



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

TRANSMISION DE LA RADIACION DE UN LASER DE ARGON A TRAVES
DE FIBRAS OPTICAS PARA APLICACIONES EN MEDICINA

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
F I S I C O
PRESENTA

Jazmin Carranza Gallardo

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INTRODUCCION GENERAL.....	2
CAPITULO 1: FIBRAS OPTICAS Y LASERES	
1.1 INTRODUCCION.....	4
1.2 CLASIFICACION.....	6
1.3 ABERTURA NUMERICA.....	8
1.4 MODOS DE PROPAGACION EN UNA FIBRA OPTICA.....	10
1.5 PERDIDAS EN FIBRAS OPTICAS	
1.5.1 CLASIFICACION.....	15
1.5.2 PERDIDAS POR ABSORCION.....	16
1.5.3 PERDIDAS POR DISPERSION.....	16
1.6 CARACTERISTICAS DE LA EMISION LASER	
1.6.1 EMISION ESTIMULADA.....	19
1.6.2 MODOS DE EMISION DE UN LASER.....	21
1.6.3 TIPOS DE LASERES.....	23
1.7 EL LASER DE ARGON (Características de operación).....	25
CAPITULO 2: ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA	
2.1 INTRODUCCION.....	28
2.2 ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA	
2.2.1 SISTEMAS DE ACOPLAMIENTO LASER FIBRA OPTICA.....	29
2.2.2 PARAMETROS DE ACOPLAMIENTO LASER FIBRA OPTICA.....	32
2.3 PULIDO DE LAS FIBRAS OPTICAS.....	34
2.4 DETERMINACION DE LA ABERTURA NUMERICA DE LAS FIBRAS.....	40
2.5 DISEÑO DEL SISTEMA OPTICO	
2.5.1 ABERTURA NUMERICA DEL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO.....	48
2.5.2 EL ACOPLADOR.....	53
CAPITULO 3: CARACTERIZACION EXPERIMENTAL DEL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO	
3.1 INTRODUCCION.....	56
3.2 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL	
3.2.1 EQUIPO.....	57
3.2.2 ARREGLO EXPERIMENTAL.....	58
3.3 TABLAS DE RESULTADOS.....	60
3.4 RESULTADOS.....	70
CAPITULO 4: LOS LASERES Y LAS FIBRAS OPTICAS EN MEDICINA	
4.1 INTRODUCCION.....	73
4.2 INTERACCION LASER TEJIDO	
4.2.1 CLASIFICACION (Cuadro).....	75
4.2.2 EFECTOS TERMICOS.....	76
4.2.3 EFECTOS QUIMICOS.....	80
4.2.4 EFECTOS IONIZANTES: FOTODISRUPCION.....	84
4.2.5 EFECTOS FLUORESCENES.....	86
4.3 EL LASER EN EL TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES VASCULARES.....	87
CONCLUSIONES.....	92
APENDICES	
A: GLOSARIO DE TERMINOS TECNICOS.....	93
REFERENCIAS.....	96

Ya desde la antigüedad se tenía conocimiento de ciertos procesos que tienen lugar bajo los efectos de la radiación solar. Ciertamente, el problema de la interacción luz-tejido no es nuevo, ni se tienen respuestas del todo satisfactorias para él. Sin embargo, viene ahora a tomar gran importancia debido al desencadenamiento de ciertos fotoprocesos antes inaccesibles y potencialmente terapéuticos que se van a inducir con el uso de una nueva fuente de radiación: el laser.

A principios de los años sesentas se construye la primera de estas fuentes, un laser de Rubi emitiendo pulsos de milisegundos de duración, de color rojizo. En el presente se cuenta ya con láseres que emiten desde el infrarrojo hasta el ultravioleta (y se están desarrollando los láseres de Rx), y con potencias tan grandes como 1×10^{15} W.

Se pueden conseguir láseres cuya emisión sea en forma de un haz altamente colimado y continuo, así como pulsos con duraciones tan cortas como 10^{-15} segundos con grandes densidades de energía y emitiéndose a frecuencias de MHz o más.

Sumado a esto, en la década de los 70s se logran fabricar de manera tecnológicamente costeable delgados filamentos contruidos de vidrios de alta calidad con índices de refracción muy bien controlados, capaces de transmitir radiación luminosa: las fibras ópticas.

La transmisión de la emisión del laser a través de fibras ópticas, aunado a toda una variedad de procesos radiativos no ionizantes ya conocidos, y a las técnicas de cateterismo ha revolucionado totalmente la medicina de ésta década. Prácticamente no hay rama de ella en la que el laser no este teniendo uso clínico, o éste se encuentre en alguna fase experimental por lo menos.

Sin embargo, los aspectos teóricos de la bioestimulación laser y los problemas de instrumentación adecuada no han sido del todo resueltos.

Es dentro de éste contexto que se realiza el presente trabajo. Esta tesis ha sido elaborada como parte del proyecto "Aplicaciones de los láseres de argón" del laboratorio de óptica aplicada del Centro de Instrumentos de la UNAM. El objetivo de ella ha sido el de transmitir la radiación emitida por un láser de argón de mediana potencia (< 10 W) a través de fibras ópticas con diámetros $< 600 \mu\text{m}$, de manera que la emisión obtenida al final del sistema sea de utilidad en una aplicación médica específica a mediano plazo.

El abordaje de éste problema involucra entonces la parte de instrumentación propiamente dicha, y la de las potenciales aplicaciones de la emisión laser, y de esa manera se ha desarrollado la presente tesis.

La teoría básica sobre la estructura, propiedades de transmisión de las fibras ópticas, así como sus pérdidas se encuentran en el capítulo 1. En el se discuten también las características generales de la emisión laser, y se presenta una clasificación de los principales tipos de láseres de uso médico.

Otro objetivo importante fue el de proponer un sistema de transmisión de la radiación emitida por el laser de manera que se tenga el mínimo de pérdidas, lo cual involucra el desarrollo de la teoría básica del problema del acoplamiento laser fibra óptica, la caracterización de las fibras y el proponer y construir el prototipo de uno de tales acopladores.

En el capítulo 2 se presenta el procedimiento experimental llevado a cabo en el laboratorio para el pulido de las fibras ópticas, así como la caracterización de las propiedades de emisión tanto de la fibras como del laser. Se describe también el diseño del acoplador que finalmente se construyó.

Con el acoplador construido se consiguió efectivamente transmitir la radiación del laser. Los detalles de los resultados obtenidos y las limitaciones del diseño se presentan en el capítulo 3.

En el capítulo 4 se presenta una recopilación y resumen de varios trabajos concernientes a las aplicaciones médicas de los láseres. La finalidad de ello es la de dar un panorama general del estado de aplicación de los láseres en medicina, para ubicar en que campo específico puede ser utilizada la emisión del laser de argón transmitida a través de fibras ópticas. Como podrá verse en la sección 4.3, en la rama de cardiología el laser de argón es particularmente útil (aunque el es también ampliamente utilizado en otras áreas como la oftalmología por ejemplo, pero operando a potencias < 500 mW).

En éste capítulo se discute también el proceso de la interacción de la radiación laser con tejidos vivos y se propone una clasificación de los diferentes fotoprocesos que se pueden desencadenar en tal interacción.

Debido a que una motivación importante de éste trabajo ha sido la de servir de primer enlace para el trabajo interdisciplinario de las aplicaciones médicas del laser de argón, el ha sido escrito en un lenguaje que es accesible a todos los involucrados en el problema¹.

¹ Se incluye un apéndice con los principales términos técnicos manejados en el texto.

FIBRAS OPTICAS Y LASERES

1.1 INTRODUCCION

Es conocido que materiales transparentes tales como cilindros de vidrio son capaces de transmitir luz por múltiples reflexiones internas a lo largo de sus paredes. Este mismo fenómeno provee la base para la transmisión de luz a través de las fibras ópticas.

Una fibra óptica consta simplemente de una varilla de vidrio transparente cubierta con un revestimiento de un material con una densidad óptica mayor. Esta configuración de las fibras ópticas va a permitir que la luz viaje en ellas con la mínima atenuación y sin salirse de las mismas. Por ello es común referirse a las fibras ópticas como guías de onda ópticas.

El medio transparente del cual está constituido el centro de la fibra es conocido como el núcleo (y es por donde viaja la luz), rodeándolo se tiene el revestimiento sin el cual se perdería el efecto de guía de onda. Sobre el conjunto núcleo/revestimiento se aplica una fina capa de plástico que sirve como protección.



Fig 1.1

Las propiedades ópticas de las fibras muy delgadas (con un diámetro del núcleo $< 50 \mu\text{m}$) deberían ser tratadas en el contexto de la óptica física, debido a que para esas dimensiones los efectos de difracción comienzan a ser importantes. Tales fibras delgadas podrían por lo tanto ser analizadas como guías de onda dieléctricas en las cuales se propagarían solamente ciertos modos permitidos¹.

Los modos propagados van a depender de los parámetros de la fibra, del medio entorno (envoltura aislante) y la frecuencia de la luz incidente. Cada modo satisface las ecuaciones de Maxwell y ciertas condiciones de frontera determinadas por la geometría y características de la fibra.

En la mayoría de las aplicaciones, donde la fibra es muy grande (con núcleos entre 50 y $1000 \mu\text{m}$) comparada con la longitud de onda de la luz, se pueden guiar muchos modos a la vez (fibras ópticas multimodales) pero, debido a la inevitable superposición, las características distintivas de cada modo individual se pierden, teniéndose como resultado una iluminación uniforme en la cara de salida de la fibra. Bajo estas condiciones, la mayoría de las propiedades de las fibras ópticas multimodo pueden ser descritas en términos de óptica geométrica (Marcuse 1981).

¹ Un modo es una cierta distribución del campo electromagnético en la forma en que se propaga en la fibra, se discuten más ampliamente en 1.4.

Originalmente, la teoría de las ondas electromagnéticas guiadas fué desarrollada para guías de onda metálicas (conductoras), sin embargo, los principales resultados obtenidos en éstos tratamientos pueden usarse también en guías de onda dieléctricas.

En una guía de onda metálica, las ondas electromagnéticas son reflejadas en las paredes altamente conductoras, mientras que en las fibras, la propagación de la onda está gobernada por la reflexión total interna en la interface entre dos dieléctricos con diferente índice de refracción.

En principio, las condiciones para que se dé la reflexión total interna existen en cualquier interface entre dos medios dieléctricos que tengan diferente índice de refracción (entre vidrio y aire por ejemplo). y en éstos términos una simple fibra de vidrio puede transmitir efectivamente.

En la práctica se encuentra que sin embargo, pequeños defectos de contaminación por grasa, polvo, etc. sobre la superficie de la fibra, interfieren con el fenómeno de reflexión total al absorber o dispersar una fracción de la luz incidente. Así, se ha encontrado que las fibras sin revestimiento pierden rápidamente su eficiencia de transmisión debido a la contaminación.

Cuando fue posible adecuar las capas protectoras para proteger a las fibras de contaminaciones con el exterior, ellas presentaron un nuevo inconveniente debido al ligamento que existía entre una fibra y otra al estar en contacto varias de ellas dentro de un cable.

A manera de prevenir el ligamento entre fibras, se propuso revestirlas con una capa metálica altamente reflectora, pero la absorción de la luz por el metal en cada reflexión interna destruía virtualmente la eficiencia de transmisión de las fibras.

Sólo con el uso de revestimientos de dieléctricos transparentes de bajo índice de refracción se pudo evitar el cruzamiento y lograr una alta transmisión. Inicialmente, capas orgánicas y revestimientos de silicio químicamente depositados fueron utilizados con éste propósito. Posteriormente una técnica para revestir fibras con capas de vidrio de menor índice de refracción fué desarrollada y es la que se utiliza hoy en día en forma generalizada. El uso de vidrio con revestimiento no sólo produce una fibra con propiedades ópticas superiores, sino que permite unir las por simple fusión.

Las fibras ópticas con revestimiento son también construidas con combinaciones de plásticos orgánicos. Las fibras plásticas tienen gran flexibilidad y son menos frágiles que las fibras de vidrio, pero ellas no pueden ser utilizadas a las altas temperaturas que se requieren en muchas de las aplicaciones. Sin embargo ellas son eficientes en telecomunicaciones, transmisión de datos en sistemas de cómputo o para iluminación.

En éste primer capítulo se discuten los principales parámetros que caracterizan a una fibra óptica, su clasificación y una descripción de los modos de propagación de la radiación electromagnética. En la sección 1.6 se trata sobre las propiedades de emisión de los láseres, atendiendo especialmente a sus características que resultan de interés para las aplicaciones médicas, y, finalmente, en la sección 1.7 se habla más en particular del laser de argón, que es con el que se contó para la realización del presente trabajo.

1.2 CLASIFICACION DE LAS FIBRAS OPTICAS

Estructuralmente hablando, la fibra óptica más sencilla es la fibra de índice por pasos. En ésta fibra el índice de refracción del núcleo n_c , es constante y es mayor que el del revestimiento n , teniéndose un salto abrupto en el índice de refracción en la frontera entre el núcleo y el revestimiento.

La figura 1.2 muestra una gráfica del perfil del índice de refracción para una fibra de índice por pasos en función de la distancia radial r a partir del eje de la fibra. La notación que se utiliza en todo el texto para los índices es la que se menciona en el párrafo anterior.

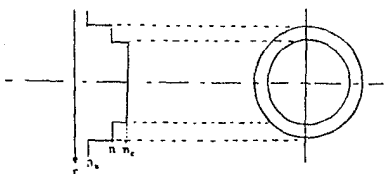


fig 1.2

PERFIL DEL INDICE DE REFRACCION PARA UNA FIBRA DE INDICE POR PASOS

El propósito del revestimiento es, reforzar al núcleo; reducir las pérdidas por dispersión debido a discontinuidades dieléctricas y proteger al núcleo de superficies absorbentes contaminantes con las cuales pudiera estar en contacto.

En la mayoría de las fibras la discontinuidad en el índice de refracción en la frontera núcleo/revestimiento es de un porcentaje pequeño, es decir:

$$\left. \begin{array}{l} n_c = n(1 + \Delta) \\ \Delta \ll 1 \end{array} \right\} \begin{array}{l} n_c = \text{índice de refracción del núcleo} \\ n = \text{índice de refracción del revestimiento} \end{array} \quad \dots\dots(1.1)$$

Otro tipo de fibras ópticas son aquellas en las que el índice de refracción varía gradualmente (fibras de índice de gradiente) conforme aumenta la distancia al eje, esta variación tiene una forma parecida a un perfil parabólico simétricamente desde el centro del núcleo.

$$n_c = n(r) = n \left[1 + \Delta \left(\frac{r}{a} \right)^\alpha \right] \quad \text{para } 0 \leq r \leq a \quad \dots\dots(1.2)$$

donde

r = distancia radial
 a = radio del núcleo

El parámetro α es característico de las impurezas del perfil. Para una fibra de índice por pasos $\alpha = \infty$ para $r < a$; y $\alpha = 0$ para $r > a$; para un perfil parabólico $\alpha = 2$.

La variación del índice de refracción entonces como función de su distancia al centro de la fibra de índice de gradiente tiene una forma como la mostrada en la figura siguiente.

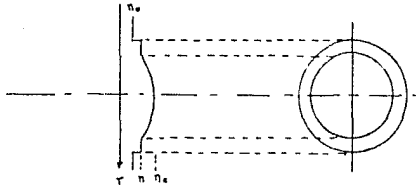


fig 1.3

PERFIL DEL INDICE DE REFRACCION DE UNA FIBRA OPTICA DE GRADIENTE

Al pensar en las fibras ópticas como guías de ondas electromagnéticas se les puede clasificar en dos clases en base a sus propiedades modales:

- i). fibras ópticas unimodo...[UM]: solo es posible un modo de propagación
- ii) fibras ópticas multimodo. [MM]: son guiados muchos modos

Las fibras ópticas multimodo existen en los dos tipos, con índice por pasos y de índice gradual. En la sección 1.4 se discutirán las propiedades modales de las fibras.

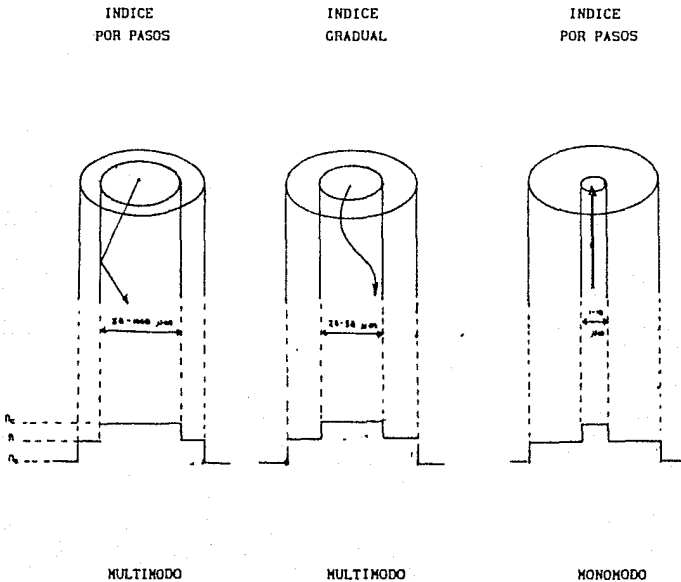


fig 1.4

1.3 ABERTURA NUMÉRICA

De la ley de Snell² se deduce que en la interface núcleo-revestimiento, la luz se reflejará internamente para todos los ángulos de incidencia que sean mayores que el ángulo crítico ϕ_c :

$$\phi_c = \text{sen}^{-1}(n/n_c) \dots\dots\dots (1.3)$$

donde n = índice de refracción del revestimiento
 n_c = índice de refracción del núcleo

En ausencia de absorción en cualquiera de los medios esta reflexión es teóricamente perfecta.

De todos los rayos que inciden en una fibra, sólo aquellos que al llegar a la interface núcleo revestimiento incidan con un ángulo mayor que el crítico sufrirán reflexión total interna, teniéndose como resultado que sólo una fracción de la luz proveniente de la fuente sea introducida efectivamente dentro de la fibra para su transmisión.

Analizemos el caso de un rayo meridional (aquel que pasa por el centro de la fibra) incidiendo en una fibra óptica de índice por pasos, el cual proviene de un medio de índice n_o y forma un ángulo α con el eje.

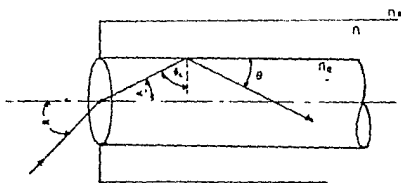


Fig 1.5

Este rayo es refractado en la primera interface y será totalmente reflejado en las paredes de la fibra sólo si el ángulo de incidencia en la interface núcleo-revestimiento es mayor que el ángulo crítico: ϕ_c .

El máximo valor de α para el cual el rayo será totalmente reflejado puede ser derivado de la ley de Snell. Haciendo referencia a la geometría de la figura anterior:

$$\left. \begin{aligned} n_o \text{ sen } \alpha &= n_c \text{ sen } \alpha' \\ &= n_c \text{ cos } \phi_c \\ &= n_c (1 - \text{sen}^2 \phi_c)^{1/2} \\ &= n_c \left[1 - \left(\frac{n}{n_c} \right)^2 \right]^{1/2} \\ &= [n_c^2 - n^2]^{1/2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1.4)$$

² La ley de Snell es la ley básica que gobierna la refracción que sufre la luz al incidir en la frontera entre dos medios (interface). Para la geometría de la figura 1.5 esta dada como:

$$n_o \text{ sen } \alpha = n_c \text{ sen } \alpha'$$

Por analogía con las lentes, el término $(n_0 \sin \alpha)$ es llamado la abertura numérica de la fibra NA, y como en el caso de las lentes ópticas, es una medida de la potencia de concentración de la luz. Estrictamente hablando esta expresión se aplica solamente a los rayos meridionales y a una fibra óptica ideal, en este sentido en ocasiones se refiere a esta medida como la abertura numérica "nominal" o meridional.

ABERTURA NUMERICA: $NA = (n_c^2 - n^2)^{1/2} \dots \dots \dots (1.5)$

Los rayos fuera de eje que incidan en la fibra con un ángulo mayor que α pueden aún ser transmitidos describiendo una sección circular viajando en una trayectoria tridimensional (los rayos meridionales se propagan en un plano).

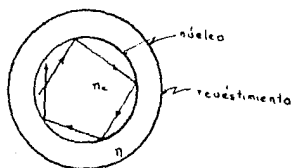


fig 1.6

La gráfica siguiente muestra la contribución de los rayos fuera de eje a la transmisión en una fibra óptica de sección perfectamente circular (Walter 1967).

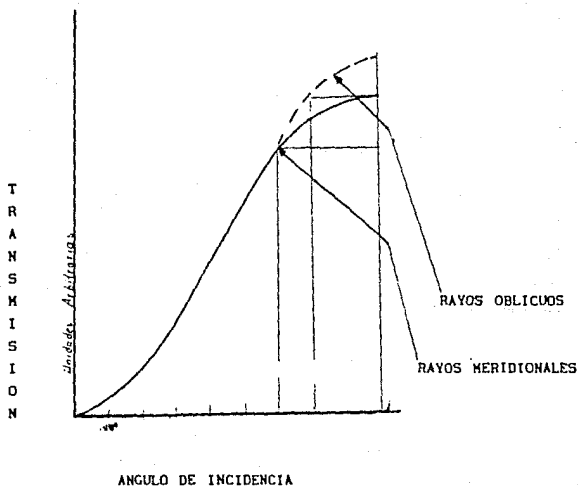


fig 1.7

En la práctica uno encuentra que el ángulo de incidencia límite α no queda completamente determinado en una fibra dada, debido a la presencia de difracción e irregularidades en las paredes, que tienden a reducir la NA. Un inadecuado aislamiento entre núcleo-revestimiento también puede reducir la NA.

El intervalo de los posibles valores de la NA esta solamente limitado por los materiales de los cuales pueden construirse las fibras. En el caso de fibras con núcleo-revestimiento de vidrio-vidrio este intervalo es considerable. Seleccionando varios pares de vidrios es posible tener casi cualquier valor de la NA arriba de 1.4.

Desafortunadamente no todos los pares de vidrios pueden ser seleccionados arbitrariamente, dado que se deben considerar otros factores, incluyendo las compatibilidades químicas y térmicas, estabilidad y absorción óptica.

1.4 MODOS DE PROPAGACION EN UNA FIBRA OPTICA

Las fibras ópticas son básicamente guías de onda para la radiación electromagnética y las frecuencias ópticas. Aunque en principio, la radiación transmitida siempre consiste de un número discreto de modos de onda guiados, los distintos patrones modales solamente pueden ser observados en fibras muy pequeñas (del orden de 1 a 50 μm) o bajo condiciones de iluminación especiales.

En un dieléctrico como nuestra fibra, sólo aquellos rayos, para los que las dimensiones transversales de la fibra es una cavidad resonante es a los que se les permite transmitirse.

De esta manera hay un número finito de modos transversos que pueden propagarse. Para un dieléctrico extremadamente delgado (1 a 2 μm de ancho) sólo un simple modo transverso puede propagarse y el dieléctrico entonces es llamado un dieléctrico unimodo; los dieléctricos que pueden sostener mayor número de modos de vibración son llamados multimodales.

El tratamiento de los posibles modos que pueden propagarse en una fibra óptica es bastante complejo debido a que la distribución del campo (eléctrico o magnético) no está totalmente confinada en el núcleo de la fibra, y se necesitan dos conjuntos separados de soluciones de las ecuaciones del campo: uno para el núcleo y otro para el revestimiento.

Debido a su caracter electromagnético, las ondas propagándose a lo largo de una fibra óptica deben de satisfacer las ecuaciones de Maxwell³, que al ser planteadas para la geometría de las fibras ópticas (cilindros de dos dieléctricos⁴ distintos) proporcionan una ecuación diferencial para la onda que ha de propagarse ψ , conocida como la ecuación de Helmholtz:

$$\frac{d^2\psi}{d\rho^2} + \frac{1}{\rho} \frac{d\psi}{d\rho} + \frac{1}{\rho^2} \frac{d^2\psi}{d^2\phi} + [k^2 - \beta^2]\psi = 0 \dots\dots\dots (1.6)$$

donde

- ρ = parametrización del radio de la fibra
- ψ = función de onda propagándose
- k_c = vector de onda en el núcleo ($k_c = (2\pi/\lambda_0)n_c$)
- ϕ = ángulo azimutal
- β = vector de onda a lo largo del cilindro (eje z)
- k = vector de onda en el revestimiento ($k = (2\pi/\lambda_0)n$)

³ Las ecuaciones de Maxwell son un conjunto de 4 ecuaciones que describen completamente el acoplamiento de los campos eléctricos y magnéticos en el tiempo y espacio.

⁴ Dieléctrico: material aislante

El sistema considerado consiste de una fibra óptica con núcleo de radio a , e índice de refracción n_c ; el revestimiento se supone con grosor infinito e índice de refracción n . Con éstas suposiciones, la constante de propagación de la onda β , de un modo guiado dentro del núcleo, deberá satisfacer:

$$n k \leq \beta \leq n_c k \quad \dots\dots\dots(1.7)$$

Asumiendo una función de onda solución de la forma:

$$\psi = A F(\rho) e^{i\nu\phi} \quad \dots\dots\dots(1.8)$$

Se puede realizar la separación de variables de la ecuación 1.6 obteniéndose la siguiente ecuación diferencial:

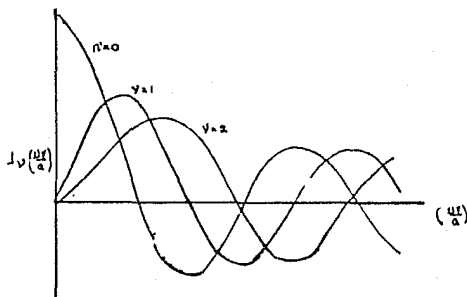
$$\frac{d^2 F}{d^2 \rho} + \frac{1}{\rho} \frac{dF}{d\rho} + (k_c^2 - \beta^2 - \nu^2/\rho^2) F = 0 \quad r < a \quad \dots\dots\dots(1.9)$$

$$\frac{d^2 F}{d^2 \rho} + \frac{1}{\rho} \frac{dF}{d\rho} + (k^2 - \beta^2 - \nu^2/\rho^2) F = 0 \quad r > a \quad \dots\dots\dots(1.10)$$

Las soluciones de 1.9 y 1.10 son las bien conocidas funciones cilíndricas. En el núcleo ($r < a$), la solución está dada por las funciones de Bessel de orden ν , dado que ella permanece finita en el origen ($r = 0$), las soluciones para el núcleo entonces estarán dadas como:

$$\psi(\rho) = J_\nu \left(\frac{\mu r}{a} \right) e^{i\nu\phi} \quad r < a \quad \dots\dots\dots(1.11)$$

las funciones de Bessel para los tres primeros órdenes se muestran en la figura siguiente:



VARIACION DE LA FUNCION DE BESSEL $J_\nu(\)$ PARA LOS 3 PRIMEROS ORDENES Fig 1.8

⁵ "Infinito" comparado con las dimensiones del núcleo

En el revestimiento, se quiere que conforme $r \rightarrow \infty$, la solución tienda a cero, lo cual nos lleva a que las soluciones en esta región están dadas por la función modificada de Hankel BK_ν :

$$\psi(\rho) = B K_\nu \left(\frac{\omega r}{a} \right) e^{i\nu\phi} \quad r > a \quad \dots\dots\dots(1.12)$$

donde se ha definido:

$$u^2 = (k_c^2 - \beta^2) a^2 \quad \dots\dots\dots(1.13)$$

$$\omega^2 = (\beta^2 - k^2) a^2 \quad \dots\dots\dots(1.14)$$

La solución general esta dada por la suma de estas funciones. El número total de funciones va a depender del diámetro de la fibra, la longitud de onda de la radiación incidente y los índices de refracción del núcleo y el revestimiento.

De las definiciones de u y ω (1.13 y 1.14) se tiene que:

$$u^2 + \omega^2 = \left(\frac{2\pi a}{\lambda_0} \right)^2 [n_c^2 - n^2] \cong V^2 \quad \dots\dots\dots(1.15)$$

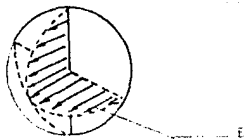
o en términos de la abertura numérica, dada por la expresión 1.5:

$$V = (2\pi a/\lambda_0) NA \quad \dots\dots\dots(1.16)$$

El número V así definido es una constante y es una característica de las propiedades inherentes de la fibra (n_c es el índice de refracción del núcleo y n es el índice de refracción del revestimiento). Físicamente éste parámetro va a estar relacionado con el número de modos permitidos en la fibra. Se puede demostrar (Giallorenzi 1978) que para una fibra óptica de índice por pasos el número de modos guiados está dado por:

$$N \cong V^2/2 \cong (k a n_c)^2 \Delta \quad \dots\dots\dots(1.17)$$

Dado que las funciones de Bessel tienen una infinidad de soluciones, para obtener una solución particular es necesario hacer el análisis de las condiciones a la frontera. Para $\nu=0$, se obtienen modos polarizados (direccionalizados) ya sea que el campo eléctrico esté dirigido transversalmente al eje de transmisión (conocidos como modos TE), o que el campo magnético sea el que tenga esta propiedad (modos TM), éstos modos tienen simetría radial.



MODOS TRANSVERSALES DE PROPAGACION EN UNA FIBRA OPTICA: TM_{11} fig 1.9

Las flechas representan la dirección de oscilación del campo eléctrico, el cual está en la dirección axial, por lo tanto el campo magnético (perpendicular siempre al eléctrico) debe estar en la dirección transversal.

Cuando $\nu \neq 0$, los modos propagados son más complicados, que los modos TE o TM, son modos híbridos que contienen componentes a lo largo de los ejes x, y y z (ó ρ, ϕ, z), denotados como modos HE_{mn} y EH_{mn} dependiendo de cual sea el campo dominante el magnético o el eléctrico. Se ha cambiado de variable: $m \equiv \nu$, y el subíndice n aparece debido a que J_ν es oscilatorio, y existe un número máximo de raíces radiales de N (de acuerdo a la ecuación 1.15) para las cuales $B_{\nu', N+1} < kc$.

Cuando se resuelven las ecuaciones del campo electromagnético para las condiciones de reflexión total interna se obtienen las ecuaciones de Fresnel, y se encuentra que para que se satisfagan las condiciones de continuidad de los campos eléctrico y magnético en la frontera núcleo-revestimiento, se requiere que exista un campo transversal propagándose a lo largo del revestimiento, el cual decae exponencialmente.

