monte Carlo es un modelo que emplea números aleatorios en el curso de la solución de un problema relacionado con el transporte de la luz en el tejido. El modelo se basa en los viajes aleatorios que hacen los fotones, ya que viajan a través del tejido, y a medida que el número de fotones crece hacia el infinito, la predicción Monte Carlo para la luz se aproxima a una solución exacta de la ecuación RT. Este tipo de simulaciones son muy utilizadas en el modelado de la fluorescencia inducida por láser, para el cálculo de expresiones exactas de tasa de fluencia y absorción.

Con los datos de índice de refracción, parámetros de *scattering* y de absorción del tejido de colon (tabla 2.1; 2.2; 2.3), junto a las dimensiones de las capas del mismo (véase apartado 3.7) y la introducción de un radio de haz determinado se modifica un archivo de entrada. Además de esta serie de parámetros, se añade un número de fotones elevado para obtener un resultado más preciso. Posteriormente, el archivo modificado se ejecuta en un programa para el cálculo de fluencia y absorción, desarrollado por el departamento de Ópticas mediante el cual obtendremos un archivo de salida. Éste último será utilizado para la obtención de una matriz de números aleatorios. Posteriormente se hallarán las soluciones correspondientes en Matlab.

[SAL2012b]; [NIE04]; [FAN2009]

### **6.6.2 RESULTADOS**

Como hemos mencionado anteriormente, en el presente proyecto se estudia la emisión de luz láser a través de fibra óptica sobre un pólipo de colon con el fin de eliminarlo. Se aplicará el modelo de tratamiento de luz láser con el fin de hallar una serie de parámetros relevantes para la resección del tejido anómalo de colon. Se determinará la tasa de fluencia de fotones en ese pólipo de colón teniendo en cuenta que su umbral de ablación está situado en 5 J/cm<sup>2</sup>.

Para diferentes energías y radios de haz láser se hallarán las respectivas diferencias en cuanto a tasa de fluencia.

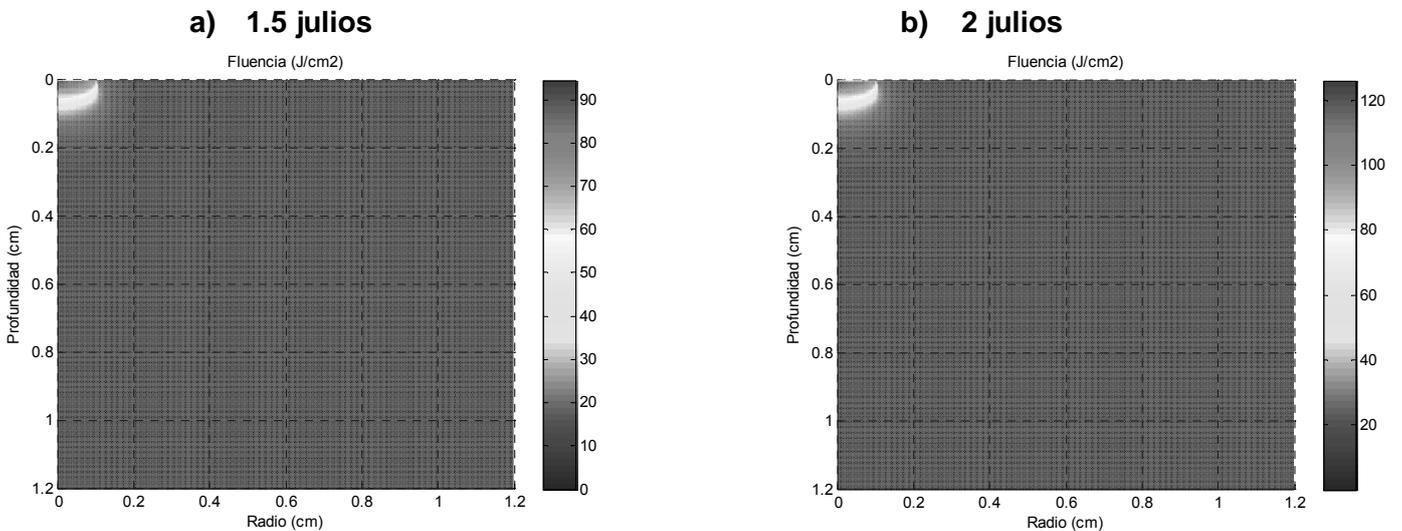
Utilizando el entorno Matlab, se obtendrán diversas gráficas de fluencia con respecto a la profundidad en el tejido y el radio de haz (figura 6.6).