La división de la potencia óptica P entre un núcleo con índice $(n + \Delta n)$ y diámetro a, y un revestimiento de índice de refracción n es directamente proporcional a la longitud de onda λ , e inversamente proporcional al radio del núcleo por una función de la forma (Gentile 1979):

$$\frac{P_{\text{revestimiento}}}{P_{\text{núcleo}}} \propto \frac{\lambda}{a} \frac{1}{[n\Delta n]^{1/2}} \dots\dots\dots (1.18)$$

La campana que se muestra en la figura es una distribución de potencia típica en una fibra con revestimiento:

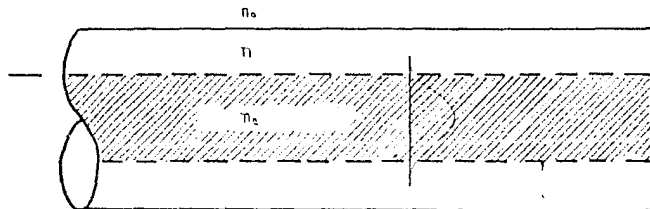


fig 1.10

Ahora bien, un modo se considera que es desligado cuando el campo en el revestimiento cesa, esto es, se desvanece completamente (Cherín 1985), separándose de la fibra, emitiendo radiación. La frecuencia del modo para la cual esta condición se cumple es conocida como la frecuencia de corte, la cual va a depender de las características de la fibra, esencialmente del radio y de Δn .

La tabla siguiente muestra las soluciones que se obtienen para diferentes valores de ν , en el núcleo (Lisitsa 1972). En ella puede verse la relación entre las soluciones en términos de funciones de Bessel y la notación para los modos propagados como EH_{mn} (o HE_{mn}).

TABLA I.1

SOLUCION DE LA ECUACION DE LA GUIA DE ONDA
PARA LONGITUDES CERCANAS A LA FRECUENCIA DE CORTE

n	PRIMERA SOLUCION		SEGUNDA SOLUCION	
	FORMA DE LA SOLUCION	MODO	FORMA DE LA SOLUCION	MODO
$n = 0$	$J_0(s) = 0$	TH_{0m}	$J_0(s) = 0$	TH_{0m}
$n = 1$	$J_1(s) = 0$	HE_{1m}	$J_1(s) = 0$	EH_{1m}
$n \geq 2$	$s \frac{J_{n-2}(s)}{J_{n-1}(s)}$	HE_{nm}	$J_n(s) = 0$	EH_{nm}

donde $s = \mu r/a$

SOLUCION DE LA ECUACION DE LA GUIA DE ONDA
PARA LONGITUDES DE ONDA LEJANAS A LA FRECUENCIA DE CORTE

n	PRIMERA SOLUCION		SEGUNDA SOLUCION	
	FORMA DE LA SOLUCION	MODO	FORMA DE LA SOLUCION	MODO
$n = 0$	$J_1(s) = 0$	TH_{0m}	$J_1(s) = 0$	TE_{0m}
$n \geq 1$	$J_{n-1}(s) = 0$	HE_{nm}	$J_{n+1}(s) = 0$	EH_{nm}

Es importante hacer notar que debido a que los rayos que viajan en el revestimiento son más rápidos que los que viajan en el núcleo, el tiempo requerido para que un rayo no paralelo al eje llegue al final de la fibra es reducido y se produce el efecto conocido como dispersión modal.

Debido a que este retraso depende principalmente de la diferencia de índices entre núcleo y revestimiento, es deseable tener esta diferencia lo más pequeña posible. Sin embargo, esto limitaría el ángulo crítico, y por lo tanto la apertura numérica de la fibra.

Los tiempos de retraso para fibras ópticas de índice por pasos típicas son del orden de 20 ns/km (Wolf 1979). En una fibra óptica de índice gradual el perfil del índice puede optimizarse para lograr que la dispersión modal se reduzca por un factor de 25 comparado con las fibras de índice por pasos, obteniéndose un retraso máximo de 1 ns/km.

1.5 PERDIDAS EN FIBRAS OPTICAS

1.5.1 CLASIFICACION

Las pérdidas en una fibra óptica son un parámetro muy importante a considerar siempre que se trata de sus aplicaciones, debido a que ellas nos denotan determinan que cantidad de la potencia introducida inicialmente en la fibra, es la que se obtiene efectivamente a la salida. Las pérdidas en las fibras ópticas están dadas en decibelios⁶ y se definen como sigue:

$$\text{PERDIDAS (dB): } P \cong 10 \log_{10} (I_1/I_0) \dots\dots\dots (1.19)$$

donde I_1/I_0 es la razón entre las potencia de salida y entrada en la fibra.

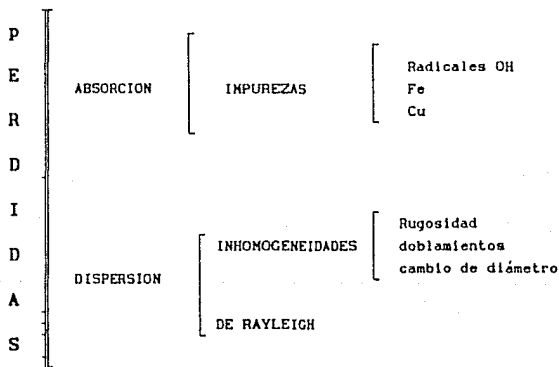
Los vidrios ópticos de calidad tienen pérdidas del orden de 1000 dB/km (Marcuse, 1981) lo cual significa que $P_1/P_0=10^{-100}$ resultando tecnológicamente imprácticos para utilizarlos como transmisores de señales a grandes distancias.

Con el advenimiento de las fibras ópticas, ya para los años 70, las pérdidas en ellas eran del orden de 20dB/km, en el presente se han logrado obtener pérdidas de décimas de decibel lo cual resulta altamente atractivo para usarlas en el campo de comunicaciones donde estan teniendo gran repercusión.

Al estudiar las pérdidas en una fibra óptica, hay que tomar en cuenta dos características importantes de ella: la absorción y la dispersión.

El cuadro siguiente muestra una clasificación de las pérdidas en éstos dos grupos principales, y las divisiones de cada uno de ellos.

TABLA 1.2 PERDIDAS EN FIBRAS OPTICAS (CLASIFICACION)



⁶ Es frecuente encontrar como unidades de medida al decibel. El Bel es una medida relativa. Se define convencionalmente una intensidad I_0 y se dice que una medida es de 1 Bel, si es 10 veces mas intensa que la intensidad I_0 . Esto da al Bel la posibilidad de establecer una escala logarítmica de intensidades. El decibel ($1/10$ Bel = 1 dB) corresponde a un incremento de intensidad por un factor de $10^{0.1} \cong 1.26$

1.5.2 PERDIDAS POR ABSORCION

Las pérdidas por absorción son generalmente debidas a impurezas iónicas, principalmente de metales de transición y radicales OH que estan asociados con la presencia de agua en el vidrio.

Aunque un vidrio de alta pureza generalmente es transparente en la región del visible, la presencia de iones de metales de transición (tales como Fe, Cu, Co, Ni) introduce niveles de energia que pueden absorber fotones. De éste modo, es deseable reducir el contenido de metales en los vidrios.

Se tiene además absorción debido a que las vibraciones armónicas del OH (3er y 4to armónico) corresponden a una longitud de onda de 0.95 y 0.73 μm respectivamente, las cuales caen dentro del intervalo de aplicaciones de las fibras ópticas. Este tipo de absorción es importante en redes largas de fibras, por ejemplo, en fibras de silicio, la absorción vibracional del OH causa pérdidas de cerca de 1 dB/km (Wolf 1979) para una longitud de onda de 0.95 μm .

1.5.3 PERDIDAS POR DISPERSION

Las pérdidas por dispersión van a depender de las inhomogeneidades del material (rugosidad de las superficies, curvatura de la fibra, variación en la geometría).

Las pérdidas debidas a doblamientos en la fibra surgen del hecho de que las guías de onda dieléctricas no pueden transmitir energia electromagnética alrededor de un doblamiento sin pérdida de potencia por radiación. En la práctica, si el radio de curvatura del dobles es suficientemente grande (del orden de 100 veces el tamaño del núcleo de la fibra) éstas pérdidas pueden ser despreciadas. Sin embargo, en doblamientos abruptos las pérdidas llegan a ser grandes.

Una discusión formal de las pérdidas por doblamiento es difícil de tratar, pero el principio involucrado puede ser entendido con relativa facilidad atendiendo a consideraciones sobre propagación de los frentes de onda.

Cuando una onda electromagnética se propaga en una fibra óptica, siempre existe una porción de la energia que viaja fuera de la región del núcleo. Lejos de la frecuencia de corte, la fracción de energia que se encuentra transmitiéndose fuera del núcleo puede ser pequeña, pero esta presente no obstante.

El campo fuera del núcleo está decayendo exponencialmente en la dirección transversal al eje de la guía. Conforme la fibra es doblada los planos de fase constante tienden a asumir una forma tal que la velocidad de los frentes de onda se incrementa en proporción directa con su distancia al centro de curvatura (Arnaud 1976).

Se puede trazar el movimiento de los frentes de onda como si ellos fueran pivoteados desde el centro de curvatura C, y rotarían alrededor de él. Esta distribución se muestra esquemáticamente en la figura siguiente.

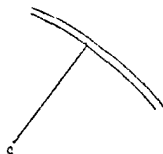


Fig 1.11

Al irse incrementando la velocidad de los frentes conforme se alejan de C, se tiene que para una distancia crítica, ésta velocidad iguala a la velocidad de las ondas planas en el medio fuera de la guía.

En este punto, el campo exponencialmente decayendo sería obligado a viajar a una velocidad mayor que su velocidad particular en el medio dado, y el "salva" éste obstáculo separándose del campo del núcleo, emitiendo radiación.

La dispersión de Rayleigh es otro importante mecanismo de pérdidas, y es un efecto intrínseco que no puede ser afectado por el tratamiento del material. Es originado por fluctuaciones en la densidad atómica del material y por impurezas intencionalmente introducidas: ambos efectos producen una variación en el índice de refracción.

El origen de la dispersión de Rayleigh se deriva del hecho de que el material de que está constituido la fibra está compuesto de átomos y moléculas que le dan una apariencia granular a escala microscópica. Cuando el tamaño de las partículas es más pequeño que la longitud de onda de las partículas, es cuando se tiene la dispersión de Rayleigh. En éste proceso, cada partícula o molécula absorbe la energía luminosa y luego la reemite en todas direcciones.

La dispersión de Rayleigh varía de manera inversamente proporcional a la cuarta potencia de la longitud de onda, de modo que es sólo significativa en el rango ultravioleta y rápidamente decrece conforme se incrementa la longitud de onda.

La gráfica de la página siguiente muestra un panorama general del espectro de absorción del vidrio en función de la longitud de onda en el intervalo 0.1 a 100 μ m.

PERDIDAS EN FIBRAS OPTICAS

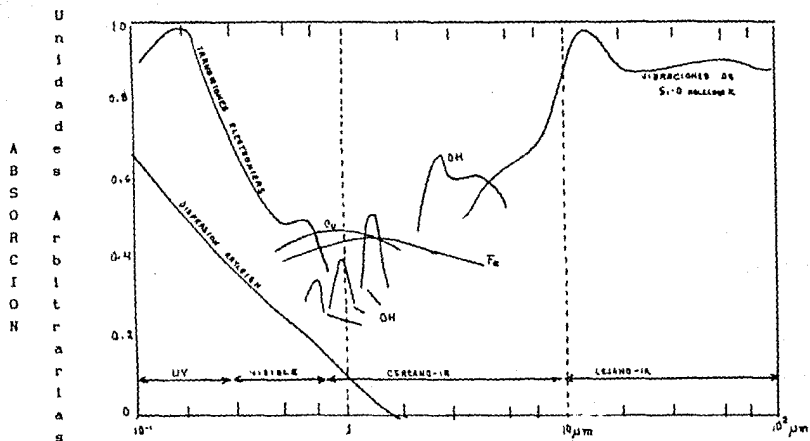


Fig 1.12

» LA ABSORCIÓN EN LA REGIÓN DEL ULTRAVIOLETA ES ESENCIALMENTE CAUSADA POR TRANSICIONES ELECTRONICAS

» LA DISPERSIÓN DE RAYLEIGH, DEBIDO A QUE DEPENDE DE λ^{-4} DECAE RÁPIDAMENTE CONFORME LA LONGITUD DE ONDA AUMENTA.

» EN EL LEJANO INFRARROJO, LAS VIBRACIONES DE LAS MOLECULAS DE Si-O SON DOMINANTES.

» EN EL CERCANO INFRARROJO LAS PERDIDAS DEBIDO A IMPUREZAS SON LAS MAS IMPORTANTES.

1.6 CARACTERISTICAS DE LA EMISION LASER

1.6.1 EMISION ESTIMULADA

La emisión LASER (acrónimo de "light amplification by stimulated emission of radiation") está basada en el principio relativamente sencillo de la emisión estimulada. Átomos, moléculas o iones contenidos en una cavidad óptica laser pueden ser excitados por la absorción de energía térmica, eléctrica o radiante. Los átomos que se hallan en estados excitados de energía regresan a su estado base cediendo fotones, cuya energía está dada por la fórmula de Bohr⁷:

$$h\nu = \text{Energía del estado inicial} - \text{Energía del estado final}$$

En 1919, Einstein en su artículo sobre la radiación del cuerpo negro señalaba que, la emisión de un fotón, por átomos en un estado excitado, se puede incrementar o ESTIMULAR cuando un átomo excitado es golpeado por un cuanto de luz de la misma energía. El diagrama siguiente es un esquema que intenta representar éste proceso.

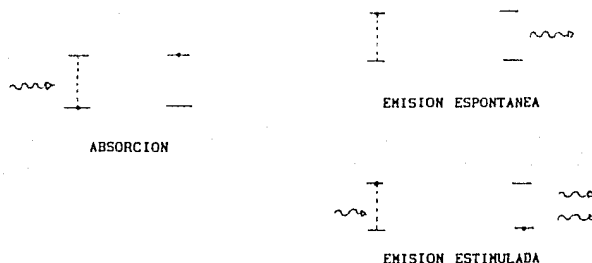


fig 1.13

De este modo, la EMISION ESTIMULADA significa que, debido a la llegada en mayor número de cuantos procedentes de átomos que están en cierto estado excitado, el tiempo medio que éstos átomos pasan en éste estado ha disminuido.

Ya que el fotón estimulador no es absorbido por éste proceso, habrá dos fotones que dejen el átomo excitado. Ambos fotones viajarán en la misma dirección del fotón original, y, serán coherentes por estar en fase y tener la misma frecuencia.

Estos dos fotones pueden estimular otros átomos excitados, y eventualmente se producirá una avalancha de cuantos coherentes.

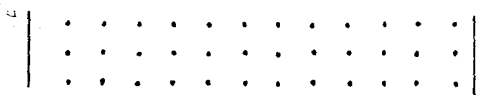
Si se puede mantener un número suficiente de átomos en el estado excitado apropiado (Inversión de población), y si pueden encontrarse suficientes cuantos de frecuencia apropiada para producir la emisión estimulada en un tiempo muy corto (lo cual es la función de la cavidad óptica), se producirá una "ráfaga" de cuantos coherentes.

En principio ésta emisión espontánea será radiada en todas direcciones, y mucho de ella se disipará eventualmente en forma de calor. Sin embargo, un pequeño porcentaje de fotones estimulados viajará a lo largo del eje de la cavidad óptica colisionando con átomos excitados en su camino, éstas colisiones producirán fotones viajando en la misma dirección y de la misma frecuencia. La cantidad de fotones obtenidos de ésta manera (y por lo tanto la ener-

⁷ h es la constante de Planck, y ν es la frecuencia de la radiación emitida

gía dentro de la cavidad) se amplificará por múltiples reflexiones entre los espejos paralelos colocados en cada extremo de la cavidad.

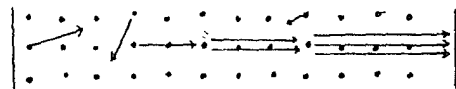
Seleccionado que el espejo frontal tenga una reflectividad un poco menor del 100%, se permite escapar a una cierta cantidad de energía de la cavidad. Esta energía, el haz laser, es una emisión de radiación altamente monocromática y colimada. El proceso anterior es representado en la figura siguiente:



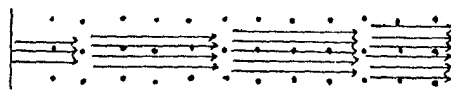
MOLECULAS EN ESTADO FUNDAMENTAL



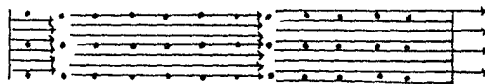
MOLECULAS EXCITADAS Y EMITIENDO ESPONTANEAMENTE



UN FOTON CHOCA CON UNA MOLECULA EXCITADA ESTIMULANDO OTRO FOTON CON LAS MISMAS PROPIEDADES DEL FOTON INCIDENTE



LA EMISION ESTIMULADA PROSIGUE



AQUELLOS FOTONES PARALELOS AL EJE DEL TUBO SE REFLEJAN ENTRE LOS ESPEJOS ESTIMULANDO UNA REACCION EN CADENA DE FOTONES EMITIDOS (ESTIMULADOS)

Fig 1.14

Así, los constituyentes básicos de todo laser van a ser: el medio activo, que proporciona átomos, iones o moléculas que han de producir la amplificación de la radiación, una fuente de energía para excitar al medio activo, y, un resonador o cavidad óptica para facilitar la retroalimentación de la luz que se amplifica.

La figura 1.15 es un esquema donde se muestran éstos elementos para un laser que utiliza como medio activo un gas ionizado de argón.

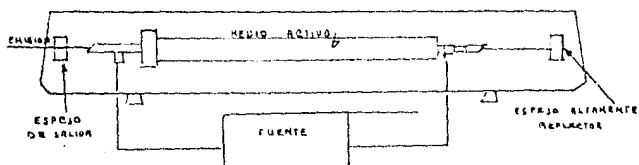


fig 1.15

No todas las sustancias pueden ser utilizadas como medio activo de un laser, debido a que ellas deben de ser fácilmente excitables para que sea posible alcanzar en ellas la inversión de población.

La cavidad óptica determina todas las características de emisión del haz laser, excepto la longitud de onda. En el laser de argón la cavidad está formada por un tubo de vidrio resistente al calor y en cada extremo tiene un espejo alineado respecto al eje con gran precisión.

Uno de los espejos es 100% reflectante (para las longitudes de onda de transición del argón, en éste caso), mientras que el otro refleja solo un porcentaje de la luz incidente.

1.6.2 MODOS DE EMISION DE UN LASER

a) Modos Axiales

Los dos espejos de la cavidad laser forman una cavidad resonante y la radiación electromagnética se sostiene oscilando entre los espejos de la misma forma que las ondas generadas por las vibraciones de una cuerda estirada. Para que una onda se mantenga en ella debe satisfacerse la condición siguiente:

$$n \frac{\lambda}{2} = L \quad (1.20)$$

o en términos de su frecuencia:

$$\nu = \frac{n c}{2L} \quad (1.21)$$

donde L es la separación entre los espejos (o longitud de la cavidad) y n es un número entero. Cada valor de n que satisfaga la ecuación 1.20 define un modo axial (o longitudinal) de la cavidad.

De la ecuación 1.21 podemos ver que la frecuencia de separación entre dos modos adyacentes ($\Delta n = 1$) esta dada por:

$$\Delta \nu = \frac{c}{2L} \quad (1.22)$$

Los modos de oscilación de un laser consistirán entonces en un gran número de frecuencias, cada una dada por la ecuación 1.20 y separadas por una distancia $c/2L$.

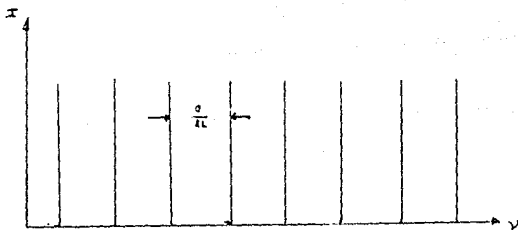


Fig 1.16

Se debe tener en cuenta que, aunque todos los enteros n dan posibles modos axiales de la cavidad, sólo aquellos que caen dentro de la curva de ganancia o líneas de transición del laser, serán los que efectivamente oscilen.

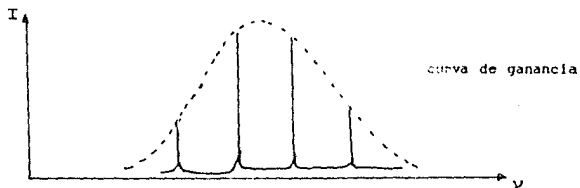


Fig 1.17

Todos los modos axiales contribuyen a formar "una mancha simple" de luz a la salida del laser, mientras que los modos transversos darán lugar a "un patrón de manchas" en la salida.

b) Modos Transversales

Los modos transversales están formados por ondas planas viajando axialmente a lo largo de la cavidad laser sobre una línea que une los centros de los espejos. Para cualquier cavidad laser real probablemente habrá ondas las cuales estén viajando justo fuera del eje, las cuales se reforzarán ellas mismas después de cubrir una trayectoria cerrada como se muestra en la figura siguiente:

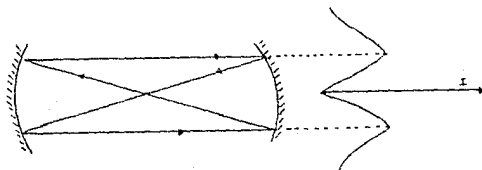


Fig 1.18

Estas daran lugar a modos resonantes, pero debido a que tienen las componentes del campo electromagnético transversalmente a la dirección axial, ellas se denominan como modos electromagnéticos transversos (TEM).

Los TEM estan caracterizados por dos enteros p y q, de tal manera que p da el número de mínimos que el haz tiene al ser barrido horizontalmente, y q da el número de mínimos que se tienen al examinar verticalmente.

El modo TEM₀₁ mostrado en la figura anterior obviamente sólo oscilará si la abertura de la cavidad es suficientemente grande. Este y otros órdenes mayores pueden ser eliminados por estrechar la cavidad laser dejando justo para la oscilación del modo TEM₀₀.

El modo TEM₀₀ es generalmente llamado el modo unifase dado que todas las partes del modo estan efectivamente en fase: lo cual no es el caso en modos mayores. Consecuentemente, un laser operando sólo en modo TEM₀₀ tendrá una gran pureza espectral y un alto grado de coherencia^B.

1.6.3 TIPOS DE LASERES

Se pueden proponer diferentes clasificaciones de los láseres (Hecht Jeff 1986) atendiendo a su modo de emisión (pulsada o continua), medio activo que usan, longitud de onda en la que operan, tipo de bombeo que utilizan, potencias de emisión que se obtienen, o en cuanto a sus áreas de aplicación.

La siguiente clasificación es en cuanto al medio activo utilizado para la emisión laser.

TABLA 1.3
CLASIFICACION DE LOS LASERES
(Por su medio activo)

	ejemplo						
ESTADO SOLIDO No conductores	Ruby, Nd:YAG						
SEMICONDUCTORES	Arseniuro de Ga						
LASERES GASEOSOS	<table border="1"> <tr> <td>ATOMICOS</td> <td>He-Ne</td> </tr> <tr> <td>IONICOS</td> <td>Ar, Kr, Xe</td> </tr> <tr> <td>MOLECULARES</td> <td>Excímeros, CO₂, N₂</td> </tr> </table>	ATOMICOS	He-Ne	IONICOS	Ar, Kr, Xe	MOLECULARES	Excímeros, CO ₂ , N ₂
ATOMICOS	He-Ne						
IONICOS	Ar, Kr, Xe						
MOLECULARES	Excímeros, CO ₂ , N ₂						
LASERES LIQUIDOS	Dye						

Los láseres de ESTADO SOLIDO son aquellos en los cuales el medio activo consiste de iones que están distribuidos dentro de un cristal (sólido) en forma de barra. Estos contaminantes presentes en el sólido son excitados por una fuente de luz intensa de destellos. Un sistema de enfriamiento por agua controla la temperatura de la barra y de la lámpara de destellos.

^B Ver apéndice A para una discusión de las propiedades de coherencia

Estos cristales deben de ser transparentes para las longitudes de onda usadas en el bombeo óptico, y además buenos conductores del calor. Cristales comunmente usados son el rubí sintético, el neodimio:vidrio (Nd:vidrio) y el neodimio:itrio-aluminio-granate (Nd:YAG).

En el laser SEMICONDUCTOR es una unión del tipo p-n la que provee el medio activo. La operación de un diodo laser es explicada en términos de la física de los semiconductores⁹. Dentro de todos los láseres pueden llegar a ser los más baratos (pueden costar hasta unos cuantos dolares), así como los más limitados en cuanto a frecuencias de emisión. Esencialmente emiten en el infrarrojo lejano y cercano. Tienen una gran divergencia en el haz de salida, entre 10° y 40° .

Los láseres de GAS son el tipo de laser más usado, y cubren practicamente todo el espectro de longitudes de onda. Como puede verse en la tabla I.3 los hay de tres tipos.

Los láseres ATOMICOS son aquellos en los cuales las transiciones son entre niveles de energía atómicos. El más común y económico de los láseres de éste tipo es el de He-Ne emitiendo en el visible (la línea roja de 632.8 nm).

Básicamente un laser de He-Ne consta de un tubo sellado lleno de una mezcla de helio y neón a una presión total del orden de un torr. La energía la provee una descarga eléctrica de unos cuantos miliamperes a través del tubo laser. Los electrones pasan a través del medio colisionando con los átomos de helio y neón, los cuales son excitados. Los átomos más abundantes son los de helio, los cuales colectan la mayor parte de la energía, y la transfieren a los átomos de neón, quienes tienen estados excitados de energía cercana. Los átomos de neón pierden entonces su excitación emitiendo.

El tubo está provisto de un par de espejos que forman la cavidad resonante.

En un laser IONICO el medio activo es un gas raro (Ar. Kr. Xe) el cual ha sido ionizado por haber perdido electrones, para formar un ión positivo, por aplicar descargas de corriente alta (15 a 50 Amp) en el medio activo. Se pueden mezlar dos gases raros obteniéndose láseres que emiten en las líneas espectrales de ambos iones. El más común de los láseres iónicos es el de argón, pero de él hablaremos más ampliamente en la sección siguiente.

En los láseres MOLECULARES los niveles de energía están provistos por la cuantización de la energía de vibración y de rotación de las moléculas constituyentes del gas. El más común laser de éste tipo es el de CO₂. También se encuentra dentro de éste tipo el laser de nitrógeno, en el cual el nivel superior tiene un tiempo de vida menor que el nivel inferior, por lo tanto, la inversión de población y la acción laser sólo puede ser mantenida por unos pocos nanosegundos. Los láseres de EXCIMEROS (del inglés: excited dimer) tienen un estado excitado metaestable (o no tienen estado base como quiera verse) referido a una molécula que ha sido formada por la asociación de un átomo excitado (o molécula) con otro átomo (o molécula) el cual está en estado base.

⁹ Ver Jones 1987, o Hecht 1981 para mayores detalles acerca de éstos láseres.

Los láseres LÍQUIDOS son conocidos también con el nombre de láseres sintonizables, o láseres de colorante.

El medio activo en los láseres de colorante (DYE LASERS) es un colorante orgánico fluorescente, disuelto en un solvente líquido. Generalmente son bombeados ópticamente con otro láser. Las principales atracciones de los láseres de colorantes es que ellos son sintonizables en su longitud de onda y pueden ser pulsados produciendo pulsos muy cortos de pequeño ancho de banda. El colorante más usado para producir éstos láseres es la rodamina.

En la tabla siguiente se muestran los principales láseres utilizados en medicina, especificándose las potencias típicas y el modo en que se operan (pulsado o continuo: CW), a los cuales se hará referencia cuando se discutan las aplicaciones médicas de los láseres en el capítulo 4.

TABLA I.4 LASERES MAS USADOS EN MEDICINA

LASER	LONGITUD ONDA (nm)	POTENCIA TÍPICA	PRINCIPALES APLICACIONES
CO ₂	10600	10-100 W CW	Fotocoagulación vaporización cauterización
Nd:YAG	1060	< 100 W CW	Fotocoagulación
		< 100mJ Pulsado	Fotoablación
Rubi	694	> 5J Pulsado	Fotoablación
Argón	488-514	1 ~ 10 W CW	Fotocoagulación
De colorante	400-900	0.1-2 W CW	Terapia Fotodinámica
De excímeros	193,248		Fotoablación

1.7 EL LASER DE ARGON (Características de operación)

Como ya se mencionó en la introducción uno de los objetivos del presente trabajo es el de lograr la transmisión a través de fibras ópticas de la emisión del láser de argón con que se cuenta en el laboratorio de óptica del Centro de Instrumentos de la UNAM, por lo cual nos detendremos a hablar de él más ampliamente.

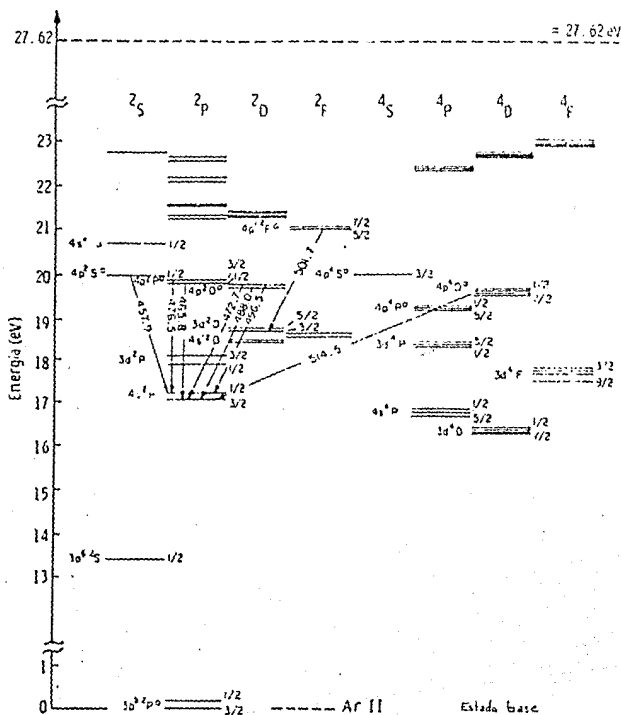
El láser utilizado fué un láser iónico de estado gaseoso (Control Laser 553A manufacturado en 1979), teniendo como medio activo argón ionizado.

El láser requiere para su operación de una alimentación de 280 V de corriente alterna a 60 Amp. Esta alimentación suministra una corriente a través del plasma en el tubo que sostiene un arco de descarga en el gas.

La descarga, ioniza los átomos del gas, los cuales son excitados debido a las múltiples colisiones que tienen con los electrones acelerados. La emisión estimulada que ocurre para los diferentes estados excitados del argón produce la acción láser, la cual es amplificada por la cavidad resonante que en éste caso consiste de dos espejos en los extremos del tubo.

El laser requiere de un sistema de enfriamiento por agua con un flujo de 8 lt/min, el cual fué provisto por un sistema de recirculación con una torre de enfriamiento (de la marca Perma Tower) y una bomba de 2 HP.

El diagrama de los niveles de energía donde se muestran las posibles transiciones del Ar II se muestra en la figura siguiente. Las longitudes de onda de emisión mas energéticas están en la región del espectro entre el verde y el violeta, con moderadas emisiones en la región ultravioleta. Las dos principales líneas de emisión son las de 488.0 nm (azul) y 514.5 nm (verde).



NIVELES DE ENERGIA DEL ION DE ARGON II.

Fig 1.19

La emisión obtenida a la salida del laser es una onda continua, y se tienen 6 líneas en el visible, las cuales pueden ser seleccionadas con un prisma de Littrow colocado en la parte posterior de la cavidad en lugar del espejo altamente reflector posterior. Las líneas de emisión en el visible con que se trabajaron en el laboratorio se muestran en la tabla siguiente.

Tabla II.5
LINEAS DE EMISION DEL LASER DE ARGON*

λ (nm)	POTENCIA (mW)	AMPERAJE
457.9	450	28
476.5	800	26
488.0	2 200	28
496.5	750	25
501.7	340	29
514.5	2 500	28
todas las líneas	6 600	28

*Estas son las potencias nominales máximas reportadas en el momento de compra del laser (1979) y sólo se utilizaron para tener la referencia de las potencias relativas de emisión para la identificación de las líneas.

Debido a que nosotros estábamos interesados en la transmisión de potencias muy bien definidas, es importante contar con un laser estabilizado en potencia, lo cual no fué el caso. Las potencias de salida variaban hasta del orden de 3 mW dependiendo del tiempo de operación del laser lo cual influyó en las incertidumbres asociadas en la determinación de las potencias de salida.

Cuando se discuta el problema del acoplamiento del haz del laser con las fibras ópticas se discutirán las características propias del haz. El diámetro del haz de salida se determinó experimentalmente, los detalles del proceso y los valores obtenidos se desglosan en la sección 2.5.2.

ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA

2.1 INTRODUCCION

En éste capítulo se discute el diseño de un acoplador óptico que sirva para coleccionar la luz proveniente de una fuente luminosa, (laser de argón) e introducirla dentro de una fibra óptica multimodo con un diámetro de núcleo $\leq 600 \mu\text{m}$.

En la primera parte de éste capítulo se discute la fundamentación teórica de los diferentes sistemas de acoplamiento y los parámetros básicos que deben de ser tomados en cuenta en el diseño de un acoplador laser/fibra óptica.

Para lograr un acoplamiento eficiente un parámetro de gran importancia es la determinación de la abertura numérica de las fibras ópticas, para lo cual se requiere tener las terminaciones de las fibras muy bien pulidas, en la sección 2.3 se describe el proceso llevado a cabo en el laboratorio para pulir las terminaciones de las fibras ópticas y en 2.4 la determinación experimental de su abertura numérica.

Finalmente en la sección 2.5 se exponen las características del acoplador diseñado y construido, así como el procedimiento experimental seguido para medir las propiedades de emisión del laser que son las que determinan la eficiencia del acoplamiento.

Con la finalidad de transmitir energías en el intervalo de 1 a 10 watts se cuenta en el laboratorio con fibras ópticas del tipo de índice por pasos con núcleo de cuarzo con las siguientes características:

TABLA II.1 FIBRAS OPTICAS CON NUCLEO DE CUARZO

\emptyset NUCLEO (μm)	\emptyset REVESTIMIENTO (μm)	\emptyset CUBIERTA (μm)	LONGITUD ($\pm .05\text{cm}$)
200	-	500	410.2
300	360	600	451.0
400	480	900	388.8
600		1000	291.8

- No se observo al microscopio (amplificación 300 X)

Estas fueron las fibras con que se contaron, y como ya se ha mencionado, el trabajo experimental fué encaminado a determinar sus aberturas numéricas respectivas y sus propiedades de transmisión de la radiación del laser (las cuales se presentarán en el capítulo siguiente).

2.2 ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA

2.2.1 SISTEMAS DE ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA

El problema del acoplamiento laser-fibra óptica consiste en enfocar la radiación proveniente del laser sobre el núcleo de la fibra óptica, con un sistema óptico apropiado.

En todo sistema de acoplamiento siempre se tienen pérdidas, las cuales están determinadas por el grado en el cual el sistema óptico y mecánico se apartan del ideal, esto es, por las aberraciones ópticas y el desalineamiento del sistema.

Se han propuesto varios métodos para lograr que el acoplamiento laser-fibra óptica tenga la máxima eficiencia, se han usado para ello lentes con índice variable o gradual (GRIN lenses) y lentes esfera (Nicia 1981).

Veamos como es que una lente esfera puede ser utilizada como acoplador. Una lente esfera es simplemente una esfera de vidrio que suponemos simétrica y homogénea, en éstos términos, ella queda completamente determinada por su índice de refracción n y su radio r . Aplicando la ecuación para las lentes gruesas¹ se llega a la siguiente expresión para la distancia focal f de una lente esfera:

$$f = \left[\frac{n}{2(n-1)} \right] r \quad \dots\dots\dots (2.1)$$

Para utilizar éste tipo de lente como parte de un sistema acoplador, se utiliza una primera esfera de modo tal que la fuente esté colocada a una separación igual a su distancia focal, obteniéndose como salida un haz colimado. Se coloca a continuación una segunda esfera, para transferir el haz de un punto focal a otro (el de la segunda esfera). La fig 2.1 muestra un esquema de la geometría de tal arreglo.

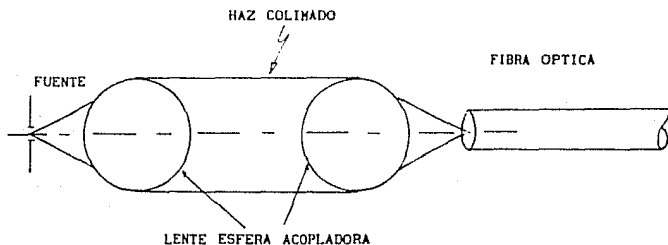


fig 2.1

Las ventajas que ofrece éste sistema es que el uso de lentes esfera permite un alineamiento relativamente fácil, y tecnológicamente hablando, las lentes esfera son más fáciles de manufacturar que las lentes delgadas para éstos tamaños tan pequeños.

Las lentes esfera están disponibles en diferentes diámetros, comercialmente se encuentran de 2, 3 y 5 mm (Optics Guide 3, 1989). Entre mayor sea el diámetro será más fácil manejarlas, y debido a que se aumenta el tamaño del haz acoplado, la sensibilidad al desalineamiento translacional es reducida.

¹Ver Zajac capítulo VI.

Por otra parte se ha propuesto el uso de las lentes de índice de gradiente (lentes GRIN) como elementos ópticos de un acoplador (Optics Guide 3, 1989).

En las lentes de índice de gradiente, debido a que en ellas el índice de refracción varía en una forma controlada, es posible formar imágenes por refracción continua.

La formación de imágenes por refracción continua tiene una serie de ventajas sobre los sistemas convencionales de lentes:

- corrección de aberraciones
- simplificación de la geometría de las lentes
- formación de imágenes reales en la superficie de la lente

La variación en el índice de la lente puede ser en el sentido axial, radial o en ambos, y aunque la tecnología de las lentes de índice de gradiente dista de estar completamente desarrollada, recientes avances en las técnicas de difusión han proporcionado una variedad de materiales de índice gradual disponibles.

En particular, existen ya comercialmente las lentes SELFOC, las cuales tienen la característica de ser cilindros de vidrio en los cuales el índice varía radialmente siguiendo un perfil del tipo parabólico siguiente:

$$n_r = n_0 \left(1 - \frac{A}{2} r^2 \right) \dots\dots\dots (2.2)$$

donde: n_r = índice de refracción a una distancia r del eje
 n_0 = índice en el eje óptico
 A = constante positiva
 r = distancia radial a partir del eje óptico

Como resultado de esta variación parabólica en el índice de refracción, un rayo incidente en la superficie frontal seguirá una trayectoria sinusoidal a lo largo del cilindro. El período de esta trayectoria es llamado el "pitch" de la lente P y es un parámetro importante de ella sobre todo para propósitos de acoplamiento.

El período de una lente de éste está dado por:

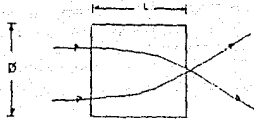
$$P = 2\pi/\sqrt{A} \dots\dots\dots (2.3)$$

El otro parámetro de importancia para nosotros es la abertura numérica y tenemos que para éste tipo de lente el máximo ángulo de aceptación esta dado por

$$\theta = \text{sen}^{-1} (n_0 R\sqrt{A}) \quad R = \text{radio de la lente} \dots\dots\dots (2.4)$$

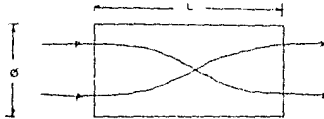
Conociendo el pitch P de una lente de índice de gradiente (en forma de cilindro) se pueden determinar las características de la imagen en función de su longitud. Las propiedades de las imágenes formadas por algunas lentes de éste tipo se muestran en las página siguiente.

0.25 P



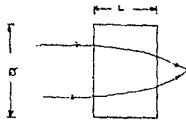
Forma una imagen invertida y real de un objeto al infinito

0.5 P



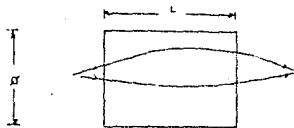
Transfiere una imagen de una orilla de la lente a la opuesta formando una imagen real e invertida de ella.

0.23 P



Es útil para acoplar la salida de un haz paralelo sobre una fibra óptica

0.29 P



Permite acoplar la salida de una fuente puntual sobre una fibra óptica

Fig 2.2

Debido a la dependencia del índice de refracción con la longitud de onda, el período P de éste tipo de lentes también va a ser una función de ella, por lo cual éste tipo de lentes se especifica para cada longitud de onda.

Aunque los dos sistemas de acoplamiento descritos tienen las ventajas ya mencionadas, en el laboratorio se optó una tercera alternativa, debido ante todo a la falta del este tipo de elementos ópticos.

Para lograr nuestro sistema de acoplamiento se hizo uso de una sola lente convencional. Nuevamente por razones de disponibilidad (para las dimensiones en que se trabajó) se utilizó un doblete acromático como elemento óptico acoplador. Las características del sistema completo se tratan en la sección 2.5.

En todos los sistemas de acoplamiento laser-FO la principal aberración es la esférica². Debido a que los diámetros de las fibras ($\approx \mu\text{m}$) son mucho menores que las longitudes focales de las lentes utilizadas ($\approx \text{mm}$) las aberraciones fuera de eje están ausentes. Por lo tanto, la calidad de la imagen de nuestro sistema va a estar completamente determinada por la aberración esférica.

Cabe aquí mencionar que los parámetros que finalmente van a determinar las características de nuestro sistema de acoplamiento estarán orientados a lograr la máxima transferencia de potencia más que para formar imágenes.

2.2.2. PARAMETROS DE ACOPLAMIENTO LASER-FIBRA OPTICA

Nos ocuparemos en ésta sección del acoplamiento a la entrada de la fibra óptica.

El problema básico del acoplamiento laser-fibra óptica puede ser planteado como sigue: luz proveniente de una fuente (laser), pasa a través de un sistema óptico (lente), el cual hace converger al haz formando una imagen (con aberraciones) de la fuente. La fibra receptora se coloca cerca de tal imagen, de manera que el haz sea acoplado dentro de la fibra efectivamente.

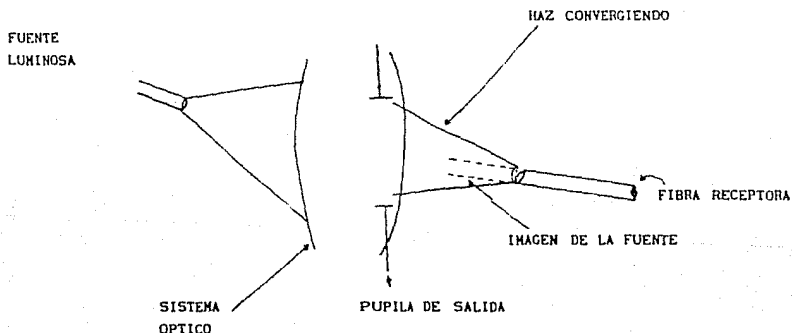


fig 2.3

² ABERRACION ESFERICA: Nos da una medida de la variación (longitudinal) de la distancia focal de un sistema óptico con su abertura.

En éste sentido, el problema del acoplamiento puede ser tratado como un clásico problema de formación de imágenes y se realiza una descripción desde el punto de vista de la aproximación paraxial al sistema, representando a las lentes en términos de sus planos principales y puntos focales.

En estos términos, la cantidad de luz que puede ser introducida dentro de la fibra va a depender esencialmente de dos parámetros: el tamaño de la imagen formada y la abertura numérica del sistema óptico.

Para llevar a cabo un acoplamiento eficiente se requiere que ambos parámetros sean lo más similares a los de la fibra:

- i) La abertura numérica del haz incidente debe ser menor o coincidir con la abertura numérica del núcleo de la fibra.
- ii) El tamaño de la imagen del haz, formada por el sistema óptico, deberá ser menor o igual al tamaño del núcleo de la fibra.

Toda la luz que incida sobre la fibra fuera del núcleo será pérdida. También es perdida la luz que incida sobre el núcleo pero con una abertura numérica mayor que la de él, por ello la importancia de igualar los parámetros de acoplamiento del sistema a los de la fibra.

Como se mencionó en la sección 2.2.1 el acoplamiento se llevó a cabo utilizando como elemento óptico un doblete cementado.

Las características del doblete se muestran a continuación (Optics Guide 3, 1989):

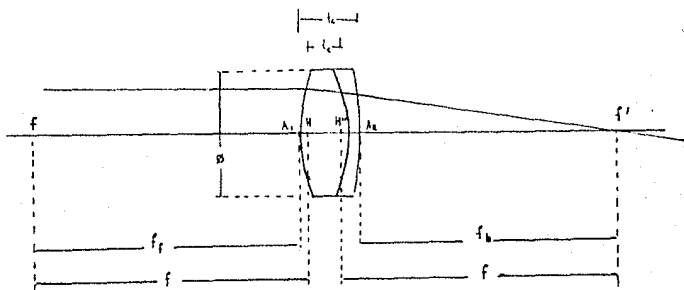


fig 2.4

$t_c=5.6 \text{ mm}$	$A_1H=0.5 \text{ mm}$	$f_f = 15.6 \text{ mm}$	$f=20 \text{ mm}$
$t_e=4.4 \text{ mm}$	$A_2H'=-3.0 \text{ mm}$	$f_b=13.4 \text{ mm}$	

Las características del sistema de acoplamiento se presentan en la sección 2.5, pero antes se presenta el proceso llevado a cabo para el pulido de las fibras ópticas y una vez conseguido esto, la determinación de su abertura numérica.

2.3 PULIDO DE LAS FIBRAS OPTICAS

En ésta sección se describe el proceso seguido para conseguir el pulido de las fibras ópticas y los resultados obtenidos.

Las fotografías 2.1 muestra como se ve al microscopio la terminación de una fibra óptica inmediatamente después de ser cortada. El corte inicial de la fibra se llevó a cabo con una navaja de acero muy afilada, y haciendo presión contra una superficie blanda como es la madera.

En la fotografía 2.2 puede verse el patrón de radiación (proyectado en una pantalla) que se obtiene a la salida de ésta fibra.

Para obtener el patrón de emisión se colocó una de las terminaciones de la fibra ante el haz enfocado por un objetivo de microscopio de un laser de He-Ne (Uniphase) de 0.5 mW, onda continua.

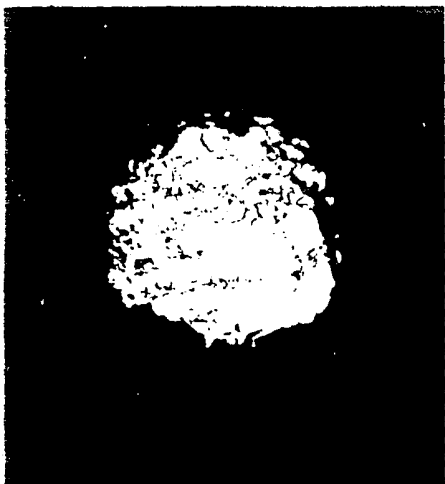


Foto 2.1
CORTE INICIAL DE LA FIBRA
DE 600 μm DE DIAMETRO
(150 X)

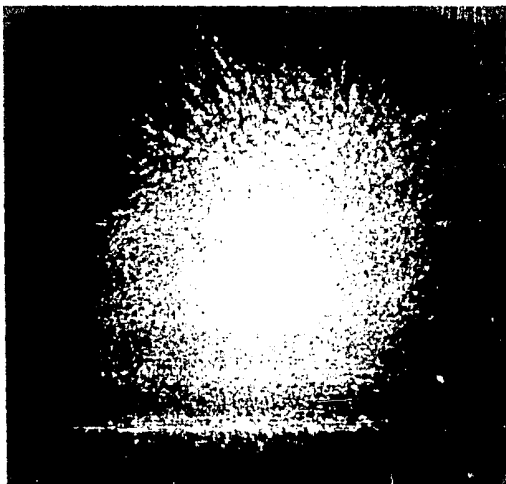


Foto 2.2
PATRON DE EMISION
DE ESTA FIBRA

La foto del corte inicial (tomada con un microscopio sencillo consisten en un ocular y un objetivo montados en un tubo de longitud convencional) muestra serias fracturas en la cara frontal, distando mucho de obtenerse una superficie plana. Debido a la geometría tan irregular se obtiene gran dispersión al salir la luz al extremo de la fibra.

Estas fotos muestran la necesidad del pulido de la terminación de la fibra óptica, por razones de acoplamiento, pérdidas por reflexión y para la determinación experimental de sus propiedades de emisión.

En principio, las terminaciones de las fibras pueden ser preparadas por los métodos de pulido y esmerilado convencionales.

Usualmente para esmerilar un vidrio por ejemplo, se frota éste contra otro vidrio de la misma dureza (herramienta) colocando entre ellos un polvo de un material de una dureza mayor (abrasivo³) utilizando agua como lubricante. Las características del esmerilado que se obtenga dependerán del tiempo de frotado, la planicidad de la herramienta, el tipo de movimiento (circular, en zig-zag, etc.) del elemento a esmerilar sobre la herramienta, y la presión aplicada sobre ellos.

Es en la fase de esmerilado debido a que se tiene un desbastamiento del material tanto del vidrio como de la herramienta, cuando se genera la planicidad o curvatura deseada. El pulido final (obtener una superficie altamente reflectante, o una superficie que "brille") se realiza utilizando como herramienta un material con la misma curvatura que el elemento a pulir de una dureza menor (mezclas de 30% brea y 70% chapopote son comunmente utilizadas para éste fin) colocando entre ellos un material abrasivo de un grano muy fino (> 1500) inmerso en agua.

El pulido de las fibras ópticas con núcleo de cuarzo es particularmente difícil debido a sus pequeñas dimensiones y a su dureza.

Para poder manipular la fibra es necesario colocarla dentro de un soporte, con lo cual se obtiene además mayor área de contacto con la herramienta. El material del soporte debe ser de una dureza semejante al del núcleo para evitar fracturas en la orilla de la fibra, y para proteger al revestimiento.

Una vez empaquetada de esta manera la fibra se esmerila sobre un material abrasivo, sometida a un valvén y presión adecuados. La cantidad de pulido y la presión a aplicar van a depender de la dureza relativa entre núcleo y soporte.

En el laboratorio solo se contó con soportes de plástico, y las fibras fueron montadas en ellos fijándose con pegamento epóxico. Esto dificultó y aumentó el tiempo en el proceso de esmerilado, ya que antes de llegar a la etapa de pulido, se había fracturado el revestimiento de la fibra, como se ve la siguiente fotografía, donde se tiene un núcleo perfectamente definido, pero un revestimiento muy fracturado.

³ Los abrasivos son granos de un material de alta dureza (Carburo de silicio por ejemplo) especificados por el número promedio que caben en una pulgada lineal, i.e., abrasivo de 1500 significa que los granos tienen un diámetro promedio del orden de 1/1500 de pulgada.

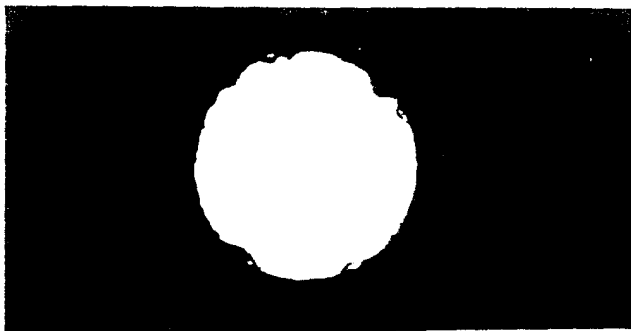


foto 2.3

FIBRA OPTICA DE NUCLEO DE 300 μm (200 x)
FASE DE ESMERILADO (LIJA DEL No 600)

Puede observarse un núcleo perfectamente definido, pero un revestimiento muy fracturado.

Las fotografías del proceso de esmerilado y pulido fueron tomadas observando la cara de emisión de la fibra (iluminada con un foco convencional en la otra cara: luz blanca) con un microscopio sencillo, y con una cámara reflex sin lente que tomaba la imagen formada por el microscopio.

Con la finalidad de proteger lo mas posible al revestimiento (el esmerilado del núcleo se obtuvo con relativa facilidad) se ensayó a realizar el esmerilado utilizando varias superficies como herramienta: brea, chapopote diferentes mezclas de brea y chapopote, vidrio, placas de aluminio; y como abrasivo polvo de carburo de silicio de diferentes granos (desde el No. 600 hasta el 1500), teniéndose siempre el inconveniente de obtener un revestimiento con bordes muy indefinidos.

Finalmente, la manera como mejor se consiguió proteger al revestimiento tanto en la fase de pulido como la de esmerilado fué trabajando siempre con el abrasivo fijo, esto es, sobre lija directamente, colocada sobre una placa de aluminio (previamente esmerilada para asegurar planicidad).

El material utilizado para el esmerilado y pulido de las fibras fué el siguiente:

FASE DE ESMERILADO:

- Lija del No. 360
- Lija del No. 400
- Lija del No. 600

FASE DE PULIDO

- Lija de 3 μm de grano
- Lija de .3 μm de grano

LUBRICANTE Agua

• De carburo de silicio.

•• De óxido de aluminio

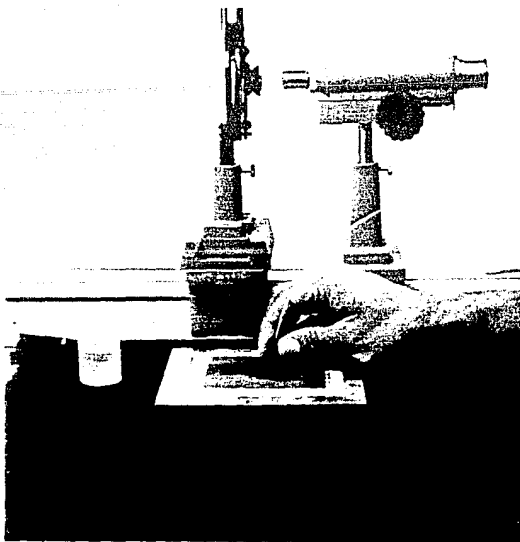


foto 2.4

En esta fotografía puede verse una fase del esmerilado de la fibra óptica de 600 μm de diámetro sobre lija del No 600. Puede observarse la lija sujeta a la base de aluminio y humedecida con agua, así como la fibra fijada en el soporte de plástico. Al fondo se observa el microscopio con el que se observaron las diferentes fibras.

Para lograr el esmerilado (y después el pulido) se inició con la lija de grano más grueso (400) durante intervalos de 15 minutos. Al término de cada uno de ellos se observó al microscopio el acabado y se prosiguió de éste modo hasta lograr quitar el rayado en esa fase, y una vez conseguido esto se procedió de la misma manera, pero ahora con una lija de grano más fino.

Las serie de fotos siguientes muestran diferentes fases en el proceso de pulido de las fibras. Los tiempos totales para conseguir el pulido final variaron entre 2 y 4 horas para cada terminal, trabajándose del orden de 30 min para cada lija, lo cual dependió esencialmente del área y la fractura inicial de cada fibra.

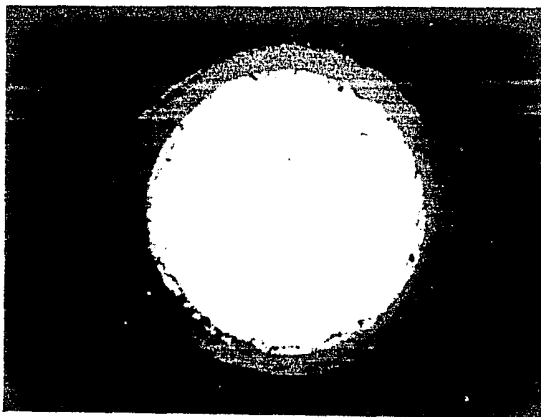


foto 2.5
FIBRA OPTICA DE NUCLEO DE 600 μm (150 X)
FASE DE ESMERILADO (LIJA DEL No 400)

Puede observarse un núcleo aun rayado, y un revestimiento muy bien definido.

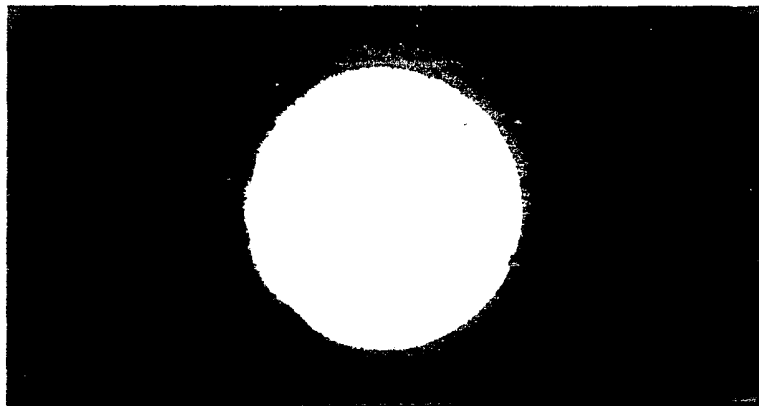


foto 2.6
FIBRA OPTICA DE NUCLEO DE 600 μm (150 X)
FASE FINAL DE PULIDO (LIJA DE .3 μm)

Se consiguió un núcleo perfectamente definido y "brillante" y un revestimiento con bordes muy bien definidos.

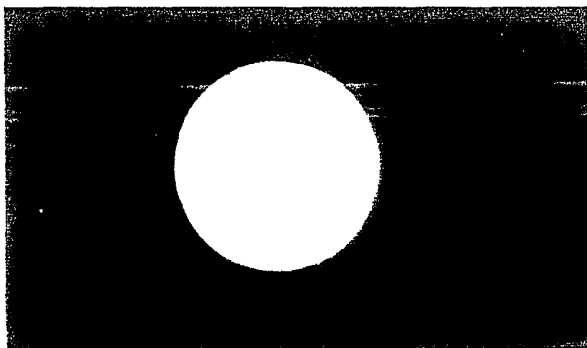


foto 2.7

FIBRA OPTICA DE NUCLEO DE 200 μm (300 X)
FASE FINAL DE ESMERILADO (LIJA DEL No 600)

Se observa un núcleo con rayado mínimo, pero aún están presentes partículas de material abrasivo.

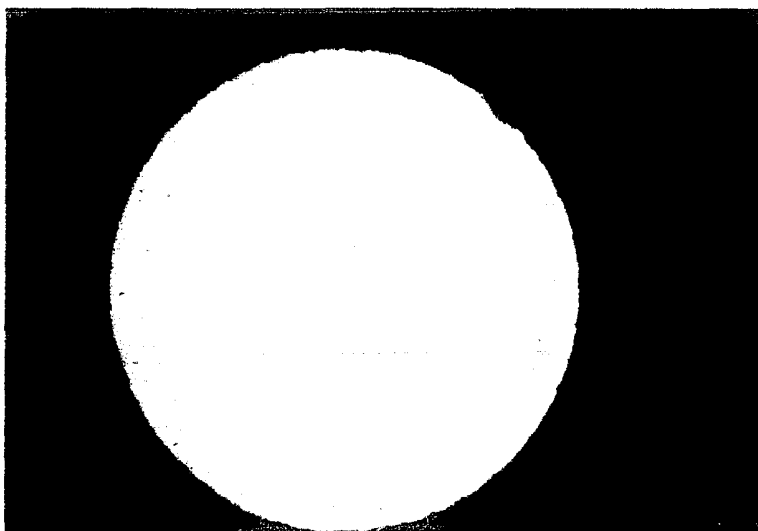


foto 2.8

FIBRA OPTICA DE NUCLEO DE 400 μm (300 X)
ACABADO FINAL

Finalmente obtenemos el patron de radiación de la fibra de $600\ \mu\text{m}$ iluminada en una de sus caras con el laser de He-Ne, ambas terminales han sido pulidas. En la foto 2.9 puede observarse una "mancha" o círculo central que corresponde a la emisión del núcleo y un "anillo" exterior proveniente de la emisión del revestimiento.

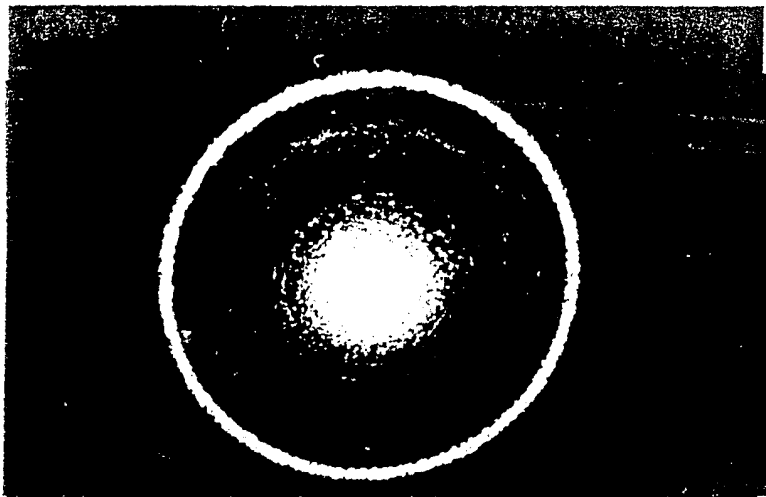


foto 2.9
EMISION DE UNA FIBRA CON TERMINALES PULIDAS

2.4 DETERMINACION DE LA ABERTURA NUMERICA DE LAS FIBRAS

En la introducción de éste capítulo se explicó ya la necesidad de la determinación de la abertura numérica de las fibras para estimar los requerimientos del sistema óptico de acoplamiento.

El esquema siguiente muestra la forma como radia en principio una fibra óptica de índice por pasos, lo cual nos dará un método para la determinación de la abertura numérica NA de nuestras fibras.

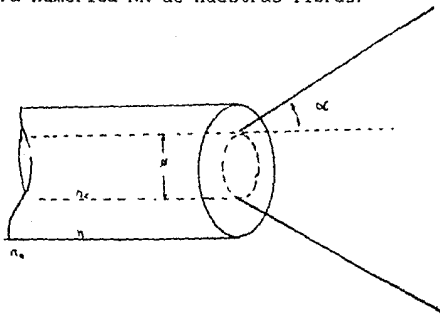


fig 2.5

El método propuesto consiste en lo siguiente: una vez pulidos los dos extremos de la fibra, se introduce en uno de ellos la radiación proveniente de un laser de He-Ne. El patrón de emisión obtenido en el otro extremo se proyecta sobre una pantalla.