En primer lugar, para cada radio de haz (en cm), se hace un barrido de la energía del láser (en julios), obteniendo los diferentes valores de fluencia (en J/cm<sup>2</sup>), (Tabla 6.1):

r (cm)\E(J)	1.5	2	5	50	200
0.5	4.5	6	15	140	600
0.3	12	16	40	400	1600
0.1	90	120	300	3000	12000

Tabla 6.1: Tabla de medida de fluencia.

Posteriormente, se representan las gráficas más significativas, que corresponden a radios de **0,1 cm** y energías de:



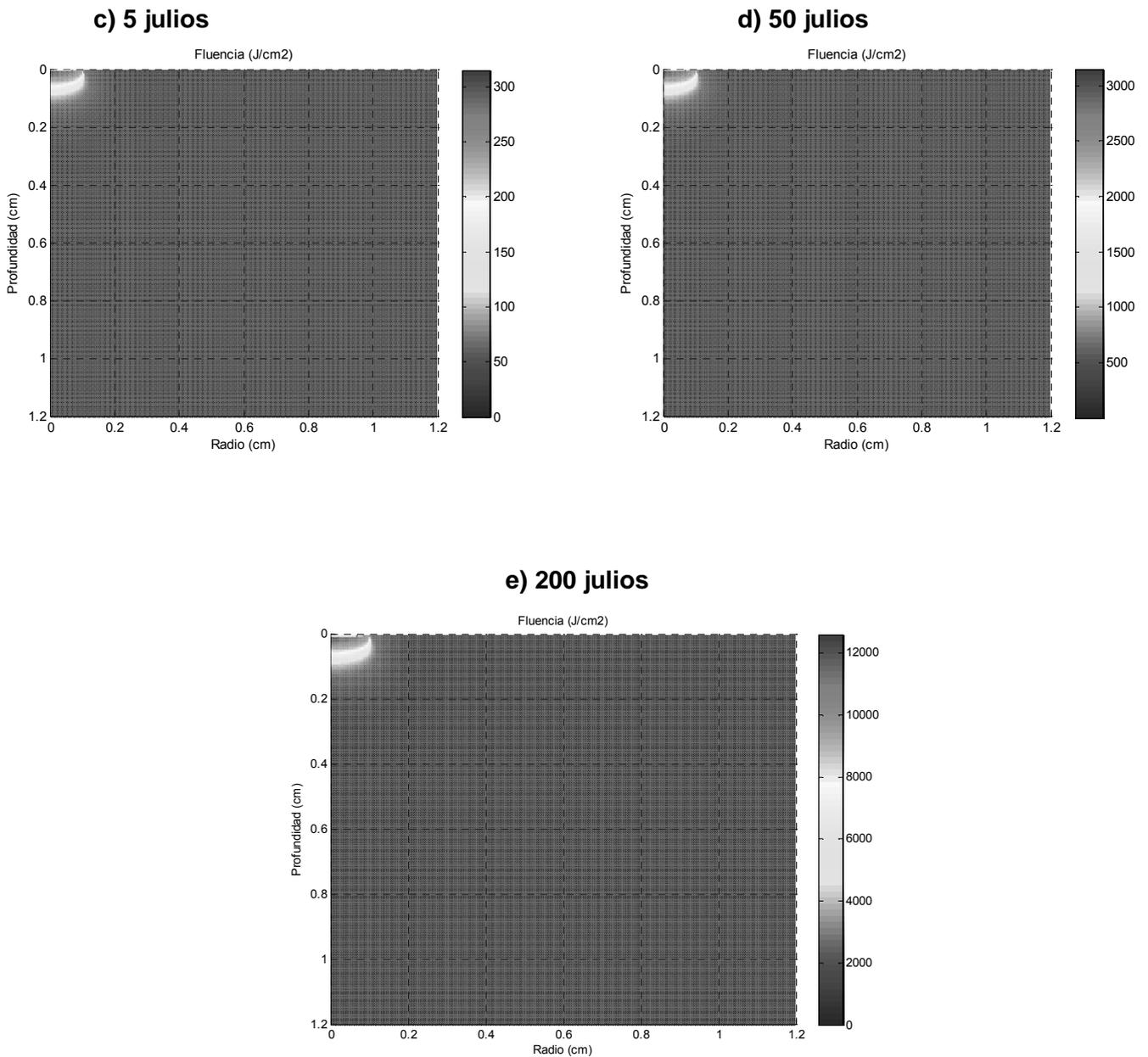


Fig 6.6: Gráficas de fluencia con radio de haz 0.1cm  
(a,b,c,d,e)

Se puede observar que, para un **mismo radio de haz**, al aumentar la energía incidente la tasa de fluencia aumenta considerablemente, superando los 5 julios/cm<sup>2</sup> de umbral de ablación de colon para todos los casos de energía de haz evaluados excepto el primer caso, cuyo radio de haz es de 0,5 cm y con la aplicación de 1,5 julios de energía.