Identificando el círculo central con el patrón de emisión del núcleo, y el anillo exterior con la emisión correspondiente a la radiación proveniente del revestimiento (Saltarov 1977), podemos determinar la abertura numérica midiendo que tanto se abre el diámetro de la mancha central en función de la separación entre la pantalla y el extremo de la fibra.

La geometría considerada se muestra en la figura siguiente:

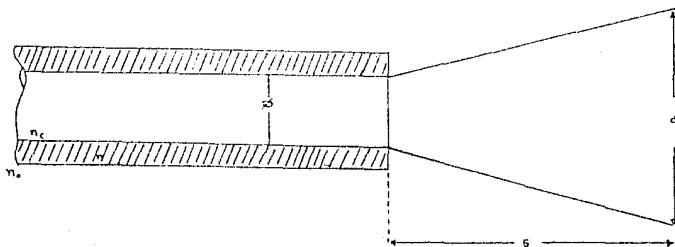


Fig 2.6

De la definición de abertura numérica dada en la ecuación 1.5 (y con $n_0 = 1$):

$$NA = n_0 \sin \alpha = (1) \frac{\left(\frac{d - \phi}{2} \right)}{\left[\left(\frac{d - \phi}{2} \right)^2 + s^2 \right]^{1/2}} = \frac{\frac{d - \phi}{2s}}{\left[1 + \left(\frac{d - \phi}{2s} \right)^2 \right]^{1/2}} \dots (2.5)$$

Expresión que nos permite calcular la abertura numérica en función del diámetro del círculo central d , y la separación pantalla-fibra s .

La fotografía siguiente muestra un detalle del arreglo experimental utilizado para hacer incidir la radiación del laser de He-Ne (extremo derecho de la foto 2.10) en una fibra óptica para la determinación de su abertura numérica. Se utilizó un objetivo de microscopio de 5x (Marca Edscorp de 0.1 de NA) para enfocar el haz del laser y concentrar la mayor parte de la radiación en el núcleo de la fibra. Puede observarse también en la foto el desplazador de 3 ejes y el soporte de plástico en el que está montada la fibra.

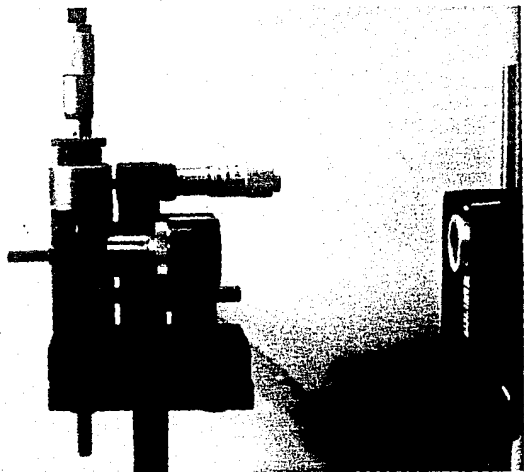


foto 2.10

En la serie de tablas siguientes (II.2 a II.5) se presentan los resultados para cada fibra. Los parámetros que se utilizan en ellas se desglosan a continuación y la notación coincide con la de la figura 2.5.

- NA: abertura numérica
- d: diámetro del círculo de emisión del núcleo
- s: distancia entre la pantalla y la terminación de la fibra
- α : ángulo que subtiende el cono de aceptación
- ϕ : diámetro de la fibra

TABLA II.2 FIBRA OPTICA DE $\phi = 0.200$ mm

d (∓ 0.3)mm	s ($\mp .5$)cm	NA	α
5.49	40.0	0.066	3° 46'
5.49	37.0	0.071	4° 5'
5.49	36.5	0.072	4° 8'
5.49	36.0	0.073	4° 12'
5.49	36.0	0.073	4° 12'
5.49	38.0	0.069	3° 58'
9.27	64.5	0.070	4° 1'
9.27	67.0	0.068	3° 52'
9.27	68.0	0.067	3° 48'
9.27	65.0	0.070	3° 59'
9.27	69.0	0.066	3° 45'
9.27	66.5	0.068	3° 54'
9.27	67.0	0.068	3° 52'
9.27	67.5	0.067	3° 50'
9.27	70.0	0.065	3° 42'
9.27	67.0	0.068	3° 52'
13.72	105.0	0.064	3° 41'
13.72	101.5	0.066	3° 48'
13.72	105.5	0.064	3° 39'
13.72	104.5	0.065	3° 42'
13.72	104.5	0.065	3° 42'
13.72	100.0	0.067	3° 52'
13.72	104.5	0.065	3° 42'
13.72	99.0	0.068	3° 54'
13.72	98.0	0.069	3° 56'
13.72	99.0	0.068	3° 54'
19.81	153.5	0.064	3° 39'
19.81	151.0	0.065	3° 42'
19.81	153.0	0.064	3° 40'
19.81	150.0	0.065	3° 44'
19.81	148.0	0.066	3° 47'
19.81	153.0	0.064	3° 40'
19.81	154.5	0.063	3° 37'
19.81	151.0	0.065	3° 42'
19.81	150.0	0.065	3° 44'
19.81	147.0	0.067	3° 48'

TABLA II.3 FIBRA OPTICA DE $\phi = 0.300$ mm

d (∓ 0.3)mm	s (∓ 0.5)cm	NA	α
5.49	29.5	0.088	5° 1'
5.49	31.0	0.083	4° 47'
5.49	29.0	0.089	5° 6'
5.49	30.0	0.086	4° 56'
5.49	29.0	0.089	5° 6'
5.49	29.0	0.089	5° 6'
5.49	29.5	0.088	5° 1'
9.27	57.0	0.078	4° 29'
9.27	59.5	0.075	4° 18'
9.27	58.0	0.077	4° 25'
9.27	58.5	0.076	4° 23'
9.27	57.0	0.078	4° 29'
9.27	57.5	0.078	4° 27'
9.27	57.5	0.078	4° 27'
9.27	55.0	0.081	4° 39'
9.27	57.5	0.078	4° 27'
9.27	59.0	0.078	4° 27'
9.27	55.0	0.081	4° 39'
9.27	56.0	0.080	4° 34'
9.27	57.0	0.078	4° 27'
13.72	80.0	0.084	4° 47'
13.72	83.0	0.081	4° 37'
13.72	81.0	0.083	4° 44'
13.72	82.0	0.082	4° 40'
13.72	79.0	0.085	4° 51'
13.72	84.5	0.079	4° 32'
13.72	83.5	0.080	4° 35'
13.72	82.0	0.082	4° 40'
13.72	84.0	0.080	4° 34'
13.72	81.0	0.083	4° 44'
13.72	82.0	0.082	4° 40'
13.72	82.4	0.081	4° 38'
19.81	122.0	0.080	4° 34'
19.81	123.0	0.079	4° 32'
19.81	122.0	0.080	4° 34'
19.81	122.0	0.080	4° 34'
19.81	124.0	0.078	4° 29'
19.81	123.0	0.079	4° 32'
19.81	123.0	0.079	4° 30'
19.81	121.0	0.080	4° 36'
19.81	122.0	0.080	4° 34'
19.81	122.0	0.080	4° 34'

TABLA II.4 FIBRA OPTICA DE $\phi = 0.400$ mm

d (∓ 0.3) _{mm}	s (∓ 0.5) _{cm}	NA	α
5.49	26.0	0.097	5° 35'
5.49	26.0	0.097	5° 35'
5.49	26.0	0.097	5° 35'
5.49	26.0	0.097	5° 35'
5.49	26.0	0.097	5° 35'
9.27	51.0	0.087	4° 58'
9.27	49.5	0.089	5° 7'
9.27	49.0	0.090	5° 10'
9.27	51.5	0.086	4° 55'
9.27	46.0	0.096	5° 30'
9.27	49.5	0.089	5° 7'
9.27	47.0	0.094	5° 23'
9.27	44.5	0.099	5° 41'
9.27	47.0	0.094	5° 23'
9.27	47.0	0.094	5° 23'
13.72	73.0	0.091	5° 12'
13.72	74.5	0.089	5° 6'
13.72	72.0	0.092	5° 17'
13.72	73.0	0.091	5° 12'
13.72	72.5	0.091	5° 14'
13.72	72.0	0.092	5° 17'
13.72	73.0	0.091	5° 12'
13.72	72.0	0.092	5° 17'
13.72	73.0	0.091	5° 12'
13.72	72.0	0.092	5° 17'
19.81	112.0	0.086	4° 57'
19.81	113.0	0.086	4° 54'
19.81	112.0	0.086	4° 57'
19.81	112.0	0.086	4° 57'
19.81	112.0	0.086	4° 57'
19.81	114.0	0.085	4° 51'
19.81	112.0	0.086	4° 57'
19.81	111.0	0.087	4° 59'
19.81	110.0	0.088	5° 2'
19.81	113.0	0.086	4° 54'
19.81	111.0	0.087	4° 59'

TABLA II.5 FIBRA OPTICA $\phi = .600$ mm

d (\mp 0.3)mm	s (\mp 0.5)cm	NA	α
5.49	24.5	0.099	5° 4'
5.49	24.0	0.101	5° 49'
5.49	24.0	0.101	5° 49'
5.49	24.5	0.099	5° 4'
5.49	25.5	0.095	5° 28'
5.49	26.0	0.094	5° 22'
5.49	24.5	0.099	5° 4'
5.49	25.0	0.097	5° 35'
5.49	26.0	0.094	5° 22'
5.49	26.0	0.094	5° 22'
9.27	50.5	0.086	4° 54'
9.27	50.5	0.086	4° 54'
9.27	50.0	0.086	4° 57'
9.27	49.5	0.087	5° 0'
9.27	50.0	0.086	4° 57'
13.72	75.0	0.087	4° 59'
13.72	73.5	0.089	5° 6'
13.72	75.0	0.087	4° 59'
13.72	75.0	0.087	4° 59'
13.72	75.0	0.087	4° 59'
13.72	75.5	0.087	4° 57'
13.72	75.0	0.087	4° 59'
13.72	74.0	0.088	5° 3'

De las tablas anteriores puede verse que para un diámetro específico, la medida de la distancia entre la pantalla y la orilla de la fibra (segunda columna) difiere bastante, lo cual se debe a que la emisión obtenida no es un círculo bien definido, sino una mancha difusa a la cual había que determinarle su diámetro. Que tan bien definida es la mancha va a depender del pulido final de la fibra, y las características de la pantalla. En nuestro caso se utilizó como pantalla papel polar (verde) donde se localizaron 4 círculos muy bien definidos, y se varió la posición de la pantalla hasta que la emisión los llenara completamente en cada caso.

Puede observarse que el diámetro del círculo mayor fué de 19.81 cm, la razón por la cual no se utilizaron círculos más grandes es de que a medida que nos alejamos de la fibra, el patrón se vuelve mas difuso (ver foto 2.9) y la determinación de su diámetro se dificulta, teniéndose además una mayor incertidumbre.

Los valores determinados para la abertura numérica se muestran en la tabla siguiente:

TABLA II.6 ABERTURA NUMERICA DE LAS FIBRAS OPTICAS ($\lambda = 623.8 \text{ nm}$)

\varnothing NUCLEO (μm)	NA	α	$f\#$
200 (Quartz et sílice)	0.067 \mp 0.006	3 ^o 50' \mp 20'	7.43 \mp 0.67
300 (F G I)	0.081 \mp 0.007	4 38 \mp 24'	6.18 \mp 0.56
400 (F G I)	0.091 \mp 0.006	5 13 \mp 20'	5.50 \mp 0.36
600 (Quartz et sílice)	0.091 \mp 0.010	5 13 \mp 34'	5.50 \mp 0.61

Puede observarse que en la última columna de la tabla II.6 se ha incluido un nuevo parámetro, el número f : $f\#$. La razón de ello es que es una cantidad muy manejada dentro de la instrumentación óptica, debido a que está relacionada con la cantidad de energía que permite pasar un sistema óptico. El número f está definido como el cociente entre la distancia focal al sistema y su pupila de salida (considerando la geometría de la fig 2.6) se puede expresar como:

$$f\# \equiv f/D \dots\dots\dots(2.6)$$

Por lo tanto, la densidad de energía luminosa sobre la imagen (de la fuente en éste caso) es inversamente proporcional al $f\#$.

Se puede demostrar fácilmente, de la geometría considerada en la fig 2.6 y la definición (2.6) que para $D \ll f$, $f\#$ está relacionado con la apertura numérica de la manera siguiente:

$$f\# \approx 1/(2 NA) \dots\dots\dots(2.7)$$

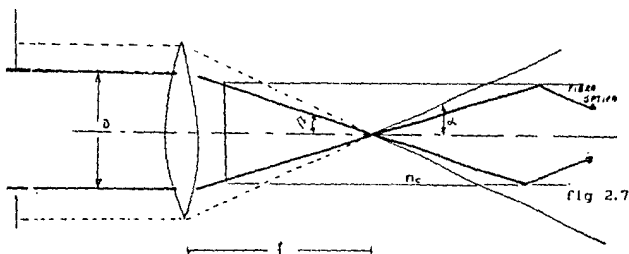
que es la expresión que ha sido utilizada para determinar la última columna de la tabla II.6.

Cabe hacer notar que la apertura numérica determinada por éste método es la correspondiente a la longitud de onda del laser de He-Ne (623.8 nm). Cuando se intentó determinar la apertura numérica para las diferentes líneas de emisión del laser de argón (entre 457 y 514.5 nm) se encontró que dentro del intervalo de incertidumbre asociado resultaron ser las mismas, no se apreciaron cambios en el diámetro del círculo de emisión del núcleo al cambiar de línea de emisión. Como resultaba más cómodo trabajar con la baja potencia del laser de He-Ne (0.5 mW) se decidió determinar las aperturas numéricas sólo con ésta fuente.

2.5. DISEÑO DEL SISTEMA OPTICO

2.5.1 ABERTURA NUMERICA DEL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO

Para igualar las aberturas numéricas una vez que ya conocemos las de las fibras ópticas, necesitamos ahora determinar la apertura numérica del sistema óptico propuesto. La figura siguiente muestra un esquema de como se vería nuestro doblete ya dentro del sistema de acoplamiento. Se puede ver también la relación entre la apertura del sistema de acoplamiento β , y la de la fibra α .



- D = DIAMETRO DEL DIAFRAGMA
 f = DISTANCIA FOCAL DE LALENTE
 $\text{sen } \beta$ = ABERTURA NUMERICA DEL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO
 $\text{SEN } \alpha$ = ABERTURA NUMERICA DE LA FIBRA OPTICA
 n_o = INDICE DE REFRACCION DEL AIRE (=1)

En éstos términos, y haciendo referencia a la geometría de la figura anterior, por la definición dada en la sección 1.3, la apertura numérica del sistema va a ser:

$$NA = n_o \text{ sen } \beta = \text{sen } \beta = \frac{D/2}{\sqrt{[D/2]^2 + f^2}}$$

haciendo $r_o = D/2$

$$\Rightarrow NA = \frac{n_o}{\sqrt{r_o^2 + f^2}} \dots \dots \dots (2.8)$$

En nuestro caso, como la fuente utilizada es un laser, el diafragma del sistema va a estar limitado por el diámetro del haz mismo, entonces la r_o de la ecuación 2.8 es de radio del haz del laser.

La forma de emisión típica de un laser es la de un perfil de irradiancia que obedece una distribución Gaussiana, lo cual plantea la necesidad de definir su diámetro de alguna forma. La definición comunmente aceptada es el diámetro para el cual la amplitud del campo transversal ha caído a una fracción $1/e^2$ (13.5 %) del pico, o valor axial.

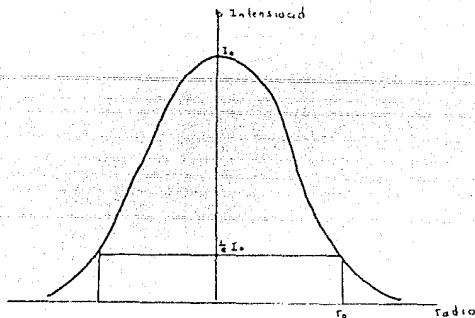


fig 2.8

PERFIL DE IRRADIANCIA GAUSSIANO

Sin embargo, además de tener una definición, para nuestros fines es necesario medir efectivamente éste valor.

La ecuación siguiente es típica de una distribución Gaussiana de distribución de irradiancia I para un corte en el plano [x,y] y donde el diámetro del haz es r₀.

$$I(x, y) = I_0 e^{-2(x^2 + y^2)/r_0^2} dx dy \dots \dots \dots (2.9)$$

Para determinar el diámetro del haz laser se hizo uso del método propuesto por Rosete et al, en el cual a partir de la expresión para el perfil de irradiancia gaussiano del haz (ecuación 2.9) derivan una expresión para el radio del haz.

El método experimental consiste básicamente en obstruir con una pantalla opaca (u algún otro elemento deflector) el haz emitido, e ir midiendo la potencia de salida conforme se barre en una dirección diametral al haz, a manera de encontrar el perfil de emisión.

Una vez obtenidas estas mediciones se grafica la posición en el barrido contra la potencia de salida y se obtiene la curva de potencia contra posición. Debido a que la potencia medida P(x) está relacionada con la irradiancia emitida a través del área, se tiene que:

$$P(x) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(x,y) dx dy \dots \dots \dots (2.10)$$

Al integrar sobre todo el espacio se obtiene una expresión para el perfil en términos de la potencia total de salida Pr. Se propone entonces, una aproximación lineal para la parte "mas recta" del perfil gaussiano y Rosete et al. llegan a que finalmente, el radio del haz r₀ va ha estar dado en términos de la pendiente de ésta recta m y Pr:

$$r_0 = \frac{Pr}{\sqrt{\pi} m} \dots \dots \dots (2.11)$$

Por lo tanto, para medir el diámetro del haz de salida así como el del haz enfocado se hizo uso de éste método. Los datos experimentales se muestran en las gráficas II.1 y II.2 y los diámetros finalmente determinados se presentan en la tabla siguiente:

TABLA II.7

	HAZ DE SALIDA	HAZ ENFOCADO
POTENCIA MAXIMA	$P_T = 120 \mp 6.0$ (mW)	$P_T = 110 \mp 5.5$ (mW)
PENDIENTE DE LA APROXIMACION LINEAL	$m = -92.0 \mp 6.1$ (mW/mm)	$m = -569.3 \mp 28.5$ (mW/mm)
RADIO DEL HAZ	$r_o = 0.74 \mp 0.04$ (mm)	$r_o = 0.11 \mp 0.02$ (mm)

Con el valor determinado para r_o podemos ahora determinar la abertura numérica del sistema óptico de acoplamiento (substituyendo valores en la ecuación 2.11:

$$NA = \frac{0.74 \mp 0.04}{\left[(20 \mp 0.4)^2 + (0.74 \mp 0.04)^2 \right]^{1/2}} \dots\dots\dots (2.12)$$

obteniéndose finalmente:

ABERTURA NUMERICA DEL SISTEMA OPTICO: $NA = 0.04 \mp 0.003$

Comparando éste valor con el de las aberturas numéricas de las fibras ópticas (tabla II.6) tenemos que la abertura numérica del sistema de acoplamiento siempre es menor que la abertura de cualquiera de las fibras, por lo tanto estamos en el caso esquematizado por la figura 2.6, i.e. el cono de aceptación de nuestras fibras siempre es mayor que el cono que finalmente emerge de nuestro sistema óptico.

El segundo parámetro a optimizar, el diámetro de enfoque se obtiene directamente de la tabla II.7.

DIAMETRO DE ENFOQUE DEL SISTEMA OPTICO $\phi = 2 r_o \Rightarrow \phi = .22 \text{ mm} \mp 0.04$

GRÁFICO VIII

Perfil de Potencia

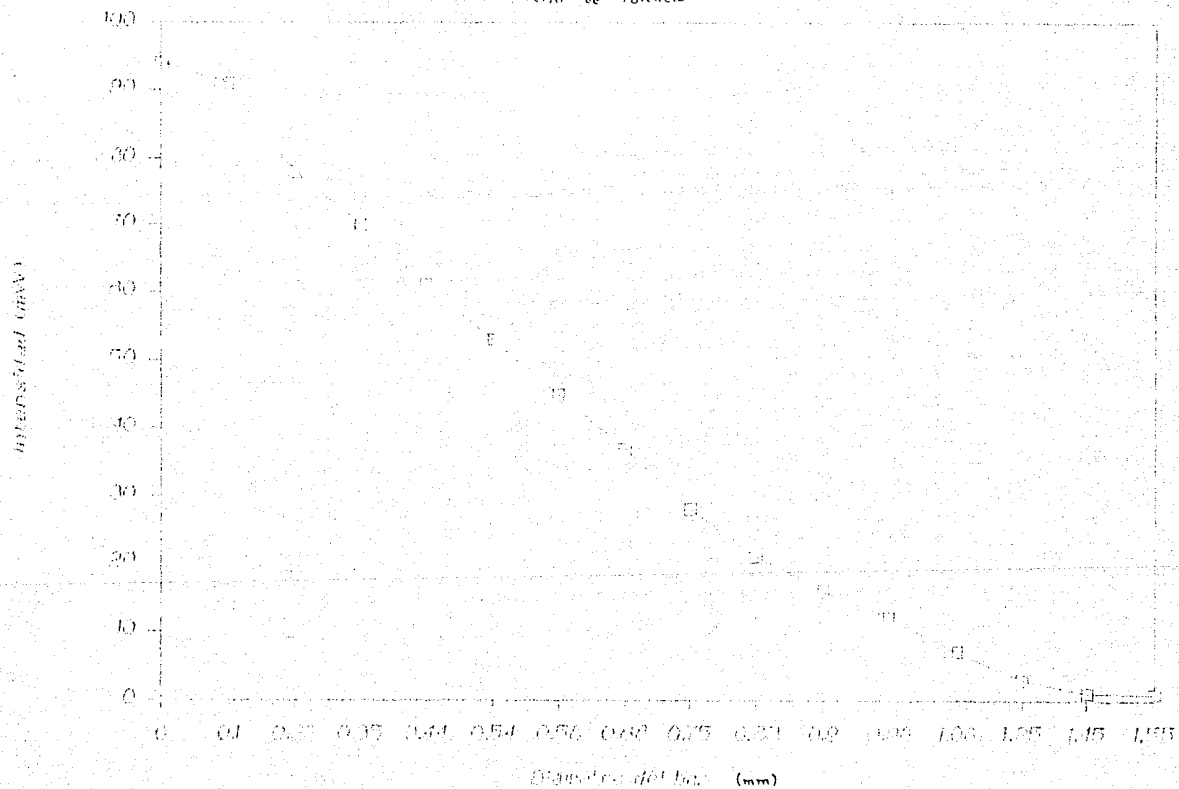
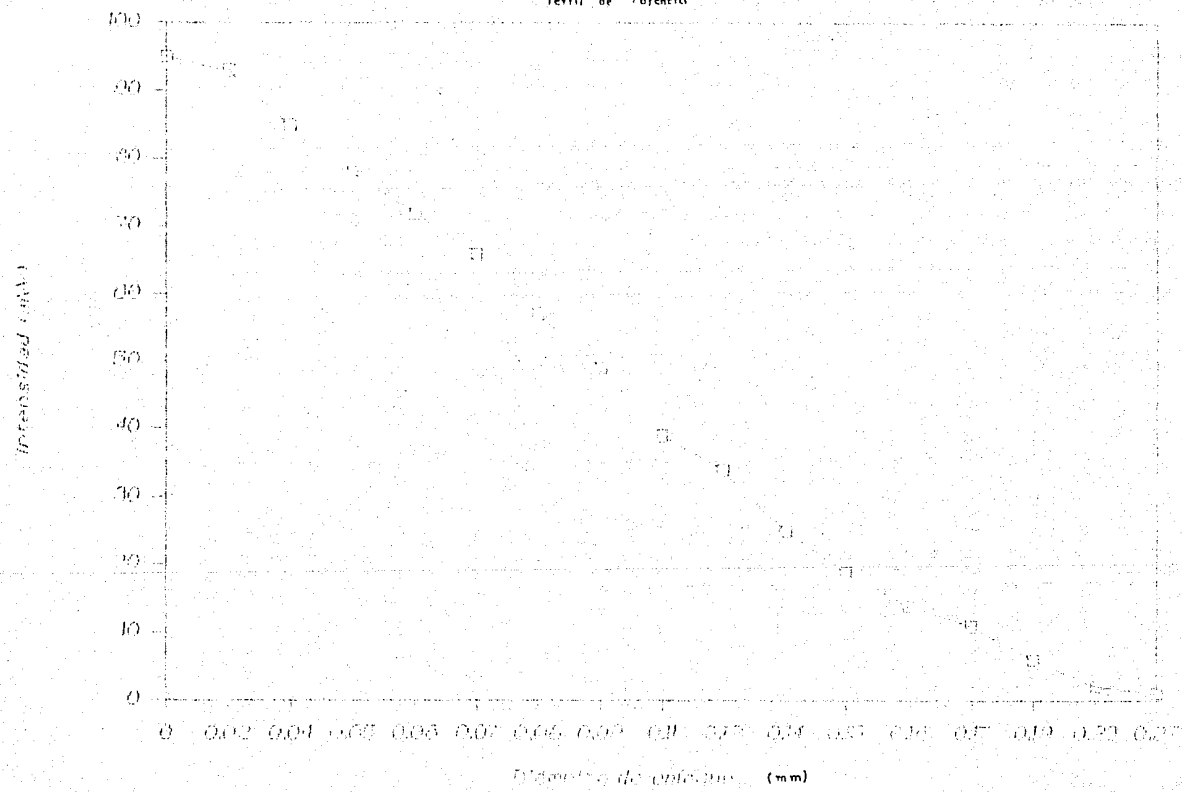


GRÁFICO 1

Perfil de Potencia



Debido a que nuestra fibra más pequeña tiene un diámetro de .200 mm, la amplificación del sistema permite introducir la mayor parte de la luz incidente en la fibra en éste caso extremo, y teóricamente, si colocamos las fibras de diámetro mayor (ver tabla II.1) en la posición de máximo enfoque, toda el haz podría ser introducido dentro de la fibra en éstos casos, las únicas limitantes que se tiene para que esto efectivamente suceda es que, tenemos siempre presentes las pérdidas por reflexión en la cara receptora, y el desalineamiento entre el eje óptico del sistema de acoplamiento y el eje de la fibra.

Como se ha mencionado ya en el capítulo II, las fibras ópticas utilizadas constan de un núcleo de cuarzo, la razón de ello obedece a las densidades de potencia (irradiancia: I) que se manejan. Con los datos de la sección anterior (r_0) podemos calcular cual fué la máxima irradiancia incidiendo en la cara frontal de las fibras, con una potencia máxima de emisión del laser (en la línea de 514.5 nm) del orden de 2 W:

$$I \cong \frac{\text{Potencia}}{\text{área}} \cong \frac{2 \text{ W}}{\pi (.22 \times 10^{-3} \text{ m})^2} \cong 7 \text{ MW !}$$

que son irradiancias muy grandes, lo cual volvió crítico el problema de alineamiento respecto al eje, ya que si la radiación no incidía completamente dentro del núcleo, la protección (que es de plástico) se quemaba, cosa que llegó a suceder como se muestra en la foto 3.1.

2.5.2 EL ACOPLADOR

Las características ópticas del acoplador se han discutido en la sección anterior, pasemos ahora a la parte mecánica propiamente del diseño.

En primer lugar, el acoplador debería ser conectado directamente a la salida de la cabeza del laser; se requería montar en él a la lente de enfoque y debería recibir a la fibra óptica, quien a su vez requiere estar montada en un soporte adecuado.

En la fotografía siguiente se puede observar como quedo finalmente el acoplador montado a la salida del laser de argón (Control Laser modelo 553A), puede verse asimismo la fibra montada en su soporte.

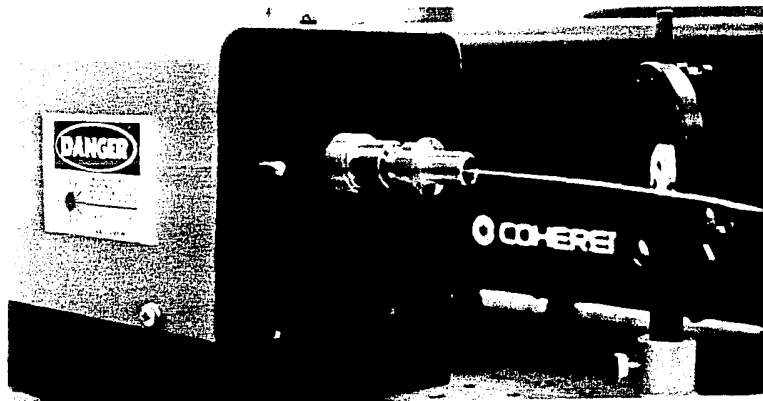


Foto 2.11

En la fotografía siguiente se muestra un desglose de las piezas que constituyen el soporte mecánico del acoplador.

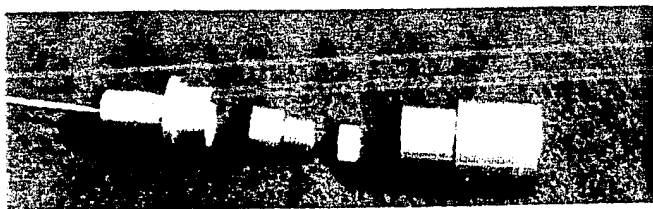


foto 2.12

De derecha a izquierda, en primer lugar aparece un cilindro con rosca externa e interna. La primera para atornillarse a la cabeza del laser, la segunda porque forma una cavidad donde se monta la lente tal que se permita su auto centrado.

A continuación se puede ver el perfil de la lente utilizada.

El tercer elemento mostrado es una tuerca que tiene al final una rosca exterior muy fina (78 hilos por pulgada). La finalidad de ello es que el soporte de la fibra se puede enroscar en ella, lo cual permite que la fibra sea acercada o alejada de la posición de enfoque del sistema.

Finalmente se tiene el soporte de la fibra el cual a su vez está constituido por dos elementos. El soporte propiamente de la fibra, que es un cilindro en el cual se monta la fibra y se fija con pegamento epóxico (de manera similar a como se fijaba en los soportes de plástico que se utilizaron en la fase de pulido, sección 2.3); y la tuerca que sirve para centrar y desplazar éste soporte al enroscarlo en el resto del conector. El diagrama de estas dos piezas se muestra en la figura siguiente.