En el caso de que incidamos con la **misma energía** pero con radios de haz distintos, en mi caso de 0.5, 0.3, 0.1 cm, la tasa de fluencia aumentará al disminuir el radio ya que habrá mayor concentración de la luz en el tejido.

Seguidamente, hemos normalizado la escala de las gráficas para poder ver las diferencias de fluencia de manera más visual al introducir diversos radios y energías de haz. Para normalizar la escala de las gráficas hemos clasificado las energías aplicadas por grupos, el de las energías más altas, el de las energías medias, y el de las energías más bajas. Se normaliza al máximo de fluencia de cada grupo, siendo los resultados de fluencia más significativos en el caso del grupo de energías más altas y de radios menores:

### **GRUPO DE ENERGÍAS ALTAS (200 Julios)**

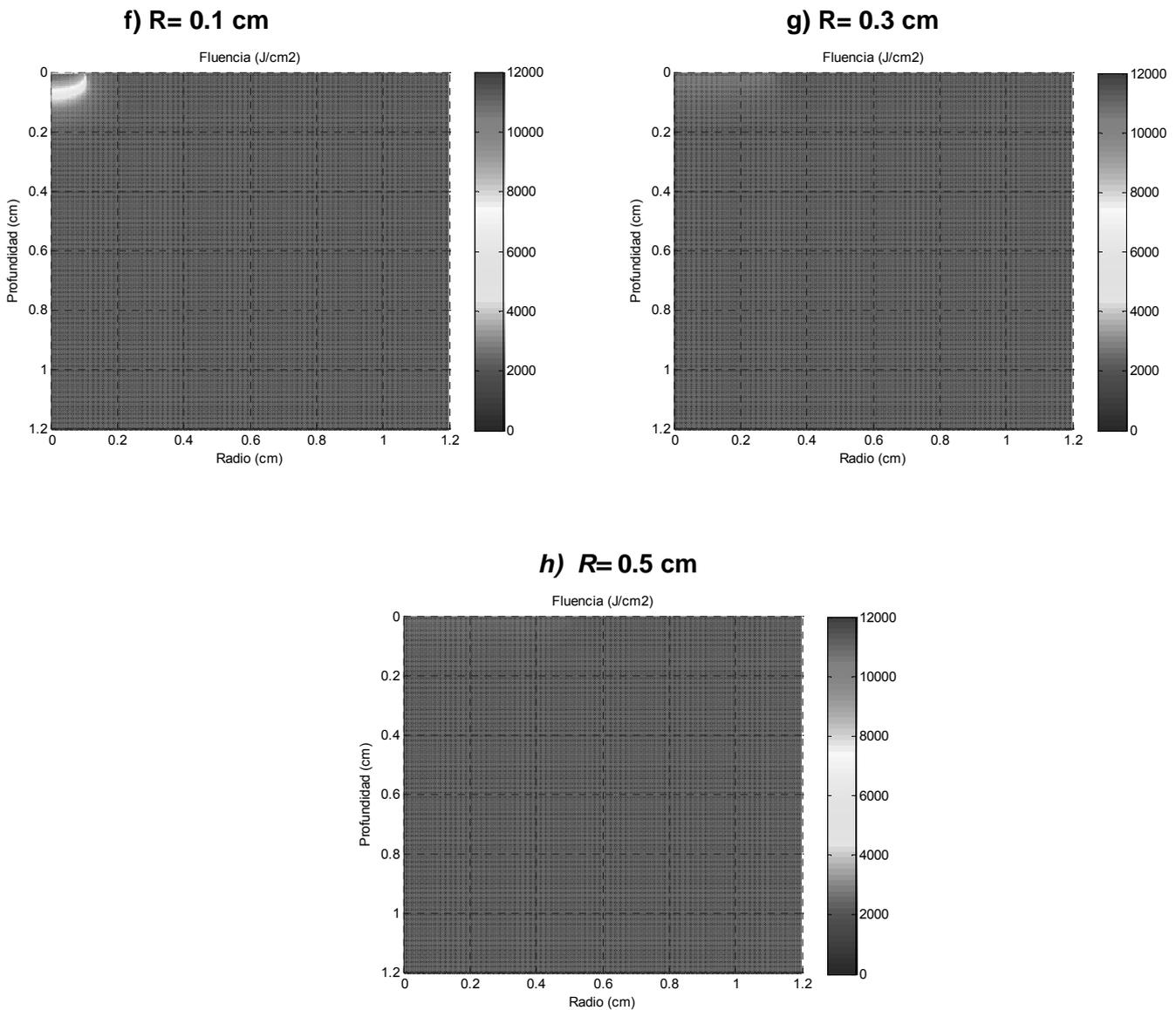


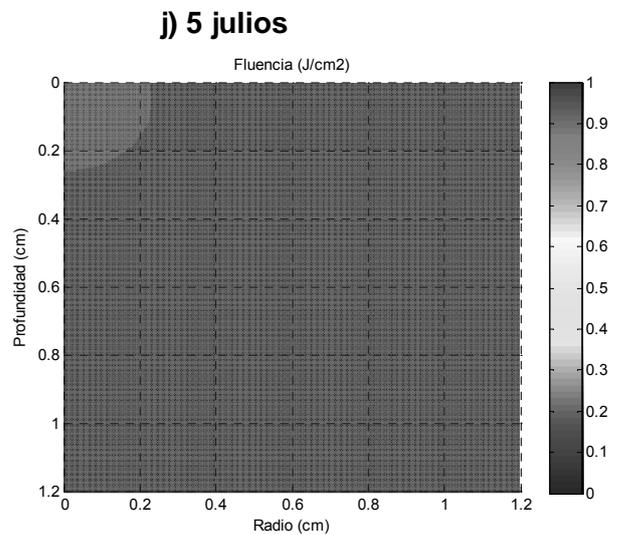
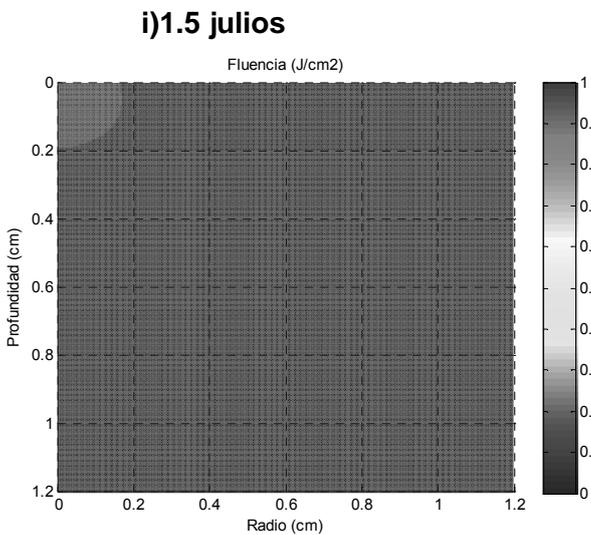
Fig 6.7: Gráficas de fluencia con energía de 200 Julios

(f,g,h)

Se visualiza claramente que, en los distintos grupos de energías, para **menores radios de haz y energías incidentes mayores** la tasa de **fluencia** será **máxima**, concentrándose la luz en el tejido y superando los 5 julios/cm<sup>2</sup> de umbral de ablación de colon para poder eliminar el tejido anómalo. La luz, para radios de haz mayores, se distribuye más por la superficie sin profundizar de manera significativa por el tejido.

Finalmente, se representa la tasa de fluencia frente a profundidad y radio, pero en estas gráficas se indica de manera explícita el límite de ablación de colon, es decir, si superas el umbral se pinta un tono rojo cuya representación corresponde a 1 y sino se pinta un tono azul que corresponde a un 0. Los resultados con menores radios de haz y mayores energías son los más significativos, como se puede observar posteriormente.