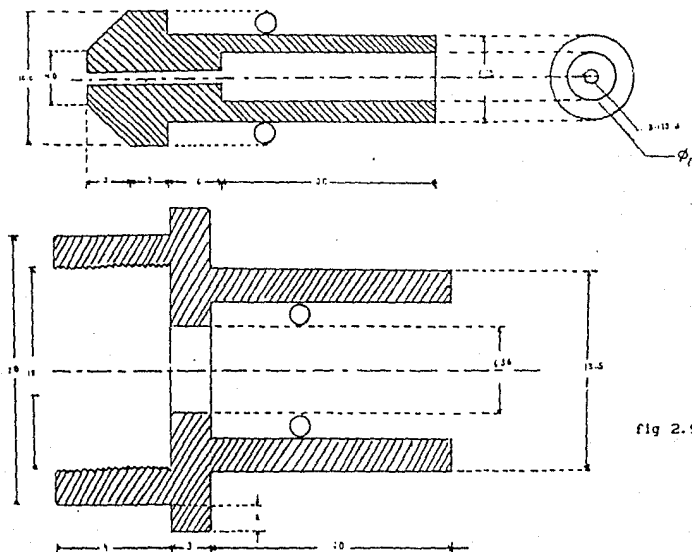


fig 2.9

Todas las piezas fueron fabricadas de latón⁴. Se construyeron 2 soportes por fibra (uno para cada extremo) dependiendo del diámetro de la cubierta de cada una de ellas (ver tabla II.1).

Puede observarse de la figura 2.9 que el orificio central del soporte de la fibra no atraviesa toda la pieza, lo cual obedece unicamente a que en el taller no se contó con brocas lo suficientemente largas y siempre existe el riesgo de romperlas debido a lo extremadamente delgadas que son.

El alineamiento del soporte de la fibra con el eje de la tuerca que lo soporta se realiza con un par de ligas de hule ("o rings").

Sólo resta discutir algunas de las características generales del acoplador. Para conocer en que momento la fibra se encuentra en la posición de máximo enfoque se procedió a medir para que posición la potencia transmitida fué máxima, realizando ligeros desplazamientos sobre el cilindro acoplador. Este sistema de enfoque permitió detectar posiciones fuera de foco hasta con variaciones en la potencia transmitida de 0.01 mW (lo cual también depende de la resolución del detector utilizado). Hasta el momento no se han observado efectos de desenfoco por efectos de calentamiento.

Se puede hacer notar que el acoplador pudo haber constado de un sistema óptico adicional para checar el alineamiento respecto al eje, por ejemplo con algún método interferométrico, sin embargo esto no se propuso finalmente porque ello redundaría en una división extra de la potencia de salida, lo cual como ya se mencionó en párrafos anteriores, no es conveniente, debido a que lo que se busca con éste diseño es optimisar la potencia transmitida. Recordando que los diámetros de las fibras mas grandes son del orden de 2 y 3 veces el diámetro del haz enfocado (sección 2.5), pequeños desalineamientos fuera de eje, o inclinación relativa entre la cara de la fibra y el plano focal de la lente, pueden ser permitidos sin pérdidas considerables.

⁴Todas las piezas fueron construídas en el taller mecánico del Centro de Instrumentos.

CAPITULO 3

CARACTERIZACION EXPERIMENTAL DEL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO

3.1 INTRODUCCION

En ésta sección se expondrán los resultados obtenidos en cuanto a la transmisión obtenida a la salida del sistema laser-fibra óptica con el sistema de acoplamiento descrito en el capítulo 2.

Para poder determinar las pérdidas en el sistema de acoplamiento es necesario conocer simultáneamente la potencia de salida del laser, así como la de la fibra óptica. Efectivamente el Control Laser está equipado con un medidor que indica su potencia de salida, pero la máxima resolución en la escala es de 50 mW, lo cual resulta ineficiente para la determinación de las pérdidas en la fibra, debido a que estamos interesados en determinar la potencia de salida con una incertidumbre del orden de unos cuantos milliwatts. De éste modo, para llegar a alcanzar una mayor resolución en las medidas de potencia de emisión, se procedió a correlacionar la potencia de salida del laser (medida con un detector con una resolución hasta de una décima de mW), con el voltaje de alimentación del detector D'Arsonval.

El fotodetector de que consta el laser envía al medidor un voltaje que es proporcional a la potencia de emisión. Midiendo directamente éste voltaje a la vez que la potencia de salida con otro detector se puede encontrar la correlación: Potencia-Voltaje. Los voltajes de alimentación del medidor D'Arsonval son del orden de mV. Se tomaron medidas de la correlación para cada línea de emisión.

La relación potencia-voltaje resultó ser una relación lineal en todos los casos, y se ajustó una recta a cada conjunto de datos por el método de mínimos cuadrados para cada línea, la cual es de la forma:

$$P(\text{mW}) = m (\text{mW/mV})\text{mV} + b(\text{mW}) \dots \dots \dots (3.1)$$

La correlación para las líneas obtenida finalmente fué la siguiente:

TABLA III.1

λ (nm)	m (Watt/V)	b (mW)	δb%	coeficiente de correlación
457.9	228.73 ± 4.24	-173.18 ± 5.03	3%	0.999821
476.5	183.36 ± 2.60	-141.56 ± 6.24	4%	0.999947
488.0	138.78 ± 1.79	-103.21 ± 7.53	7%	0.999964
496.5	124.82 ± 1.64	- 97.42 ± 6.15	6%	0.999913
514.5	87.32 ± 1.13	- 67.64 ± 4.86	7%	0.999848

De la tabla anterior puede verse las grandes incertidumbres asociadas ante todo a la ordenada al origen de la correlación (hasta de un 7%), lo cual obedece a la gran inestabilidad en potencia del laser de argón.

Una vez obtenidas las correlaciones en cada caso se procedió a medir la transmisión en la fibra óptica para cada longitud de onda de emisión del laser.

El procedimiento experimental seguido, así como los resultados obtenidos se desglosan en las secciones siguientes de éste capítulo. Cabe mencionar que toda la fase experimental fué llevada a cabo en el laboratorio de Óptica Aplicada del Centro de Instrumentos de la UNAM.

3.2 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

3.2.1 EQUIPO

a) Fuente

Laser iónico de argón de onda continua
Potencia nominal máxima (todas las líneas): 6.6 W
Diámetro del haz (Determinado en 3.5.2) 1.48 ± 0.04
Divergencia del haz (nominal): 0.6 mrad

b) Detección:

El sistema de detección hizo uso de un sistema radiómetro (NRC 820) que consta de un detector, un sistema de amplificación y una pantalla de despliegue digital.

El detector es un fotodiodo PIN de silicio con las siguientes características:

Intervalo de detección (λ)	400-1100 nm
Area activa	1 cm^2
Densidad de potencia máxima	20 mW/cm^2
Precisión con calibración	$\pm 3\%$ 400-700 nm $\pm 5\%$ 700-1100 nm
Tiempo de respuesta	2 μseg

El amplificador y pantalla de exhibición de las medidas tiene las siguientes características:

Intervalos de Potencias	1.99 μW a 19.99 mW
Precisión del amplificador	$\pm 0.3\%$
Precisión radiométrica absoluta	$\pm 4\%$
Longitudes de onda calibradas	488, 514.5, 632.8 nm
Filtro neutro densidad 3	$\pm 4\%$

*Estos intervalos pueden ampliarse en un factor de 1000 por el uso del filtro de densidad 3

c) Acoplador. Características del sistema de acoplamiento (3.53)

- conector a la salida del laser (Ver foto 3.11)
- Montura para la lente (foto 3.12)
- Lente (figura 3.5)
- Tuerca de sujeción y enfoque (foto 3.12)
- Soporte para la fibra óptica (figura 3.8)
- Tuerca de enfoque para la fibra óptica (figura 3.8)
- Abertura numérica del sistema de acoplamiento: $NA = 0.04 \pm 0.003$

d)Fibras ópticas

Se contó en el laboratorio con fibras ópticas de índice por pasos, con núcleo de cuarzo de 4 diámetros diferentes. Las características de ellas están resumidas en las tablas II.1 y II.6 .

3.2.2 ARREGLO EXPERIMENTAL

Para llevar a cabo la medición de las pérdidas del sistema de acoplamiento se procedió de la siguiente manera.

-Se pulleron los dos extremos de todas las fibras hasta lograr el pulido espejo con la lija de $0.3 \mu\text{m}$.

-Una vez pulida la fibra se montó uno de sus extremos en su soporte y se pegó con pegamento epóxico, esperándo 5 min a que éste se seicara.

-El otro extremo debería estar inicialmente libre para poder introducir el soporte en la tuerca de sujección y enfoque. Una vez hecho esto el otro extremo podía ser pegada a su soporte también.

-El soporte de la cara receptora era alineado en la tuerca de sujección por medio de un empaque anular ("o ring").

-Por otra parte la lente del acoplador se limpió y montó en su soporte siguiendo el orden mostrado en la fotografía 2.12.

-Se instaló el acoplador en la salida del laser y se verificó que la lente estuviera centrada. La alineación de la lente se realizó observando el patrón de interferencia formado (anillos de Newton) por las reflexiones de sus tres superficies (recordemos que se utilizó un do-blete).

La fibra montada en su soporte y tuerca, se atornilló a la parte del acoplador montada a la salida del laser.

La alineación de la lente respecto al eje tanto de la fibra montada, como del haz laser es muy importante y ella determina en gran medida las pérdidas del sistema de acoplamiento.

En los primeros intentos que se hicieron para transmitir la emisión del laser ($\approx 200 \text{ mW}$ de potencia) en una fibra óptica de $400 \mu\text{m}$ de diámetro, como la cavidad estaba desalinéada, parte del haz incidió en el revestimiento y la protección, quemándose parte de éste último, a la vez que la transmisión fué mínima ($\approx 20\%$).

Este efecto es mostrado en la fotografía siguiente.



foto 3.1

EFEECTO DEL DESCENTRAMIENTO DEL SISTEMA

Puede verse la parte del revestimiento quemada

Fibra Óptica de $400\mu\text{m}$, 300X

Una vez alineada la cavidad del laser se montaron las fibras a su salida.

-Se seleccionó con el prisma de Littrow la longitud de onda deseada y se enfocó la fibra montada en el acoplador.

-El criterio seguido para lograr el enfoque fué el de medir para que posición de la fibra la potencia transmitida era máxima. Una vez conseguido esto se tomaban las lecturas del voltaje de alimentación del detector D'Arsonval del laser, a la vez que la potencia a la salida de la fibra (o la lente según sea el caso).

-Se determinaron las pérdidas para la lente y cada una de las fibras ópticas. Las potencias de salida fueron medidas con el detector descrito en la sección anterior.

-El alineamiento del detector se llevó a cabo también siguiendo el criterio de máxima potencia medida.

En la figura siguiente se muestra un esquema del arreglo montado para determinar las características de transmisión de las fibras ópticas. Para cada diámetro de fibra se variaron las diferentes longitudes de onda de emisión del laser.

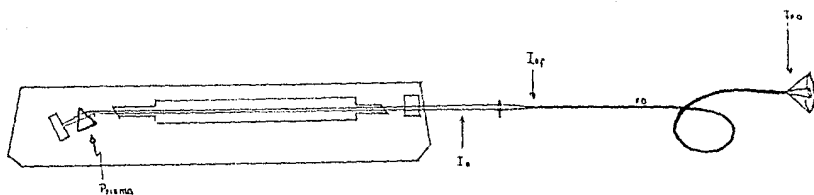


fig 3.1

I_o = Potencia de salida del laser (Determinada a partir de la correlación dada en 3.1 para cada λ)

I_{of} = Potencia a la salida de la lente (entrada de la fibra)

I_o = Potencia a la salida de la fibra óptica

Con la finalidad de caracterizar las propiedades de transmisión (y pérdidas) de las fibras ópticas y el sistema de acoplamiento en función de la longitud de onda de emisión del laser podemos considerar las siguientes definiciones:

T_s = transmisión del sistema de acoplamiento completo:

$$T_s (\%) = [I_{of}/I_o] \times 100$$

T_{fo} = transmisión en la fibra óptica:

$$T_{fo} (\%) = [I_o/I_{of}] \times 100$$

Por lo tanto las pérdidas van a estar dadas como:

Pérdidas en la lente:

$$P_L = [1 - I_{of}/I_o]$$

Pérdidas en la fibra óptica: $P_{fo} (\%) = \frac{100 - T_s}{1 - P_L}$

Y las pérdidas del sistema, de acuerdo a la definición 1.19 están dadas como:

$$P_s = 10 \log (I_o/I_{of})$$

Se reportan a continuación la transmisión y las pérdidas del sistema completo (T_s y P_s). Esto es debido a que como ya se ha visto en la sección 1.5 la medida más común para reportar las pérdidas de las fibras ópticas es el decibel.

3.3 TABLAS DE RESULTADOS

Datos obtenidos en la determinación de las propiedades de transmisión de las fibras en función de la longitud de onda transmitida.

ϕ =diámetro de la fibra óptica
 λ =longitud de onda del laser

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 600\mu\text{m}$, $\lambda = 514.5\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_a (%)	P_s (db)
57 ± 7.10	39 ± 2.0	68	1.67
65 ± 7.26	45 ± 2.3	68	1.66
74 ± 7.41	51 ± 2.5	68	1.66
82 ± 7.55	56 ± 2.8	68	1.69
95 ± 7.79	65 ± 3.3	68	1.68
104 ± 7.95	72 ± 3.6	69	1.61
108 ± 8.02	74 ± 3.7	68	1.67
114 ± 8.12	77 ± 3.9	68	1.70
131 ± 8.43	89 ± 4.5	68	1.69
138 ± 8.56	94 ± 4.7	68	1.68
143 ± 8.64	98 ± 4.9	69	1.63
154 ± 8.84	105 ± 5.3	68	1.67
164 ± 9.01	112 ± 5.6	68	1.65
172 ± 9.17	118 ± 5.9	68	1.65
177 ± 9.25	121 ± 6.1	68	1.65
186 ± 9.42	128 ± 6.4	69	1.63
194 ± 9.56	133 ± 6.7	68	1.65
196 ± 9.59	135 ± 6.8	69	1.62
198 ± 9.62	136 ± 6.8	69	1.63
209 ± 9.83	145 ± 7.3	69	1.59
216 ± 9.95	149 ± 7.5	69	1.62
226 ± 10.12	156 ± 7.8	69	1.61
227 ± 10.16	157 ± 7.9	69	1.61
233 ± 10.25	161 ± 8.1	69	1.60
240 ± 10.37	166 ± 8.3	69	1.60
245 ± 10.47	170 ± 8.5	69	1.59
251 ± 10.58	174 ± 8.7	69	1.59
255 ± 10.66	178 ± 8.9	70	1.57
266 ± 10.84	185 ± 9.3	70	1.54
278 ± 11.06	195 ± 9.8	70	1.54
285 ± 11.19	199 ± 10.0	70	1.56
296 ± 11.39	207 ± 10.4	70	1.56
303 ± 11.50	213 ± 10.7	70	1.52
316 ± 11.74	222 ± 11.1	70	1.53
322 ± 11.85	226 ± 11.3	70	1.53
323 ± 11.86	228 ± 11.4	71	1.51
330 ± 12.00	233 ± 11.7	70	1.52
338 ± 12.14	240 ± 12.0	71	1.49
345 ± 12.27	244 ± 12.2	71	1.51
352 ± 12.40	249 ± 12.5	71	1.51
364 ± 12.60	255 ± 12.8	70	1.54
366 ± 12.65	258 ± 12.9	70	1.52
371 ± 12.72	261 ± 13.1	70	1.52
378 ± 12.85	266 ± 13.3	70	1.52
383 ± 12.94	270 ± 13.5	70	1.52
390 ± 13.07	277 ± 13.9	71	1.48
395 ± 13.16	280 ± 14.0	71	1.50

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
60 ± 7.15	41 ± 2.1	68.3	1.64
65 ± 7.24	44 ± 2.2	67.7	1.70
76 ± 7.44	51 ± 2.6	67.1	1.76
81 ± 7.52	54 ± 2.7	66.7	1.75
85 ± 7.60	57 ± 2.9	66.9	1.74
90 ± 7.68	60 ± 3.0	66.7	1.74
97 ± 7.81	64 ± 3.2	66.0	1.78
106 ± 7.98	70 ± 3.5	66.0	1.81
115 ± 8.13	76 ± 3.8	66.2	1.79
119 ± 8.21	79 ± 4.0	66.4	1.79
127 ± 8.35	84 ± 4.2	66.1	1.80
138 ± 8.56	91 ± 4.6	65.9	1.82
147 ± 8.71	97 ± 4.9	66.0	1.81
154 ± 8.84	101 ± 5.1	65.6	1.84
163 ± 9.00	108 ± 5.4	66.3	1.78
172 ± 9.17	113 ± 5.7	65.7	1.84
177 ± 9.25	117 ± 5.9	66.2	1.79
188 ± 9.45	124 ± 6.2	66.0	1.81
195 ± 9.58	130 ± 6.5	66.7	1.77
207 ± 9.78	137 ± 6.9	66.2	1.78
209 ± 9.83	139 ± 7.0	66.5	1.77
218 ± 9.98	145 ± 7.3	66.5	1.77
226 ± 10.12	151 ± 7.6	66.8	1.75
232 ± 10.23	156 ± 7.8	67.2	1.72
243 ± 10.44	163 ± 8.2	67.0	1.74
248 ± 10.53	167 ± 8.4	67.3	1.73
259 ± 10.72	174 ± 8.7	67.2	1.73
274 ± 10.99	185 ± 9.3	67.5	1.70
281 ± 11.11	190 ± 9.5	67.6	1.70
296 ± 11.39	201 ± 10.1	67.9	1.69
303 ± 11.52	206 ± 10.3	68.0	1.68
308 ± 11.60	210 ± 10.5	68.2	1.66
320 ± 11.82	218 ± 10.9	68.1	1.67
329 ± 11.97	225 ± 11.3	68.4	1.65
339 ± 12.16	232 ± 11.6	68.4	1.65
353 ± 12.41	242 ± 12.1	68.6	1.64
362 ± 12.57	249 ± 12.5	68.8	1.62
371 ± 12.72	254 ± 12.7	68.5	1.64
379 ± 12.87	261 ± 13.1	68.9	1.61
387 ± 13.02	266 ± 13.3	68.7	1.63
395 ± 13.16	272 ± 13.6	68.9	1.62
408 ± 13.40	281 ± 14.1	68.9	1.62
420 ± 13.60	289 ± 14.5	68.8	1.62
428 ± 13.76	296 ± 14.8	69.2	1.60
437 ± 13.91	302 ± 15.1	69.1	1.61
444 ± 14.04	307 ± 15.4	69.1	1.61
454 ± 14.21	313 ± 15.7	68.9	1.61
461 ± 14.34	318 ± 15.9	69.0	1.61
474 ± 14.57	327 ± 16.4	69.0	1.61
485 ± 14.78	335 ± 16.8	69.1	1.61
492 ± 14.90	340 ± 17.0	69.1	1.61
508 ± 15.18	351 ± 17.6	69.1	1.61

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 300\mu\text{m}$, $\lambda = 514.5\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
61 ± 7.16	32 ± 1.6	52.5	2.78
66 ± 7.26	34 ± 1.7	51.5	2.98
79 ± 7.49	40 ± 2.0	50.6	2.96
82 ± 7.54	42 ± 2.1	51.4	2.89
95 ± 7.77	49 ± 2.5	51.6	2.86
104 ± 7.95	53 ± 2.7	51.0	2.94
113 ± 8.10	57 ± 2.9	50.4	2.98
120 ± 8.21	61 ± 3.1	50.8	2.91
131 ± 8.43	67 ± 3.4	51.1	2.93
136 ± 8.51	69 ± 3.5	50.7	2.94
142 ± 8.62	73 ± 3.7	51.4	2.89
152 ± 8.79	77 ± 3.9	50.7	2.94
156 ± 8.87	79 ± 4.0	50.6	2.95
163 ± 9.00	83 ± 4.2	50.9	2.93
170 ± 9.12	86 ± 4.3	50.6	2.96
177 ± 9.25	90 ± 4.5	50.8	2.95
188 ± 9.45	96 ± 4.8	51.1	2.92
195 ± 9.58	99 ± 5.0	50.8	2.95
205 ± 9.75	105 ± 5.3	51.2	2.90
215 ± 9.94	110 ± 5.5	51.2	2.92
227 ± 10.16	117 ± 5.9	51.5	2.89
232 ± 10.23	120 ± 6.0	51.7	2.86
246 ± 10.48	127 ± 6.4	51.7	2.87
251 ± 10.58	130 ± 6.5	51.8	2.86
258 ± 10.70	134 ± 6.7	51.9	2.85
269 ± 10.89	139 ± 7.0	51.7	2.86
274 ± 10.99	142 ± 7.1	51.8	2.85
285 ± 11.19	148 ± 7.4	51.9	2.85
296 ± 11.39	155 ± 7.8	52.4	2.82
306 ± 11.57	159 ± 7.9	52.0	2.84
310 ± 11.64	162 ± 8.1	52.3	2.82
317 ± 11.77	165 ± 8.3	52.1	2.84
338 ± 12.13	171 ± 8.6	50.6	2.95
349 ± 12.33	178 ± 8.9	51.0	2.92
357 ± 12.47	182 ± 9.1	51.0	2.92
362 ± 12.57	185 ± 9.3	51.1	2.91
370 ± 12.71	189 ± 9.5	51.1	2.92
379 ± 12.88	194 ± 9.7	51.2	2.91
387 ± 13.02	199 ± 10.0	51.4	2.89
396 ± 13.18	204 ± 10.2	51.5	2.88
406 ± 13.35	208 ± 10.4	51.2	2.90
418 ± 13.57	215 ± 10.8	51.4	2.89
432 ± 13.82	222 ± 11.1	51.4	2.89

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 200\mu\text{m}$, $\lambda = 514.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
58 ± 7.12	28 ± 1.4	48.3	3.17
71 ± 7.35	35 ± 1.8	49.3	3.08
74 ± 7.40	37 ± 1.9	50.0	3.00
85 ± 7.60	42 ± 2.1	49.3	3.07
92 ± 7.73	45 ± 2.3	48.8	3.11
99 ± 7.93	50 ± 2.5	50.7	3.16
112 ± 8.09	55 ± 2.8	49.0	3.10
117 ± 8.17	57 ± 2.9	51.1	3.11
124 ± 8.37	62 ± 3.1	49.8	3.15
129 ± 8.45	65 ± 3.2	50.4	3.09
132 ± 8.49	66 ± 3.3	50.1	3.11
139 ± 8.62	69 ± 3.4	49.6	3.13
151 ± 8.82	75 ± 3.8	49.6	3.10
187 ± 9.43	92 ± 4.6	49.2	3.09
199 ± 9.64	98 ± 4.9	49.2	3.07
211 ± 9.84	104 ± 5.2	49.3	3.05
216 ± 9.92	106 ± 5.3	49.1	3.06
226 ± 10.09	111 ± 5.6	49.1	3.05
233 ± 10.25	115 ± 5.8	49.4	3.06
239 ± 10.36	119 ± 6.0	49.8	3.03
242 ± 10.42	120 ± 6.0	49.5	3.05
249 ± 10.55	123 ± 6.2	49.3	3.07
251 ± 10.58	124 ± 6.2	49.4	3.06
261 ± 10.75	129 ± 6.5	49.5	3.06
271 ± 10.94	134 ± 6.7	49.4	3.06
275 ± 11.00	136 ± 6.8	49.5	3.05
283 ± 11.16	141 ± 7.1	49.8	3.03
294 ± 11.35	146 ± 7.3	49.7	3.04
297 ± 11.41	148 ± 7.4	49.8	3.03
303 ± 11.52	151 ± 7.6	49.8	3.03
317 ± 11.75	158 ± 7.9	49.9	3.02
328 ± 11.96	162 ± 8.1	49.4	3.06
337 ± 12.13	167 ± 8.4	49.5	3.06
348 ± 12.32	172 ± 8.6	49.4	3.06
358 ± 12.49	177 ± 8.9	49.5	3.05
360 ± 12.54	179 ± 9.0	49.7	3.04
371 ± 12.72	183 ± 9.2	49.4	3.07
378 ± 12.85	187 ± 9.4	49.5	3.05
386 ± 13.01	192 ± 9.6	49.7	3.04
392 ± 13.12	195 ± 9.8	49.7	3.04
398 ± 13.21	197 ± 9.9	49.5	3.05
405 ± 13.34	201 ± 10.1	49.7	3.04
418 ± 13.57	208 ± 10.4	49.8	3.03
427 ± 13.74	213 ± 10.7	49.8	3.03
434 ± 13.85	217 ± 10.9	50.0	3.01
441 ± 13.98	220 ± 11.0	49.9	3.02
449 ± 14.13	225 ± 11.3	50.1	3.00
462 ± 14.37	232 ± 11.6	50.2	3.00

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 600\mu\text{m}$ $\lambda = 496.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{FO} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
64 ± 9.07	43 ± 2.2	67.6	1.70
72 ± 9.23	49 ± 2.5	67.7	1.69
85 ± 9.46	57 ± 2.9	67.2	1.73
97 ± 9.68	65 ± 3.3	66.8	1.75
114 ± 9.98	75 ± 3.8	66.1	1.80
122 ± 10.13	82 ± 4.1	67.1	1.73
131 ± 10.29	89 ± 4.5	67.9	1.68
138 ± 10.43	94 ± 4.7	67.9	1.68
142 ± 10.50	96 ± 4.8	67.5	1.71
150 ± 10.63	101 ± 5.1	67.5	1.71
155 ± 10.72	104 ± 5.2	67.2	1.73
163 ± 10.88	111 ± 5.6	67.9	1.68
167 ± 10.95	113 ± 5.7	67.6	1.70
176 ± 11.11	119 ± 6.0	67.6	1.70
180 ± 11.18	121 ± 6.1	67.3	1.72
198 ± 11.52	134 ± 6.7	67.5	1.70
208 ± 11.70	140 ± 7.0	67.2	1.73
212 ± 11.76	143 ± 7.2	67.4	1.71
218 ± 11.88	146 ± 7.3	66.9	1.75
225 ± 11.99	150 ± 7.5	66.8	1.75
235 ± 12.17	157 ± 7.9	66.9	1.74
241 ± 12.29	158 ± 7.9	65.6	1.83
242 ± 12.31	162 ± 8.1	66.9	1.74
260 ± 12.63	173 ± 8.7	66.7	1.76
273 ± 12.87	182 ± 9.1	66.6	1.77
287 ± 13.12	192 ± 9.6	66.9	1.75
294 ± 13.26	197 ± 9.9	66.9	1.75
302 ± 13.40	202 ± 10.1	66.9	1.75
316 ± 13.64	211 ± 10.6	66.8	1.75
327 ± 13.85	218 ± 10.9	66.7	1.76
336 ± 14.01	224 ± 11.2	66.7	1.76
342 ± 14.12	229 ± 11.5	67.0	1.74
352 ± 14.30	235 ± 11.8	66.8	1.75
371 ± 14.64	248 ± 12.4	66.9	1.75
374 ± 14.71	251 ± 12.6	67.0	1.74
392 ± 15.03	263 ± 13.2	67.1	1.73
407 ± 15.30	273 ± 13.7	67.1	1.73
414 ± 15.43	277 ± 13.9	66.9	1.75
422 ± 15.57	282 ± 14.1	66.9	1.75
426 ± 15.64	286 ± 14.3	67.2	1.73

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 400\mu\text{m}$, $\lambda = 496.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
69 ± 9.16	42 ± 2.1	61.2	2.13
75 ± 9.27	46 ± 2.3	61.5	2.11
85 ± 9.46	51 ± 2.6	60.1	2.21
91 ± 9.57	55 ± 2.8	60.4	2.19
106 ± 9.84	64 ± 3.2	60.4	2.19
116 ± 10.02	70 ± 3.5	60.3	2.19
132 ± 10.32	79 ± 4.0	59.7	2.24
145 ± 10.54	86 ± 4.3	59.4	2.26
151 ± 10.66	90 ± 4.5	59.6	2.25
163 ± 10.88	98 ± 4.9	60.0	2.22
171 ± 11.02	102 ± 5.1	59.7	2.24
177 ± 11.13	107 ± 5.4	60.4	2.19
182 ± 11.22	110 ± 5.5	60.4	2.19
192 ± 11.40	115 ± 5.8	59.8	2.23
207 ± 11.67	125 ± 6.1	60.3	2.19
223 ± 11.97	135 ± 6.8	60.4	2.19
236 ± 12.20	143 ± 7.2	60.6	2.17
243 ± 12.33	147 ± 7.4	60.4	2.19
260 ± 12.63	157 ± 7.9	60.5	2.18
272 ± 12.85	164 ± 8.2	60.3	2.20
284 ± 13.08	173 ± 8.7	60.8	2.16
301 ± 13.37	182 ± 9.1	60.5	2.18
311 ± 13.55	189 ± 9.5	60.8	2.16
324 ± 13.80	197 ± 9.9	60.7	2.17
328 ± 13.87	199 ± 10.0	60.6	2.17
333 ± 13.96	203 ± 10.2	60.9	2.15
339 ± 14.07	206 ± 10.3	60.7	2.17
353 ± 14.32	215 ± 10.8	60.9	2.16
372 ± 14.66	227 ± 11.4	61.0	2.14
381 ± 14.82	232 ± 11.6	61.0	2.15
387 ± 14.93	236 ± 11.8	61.0	2.15
398 ± 15.14	242 ± 12.1	60.8	2.16
414 ± 15.43	252 ± 12.6	60.8	2.16
423 ± 15.59	257 ± 12.9	60.7	2.16
443 ± 15.95	269 ± 13.5	60.7	2.17
454 ± 16.16	276 ± 13.8	60.8	2.16
464 ± 16.34	282 ± 14.1	60.7	2.17
470 ± 16.45	287 ± 14.4	61.0	2.15
480 ± 16.63	292 ± 14.6	60.8	2.16
497 ± 16.93	302 ± 15.1	60.8	2.16
503 ± 17.04	306 ± 15.3	60.8	2.16
517 ± 17.29	315 ± 15.8	61.0	2.15
527 ± 17.47	321 ± 16.1	60.9	2.15
532 ± 17.56	325 ± 16.3	61.1	2.14
542 ± 17.74	331 ± 16.6	61.1	2.14
549 ± 17.88	336 ± 16.8	61.2	2.13
553 ± 17.95	338 ± 16.9	61.1	2.14
559 ± 18.06	342 ± 17.1	61.2	2.13
569 ± 18.24	348 ± 17.4	61.1	2.14

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 300\mu\text{m}$, $\lambda = 496.5\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{F0} (mW)	T_B (%)	P_s (db)
66 ± 9.12	33 ± 1.7	49.9	3.02
72 ± 9.23	37 ± 1.9	51.2	2.91
76 ± 9.30	38 ± 1.9	49.9	3.01
100 ± 9.73	52 ± 2.6	52.1	2.83
110 ± 9.91	57 ± 2.9	51.9	2.85
116 ± 10.02	60 ± 3.0	51.7	2.86
125 ± 10.18	64 ± 3.2	51.3	2.90
129 ± 10.25	66 ± 3.3	51.4	2.89
135 ± 10.36	69 ± 3.4	51.2	2.91
142 ± 10.50	73 ± 3.7	51.3	2.90
147 ± 10.59	75 ± 3.8	50.9	2.93
157 ± 10.77	80 ± 4.0	50.9	2.93
163 ± 10.88	83 ± 4.1	50.8	2.94
173 ± 11.06	88 ± 4.4	50.7	2.95
180 ± 11.18	91 ± 4.5	50.6	2.95
186 ± 11.29	95 ± 4.8	51.1	2.92
196 ± 11.47	99 ± 5.0	50.5	2.96
202 ± 11.58	102 ± 5.1	50.5	2.97
208 ± 11.70	105 ± 5.3	50.4	2.98
211 ± 11.74	107 ± 5.4	50.7	2.95
215 ± 11.81	108 ± 5.4	50.3	2.98
227 ± 12.04	114 ± 5.7	50.2	2.99
240 ± 12.26	121 ± 6.1	50.5	2.97
260 ± 12.63	131 ± 6.6	50.5	2.97
268 ± 12.78	135 ± 6.8	50.3	2.98
280 ± 12.99	140 ± 7.0	50.1	3.00
292 ± 13.21	146 ± 7.3	50.0	3.01
304 ± 13.44	153 ± 7.7	50.2	2.99
318 ± 13.69	159 ± 8.0	50.0	3.01
332 ± 13.94	166 ± 8.3	50.0	3.01
347 ± 14.21	174 ± 8.7	50.2	3.00
353 ± 14.32	177 ± 8.9	50.1	3.00
366 ± 14.55	183 ± 9.2	50.0	3.01
388 ± 14.96	195 ± 9.8	50.2	2.99
412 ± 15.39	206 ± 10.3	50.0	3.01

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 200\mu\text{m}$, $\lambda = 496.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
89 ± 9.52	38 ± 1.9	42.9	3.67
91 ± 9.57	39 ± 2.0	42.8	3.68
97 ± 9.68	41 ± 2.1	42.1	3.75
110 ± 9.91	47 ± 2.4	42.8	3.68
120 ± 10.09	50 ± 2.5	41.7	3.79
122 ± 10.13	52 ± 2.6	42.5	3.71
130 ± 10.27	55 ± 2.8	42.4	3.73
136 ± 10.27	57 ± 2.9	41.9	3.78
138 ± 10.43	59 ± 3.0	42.6	3.71
148 ± 10.61	62 ± 3.1	41.8	3.79
155 ± 10.72	65 ± 3.2	42.0	3.77
157 ± 10.77	66 ± 3.3	42.0	3.77
167 ± 10.95	71 ± 3.6	42.5	3.72
183 ± 11.24	77 ± 3.9	42.0	3.77
190 ± 11.43	81 ± 4.1	41.9	3.78
200 ± 11.54	84 ± 4.2	42.1	3.76
205 ± 11.63	85 ± 4.3	41.5	3.82
220 ± 11.90	92 ± 4.6	41.9	3.78
228 ± 12.06	96 ± 4.8	42.0	3.76
238 ± 12.24	99 ± 5.0	41.5	3.82
245 ± 12.35	102 ± 5.1	41.7	3.80
251 ± 12.47	105 ± 5.2	41.9	3.78
263 ± 12.69	110 ± 5.5	41.8	3.79
266 ± 12.74	111 ± 5.6	41.8	3.79
273 ± 12.85	114 ± 5.7	41.7	3.80
276 ± 12.92	115 ± 5.8	41.7	3.80
284 ± 13.08	119 ± 6.0	41.8	3.79
293 ± 13.24	122 ± 6.1	41.6	3.81
300 ± 13.35	125 ± 6.3	41.7	3.79
306 ± 13.46	128 ± 6.4	41.9	3.78
318 ± 13.69	133 ± 6.7	41.8	3.79
322 ± 13.76	134 ± 6.7	41.6	3.81
328 ± 13.87	137 ± 6.9	41.7	3.79
344 ± 14.16	144 ± 7.2	41.8	3.79
353 ± 14.32	148 ± 7.4	41.9	3.78
361 ± 14.46	151 ± 7.6	41.9	3.78
369 ± 14.62	155 ± 7.9	42.0	3.77
377 ± 14.75	157 ± 7.9	41.7	3.80
392 ± 15.03	164 ± 8.2	41.9	3.78
406 ± 15.27	170 ± 8.5	41.9	3.78

I_0 (mW)	I_{f0} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
56 ± 10.39	37 ± 1.9	65.6	1.83
63 ± 10.51	41 ± 2.1	64.7	1.89
80 ± 10.81	52 ± 2.6	65.0	1.87
91 ± 11.01	59 ± 3.0	64.8	1.89
109 ± 11.33	71 ± 3.6	65.1	1.87
127 ± 11.65	82 ± 4.1	64.6	1.91
137 ± 11.83	88 ± 4.4	64.2	1.92
152 ± 12.10	98 ± 4.9	64.5	1.91
162 ± 12.27	105 ± 5.3	64.8	1.88
170 ± 12.42	110 ± 5.5	64.7	1.90
180 ± 12.60	117 ± 5.9	65.0	1.87
195 ± 12.87	126 ± 6.3	64.6	1.89
205 ± 13.04	133 ± 6.7	64.9	1.88
224 ± 13.39	145 ± 7.3	64.6	1.89
234 ± 13.57	151 ± 7.6	64.5	1.90
244 ± 13.74	157 ± 7.9	64.4	1.91
249 ± 13.84	160 ± 8.0	64.2	1.93
263 ± 14.09	169 ± 8.5	64.2	1.92
274 ± 14.29	175 ± 8.8	63.8	1.95
292 ± 14.61	186 ± 9.3	63.6	1.96
310 ± 14.93	198 ± 9.9	63.8	1.95
315 ± 15.01	200 ± 10.0	63.6	1.97
328 ± 15.25	209 ± 10.5	63.6	1.96
337 ± 15.40	215 ± 10.8	63.9	1.95
342 ± 15.50	218 ± 10.9	63.7	1.96
362 ± 15.85	230 ± 11.5	63.6	1.97
376 ± 16.10	239 ± 12.0	63.6	1.96
401 ± 16.55	255 ± 12.8	63.7	1.96
410 ± 16.72	262 ± 13.1	63.9	1.95
434 ± 17.14	277 ± 13.9	63.8	1.95
441 ± 17.27	282 ± 14.1	63.9	1.94
448 ± 17.39	287 ± 14.4	64.1	1.93
452 ± 17.47	289 ± 14.5	64.0	1.94
466 ± 17.71	299 ± 15.0	64.2	1.93
474 ± 17.86	304 ± 15.2	64.1	1.93
487 ± 18.09	313 ± 15.7	64.4	1.92
503 ± 18.38	324 ± 16.2	64.4	1.91
513 ± 18.56	330 ± 16.5	64.3	1.92
527 ± 18.81	340 ± 17.0	64.5	1.90
539 ± 19.03	349 ± 17.5	64.7	1.89
556 ± 19.33	361 ± 18.1	64.9	1.88
571 ± 19.60	370 ± 18.5	64.8	1.89
582 ± 19.80	379 ± 19.0	65.1	1.87
591 ± 19.95	385 ± 19.3	65.2	1.86
607 ± 20.25	395 ± 19.8	65.0	1.87
620 ± 20.47	406 ± 20.3	65.5	1.84
638 ± 20.79	418 ± 20.9	65.5	1.84
689 ± 21.71	390 ± 19.5	56.6	2.48
698 ± 21.86	396 ± 19.8	56.8	2.46
706 ± 22.01	399 ± 20.0	56.5	2.48
727 ± 22.38	411 ± 20.6	56.5	2.48
745 ± 22.71	421 ± 21.1	56.5	2.48
768 ± 23.13	434 ± 21.7	56.5	2.48
779 ± 23.33	440 ± 22.0	56.5	2.48

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 400\mu\text{m}$, $\lambda = 488.0\text{nm}$

I_o (mW)	I_{Fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
81 ± 10.83	49 ± 2.4	60.2	2.20
97 ± 11.11	58 ± 2.9	60.0	2.22
104 ± 11.23	62 ± 3.1	59.9	2.23
106 ± 11.28	64 ± 3.2	60.2	2.21
124 ± 11.60	75 ± 3.8	60.3	2.20
141 ± 11.90	85 ± 4.3	60.3	2.20
154 ± 12.13	93 ± 4.7	60.6	2.18
163 ± 12.30	99 ± 5.0	60.6	2.17
174 ± 12.50	105 ± 5.3	60.2	2.20
184 ± 12.67	112 ± 5.6	60.8	2.16
199 ± 12.94	121 ± 6.1	60.7	2.17
203 ± 13.02	122 ± 6.1	60.0	2.22
210 ± 13.14	126 ± 6.3	60.0	2.23
223 ± 13.37	133 ± 6.7	59.7	2.24
235 ± 13.59	140 ± 7.0	59.5	2.26
252 ± 13.89	149 ± 7.5	58.8	2.28
260 ± 14.04	153 ± 7.7	58.8	2.31
274 ± 14.29	161 ± 8.1	58.7	2.31
280 ± 14.39	163 ± 8.2	58.5	2.35
287 ± 14.51	168 ± 8.4	58.6	2.32
301 ± 14.76	175 ± 8.8	58.2	2.35
309 ± 14.91	180 ± 9.0	58.3	2.35
323 ± 15.16	187 ± 9.4	57.9	2.37
330 ± 15.28	191 ± 9.6	57.9	2.37
339 ± 15.45	196 ± 9.8	57.8	2.39
348 ± 15.60	201 ± 10.1	57.8	2.38
366 ± 15.93	211 ± 10.6	57.7	2.39
381 ± 16.20	219 ± 11.0	57.5	2.41
392 ± 16.40	225 ± 11.3	57.4	2.41
405 ± 16.62	232 ± 11.6	57.3	2.42
417 ± 16.84	239 ± 12.0	57.3	2.42
435 ± 17.17	249 ± 12.5	57.2	2.43
449 ± 17.42	257 ± 12.9	57.2	2.42
464 ± 17.69	264 ± 13.2	56.8	2.45
471 ± 17.81	269 ± 13.5	57.1	2.44
487 ± 18.09	277 ± 13.9	56.9	2.45
496 ± 18.26	283 ± 14.2	57.0	2.44
505 ± 18.41	287 ± 14.4	56.9	2.45
516 ± 18.61	293 ± 14.7	56.8	2.46
532 ± 18.91	302 ± 15.1	56.7	2.46
541 ± 19.06	307 ± 15.4	56.8	2.46
550 ± 19.23	313 ± 15.7	56.9	2.45
570 ± 19.58	325 ± 16.3	57.0	2.44
584 ± 19.83	332 ± 16.6	56.9	2.45
599 ± 20.10	340 ± 17.0	56.8	2.46
612 ± 20.32	348 ± 17.4	56.9	2.45
623 ± 20.52	354 ± 17.7	56.9	2.45
630 ± 20.64	358 ± 17.9	56.8	2.45
641 ± 20.84	363 ± 18.2	56.7	2.47
649 ± 20.99	368 ± 18.4	56.7	2.46
660 ± 21.19	374 ± 18.7	56.2	2.47

I_o (mW)	I_{Po} (mW)	T_a (%)	P_s (db)
120 ± 11.53	60 ± 3.0	50.0	3.01
131 ± 11.73	65 ± 3.4	49.6	3.04
145 ± 11.98	73 ± 3.7	50.3	2.98
149 ± 12.05	74 ± 3.7	49.6	3.04
163 ± 12.30	81 ± 4.1	49.6	3.04
181 ± 12.62	89 ± 4.5	49.1	3.08
199 ± 12.94	98 ± 4.9	49.2	3.08
206 ± 13.07	102 ± 5.1	49.5	3.05
217 ± 13.27	107 ± 5.4	49.3	3.07
228 ± 13.47	112 ± 5.6	49.0	3.09
235 ± 13.59	115 ± 5.8	48.9	3.10
247 ± 13.79	121 ± 6.1	49.1	3.10
260 ± 14.04	127 ± 6.4	48.8	3.11
271 ± 14.24	133 ± 6.7	49.0	3.09
290 ± 14.56	141 ± 7.1	48.7	3.13
298 ± 14.71	145 ± 7.3	48.7	3.13
312 ± 14.96	152 ± 7.6	48.8	3.12
323 ± 15.16	158 ± 7.9	48.9	3.11
330 ± 15.28	160 ± 8.0	48.5	3.14
345 ± 15.55	168 ± 8.4	48.7	3.13
352 ± 15.68	171 ± 8.6	48.6	3.14
366 ± 15.93	179 ± 9.0	48.9	3.11
378 ± 16.15	185 ± 9.3	48.9	3.10
385 ± 16.27	188 ± 9.4	48.8	3.12
407 ± 16.67	198 ± 9.9	48.6	3.13
419 ± 16.87	204 ± 10.2	48.7	3.12
424 ± 16.97	207 ± 10.4	48.8	3.12
439 ± 17.24	212 ± 11.1	48.2	3.17
446 ± 17.37	216 ± 10.8	48.4	3.15
452 ± 17.47	220 ± 11.0	48.7	3.13
464 ± 17.69	227 ± 11.4	48.9	3.11
473 ± 17.84	230 ± 11.5	48.7	3.13
487 ± 18.09	238 ± 11.9	48.9	3.11
502 ± 18.36	245 ± 12.3	48.8	3.11
512 ± 18.53	251 ± 12.6	49.1	3.09
530 ± 18.86	259 ± 13.0	48.9	3.11
541 ± 19.06	225 ± 13.3	49.0	3.09
559 ± 19.38	274 ± 13.7	49.0	3.09
566 ± 19.50	278 ± 13.9	49.1	3.09
582 ± 19.80	286 ± 14.3	49.1	3.09
591 ± 19.95	290 ± 14.5	49.1	3.09
599 ± 20.10	295 ± 14.8	49.2	3.08
616 ± 20.40	303 ± 15.2	49.2	3.08
627 ± 20.60	309 ± 15.5	49.3	3.07
631 ± 20.67	312 ± 15.6	49.5	3.06
641 ± 20.84	317 ± 15.9	49.5	3.06
649 ± 20.99	321 ± 16.1	49.5	3.06
663 ± 21.24	330 ± 16.5	49.8	3.03
674 ± 21.44	337 ± 16.9	50.0	3.01
678 ± 21.51	339 ± 17.0	50.0	3.01
693 ± 21.79	346 ± 17.3	49.9	3.02
714 ± 22.16	358 ± 17.9	50.1	3.00
728 ± 22.41	365 ± 18.3	50.1	3.00
749 ± 22.78	376 ± 18.8	50.2	2.99
757 ± 22.93	381 ± 19.1	50.3	2.98
771 ± 23.18	388 ± 19.4	50.3	2.98

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 200\mu\text{m}$, $\lambda = 488.0\text{nm}$

I_o (mW)	I_{Fo} (mW)	T_B (%)	P_s (db)
52 ± 2.60	23 ± 1.2	44.2	3.54
73 ± 3.65	35 ± 1.6	43.8	3.58
81 ± 4.05	35 ± 1.8	43.2	3.64
95 ± 4.75	41 ± 2.1	43.2	3.65
117 ± 5.85	49 ± 2.4	41.9	3.78
127 ± 6.35	55 ± 2.8	43.3	3.63
136 ± 6.80	59 ± 3.0	43.4	3.63
165 ± 8.25	71 ± 3.5	43.0	3.66
181 ± 9.05	78 ± 3.9	43.1	3.66
191 ± 9.55	81 ± 4.0	42.4	3.73
197 ± 9.85	85 ± 4.2	43.1	3.65
218 ± 10.90	93 ± 4.7	42.7	3.70
227 ± 11.35	97 ± 4.9	42.7	3.69
229 ± 11.45	100 ± 5.0	43.7	3.60
236 ± 11.80	101 ± 5.1	42.8	3.69
254 ± 12.70	110 ± 5.5	43.3	3.63
260 ± 13.00	112 ± 5.6	43.1	3.66
264 ± 13.20	115 ± 5.8	43.6	3.61
274 ± 13.70	119 ± 6.0	43.4	3.62
276 ± 13.80	120 ± 6.0	43.5	3.62
288 ± 14.40	125 ± 6.3	43.4	3.62
298 ± 14.90	129 ± 6.5	43.3	3.64
303 ± 15.15	132 ± 6.6	43.6	3.61
320 ± 16.00	139 ± 7.0	43.7	3.62
325 ± 16.25	142 ± 7.1	43.7	3.60
329 ± 16.45	144 ± 7.2	44.3	3.59
333 ± 16.65	146 ± 7.3	43.8	3.58
341 ± 17.05	150 ± 7.5	44.0	3.57
348 ± 17.40	152 ± 7.6	43.7	3.60
362 ± 18.10	159 ± 8.0	43.9	3.57
369 ± 18.45	161 ± 8.1	43.6	3.60
395 ± 19.75	173 ± 8.7	43.8	3.59
408 ± 20.40	179 ± 9.0	43.9	3.58
415 ± 20.75	182 ± 9.1	43.9	3.58

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 600\mu\text{m}$, $\lambda = 476.5\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_n (%)	P_s (db)
73 ± 10.35	43 ± 2.2	58.9	2.30
78 ± 10.46	45 ± 2.3	57.7	2.42
91 ± 10.71	53 ± 2.7	58.2	2.36
102 ± 10.92	58 ± 2.9	56.9	2.46
110 ± 11.06	63 ± 3.2	57.3	2.41
115 ± 11.16	65 ± 3.3	56.5	2.48
122 ± 11.30	71 ± 3.6	58.2	2.37
133 ± 11.52	76 ± 3.8	57.1	2.45
141 ± 11.66	81 ± 4.1	57.4	2.38
155 ± 11.94	89 ± 4.5	57.4	2.38
161 ± 12.04	93 ± 4.7	57.4	2.38
170 ± 12.22	98 ± 4.9	57.6	2.40
185 ± 12.50	106 ± 5.3	57.3	2.41
187 ± 12.54	108 ± 5.4	57.8	2.38
194 ± 12.68	111 ± 5.6	57.2	2.42
209 ± 12.96	120 ± 6.0	57.4	2.40
210 ± 12.99	121 ± 6.1	57.6	2.40
227 ± 13.31	131 ± 6.6	57.7	2.39
242 ± 13.59	139 ± 6.9	57.4	2.40
251 ± 13.77	145 ± 7.3	57.8	2.38
260 ± 13.94	150 ± 7.5	57.7	2.39
275 ± 14.22	158 ± 7.9	57.5	2.40
282 ± 14.36	164 ± 8.2	58.2	2.35
302 ± 14.75	175 ± 8.8	57.9	2.37
313 ± 14.96	181 ± 9.1	57.8	2.38
321 ± 15.10	186 ± 9.3	57.9	2.36
341 ± 15.49	198 ± 9.9	58.1	2.36
344 ± 15.56	200 ± 10.0	58.1	2.36
354 ± 15.74	206 ± 10.3	58.2	2.35
368 ± 16.02	215 ± 10.8	58.4	2.34
374 ± 16.12	217 ± 10.9	58.0	2.36
388 ± 16.40	226 ± 11.3	58.2	2.35
407 ± 16.76	237 ± 11.9	58.2	2.35
416 ± 16.93	243 ± 12.2	58.4	2.33
429 ± 17.18	252 ± 12.6	58.7	2.31
449 ± 17.56	263 ± 13.2	58.6	2.32
467 ± 17.92	274 ± 13.6	58.7	2.32
487 ± 18.30	287 ± 14.4	58.9	2.30
495 ± 18.44	290 ± 14.5	58.6	2.32
520 ± 18.94	305 ± 15.3	58.7	2.32
530 ± 19.11	311 ± 15.6	58.7	2.31
539 ± 19.29	316 ± 15.8	58.6	2.32
537 ± 19.64	327 ± 16.4	58.7	2.31
564 ± 19.78	332 ± 16.6	58.9	2.30
577 ± 20.03	340 ± 17.0	58.9	2.30
590 ± 20.27	347 ± 17.4	58.8	2.31

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 400\mu\text{m}$, $\lambda = 476.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	$T_{\%}$ (%)	P_s (db)
82 ± 10.53	46 ± 2.3	56.1	2.52
97 ± 10.81	54 ± 2.7	55.7	2.54
110 ± 11.06	61 ± 3.1	55.5	2.55
121 ± 11.27	67 ± 3.4	55.4	2.55
128 ± 11.41	71 ± 3.6	55.5	2.56
139 ± 11.62	77 ± 3.8	55.4	2.56
143 ± 11.69	79 ± 4.0	55.2	2.57
148 ± 11.80	82 ± 4.1	55.4	2.57
161 ± 12.04	89 ± 4.4	55.3	2.57
170 ± 12.22	94 ± 4.7	55.3	2.58
185 ± 12.50	103 ± 5.2	55.7	2.54
194 ± 12.68	108 ± 5.4	55.7	2.54
203 ± 12.85	113 ± 5.6	55.7	2.54
212 ± 13.03	118 ± 5.9	55.7	2.55
227 ± 13.31	125 ± 6.2	55.1	2.59
240 ± 13.55	133 ± 6.6	55.4	2.56
251 ± 13.77	138 ± 6.9	55.0	2.60
255 ± 13.84	141 ± 7.1	55.3	2.57
264 ± 14.01	146 ± 7.3	55.3	2.57
269 ± 14.12	149 ± 7.4	55.4	2.57
273 ± 14.19	151 ± 7.6	55.3	2.57
288 ± 14.47	159 ± 8.0	55.2	2.57
308 ± 14.86	169 ± 8.4	54.9	2.60
326 ± 15.21	180 ± 9.0	55.2	2.58
344 ± 15.56	190 ± 9.5	55.2	2.58
363 ± 15.91	200 ± 10.0	55.1	2.59
374 ± 16.12	206 ± 10.3	55.1	2.59
392 ± 16.47	217 ± 10.9	55.4	2.57
425 ± 17.11	235 ± 11.8	55.3	2.57
432 ± 17.25	240 ± 12.0	55.6	2.56
460 ± 17.78	255 ± 12.8	55.4	2.56
476 ± 18.09	265 ± 13.3	55.7	2.55
482 ± 18.20	268 ± 13.4	55.6	2.55
487 ± 18.30	270 ± 13.5	55.4	2.57
515 ± 18.83	287 ± 14.4	55.7	2.54
519 ± 18.90	288 ± 14.4	55.5	2.55

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 300\mu\text{m}$, $\lambda = 476.5\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fa} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
84 ± 10.57	37 ± 1.8	44.0	3.56
97 ± 10.81	43 ± 2.2	44.3	3.52
111 ± 11.09	49 ± 2.4	44.1	3.57
124 ± 11.34	55 ± 2.8	44.4	3.54
130 ± 11.44	57 ± 2.8	43.8	3.57
135 ± 11.55	60 ± 3.0	44.4	3.53
141 ± 11.66	62 ± 3.1	44.0	3.56
152 ± 11.87	67 ± 3.4	44.1	3.55
166 ± 12.15	73 ± 3.6	44.0	3.58
179 ± 12.39	80 ± 4.0	44.7	3.51
192 ± 12.64	85 ± 4.2	44.3	3.54
199 ± 12.78	87 ± 4.4	43.7	3.60
209 ± 12.96	92 ± 4.6	44.0	3.56
227 ± 13.31	100 ± 5.0	44.1	3.56
236 ± 13.48	104 ± 5.2	44.1	3.56
247 ± 13.70	108 ± 5.4	43.7	3.60
260 ± 13.94	114 ± 5.7	43.8	3.58
266 ± 14.05	116 ± 5.9	43.6	3.60
275 ± 14.22	121 ± 6.0	44.0	3.56
284 ± 14.40	125 ± 6.2	44.0	3.56
299 ± 14.68	132 ± 6.6	44.1	3.54
306 ± 14.82	135 ± 6.8	44.1	3.55
313 ± 14.96	138 ± 6.9	44.1	3.54
332 ± 15.31	146 ± 7.3	44.0	3.56
350 ± 15.67	155 ± 7.8	44.3	3.54
355 ± 15.77	157 ± 7.8	44.2	3.55
379 ± 16.23	168 ± 8.4	44.3	3.54
394 ± 16.51	174 ± 8.7	44.2	3.54
420 ± 17.00	185 ± 9.2	44.0	3.56
425 ± 17.11	188 ± 9.4	44.2	3.54
440 ± 17.39	194 ± 9.7	44.1	3.55
451 ± 17.67	198 ± 9.9	43.9	3.57
462 ± 17.81	202 ± 10.1	43.7	3.59
464 ± 17.85	204 ± 10.2	44.0	3.56
478 ± 18.13	210 ± 10.5	43.9	3.57
497 ± 18.48	217 ± 10.9	43.7	3.59
502 ± 18.58	220 ± 11.0	43.8	3.58
522 ± 18.97	228 ± 11.4	43.7	3.60
550 ± 19.50	241 ± 12.1	43.8	3.58
577 ± 20.03	253 ± 12.7	43.8	3.58
592 ± 20.31	258 ± 12.9	43.6	3.61

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 200\mu\text{m}$, $\lambda = 476.5\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{F0} (mW)	T_a (%)	P_s (db)
40 ± 2.00	17 ± 0.85	42.5	3.72
64 ± 3.20	27 ± 1.35	42.2	3.75
72 ± 3.60	31 ± 1.55	42.5	3.66
81 ± 4.05	35 ± 1.75	43.2	3.64
93 ± 4.65	39 ± 1.95	41.9	3.77
110 ± 5.50	47 ± 2.35	42.7	3.69
124 ± 6.20	53 ± 2.65	42.7	3.69
130 ± 6.50	56 ± 2.80	43.1	3.66
143 ± 7.15	61 ± 3.05	42.7	3.70
156 ± 7.80	67 ± 3.35	42.9	3.67
160 ± 8.00	69 ± 3.45	43.1	3.65
169 ± 8.45	73 ± 3.65	42.9	3.68
175 ± 8.75	75 ± 3.75	42.9	3.68
182 ± 9.10	78 ± 3.90	42.9	3.68
191 ± 9.55	82 ± 4.10	42.9	3.67
195 ± 9.75	84 ± 4.20	43.1	3.66
201 ± 10.05	85 ± 4.25	42.3	3.74
209 ± 10.45	89 ± 4.45	42.6	3.71
213 ± 10.65	92 ± 4.60	43.2	3.65
227 ± 11.35	98 ± 4.90	43.2	3.65
239 ± 11.95	103 ± 5.15	43.1	3.66
244 ± 12.20	106 ± 5.30	43.4	3.62
253 ± 12.65	110 ± 5.50	43.5	3.62
266 ± 13.30	115 ± 5.75	43.2	3.64
280 ± 14.00	121 ± 6.05	43.2	3.64
291 ± 14.55	125 ± 6.25	43.0	3.67
302 ± 15.10	129 ± 6.45	42.7	3.69
312 ± 15.60	134 ± 6.70	42.9	3.67
321 ± 16.05	139 ± 6.95	43.3	3.63
330 ± 16.50	143 ± 7.15	43.3	3.63
337 ± 16.85	145 ± 7.25	43.0	3.66
349 ± 16.85	150 ± 7.50	43.0	3.67

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 600\mu\text{m}$, $\lambda = 457.9\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
74 ± 10.35	40 ± 2.0	54.1	2.66
78 ± 10.45	43 ± 2.2	55.1	2.61
85 ± 10.60	47 ± 2.4	55.3	2.59
97 ± 10.84	53 ± 2.6	54.6	2.61
108 ± 11.09	60 ± 3.0	55.6	2.56
113 ± 11.19	62 ± 3.1	54.9	2.60
124 ± 11.43	69 ± 3.5	55.6	2.55
131 ± 11.58	72 ± 3.6	55.0	2.60
136 ± 11.68	75 ± 3.8	55.1	2.57
142 ± 11.83	78 ± 3.9	54.9	2.62
147 ± 11.93	81 ± 4.1	55.1	2.59
154 ± 12.07	85 ± 4.3	55.2	2.58
158 ± 12.17	88 ± 4.4	55.7	2.55
165 ± 12.32	91 ± 4.6	55.2	2.59
170 ± 12.42	94 ± 4.7	55.3	2.57
186 ± 12.76	102 ± 5.1	54.8	2.61

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 400\mu\text{m}$, $\lambda = 457.9\text{nm}$

I_o (mW)	I_{fo} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
78 ± 10.45	41 ± 2.0	52.6	2.82
85 ± 10.60	44 ± 2.2	51.8	2.87
97 ± 10.84	49 ± 2.4	50.5	2.95
101 ± 10.94	51 ± 2.5	50.5	2.98
106 ± 11.04	55 ± 2.8	51.9	2.84
120 ± 11.34	61 ± 3.0	50.8	2.92
131 ± 11.58	65 ± 3.3	49.6	3.04
136 ± 11.68	68 ± 3.4	50.0	3.00
140 ± 11.78	71 ± 3.6	50.7	2.95
147 ± 11.93	73 ± 3.7	49.7	3.04
154 ± 12.07	76 ± 3.8	49.4	3.06
156 ± 12.12	78 ± 3.9	50.0	3.02
158 ± 12.17	79 ± 4.0	50.0	3.02
165 ± 12.32	82 ± 4.1	49.7	3.05
170 ± 12.42	84 ± 4.2	49.4	3.06
177 ± 12.57	87 ± 4.4	49.2	3.08

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 300\mu\text{m}$, $\lambda = 457.9\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
74 ± 10.35	35 ± 1.8	47.3	3.24
78 ± 10.45	37 ± 1.9	47.4	3.26
88 ± 10.65	40 ± 2.0	45.5	3.40
97 ± 10.84	45 ± 2.2	46.4	3.32
101 ± 10.94	48 ± 2.4	47.5	3.24
113 ± 11.19	52 ± 2.6	46.0	3.36
115 ± 11.24	53 ± 2.7	46.1	3.36
120 ± 11.34	55 ± 2.8	45.8	3.37
124 ± 11.43	59 ± 3.0	47.6	3.23
131 ± 11.58	61 ± 3.1	46.6	3.32
136 ± 11.68	64 ± 3.2	47.1	3.26
147 ± 11.93	69 ± 3.5	46.9	3.29
154 ± 12.07	72 ± 3.6	46.8	3.30

TRANSMISION EN LA FIBRA OPTICA DE $\phi = 200\mu\text{m}$, $\lambda = 457.9\text{nm}$

I_0 (mW)	I_{FO} (mW)	T_s (%)	P_s (db)
35 ± 1.75	14 ± 0.7	40.0	3.98
45 ± 2.25	18 ± 0.9	40.0	3.98
52 ± 2.60	21 ± 1.1	40.4	3.94
62 ± 3.10	25 ± 1.3	40.3	3.94
68 ± 3.40	27 ± 1.4	39.7	4.01
74 ± 3.70	30 ± 1.5	40.5	3.92
80 ± 4.00	32 ± 1.6	40.0	3.98
85 ± 4.25	34 ± 1.7	40.0	3.98
92 ± 4.60	37 ± 1.9	40.2	3.96
97 ± 4.85	39 ± 2.0	40.2	3.96
109 ± 5.45	44 ± 2.2	40.4	3.94
121 ± 6.05	48 ± 2.4	39.7	4.01
126 ± 6.30	51 ± 2.6	40.5	3.92
132 ± 6.60	54 ± 2.7	40.9	3.88
137 ± 6.85	56 ± 2.8	40.9	3.88
147 ± 7.35	60 ± 3.0	40.8	3.89
155 ± 7.75	62 ± 3.1	40.0	3.98
162 ± 8.10	67 ± 3.4	41.4	3.83
178 ± 8.90	73 ± 3.7	40.8	3.87
184 ± 9.20	75 ± 3.8	40.8	3.90

3.4 RESULTADOS

Podemos resumir la información contenida en las tablas de la sección 3.3 de la siguiente manera. Analizemos primero la transmisión neta del sistema: Ts(%) nos indica que porcentaje de la potencia de salida del laser fué el que se obtuvo a la salida de la fibra óptica. La transmisión está dada en función de la longitud de onda de la emisión del laser, y los diámetros de las fibras.