Con radios de haz de **0.1 cm** y energía láser de:



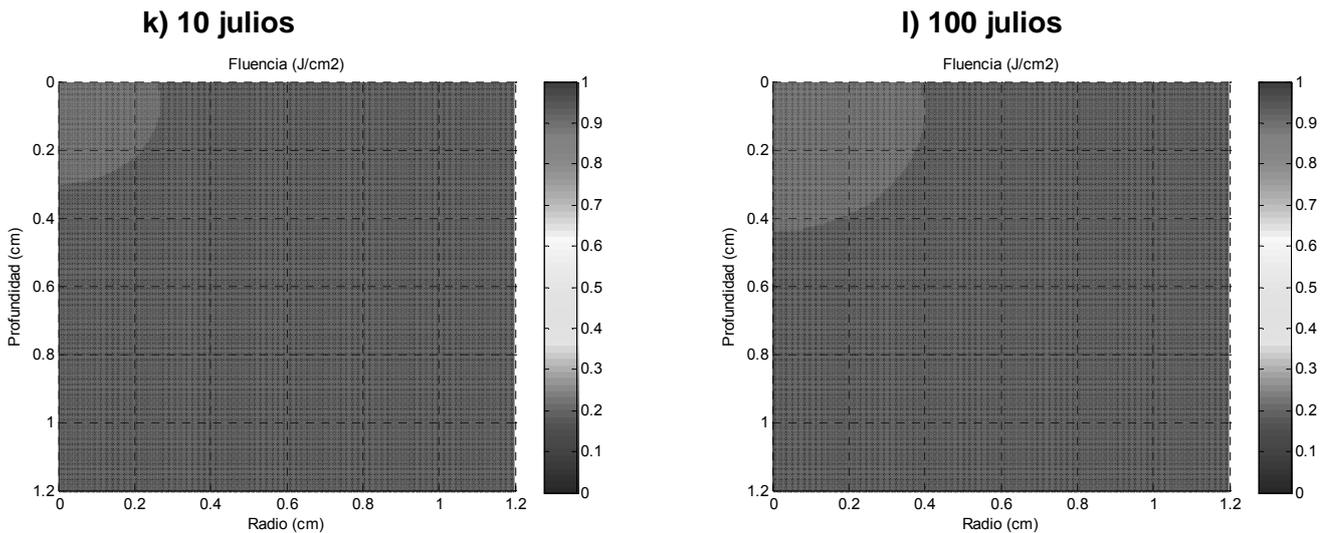


Fig 6.8: Gráficas que indican límite de ablación con radio de haz 0.1cm

(i,j,k,l)

Resulta evidente que, para un **mismo radio de haz**, al aumentar la energía incidente, la tasa de fluencia supera el umbral de ablación de colon, aumentando la región que representa el tono rojo y creciendo la profundidad de manera proporcional, es decir, la luz llega a capas más internas existiendo mayor profundidad de penetración. En el caso de que incidamos con la **misma energía** pero con radios de haz distintos, a medida que disminuye el radio de haz, la tasa de fluencia supera el umbral de ablación de colon en mayor medida, profundizando más por el interior del tejido.

Se comprueba que para menores radios de haz láser y mayores energías existirá una tasa de fluencia máxima. Esto es debido a que existe un aumento en la concentración de luz, pudiendo a su vez penetrar de manera más interna por el tejido anómalo.

## 6.7 RELACIÓN CON LA FIBRA ÓPTICA

Para poder incidir luz y poder eliminar el tejido anómalo de colon con los radios anteriormente mencionados, se debe colocar la fibra óptica a una cierta **distancia** de la superficie a iluminar.

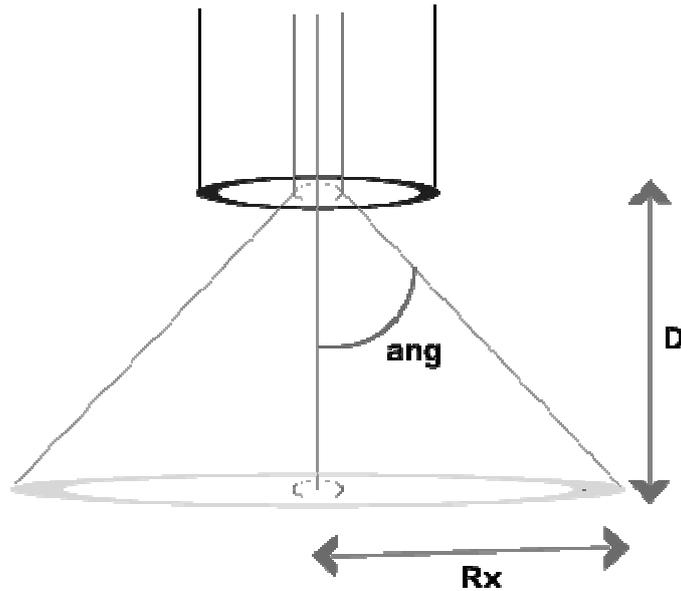


Fig 6.9: Salida de la luz de la fibra óptica.