III.2 TRANSMISION EN EL SISTEMA COMPLETO DE ACOPLAMIENTO T_s (%)

ϕ (μm)	λ (nm)				
	457.9	476.5	488.0	496.5	514.5
600	55.1 \pm 1.2	58.1 \pm 2.4	64.4 \pm 1.7	67.1 \pm 1.5	69.4 \pm 3.0
400	50.4 \pm 2.9	55.4 \pm 1.0	58.1 \pm 2.7	60.6 \pm 1.5	67.6 \pm 3.6
300	46.7 \pm 2.0	44.0 \pm 1.0	49.2 \pm 1.6	50.6 \pm 1.8	51.3 \pm 1.5
200	40.4 \pm 1.5	42.9 \pm 1.0	43.4 \pm 1.5	42.0 \pm 1.0	49.6 \pm 1.5

Puede observarse de inmediato que la transmisión fué mayor conforme la longitud de onda fué aumentado (para todas las fibras, fijándonos ante todo en los extremos de cada renglón). Aunque aparentemente para las fibras de 300 y 200 μm parece no cumplirse esto para la transmisión en las líneas intermedias, pero es necesario tener en cuenta que tales discrepancias pueden ser contenidas en los intervalos incertidumbre.

En la tabla siguiente se tiene ahora en lugar de la transmisión, 100%-Ts, es decir las pérdidas, pero expresadas en decibelios.

III.3 PERDIDAS EN EL SISTEMA DE ACOPLAMIENTO (dB) COMO FUNCION DE λ

μm	λ (nm)				
	457.9	476.5	488.0	496.5	514.5
600	2.50 \pm 0.08	2.36 \pm 0.16	1.87 \pm 0.83	1.73 \pm 0.09	1.52 \pm 0.02
400	2.98 \pm 0.24	2.56 \pm 0.05	2.32 \pm 0.97	2.17 \pm 0.10	1.70 \pm 0.23
300	3.30 \pm 0.16	3.56 \pm 0.07	2.88 \pm 0.29	2.96 \pm 0.15	2.90 \pm 0.13
200	3.94 \pm 0.15	3.67 \pm 0.11	3.63 \pm 0.15	3.77 \pm 0.12	3.06 \pm 0.12

Ahora bien, como nos interesa conocer que tanto se ha perdido específicamente en la fibra, para ello, necesitamos quitarle a las pérdidas de todo el sistema la contribución de la lente. La potencia (%) que se pierde en la lente como función de la longitud de onda se presenta a continuación.

III.4 ABSORCION EN LALENTE COMO FUNCION DE LA LONGITUD DE ONDA I_{of}(%)

λ (nm)	457.9	476.5	488.0	496.5	514.5
%	17.7 ± 2.19	18.9 ± 1.4	11.40 ± 2.1	—	10.50 ± 2.6

— No se midió

Nuevamente se tiene el caso de tener una absorción menor en las longitudes de onda mayores.

Restando a las pérdidas del sistema las de la lente podemos obtener la potencia perdida en la fibra. La tabla siguiente muestra finalmente este resultado.

TABLA III.5

PERDIDAS EN LAS FIBRAS OPTICAS (%)					
ϕ (μ m)	λ (nm)				
	457.9	476.5	488.0	514.5	
600 (2.918m)	32.78 ± 1.1	28.36 ± 2.3	27.31 ± 1.6	22.46 ± 2.9	
400 (3.888m)	38.76 ± 2.8	31.69 ± 0.9	34.42 ± 2.6	24.47 ± 2.5	
300 (4.510m)	43.26 ± 1.9	45.75 ± 0.9	44.47 ± 1.5	42.68 ± 1.4	
200 (4.102m)	50.91 ± 1.4	47.10 ± 0.9	51.02 ± 1.4	44.58 ± 1.4	

Es inmediato del análisis de las tablas anteriores las siguientes consideraciones:

-Las pérdidas disminuyeron conforme aumentó la longitud de onda de la radiación transmitida.

-En todos los casos se obtuvo que la fibra con mayor transmisión fué la fibra óptica de 600 μ m de diámetro, lo cual pone de manifiesto que las pérdidas se deben en mayor parte al desalineamiento del sistema y a la dispersión en la entrada del acoplamiento, más que a la absorción misma de la fibra.

Para llevar a cabo la determinación de las pérdidas en decibeles por unidad de longitud (que es la manera más común de reportar las pérdidas de las fibras ópticas) se debería hacer esto para una abertura numérica dada, y además deberíamos de ser capaces de separar las pérdidas debidas a la absorción misma, de las pérdidas por dispersión y desalineamiento del sistema lo cual no es el caso debido a que estamos tratando con aberturas numéricas diferentes para cada fibra (ver tabla II.6)

La principal fuente de propagación de errores en las medidas fué la inestabilidad en potencia del laser, lo cual puede deberse a deformaciones de la cavidad debidas al calentamiento. Aunque en principio ella está diseñada para compensar éstos efectos, parece ser que esto no se está cumpliendo (recordemos que el laser tiene ya 10 años).

La fibra que menos transmitió fué la fibra óptica de 200 μm de diámetro, lo cual puede obedecer a su valor de la abertura numérica y además, de los resultados presentados en el capítulo 2 para la determinación de la abertura numérica del sistema de acoplamiento, encontramos que el diámetro del haz enfocado es mayor que 200 μm , por lo tanto, se tienen pérdidas en la cara receptora debido a reflexión de Fresnel.

En cuanto al enfoque y estabilidad del sistema. Ya se ha mencionado en el capítulo 2 que no se observó desenfocamiento debido a calentamiento, ni calentamiento apreciable del conector mismo. La estabilidad en la transmisión solamente va a estar entonces determinada por el laser. Es debido a las grandes variaciones en la potencia de salida que se tuvieron, por lo que las incertidumbres en las pérdidas tanto del sistema completo como de las fibras fueron tan grandes ($\approx 10\%$).

Las pérdidas en la transmisión aumentaron conforme el diámetro de la fibra se hizo menor, lo cual obedece en parte a que las fibras mas pequeñas tuvieron una abertura numérica menor, y en segundo lugar a lo crítico que es en éstos casos la alineación.

El sistema sólo constó de ajuste fino para lograr posicionar a la fibra en el plano focal de la lente, por lo tanto los desalineamientos fuera de eje y de inclinación no se pudieron corregir. Se puede intentar un diseño que permita tales ajustes, pero ello redundaría en una sofisticación del prototipo que aumentaría además su volumen, lo cual no es conveniente debido a que lo que se busca es tener un instrumento fácilmente manipulable. Cabe mencionar en éste sentido que se reportan ya conectores comerciales con eficiencias de un 40 a 50%. Por consiguiente consideramos que el prototipo construido es comparable a los comerciales.

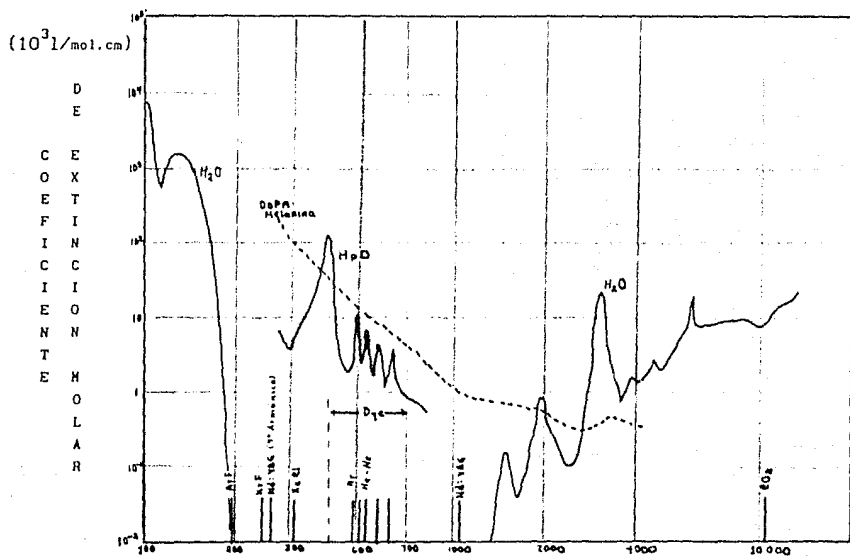
LOS LASERES Y LAS FIBRAS OPTICAS EN MEDICINA

4.1 INTRODUCCION

Pasemos ahora a hablar de las aplicaciones médicas de los láseres.

Todas las aplicaciones de los láseres en biomedicina están basadas en la interacción de la radiación electromagnética laser con las sustancias biológicas en las que incide. Las potencias requeridas para desencadenar un fotoproceso determinado son evidentemente dependientes de las propiedades de absorción del tejido, las cuales están fuertemente mediadas por su contenido de agua, hemoproteínas (hemoglobina) y pigmentos (como la melanina en piel).

La figura 4.1 muestra las curvas de absorción de algunas sustancias biológicas de interés médico en función de la longitud de onda de la radiación luminosa (λ). En el mismo eje horizontal se indican algunos láseres que emiten en esas longitudes.



LONGITUD DE ONDA λ (nm) [De Svanberg 1989]

Fig. 1.1

La disponibilidad de poder utilizar longitudes de onda en una amplia banda del espectro, potencias de radiación que van desde los μ W hasta los TW, la capacidad para operar los láseres en forma continua (comunmente denotados en la bibliografía como CW "continuous wave") o pulsada y la gran diversidad de biomoléculas con las que puede interactuar la radiación, dan como resultado que se puedan realizar con el laser una gran variedad de aplicaciones médicas fundamentalmente distintas, y en prácticamente todas las ramas de la medicina.

Aunque ya eran conocidos muchos fotoprocesos que ocurrían bajo los efectos de fuentes de luz incoherentes (hipertermia, fluorescencia, etc.), éstos son ahora retomados por los investigadores para su estudio ahora bajo los efectos de la radiación coherente del laser.

El uso del laser en éste sentido trae diferentes ventajas: La radiación laser puede ser llevada a órganos internos a través de fibras ópticas sin pérdidas importantes de intensidad; se pueden conseguir dosis terapéuticas en un intervalo de tiempo más corto que el que es posible con una fuente convencional; El uso de láseres con emisión de pulsos de corta duración aumenta la rapidez con que las moléculas son excitadas, lo cual ha hecho posible que se lleguen a probar reacciones fotoquímicas a escalas de picosegundos; la disponibilidad de altas densidades de energía ha permitido la excitación de estados antes inaccesibles, desencadenando gran variedad de procesos multifotónicos. Asimismo, el uso del laser en el campo de la cirugía ha redituado en grandes ventajas: debido a que la fotodestrucción del tejido no requiere de contacto, se tiene una esterilidad absoluta; escogiendo convenientemente la longitud de onda del laser, se puede realizar fotodestrucción selectivamente, dado que el tejido en remoción tiene un espectro de absorción diferente al de los tejidos en torno.

Otras ventajas que presenta el uso del laser en cirugía es que él puede cortar (o extirpar) tejido con mínimo daño mecánico, y la región a irradiar puede ser localizada hasta algunas micras, lo cual es de vital importancia en neurocirugía por ejemplo.

Así, los efectos que la radiación laser puede tener sobre los tejidos son muy diversos. Se han propuesto algunos modelos que expliquen la naturaleza de tal interacción, pero no son completos ni satisfactorios. Cuáles son las características del laser que pueden hacer de él una herramienta útil en el campo de la medicina?, ¿Estas características son exclusivas de él, o las poseen otros tipos de fuentes?, ¿Cómo desencadenar un fotoproceso específico en una biomolécula determinada?, son cuestiones que se discuten en el presente capítulo.

A manera de poder realizar un estudio más sistemático sobre el proceso de la interacción laser-tejido, presentamos una clasificación tentativa de los fotoprocesos que ella desencadena en cuatro grupos, efectos: térmicos, químicos, ionizantes y fluorescentes, los cuales se discuten en la sección 4.2.

Una vez estudiados los diferentes procesos inducidos por el laser en los tejidos, se pasa a reseñar cual el estado de la investigación experimental en cuanto al uso del laser en el tratamiento de enfermedades vasculares. Se ha propuesto éste campo debido a que los láseres con que se cuenta en el laboratorio satisfacen las condiciones de emisión requeridas para ésta aplicación específica.

4.2.1 INTERACCION LASER TEJIDO

E F E C T O S	<p>FOTOCOAGULACION</p> <p>Los tejidos sometidos a la radiación laser son calentados a temperaturas lo suficientemente altas para inducir cambios químicos que producen inflamación local y cicatrización.</p>	<p>POTENCIA TIPICA</p> <p>4.5 W CW</p>
T E R M I C O S	<p>FOTOVAPORIZACION</p> <p>Los tejidos radiados son calentados a temperaturas lo suficientemente altas para vaporizar fluidos intra y extracelulares, produciendo una incisión en el tejido radiado, mientras que los tejidos adyacentes son cauterizados suministrando un campo de sangrado mínimo.</p>	<p>30 a 100 W CW</p>
S	<p>FOTOTERMOLISIS SELECTIVA</p> <p>Absorción selectiva de un breve pulso de radiación para generar y confinar el calentamiento de un cierto blanco pigmentado.</p>	<p>1 a 20 MW PULSADO</p>
F O T O Q U I M I C O S	<p>FOTOABLACION</p> <p>Efectos no térmicos involucrando rompimiento molecular, volatizan el tejido por aplicación de pulsos de alta energía (UV) y de muy corta duración (\approx nseg).</p>	<p>\sim10 MW PULSADO</p>
I M I C O S	<p>TERAPIA FOTODINAMICA</p> <p>Depende del pre-tratamiento del tejido con un fotosensibilizador que se concentra preferentemente en tejidos tumorales activos. Después de exponer el tejido tumoral a la radiación laser se producen radicales citotóxicos libres que selectivamente destruyen el tejido que contiene el sensibilizador.</p>	<p><1 W CW</p>
I O N I Z A N T E S	<p>FOTODISRUPCION</p> <p>No abortivo. Depende de la formación de un plasma de electrones libres los cuales propagan una onda de choque a través del tejido radiado.</p>	<p>MW PULSADO</p>
L A S E R O P T I C A S	<p>FLUORESCENCIA</p> <p>Luz de laser de baja intensidad es reirradiada por la substancia sin que cambie ella misma.</p>	<p>< 20 mW CW</p>

4.2.2 EFECTOS TERMICOS

Consideraremos dentro de éste grupo a todos aquellos fotoprocesos que dependen de la absorción de la luz proveniente del laser, y su conversión en calor. A nivel microscópico, los procesos fototérmicos se originan por la capacidad de absorber que tiene lugar en las bandas moleculares vibracionales y rotacionales. Una vez que la molécula ha absorbido radiación (pasando a un estado vibracional o rotacional excitado), tiene lugar un decaimiento no radiativo que es el que causa los efectos térmicos.

La elevación de temperatura que tiene lugar entonces puede ser descrita por una reacción en dos pasos:

- i) La excitación de la molécula irradiada
- ii) La desactivación del estado molecular excitado a través de colisiones inelásticas con el medio adyacente, convirtiéndose de éste modo la energía interna, en energía cinética.

Los láseres de onda continua tales como el Nd:YAG, Argón y CO₂ con potencias de emisión entre 1 y 100 W son los más utilizados para inducir efectos térmicos sobre el tejido.

a) Fotocoagulación y Fotovaporización

El primer efecto de la luz sobre el tejido es la absorción de fotones, lo cual puede desencadenar ya sea reacciones fotoquímicas o fototérmicas, éstas últimas son las de más amplio uso en medicina.

Los efectos térmicos de fotocoagulación y fotovaporización por laser son la base de diferentes aplicaciones médicas: Incisión de tejidos, hemostasia por coagulación de vasos sanguíneos y fototermolisis selectiva.

La hipertermia (sobrecalentamiento por radiación) convencional típicamente involucra un calentamiento lento y las temperaturas que se alcanzan son moderadas. En contraste, tanto con los láseres pulsados como los de onda continua de alta potencia (< 100 W) el tejido es calentado rápidamente y a temperaturas críticas.

Entre los 60 y 70°C la estructura de las proteínas se pierde (desnaturalización).

Entre los 70 y 80°C, los ácidos nucleicos son desnaturalizados y las membranas se hacen permeables. De éste modo, esencialmente cualquier célula o tejido de mamífero calentado entre 70 y 100°C puede sufrir desnaturalización dando lugar a una necrosis por coagulación, la cual es útil para causar hemostasia (debido a la desnaturalización de las proteínas del plasma).

Arriba de 100°C se obtiene la evaporación del agua del tejido con una rápida expansión en el volumen, seguida por carbonización de las masas secas. La vaporización rápida es útil para la separación física de tejidos por extirpar.

Cuando el agua ha sido evaporada, la temperatura del material residual se incrementa rápidamente, entre 300 y 500°C tiene lugar la carbonización del tejido, con la consecuente destrucción de sus constituyentes.

El laser de CO₂ (10.6 µm) es ideal para cortar y vaporizar debido a que su radiación es fuertemente absorbida por el agua, gracias a lo cual el daño térmico que provoca es relativamente superficial. La penetración de tejido de ésta radiación va de 0.05 a 0.1 mm.

La radiación del laser de argón (entre 458 y 515 nm) es absorbida fuertemente por la hemoglobina y es especialmente útil en lesiones vasculares en las que se requiere sangrado mínimo y en donde su profundidad de penetración es de 1 mm.

El laser de Nd:YAG (1.06 μm) es menos absorbido por el agua y la hemoglobina que los dos anteriores, dando lugar a una profundidad de penetración en el tejido durante las incisiones de aproximadamente 3 mm en la mayoría de ellos, lo cual es útil cuando se requiere coagulación de grandes volúmenes.

La figura siguiente muestra un espécimen de aorta arteroesclerótica de cadáver después de haber sido radiada con un laser Nd:YAG durante 3 seg con una potencia de 50 W. La temperatura alcanzada en el punto de incidencia es del orden de 160°C y cae a 125°C y 80°C a una distancia de 0.4mm y de 2.5 mm del centro del cráter, respectivamente.



El cráter cónico está rodeado por zonas concéntricas de material carbonizado, coágulos de eosina¹ y vacuolización.

La coagulación de las proteínas pigmentadas por la eosina indica su acidez y consecuente desnaturalización, mientras que la presencia de vacuolas indica daño a los blastos como resultado de la evaporación del agua

foto 1.1

APARIENCIA DE UNA INCISION FOTERICA
(Litvack 1988)

Existe una amplia evidencia de que los tumores pueden ser más sensibles a la elevación de temperatura que tejidos normales en un limitado intervalo de temperaturas, lo cual representa la base para la terapia hipertérmica de tumores.

La radiación con laser es una modalidad reciente de hipertermia tumoral (laserterapia) con la potencial ventaja de tenerse mayor selectividad y con-

¹La eosina es un colorante con afinidad ácida que tiene de color rojo rosáceo

trol que con los métodos de calentamiento alternativos.

La longitud de onda del laser es un parámetro clave en la lasertermia debido a que la absorción de energía por los cromoplastos del tejido es responsable de los efectos de calentamiento.

Inicialmente, la lasertermia era llevada a cabo transmitiendo la radiación del laser en delgadas fibras ópticas, las cuales eran simplemente introducidas dentro del tumor para liberar la radiación. Sin embargo, la alta densidad de energía concentrada en la punta distal de la fibra le causaba daño y sólo era calentada una cantidad muy limitada de tejido con éste método.

Recientemente se han desarrollado diferentes puntas de zafiro sintético para ser unidas a la terminación de la fibra con diferentes configuraciones liberando gran variedad de patrones de luz permitiendo la coagulación, vaporización o corte del tejido.

Estas puntas difunden el haz del laser de la manera requerida en cada aplicación debido a que disponen de un diseño óptico adecuado para ello. Las puntas sintéticas tienen temperaturas de fusión elevadas ($> 2000^{\circ}\text{C}$) y mayor flexibilidad a esfuerzos, lo cual asegura su estabilidad térmica y mecánica.

b) Fototermolisis selectiva

Existen aplicaciones de la lasertermia donde lo importante es el confinamiento espacial del calentamiento. En éste sentido, el "micro haz" del laser ha proporcionado el daño térmico mas confinado en biología.

Sin embargo, aún el haz laser simple es impráctico cuando se trata de estudiar células simples, dado que se encuentran millones de ellas inmersas en medios de cultivo o en tejidos vivos. En ésta escala, la difusión térmica que ocurre durante y después de la exposición, absorción y dispersión del haz determinan que el daño se extienda a sus inmediaciones. Si el tiempo de exposición es largo, hay un amplio intervalo para calentar por difusión a los tejidos vecinos y el daño térmico se extiende efectivamente.

La técnica de fototermólisis selectiva propone un método para lograr el confinamiento térmico en algunos blancos² pigmentados, a nivel ultraestructural, celular o tisular.

La fototermolisis selectiva se basa en la absorción preferencial de un breve pulso de radiación para generar y confinar el calentamiento de un cierto blanco pigmentado. Un requerimiento indispensable para llevarla a cabo es que los blancos tengan una gran absorción óptica y que ésta sea algo diferente de la de los tejidos adyacentes. Este requerimiento puede ser satisfecho ya sea por la selección de blancos naturalmente pigmentados o por usar fotosensibilizadores, como se verá en la sección 4.2.3.

Para evitar que el calor inducido por la absorción de la radiación incidente se difunda a los alrededores se escoge que la duración del pulso sea menor o igual que el tiempo de relajación de los blancos τ . Los organelos se pueden suponer de forma cilíndrica u esférica según sea el caso.

El tiempo de relajación t_r está definido como el tiempo requerido para que la temperatura central de una distribución gaussiana de temperaturas con un ancho igual al diámetro del blanco decrezca en un 50%, para una difusión térmica de $1.3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ seg}^{-1}$ para ambos, blanco y alrededores. La tabla 4.1 muestra los tiempos de relajación en función del tamaño de algunos organelos.

² Entenderemos por "blanco" todo tejido u órgano que es sometido a la radiación del laser.

TABLA 4.1 TIEMPO DE RELAJACION PARA FOTOTERMOLISIS SELECTIVA

DIAMETRO BLANCO (μm)	Ejemplo	TIEMPO DE RELAJACION (seg)
.1	Organelos a escala subcelular	3×10^{-9}
1 a 10	Escala celular	.3 a 30×10^6
100	Ductos no capilares y pequeñas estructuras	3×10^{-3}
1000	Fascias y aponeurosis	3×10^{-1}

Las energías que se manejan en la fototermolisis selectiva están en función ahora de la duración del pulso requerida, y sigue siendo de importancia la optimización de la absorción por utilizar la longitud de onda más conveniente. Anderson (1983) reporta haber utilizado en fototermolisis selectiva de vasos de $20 \mu\text{m}$ ($t_r \approx 50 \mu\text{seg}$) un laser de colorante (Dye Laser) emitiendo en la longitud de onda de 577 nm , pulsos de $0.3 \mu\text{seg}$, con dosis entre 0.5 y 5 J/cm^2 [1.6 y 16 MW/cm^2].

Para la fototermolisis selectiva de tumores cutáneos ($\approx 1 \mu\text{m}$) con alto contenido de melanina, Anderson la reporta con un laser de excimeros (XeF , 351 nm) emitiendo pulsos de 20 nseg y suministrando dosis de 0.05 a 0.40 J/cm^2 , (2.5 a 20 MW/cm^2).

Las diferencias en el daño biológico y la respuesta del tejido que se obtiene entre los métodos de hipertermia convencionales y los que hacen uso del laser no han sido explorados en detalle.

Se ha encontrado que la exposición a temperaturas elevadas en la mayoría de las células del organismo induce una respuesta biológica conocida como respuesta de shock por calentamiento. Esta respuesta está caracterizada por la inhibición de la síntesis de proteínas normales y la inducción de la síntesis de un conjunto específico de proteínas llamadas proteínas del shock por calentamiento (HSPs: Heat Shock Protein síntesis).

Aunque las funciones precisas de las HSPs no son aún entendidas, existe evidencia de que la inducción de HSPs permite a la célula sobrevivir a exposiciones subsecuentes de temperaturas más elevadas (dentro de cierto intervalo).

Para muestras de cultivos de fibroblastos humanos que han resistido temperaturas del orden de 100°C por tiempos de 1 mseg , en las cuales se ha inducido síntesis de HSPs, se encontró que ellas toleraron posteriormente aproximadamente 30°C más que las células no calentadas previamente (Polla et al 1987).

Sin embargo, los mecanismos por los cuales la síntesis de HSPs induce termotolerancia no son del todo entendidos.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

4.2.3 EFECTOS QUIMICOS

Dentro de éste grupo entran todos los fotoprocesos resultantes de la excitación molecular.

a)Fotoablación

Las investigaciones en el campo experimental de la cirugía laser de los últimos años se han concentrado en intentar disminuir el daño térmico causado en los tejidos que rodean el área disectada. Se ha propuesto para ello el uso de láseres muy energéticos (en el ultravioleta: UV) y emitiendo pulsos de duración muy corta.

Se ha demostrado que energía proveniente de un laser de ArF (radiación ultravioleta 193 nm) emitiendo pulsos del orden de nanosegundos puede extirpar tejido con mínima evidencia histológica de daño térmico (Litvack 1988).

En general los láseres de longitud de onda corta pueden causar menos daño en los márgenes del tejido extirpado.



La fotografía de la izquierda muestra la apariencia típica de un tejido vascular después de la aplicación de un laser de ArF emitiendo en una longitud de onda de 193 nm.

La arteria fue recanalizada por la liberación de una haz de 200 mJ/cm^2 con pulsos de 15 nanosegundos de duración y con una frecuencia de 20 Hz, lo cual da una potencia del ≈ 10 MW por cada pulso.

A pesar de lo extremadamente suave de los tejidos marginales no se observa daño térmico en ellos, puede verse un borde muy bien definido.

La temperatura alcanzada en el punto de incidencia fué del orden de 60°C solamente, y decayó a 28°C a una distancia lateral de 2.5 mm.

foto 4.2
APARIENCIA DE UNA FOTOABLACION
(Litvack 1988)

Las observaciones al microscopio han mostrado que la fotoablación se lleva a cabo removiendo el tejido por capas (de 10 a 20 μm de grosor) en cada pulso (Dardenne & Hohla), sin presentarse daño apreciable ni calentamiento de los tejidos adyacentes.

La potencia umbral para llevar a cabo la fotoablación se ha determinado entre $10^9 - 10^{10} \text{ W/cm}^2$ para las longitudes de onda típicamente manejadas en el ultravioleta (Dardenne & Hohla). Abajo de ésta potencia umbral, la radiación del laser es convertida en calor y se tiene algo de daño térmico.

Poco antes de llegar a la potencia umbral, el grosor de las placas removidas se va incrementando conforme aumenta la intensidad de la energía de los pulsos. Pero una vez alcanzada la potencia umbral éste no se incrementa más.

El proceso por el cual la energía ultravioleta del laser extirpa tejido sin daño térmico no es del todo entendido. El punto de vista predominante es que éstos cortos pulsos de alta frecuencia poseen la energía suficiente para inducir transiciones electrónicas, rompiendo con ello las ligaduras moleculares. Debido a que los productos de descomposición poseen un volumen mayor que el original, ellos son arrojados como sólidos. La velocidad que llegan a alcanzar éstos fragmentos es de 1000 a 2000 m/s. Esquemáticamente hablando, el mecanismo corresponde a la transición de una molécula AB que es llevada a un estado electrónico repulsivo, proporcionando como fotoproductos A y B, proceso conocido como disrupción fotoquímica o fotoablación.

En contraste, los fotones en el visible y en el infrarrojo no tienen la energía suficiente para disociar los enlaces químicos, y por lo tanto pueden extirpar tejido sólo por mecanismos térmicos.

b) Terapia Fotodinámica

La terapia fotodinámica es una modalidad terapéutica experimental que utiliza la interacción de luz absorbida via un agente fotosensibilizador retenedor para destruir el tejido.

Para llevar a cabo la terapia fotodinámica son necesarios tres elementos: luz, oxígeno y un fotosensibilizador. Luz de la longitud de onda e intensidad apropiada debe ser introducida dentro del tejido. Para ello son eficientemente utilizados los láseres por la especificidad de su longitud de onda y poder transmitirse a través de fibras ópticas con tamaños del orden de micras.

Los derivados de las porfirinas [HPD] han sido ampliamente utilizados por su capacidad para acumularse selectivamente a tumores o lechos vasculares.

Después de un período de 24 a 48 horas de haber sido inyectado el fotosensibilizador (HPD), la mayor parte de él es deshechado por las células normales, pero es retenido y en altas concentraciones en tumores, placas artero-escleróticas, tejido inflamado y ciertas bacterias.

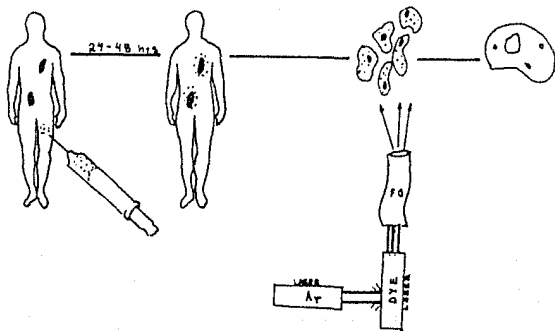


fig 4.2

Una vez transcurrido éste período se aplica directamente al tumor luz de la longitud de onda apropiada para activar al fotosensibilizador, lo cual desencadenará una reacción química en las células radiadas, que termina con fluorescencia y formación de oxígeno singulete, que es un citotóxico para las células tumorales.

La fluorescencia del HPD absorbido (por el tumor) puede ser distinguida de la autofluorescencia del tejido por un pico adicional que se observa en el patrón de emisión del tejido normal. Las siguientes gráficas muestran éste caso para un tumor canceroso inducido en una rata de laboratorio.