Teóricamente la luz sale a través del núcleo de la fibra óptica en forma de cono, el llamado cono de aceptación o apertura numérica, pudiéndose hallar de manera muy sencilla con los índices de refracción del núcleo y cubierta de la fibra elegida.

Posteriormente tras realizar unos cálculos trigonométricos básicos podemos hallar la distancia a la que colocamos la fibra con distintos radios.

Se ha elegido una **fibra óptica de gran núcleo**, una fibra multimodo de salto de índice con diámetro del núcleo de 400 micras y diámetro de la cubierta de 500 micras.

El índice de refracción del núcleo es de 1,48 y el de la cubierta de 1,45. La atenuación y dispersión no serán parámetros importantes puesto que son fibras de pequeñas longitudes, es decir, serían más significativos para sistemas de comunicaciones ópticas de grandes distancias.

Teniendo en cuenta estos detalles y que los radios requeridos Rx son de 0.1, 0.3 y 0.5 cm, calculamos la distancia de esta manera:

Siendo  $\theta = \text{ang}$  y  $n_0 = 1$ , índice de refracción del aire:

$$AN = \sqrt{n_n^2 - n_c^2} = n_0 \cdot \text{sen}\theta \quad (6.1)$$

$$AN = \sqrt{1.48^2 - 1.45^2} = 0.2964$$

$$\text{sen}\theta = 0.2964 \rightarrow \theta = \text{arcsen}0.2964 = 0.30\text{rad}$$

$$\text{tg}\theta = \frac{Rx - r_n}{D} \rightarrow D = \frac{Rx - r_n}{\text{tg}\theta} \quad (6.2)$$

$$\text{CASO}_1 \_ Rx = 0.1\text{cm} \rightarrow D = \frac{Rx - r_n}{\text{tg}\theta} = \frac{1000\mu\text{m} - 200\mu\text{m}}{0.3093} = 2586.48\mu\text{m} = 2.586\text{mm}$$

$$\text{CASO}_2 \_ Rx = 0.3\text{cm} \rightarrow D = \frac{Rx - r_n}{\text{tg}\theta} = \frac{3000\mu\text{m} - 200\mu\text{m}}{0.3093} = 9052.69\mu\text{m} = 9.052\text{mm}$$

$$\text{CASO}_3 \_ Rx = 0.5\text{cm} \rightarrow D = \frac{Rx - r_n}{\text{tg}\theta} = \frac{5000\mu\text{m} - 200\mu\text{m}}{0.3093} = 15518.91\mu\text{m} = 15.518\text{mm}$$

Con lo que determinamos que para un **mayor radio** de incidencia de luz se necesitará colocar la fibra óptica a una **mayor distancia** de la superficie a iluminar.

## 6.8 CONCLUSIONES

El colon, una porción muy grande del intestino grueso, puede enfermar en etapas tempranas como pólipos colonoscópicos y en etapas tardías como cáncer colorrectal. Existen diversas soluciones para ambos padecimientos pero, en fases iniciales, cuando se diagnostican pólipos la solución menos agresiva viene determinada por la utilización de un láser a través de una fibra óptica eliminando la zona afectada.

Al emitir luz a través de una fibra óptica para poder eliminar un pólipo de colon, es necesario medir una serie de parámetros específicos, tales como la fluencia en el tejido, cuya tasa aumenta o disminuye en función del radio y de la energía del haz incidente.

Se observa que, para un mismo radio de haz, al aumentar la energía incidente, la tasa de fluencia aumenta pudiendo superar el umbral de ablación de colon, siendo éste de 5 J/cm<sup>2</sup>. En el caso de que incidamos con la misma energía pero con radios de haz distintos, a medida que disminuye el radio de haz, la tasa de fluencia crece debido a la concentración de luz en el tejido, pudiendo superar el umbral de manera más probable.

Finalmente, hay que tener en cuenta la fibra óptica y la salida de la luz de la misma, que tendrá forma de cono, y así poder hallar la distancia a la que hay que colocar la fibra para obtener el radio deseado de incidencia de luz en el tejido. Se concluye con que para un mayor radio de incidencia tendremos que colocar la fibra óptica a mayor distancia del tejido.

# CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES FINALES

Las propiedades ópticas de los tejidos más importantes son las propiedades de difusión y las de absorción, siendo la ventana terapéutica, un rango de longitudes de onda muy importante en el transporte de luz, puesto que la luz es absorbida de manera mínima y la penetración en el tejido es máxima llegando a capas más internas de tejido. Existen diversos estudios acerca de las interacciones de la luz con el tejido dependiendo de si el medio presenta mayor o menor difusión. Cuando se produce un choque de la luz con un tejido que presenta gran difusión, los fotones se difunden, los cuales son utilizados para proporcionar información adicional sobre la estructura de los tejidos. En las interacciones térmicas, la absorción de la luz en el tejido produce calor y el tejido se puede dañar por el aumento de temperatura. Los mecanismos de interacción que se producen tras incidir la luz del láser en un tejido biológico son varios: fotoquímicos, térmicos, fotoablación, fotodisrupción y ablación inducida por plasma. Su clasificación depende fundamentalmente de la potencia aplicada y del tiempo de exposición. A mayor tiempo de exposición y mayor potencia aplicada el daño del tejido será mayor.

Los láseres se clasifican en tres tipos; de estado sólido, líquido y gaseoso. Frente al láser sólido, el láser líquido presenta ciertas ventajas como menor coste, mejor sustitución por deterioro, mejor enfriamiento, mayor densidad de partículas activadoras, entre otros beneficios. El láser gaseoso tiene mucha utilidad debido a su eficacia destacando el láser de CO<sub>2</sub>, utilizado para cortar tejidos si se emite de manera continua y para conseguir el efecto de vaporización de tejidos si su emisión es pulsada.

El láser en medicina tiene múltiples aplicaciones. En dermatología se han logrado múltiples mejoras. En resurfacing se ha conseguido con la combinación de láseres de Erblio (Er: YAG) y de CO<sub>2</sub>, una ideal vaporización con ablación limpia de la epidermis y poder obtener resultados duraderos. Para lesiones vasculares se usan láseres de onda continua como el láser de Co<sub>2</sub>, el láser de argón, láseres de vapor de cobre, láser de kriptón. En fotodepilación, los distintos sistemas que se utilizan son los láseres de rubí, láseres de diodo, láseres de Alejandrita, láseres de Nd: YAG e IPL. La TFD también es muy útil si se utiliza conjuntamente con IPL para tratamientos cosméticos como el rejuvenecimiento. En el campo de la endoscopia hay dos aplicaciones muy importantes, los láseres para diagnóstico y los láseres para destrucción de tejidos insanos.

El láser elegido para nuestra aplicación ha sido el Nd: YAG con longitud de onda de 1.06 micras puesto que las capas internas de tejido de colon absorben la luz a esa longitud, produciendo un aumento de temperatura y una vaporización sin una coagulación profunda, lo cual es determinante para una eliminación de pólipos colonoscópicos.

En cuanto al canal, la fibra óptica es un medio de transmisión de gran velocidad y con gran ancho de banda, que se usa con fines diagnósticos, terapéuticos y posoperatorios.

La fibra óptica es una parte fundamental de los endoscopios los cuales están formados, entre otros elementos, por un camino de iluminación y otro de captación de fibra óptica. La fibra óptica se transmite bajo el principio de reflexión total interna con el fin de que se confine la luz por el núcleo de la fibra.

En nuestra aplicación se utilizan fibras multimodo salto de índice de gran núcleo para poder soportar las potencias inyectadas y con longitudes de pequeños metros siendo irrelevante el factor de atenuación y dispersión.

El colon es una parte del intestino grueso que puede desarrollar pólipos colonoscópicos siendo la solución menos agresiva para su tratamiento la utilización de un láser a través de una fibra óptica eliminando la zona afectada sin dañar tejidos adyacentes. Al emitir luz a través de una fibra óptica para poder eliminar un pólipo de colon, es necesario medir una serie de parámetros específicos, tales como la fluencia en el tejido, cuya tasa aumenta o disminuye en función del radio y de la energía del haz incidente. Se determina que, para un mismo radio de haz, al aumentar la energía incidente, la tasa de fluencia aumenta pudiendo superar el umbral de ablación de colon, siendo éste de  $5 \text{ J/cm}^2$ . Si emitimos con la misma energía pero con radios de haz distintos, a medida que disminuye el radio de haz, la tasa de fluencia crece debido a la concentración de luz en el tejido, pudiendo superar el umbral de manera más probable. También es importante determinar a que distancia hay que colocar la fibra para obtener el radio deseado de incidencia de luz en el tejido. Demostramos que para un mayor radio de incidencia tenemos que colocar la fibra óptica a mayor distancia del tejido a iluminar.

## REFERENCIAS

- [CIS08]** J.L. Cisneros, F.M. Camacho, M.A. Trelles, "Láser en dermatología y dermoscosmética", Grupo Aula Médica, 2008.
- [URS03]** Urs Utzinger, Rebecca R. Richards-Kortum, "Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy" *Journal of Biomedical Optics* 8(1), 121–147 (January 2003)
- [MAR04]** Markolf H. Niemz. "Laser-Tissue Interactions" *Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering* 2004.
- [LAV10]** A. Lavín "Efectos de las nanopartículas sobre radiación óptica en TFD" Proyecto fin de Carrera.
- [ZOR06]** P. Zorrilla "Estudio y diseño de endoscopios para aplicaciones biomédicas" Proyecto fin de Carrera, 2006.
- [KEI00]** Gerd Keiser, "Optical Fiber Communications", 3rd. Edition, McGraw-Hill International Editions, Electrical Engineering. Series, USA, 2000
- [FAN2009]** F. Fanjul Vélez, O. G. Romanov, J. L. Arce Diego, "Efficient 3D numerical approach for temperature prediction in laser irradiated biological tissues". *Computers in Biology and Medicine*, pp. 810-817, (2009).
- [JUN05]** Junqueira, L. C. and Carneiro, J., [Histología básica], Masson, Barcelona (2005).
- [NIE04]** Niemz, Markolf H., [Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications], Springer (2004).
- [SAL2012a]** I. Salas-García, F. Fanjul-Vélez, J. L. Arce-Diego, "Influence of the human skin tumor type in Photodynamic Therapy analysed by a predictive model", *International Journal of Photoenergy*, pp. 1-9, (2012).
- [SAL2012b]** I. Salas-García, F. Fanjul-Vélez, J. L. Arce-Diego, Photosensitizer absorption coefficient modelling and necrosis prediction during photodynamic therapy, *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, pp. 79-86, (2012)

- [VOD03] Vo-Dinh, T., [Biomedical Photonics Handbook], CRC Press, Boca Raton (2003).
- [ALL05] [http://www.atdermae.com/pdfs/atd\\_29\\_01\\_01.pdf](http://www.atdermae.com/pdfs/atd_29_01_01.pdf)
- [BAR02] <http://www.depeca.uah.es/depeca/repositorio/assignaturas/5/Laserterapia.pdf>
- [RIN05] <http://bioingenieria.net78.net/documentos/otros/endoscopia.pdf>
- [HIS14] [http://www.olympuslatinoamerica.com/spanish/ola\\_aboutolympus\\_endo\\_esp.asp](http://www.olympuslatinoamerica.com/spanish/ola_aboutolympus_endo_esp.asp)
- [WIKN13] [http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido\\_nervioso](http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido_nervioso)
- [WIKE13] [http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido\\_epitelial](http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido_epitelial)
- [WIKM13] [http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido\\_muscular](http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido_muscular)
- [WIKC13] [http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido\\_conectivo](http://es.wikipedia.org/wiki/Tejido_conectivo)
- [TEJ01] [http://www.herrera.unt.edu.ar/bioingenieria/temas\\_inves/oseo/pagina1.htm](http://www.herrera.unt.edu.ar/bioingenieria/temas_inves/oseo/pagina1.htm)
- [LAS02] [http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/105/htm/sec\\_7.htm](http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/105/htm/sec_7.htm)
- [GIL06] <http://www.actasdermo.org/es/terapia-fotodinamica-dermatologia/articulo/13086419/>
- [WIK14] [http://es.wikipedia.org/wiki/Fibra\\_óptica](http://es.wikipedia.org/wiki/Fibra_óptica)
- [CAN13] [http://grupos.unican.es/gif/co5/0708/CO5\\_0708\\_T3\\_Canal\\_1tpp\\_connotas.pdf](http://grupos.unican.es/gif/co5/0708/CO5_0708_T3_Canal_1tpp_connotas.pdf)
- [DOC14] <http://salud.doctissimo.es/>
- [NLM14] <http://www.nlm.nih.gov/>

**[COL14]** <http://www.cancer.org/espanol/cancer/colonyrecto/guiadetallada/cancer-colorrectal-treating-surgery>

**[INT14]** <http://definicion.de/colon/>