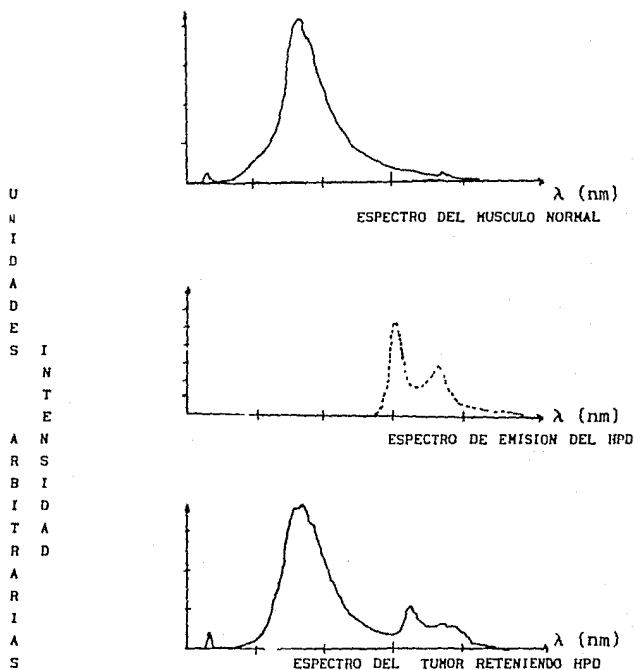


fig 4.3 (De Svanberg 1989)

El principal problema con éste tratamiento es que la piel y la retina del paciente se vuelven muy sensibles a la luz por espacio de 4 semanas, tiempo durante el cual el paciente debe estar lejos del sol en habitaciones con luz tenue.

La terapia fotodinámica con HPD es un ejemplo clásico que sigue el esquema excitación molecular de un fotón. El proceso seguido se representa en el siguiente esquema de niveles de energía (fig 4.4).

S_0 : estado base HPD
 S_1 : estado excitado singlete
 T_1 : estado excitado triplete
 3O_2 : estado base óxigeno
 1O_2 : estado excitado singlete del oxígeno

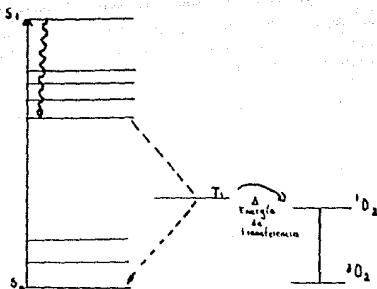
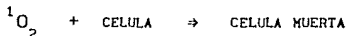


fig 4.4

El fotosensibilizador HPD es excitado por un fotón de la energía apropiada a un estado singlete [S_1]. Una fracción de las moléculas excitadas cae espontáneamente a un estado triplete [T_1] de larga vida media (~ 1 mseg a 1 seg). Dado que en el estado triplete el HPD no puede decaer radiativamente a su estado base (la transición de un estado triplete a un singlete está prohibida por las reglas de selección), el decaimiento del estado triplete puede ocurrir sólo por procesos no radiativos (colisiones por ejemplo).

El HPD en estado triplete colisiona efectivamente con las moléculas de oxígeno 3O_2 en su estado base, las cuales están normalmente presentes en el tejido. Debido a tales colisiones, el HPD es llevado a su estado base y el oxígeno es llevado a un estado excitado singlete 1O_2 .

Una vez en éste estado, el oxígeno singlete no puede decaer radiativamente a su estado base, pero entonces cede su energía reaccionando con los componentes celulares, principalmente con la membrana, creándose subproductos oxidados que son citotóxicos:



Nótese que la energía de transferencia puede ocurrir sólo si la energía del estado triplete del HPD es mayor o igual que la del estado singlete del oxígeno excitado, lo cual efectivamente ocurre, como puede verse de la figura 1.4.

Un aspecto importante para llevar a cabo la terapia fotodinámica es la selección de la longitud de onda apropiada, para ello es necesario considerar los espectros de absorción de los tres principales componentes del tejido, agua, hemoglobina y melanina (los cuales pueden verse en la fig 4.1). Considerando absorción sólo en el visible y cercano infrarrojo, el intervalo de 600 a 1500 nm resulta ser el más conveniente para tener una absorción mínima de los constituyentes antes mencionados. De éste modo, los láseres más utilizados son los láseres gaseosos emitiendo en alguna longitud de onda intermedia, o láseres de Dye excitados con otro laser (de argón por ejemplo).

La terapia fotodinámica ha sido efectivamente utilizada por varios investigadores para tratar tumores in situ (con el uso de fibras ópticas) y superficiales. La respuesta que se ha tenido varía con el tamaño del tumor. Se han obtenido resultados exitosos en tumores de hasta un centímetro, pero no se ha obtenido respuesta completa en tumores tan grandes como 2 cm.

Diferentes tumores han sido tratados con dosis que van desde los 20 J/cm^2 hasta los 360 J/cm^2 (Manyack et al 1988).

Para inducir fluorescencia se utilizan irradiancias entre 100 y 500 mW/cm^2 .

La terapia fotodinámica resulta ser una de las fototécnicas más promisorias haciendo uso de un sistema laser-fibra óptica.

4.2.4 EFECTOS IONIZANTES: FOTODISRUPCION

Cuando un pulso laser de corta duración (\approx nanosegundos) es enfocado sobre un tejido biológico se puede llegar a la extirpación violenta de él por la propagación de un onda de choque en el medio, la cual es generada por la expansión de un plasma local cuya formación ha sido inducida por la alta densidad de la energía enfocada del laser.

El arreglo experimental utilizado por Reichel (1987) para producir fotodisrupción inducida por laser [LIB del ingles "laser induced breakdown"] se muestra en la figura siguiente, donde se ha utilizado un laser de Nd:YAG ($1.06 \mu\text{m}$) emitiendo pulsos de 20 nseg de duración con una energía de 50 mJ , (2.5 MW). El haz fué enfocado con una lente biconvexa (de 33 mm de distancia focal en agua destilada). Se coloca el tejido en la región focal de la lente, que es donde se induce la fotodisrupción.

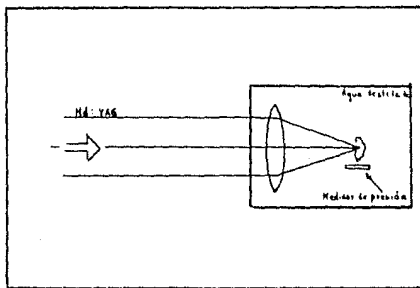


fig 4.5

La formación del plasma es debido a una proceso de ionización en avalancha, desencadenado por el intenso campo eléctrico de la radiación incidente enfocada en una pequeña área de dieléctrico (como es el tejido), lo cual induce la producción de un número suficiente de electrones libres para desencadenar el proceso de ionización multifotónica (se requiere de un efecto en avalancha debido a que las potencias umbrales de ionización de las biomoléculas es del orden de GW/cm^2).

Se ha encontrado que la formación del plasma bajo éste mecanismo ocurre en la primera mitad de la duración del pulso (Reichel et al). La energía remanente del pulso es dispersada o absorbida (el coeficiente de absorción de la radiación laser es alta para el plasma) consiguiéndose su calentamiento y subsecuente expansión.

La expansión del plasma puede ser descrita como el mecanismo de detonación de una onda de choque. La superficie del plasma se propaga a una velocidad máxima de aproximadamente 8000 m s^{-1} (Reichel et al), y su rápida expansión evita la conducción de calor. Por lo tanto, sólo el tejido por el cual pasa efectivamente la onda es afectado, siendo completamente evaporado. La temperatura que alcanza el plasma es de el orden de 10^{50} K . Debido a que se tiene la emisión de radiación ultravioleta y de rayos x blandos, se puede tener también la presencia de efectos químicos como la fotoablación de la cual ya se habló anteriormente.

La descripción de la propagación de la onda de choque en el tejido es muy difícil de seguir debido a las grandes diferencias estructurales de sus componentes.

El siguiente diagrama muestra un perfil temporal de la propagación de una onda de choque en agua destilada.

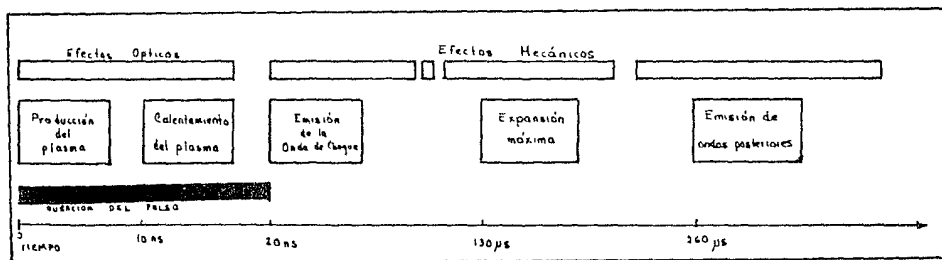


Fig 4.6

La figura siguiente (Reichel 1987) muestra los efectos de una fotodisrupción en tejido de riñón de rata, con el arreglo experimental de la fig 1.5



Fig 4.7

El efecto neto obtenido por la propagación de la onda de choque fué la formación de un cráter con una profundidad máxima de 0.3 mm y orillas muy irregulares. La evaluación al microscopio óptico reveló ruptura de vasos sanguíneos, rompimiento de las membranas celulares de los tubulos urinarios, y destrucción de células dentro de los tubulos. No se observó carbonización en ningún momento. Fuera de las paredes del cráter el tejido adyacente se encontró morfológicamente intacto.

Es importante hacer notar que para aplicarse la fotodisrupción inducida por laser en el campo de la medicina es necesario realizar aún bastante trabajo experimental para evitar posibles efectos colaterales indeseables.

4.2.5 EFECTOS FLUORESCENTES

Cuando un fotón es absorbido por un átomo, la emisión espontánea que sigue a ésta absorción no es necesariamente de la misma frecuencia del fotón excitador. La razón de ello es que el electrón puede bajar a niveles de menor energía pasando por varios estados intermedios, emitiendo un fotón en cada paso. Como los saltos intermedios de energía son más pequeños que el salto inicial, los fotones emitidos tendrán una frecuencia menor que la del fotón excitador. Si esta radiación es emitida inmediatamente después de la absorción se dice que el material es fluorescente³.

Este es el caso más simple de interacción laser-tejido, debido a que la luz que incide sobre la muestra es reirradiada por la substancia sin que ella misma cambie.

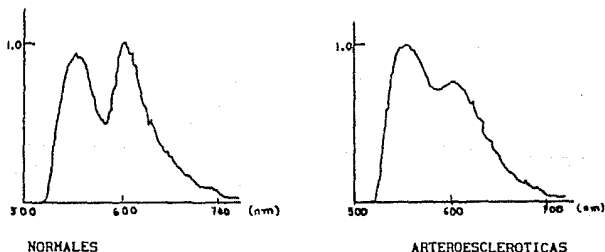
Este tipo de interacción forma la base para el diagnóstico tanto a nivel molecular (diagnóstico espectral) como a nivel macroscópico (movimiento y modelado de células y organismos).

La potencialidad del diagnóstico espectral ha sido incrementado por el uso de los láseres debido a que su emisión puede ser introducida en fibras ópticas del orden de micras, lo cual permite el diagnóstico directo en órganos dentro del cuerpo.

Se ha utilizado la fluorescencia inducida por laser para la identificación de arterias ateroscleróticas. Se utilizó para ello radiación laser con longitud de onda variando entre los 300 y 900 nm. La potencia incidente sobre la placa fue < 100 μ W (Kittrell et al 1985).

Las muestras normales mostraron dos picos de fluorescencia de casi igual tamaño para radiación de 550 y 600 nm de longitud de onda. Las muestras arteroescleróticas exhibieron los mismos dos picos pero con el pico de fluorescencia para 600 nm de menor tamaño que el de 550 nm. Estos espectros se muestran en la figura siguiente.

ESPECTRO DE FLUORESCENCIA DE ARTERIAS



(Kittrell et al 1985)

Fig 4.8

Gmitro et al (1988) reportan estudios de fluorescencia de placas arteroescleróticas, utilizaron un laser de He-Cd (325 nm) en unión de un filtro UV para atenuarlo, y obtener un haz de ~0.1 mW a la salida de una fibra óptica de núcleo de silicio de 400 μ m de diámetro.

³ Si la emisión ocurre después de algunos segundos (o minutos) en este caso se dice que el material es fosforescente (Malacara, 1989).

4.3 EL LASER EN EL TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES VASCULARES

La arteroesclerosis es una enfermedad de las arterias de mediano y gran calibre (carótidas, coronarias, etc.), cuya lesión básica está caracterizada por la formación de una placa fibroadiposa localizada (en forma no difusa) dentro de la íntima del tejido vascular, lo cual deriva en la reducción del diámetro interno y la consecuente obstrucción al flujo sanguíneo. Cuando la obstrucción llega a ser total, las consecuencias pueden ser fatales.

En busca del desarrollo de procedimientos no quirúrgicos para la recanalización de éstas arterias se ha propuesto la utilización de técnicas de cateterismo.

La angioplastia de balón consiste en la introducción de un cateter con un balón inflable en la punta, el cual se utiliza para dilatar los estrechos ductos arteroescleróticos por un proceso netamente mecánico.

La técnica de angioplastia de balón (nombre con el que se le conoce comunmente) se instrumentó como modalidad clínica a fines de los setentas, no obstante, ella presenta en la actualidad tres limitaciones significativas:

- . No es efectiva para el tratamiento de oclusión crónica total
- . No es apropiada cuando se tienen segmentos arteroescleróticos difusos y/o tortuosos
- . La tasa de reestenosis después de 6 meses es del 20 al 30%

Recientemente se está experimentando la posibilidad de llevar a cabo la recanalización de los pequeños ductos venosos con el uso de un laser.

Algunos investigadores (Kittrell et al y Deckebaum et al) han llevado a cabo el uso de fluorescencia inducida por laser con fines diagnósticos, para diferenciar entre tejido normal y arteroesclerótico (ver sección 4.2.5).

El descubrimiento de los picos de absorción de las placas arteroescleróticas (relativos a los normales) podría mejorar la selección de la longitud de onda laser de tal manera que se logre una vaporización selectiva de la placa, así como causar menor daño en las paredes arteriales normales. Se pueden utilizar asimismo fotosensibilizadores para recorrer éste pico de absorción (Douglas et al en 1985, demostraron que la absorción para placas arteroescleróticas pretratadas con tetraciclina es máximo para 355 nm).

La recanalización con el auxilio del laser puede ser útil en arterias en las cuales la oclusión evita el paso de un cateter balón. Aún más, la radiación del laser puede remover (o vaporizar) la placa arteroesclerótica más que remodelarla, y la mayor esperanza que se tiene debido a ésta propiedad es que ello redundaría en una disminución de la reestenosis.

La tabla 4.2 muestra una serie de estudios llevados a cabo por diferentes investigadores para explorar la alternativa de la angioplastia laser.

TABLA 4.2 EL LASER DE ARGON EN CARDIOLOGIA

APLICACION	PACIENTES	SISTEMA	DOSIS	FIBRA OPTICA
RECANALIZACION DE ARTERIAS (Abela, 1985)	CONEJOS (in vitro)	CATETER-FO	0.5 a 15 W	200 μ m
ANGIOPLASTIA DE BALON (Lee, 1985)	ARTERIAS HUMANAS	FO CATETER BALON	14 a 90 J	400 μ m
RECANALIZACION DE ARTERIAS (Crea, 1986)	PERROS	CATETER-FO ^{pm}	1 A 2 W 15 a 30min	—
RECANALIZACION DE ARTERIAS (Crea, 1988)	HUMANOS	CATETER-FO	6 W 4 a 6 seg	300 μ m
ANGIOPLASTIA LASER (Fleisher 1987)	HUMANOS	FO ^{pm} CATETER BALON	14 W	300 μ m
ANGIOPLASTIA LASER (Nordstrom 1988)	ARTERIAS HUMANAS (in vitro)	CATETER LASER	10 W 10 seg	—

El primer estudio presentado, el realizado por Abela et al en 1985, utiliza como sistema de radiación una fibra óptica (Medical Optical Fiber MED200 de Quartz Products) simple, pulida y aplanada en sus orillas, la cual estaba provista de una marca metálica en la punta sólo con fines de su visualización. El núcleo de la fibra era de silicio con un diámetro de 200 μ m.

Se utilizaron dos fuentes para radiar las placas arteroescleróticas de 15 conejos (se hicieron estudios in vivo e in vitro): Un Nd:YAG (1.064 μ m) y un laser de argón (488 y 514.5 nm). La potencia de las fuentes fué variada entre 0.5 a 15 W, y la duración de cada exposición entre 1 y 10 segundos.

La fibra fué introducida en un cateter (Ducor 4.5F) equipado con válvula de hemostasia. El cateter fué introducido y avanzado a través de la aorta. Al ser localizada una área de estenosis severa el cateter era avanzado hacia ella. Primero se intentó una recanalización mecánica haciendo pasar el cateter por la estenosis, después, la fibra óptica era avanzada más allá del cateter guía y entonces se liberaba la radiación, mientras se avanzaba lentamente la fibra aplicando una ligera presión. Después de la exposición la fibra fué regresada de nuevo al cateter, habiéndose conseguido en la mayoría de los casos una disminución de la oclusión de la arteria.

El proceso por el cual la radiación emitida al final de la fibra logró la recanalización fué por vaporización de las placas arteroescleróticas: un proceso térmico.

Las tablas siguientes muestran los resultados reportados por Abela:

TABLA 4.3 RESULTADOS ANGIOGRAFICOS DESPUES DE LA RADIACION LASER DE ARTERIAS ARTERIOESCLEROTICAS IN VIVO CON UN LASER Nd:YAG

# CONEJO	S CONTROL (%)	MANIPULACION DE LA FIBRA	APLICACION DEL LASER				ENERGIA TOTAL (J)
			primera		segunda		
			ENERGIA(J)	S(%)	ENERGIA(J)	S(%)	
1	63	-	12.0	63	24.0	P	36.0
2	99	-	31.5	50	45.0	40	76.5
3	50	-	45.0	17	-	-	45.0
4	100	-	75.0	-	-	-	75.0
5	50	P	-	-	-	-	-

TABLA 4.4 RESULTADOS ANGIOGRAFICOS DESPUES DE LA RADIACION LASER DE ARTERIAS ARTERIOESCLEROTICAS IN VIVO CON UN LASER DE ARGON

# CONEJO	S CONTROL (%)	MANIPULACION DE LA FIBRA	APLICACION DEL LASER				ENERGIA TOTAL (J)
			primera		segunda		
			ENERGIA(J)	S(%)	ENERGIA(J)	S(%)	
6	70	70	5.5	70	11	20	16.5
7	45	-	7.0	45	14	25P	21.0
8	90	63	21.0	25	-	-	21.0
9	70	-	35.0	P	-	-	35.0
10	95	64	2.5	45	5	35	7.5
11	66	66	2.0	33	-	-	2.0
12	90	73	5.0	45	10	45	15.0
13	65	65	5.0	45	10	45	15.0
14	30	30	5.5	30	11	P	16.5
15	100	P	-	-	-	-	-

-- = NO REALIZADA, S = OCLUSION, P = PERFORACION

Analizando los resultados de Abela podemos hacer las siguientes observaciones: La radiación puede ser transmitida hasta las arterias estenosadas via una fibra óptica, y puede ser utilizada para aumentar el diámetro interno en las arterias ocluidas en estudios in vivo. En el estudio de Abela el Nd:YAG y el laser de argón fueron igualmente efectivos. Para Abela, la principal causa de la perforación fué el desalineamiento de la fibra con el ducto.

Evidentemente, la perforación arterial es el principal inconveniente de ésta técnica.

Lee et al (en 1985) reportan ahora un sistema formado por un cateter de balón y una fibra óptica. Debido a que en su estudio con arterias de cadáveres humanos se tenían ductos muy cerrados (ocluidos en un 80%), ésto no permitía el paso del cateter de balón (con diámetro exterior de 1.33 mm). Entonces, se utilizó primero un cateter con una fibra óptica (nucleo de cuarzo de 400 µm de diámetro) emitido la radiación de un laser de argón (las energías manejadas fueron entre 14 y 90J), con lo cual se redujo la severidad de la estenosis de un 80 a un 45%, abriéndose la luz de los ductos a 1.77 mm, de manera que fué posible entonces introducir el cateter de balón reduciéndose mecáni-

camente la oclusión hasta un 37%

El trabajo de Crea et al (1988) reporta ya una variante de la angioplastia laser: para evitar la perforación producida por la emisión directa de la fibra, se coloca en la salida de ésta una punta metálica. El estudio fué realizado para la recanalización de la arteria descendente anterior [LAD] que presentaba estenosis severa (entre 70-80%) de 6 pacientes que iban a ser sometidos a cirugía de "bypass"¹.

Una fibra óptica de núcleo de 300 μ m de diámetro, acoplada a la salida de un laser de argón, la cual contaba con una punta metálica de 1.5 mm fué avanzada a través de la arteria descendente anterior, siendo deslizada sobre un cateter guía previamente introducido. En el momento en el que la punta de la fibra no pudo avanzar mas, un pulso de 6 W de potencia fué liberado por espacio de 4-6 segundos. Si la estenosis no era cruzada se utilizaban pulsos de 8 W durante 8 segundos. Una vez atravesada la región estenosada la fibra fué avanzada (sin estar emitiendo) por 1-2 segundos en una distancia de aproximadamente 1 cm para evitar adherencia de la punta metálica a las paredes arteriales. Un pulso de igual intensidad que el requerido para atravesar la estenosis era liberado para retroceder la fibra. Al final del procedimiento con el laser se inició la cirugía de "bypass" de todos modos en las arterias recanalizadas. Los resultados de Crea se muestran en la tabla siguiente:

TABLA 4.5

# PACIENTE	NO PULSOS	POTENCIA (W)	DURACION (seg)	ENERGIA (J)	AVANCE DE LA FIBRA	ESTENOSIS
1	1	6	4	24	no	Mejóro
	2	8	6	48	si	
	3	8	6	48	si	
	4	8	4	32	si	
	5*	10	10	100	si	
2	1	6	4	24	no	Perforación
	2	8	6	48	no	
	3	8	5	40	no	
	4	8	10	80	no	
3	1	6	6	36	no	Mejóro
	2	8	3	24	no	
	3	8	3	24	si	
	4*	8	6	48	si	
4	1	6	6	36	no	No cambio
	2	8	3	24	no	
	3	8	3	24	no	
5	1*	6	8	48	si	No cambio
	2*	8	6	48	si	
6	1	6	6	36	si	Mejóro
	2*	8	4	32	si	

S = estenosis,

* liberada durante el retroceso de la fibra

¹La cirugía de "bypass" consiste en utilizar injertos de venas colocadas en paralelo a tramos de arterias obstruidas, a modo de puente (de ahí su nombre en Inglés).

El hecho de haber obtenido sólo una perforación, indica que, aunque la recanalización es posible, es necesario depurar la técnica y/o hacer uso de procesos no térmicos. Nótese que en éste proceso el laser únicamente se utiliza para calentar la punta metálica, lo cual, irónicamente, no requiere de una fuente laser! (el uso de ella sólo se justificaría en el sentido de introducir la radiación eficientemente en la fibra óptica).

El trabajo reportado por Nordstrom (1988) plantea la alternativa de utilizar un cateter de balón especialmente diseñado para alinear coaxialmente a la fibra emisora del haz laser, y el uso de un mecanismo óptico a la salida de la fibra (punta divergente) que expanda el haz de salida de manera que sea más aprovechable la radiación (repartida en un área mayor) y se tenga menos riesgo de perforación.

Estos primeros estudios han identificado las limitaciones fundamentales de la técnica de angioplastia vía un sistema laser-fibra óptica:

- . Perforación vascular frecuente debido a el trauma mecánico que produce la punta misma y la liberación no axial de la radiación.
- . La reestenosis es alta debido a que se obtienen pequeños diámetros en el ducto recanalizado

Como solución a éstos problemas se ha propuesto modificar la punta del cateter, utilizando puntas de zafiro sintéticas incrustadas en el extremo de la fibra para conseguir diferentes configuraciones de liberación del haz.

Aunque la primera angioplastia laser en humanos fué reportada en 1983 (Fleisher et al 1987), parece ser que por el momento la angioplastia de balón sigue siendo la alternativa convencional para un tratamiento no quirúrgico de la arteroesclerosis, y lo que sí es claro, es que ésta técnica podrá ser auxiliada de una variedad de técnicas de cateterismo laser-fibra óptica.

Existe aún mucho trabajo experimental por realizar para determinar más específicamente los parámetros óptimos de la angioplastia laser: se están desarrollando elaborados estudios para determinar los cambios histológicos que ocurren en las paredes arteriales con varias energías, se ha intentado la manipulación bioquímica de las lesiones arteroescleróticas con porfirinas y tetraciclina, se han realizado estudios que muestran una disminución en la reestenosis en arterias de ciertos primates tratados con laser, se han reportado trabajos teóricos y prácticos sobre diferentes diseños de puntas para la liberación final de la energía del laser, se siguen reportando experimentos de recanalización laser en modelos animales. Se tiene en mente el uso de láseres pulsados, especialmente los excimeros, debido a que tienen la capacidad de producir una ablación química más que una térmica, lo que les da ventajas potenciales para ser aplicados alternativamente.

Todo lo anterior demuestra que la angioplastia laser es un problema abierto, que requiere de amplio trabajo interdisciplinario antes de llegar a ser aceptada como un procedimiento clínico seguro.

CONCLUSIONES

Esta tesis constituye una primera parte de la investigación e instrumentación del programa de las aplicaciones médicas del laser de argón.

Cuando se tiene el objetivo de una aplicación específica de una teoría, de un método y/o de un instrumento, se nos presenta la necesidad imperiosa de interdisciplina.

Aunque con las limitaciones de disponibilidad de componentes, con el sistema construido se consiguió transmitir la radiación del laser de argón: las mayores pérdidas fueron del orden de el 51% (en la fibra óptica de 200 μm en la línea de 457.9 nm), pero se consiguió tener tan sólo un 23% de pérdidas en la fibra de 600 micras para la longitud de onda de 514.5 nm.

La emisión obtenida a la salida de la fibra óptica cumple las especificaciones que se requieren (en cuanto a potencia, modo de operación -onda continua- y longitud de onda óptima) para la vaporización de las placas arteroescleróticas, como puede verse de la tabla 4.2.

La transmisión obtenida nos dá ya un primer instrumento para el trabajo experimental del histólogo o del cirujano. Las modificaciones y nuevos diseños serán resultado del uso extensivo de éste prototipo.

El prototipo proporciona una transmisión suficiente para varias aplicaciones, aunque él presenta varias limitaciones, ante todo, no se ha considerado la manipulación de la emisión en el extremo de salida, y se requiere además diseñar un sistema electrónico para tener un control más preciso de los tiempos y el número de disparos. Las pruebas que se han hecho en el laboratorio para radiar placas humanas arteroescleróticas (in vitro) han sido realizadas obturando la salida del laser de una manera manual, y midiendo los tiempos con un cronómetro digital, lo cual redunda en una gran inexactitud en las dosis que se aplican. Este es un problema inmediato a atacar.

Las pruebas de radiación de tejidos que se han realizado no se reportan debido a que se requiere de un protocolo más específico y profundo para atacar el problema y sólo se cuenta a la fecha con resultados cualitativos de ellas. Sin embargo, algo importante es que se han establecido ya los primeros enlaces con cardiólogos, oftalmólogos y patólogos, iniciándose ya el trabajo en equipo para continuar las investigaciones en éste sentido.

Un logro importante en el desarrollo de la presente tesis fué el haber conseguido el pulido de las fibras ópticas (aunque con un procedimiento completamente manual y lento), y la determinación de su abertura numérica.

Las aplicaciones médicas de los láseres con sistemas que involucran la transmisión por fibras ópticas son muy promisorias en unos campos, y en otros son ya una realidad, pero aún es necesario invertir bastante trabajo tanto de diseño de acopiadores, instrumentos de control, y el trabajo experimental mismo en tejidos vivos.

Es importante el tratamiento de éste tipo de problemas porque el trabajo interdisciplinario permite a cada disciplina ser más fructífera, amén de que se está tratando con un problema abierto y que promete tener (y está teniendo) gran trascendencia.

GLOSARIO

- ABERRACION.** Error geométrico en la formación de la Imagen. Las aberraciones ópticas incluyen la aberración esférica, astigmatismo, coma, curvatura de campo, distorsión y aberración cromática.
- ABERRACION ESFERICA.** Aberración axial donde los rayos de la periferia de la lente enfocan en un punto mas cercano (o lejano dependiendo del tipo de lente) de la lente los rayos mas cercano al eje. La aberración esférica es proporcional al cubo de la apertura numérica.
- ABLACION.** Sinónimo de extirpar, especialmente cortando
- ACIDOS NUCLEICOS** Polinucleótidos naturales constituidos por una secuencia de bases (de pirina o pirimidina) unidas por covalencia a una pentosa, en una secuencia específica.
- AMINOACIDOS.** Compuestos orgánicos de estructura conocida. Se conocen 20 clases diferentes de ellos. Son los constituyentes primarios de las proteínas.
- AMPLIFICACION LATERAL.** Razón de la altura de la Imagen a la altura del objeto.
- BIOMOLECULAS.** La clase de moléculas que se encuentran en los organismos vivos
- BLASTO (Mitocondria)** Organelo subcelular rodeado de membrana, situado en el citoplasma de células con núcleo, que contiene los sistemas enzimáticos necesarios para la respiración celular (utilización de energía)
- CELULA** Unidad anatomofuncional de vida, capaz de autorregularse
- COAGULACION** Transformación de un sólido a gel. Proceso bioquímico que provoca que las proteínas solubles del plasma se agreguen formando una malla de fibras reticulares en la cual quedan atrapados los eritrocitos y elementos formes de la sangre, en estado de gel.
- COHERENCIA** Se puede clasificar a groso modo a la coherencia en dos clases, la coherencia longitudinal y la coherencia transversal. La coherencia longitudinal o espacial tiene que ver con el tamaño finitode los trenes de onda emitidos por una fuente. Entre más monocromática sea una fuente mayor coherencia longitudinal tendrá. Esto se puede ver de la manera siguiente, se define a la longitud de coherencia como

$$\Delta x = c \Delta t$$

$$c = \text{velocidad de la luz}$$

Δx es el tamaño del tren de onda, y Δt es $1/\Delta \nu$, donde $\Delta \nu$ es el ancho de banda en frecuencias. Recordemos que debido a la emisión estimulada los fotones emitidos son de la misma frecuencia que el foton incidente por lo tanto el ancho de banda en frecuencias es reducido considerablemente y se tiene consecuentemente una mayor longitud de coherencia.

La coherencia transversal o temporal tiene que ver con las dimensiones de la fuente, debido a que dos puntos sobre una fuente extensa no emiten por emisión estimulada, sino espontánea ellos no son coherentes entre sí ni el tiempo.

COLAGENA. Principal constituyente orgánico del tejido conjuntivo y de la sustancia orgánica de los huesos y cartílagos; con calor se convierte en gelatina.

DNA: Ácidos desoxirribonucleicos, en forma de largas cadenas de 4 clases de elementos fundamentales (los desoxirribonucleóticos: citosina, guanina, timina, etc) ordenados en secuencia característica.

ENZIMAS. Son catalizadores capaces de provocar un incremento de la velocidad de las reacciones químicas específicas, sin que se consuman en éste proceso.

FASCIAS Sinónimo de aponeurosis, membrana fibrosa resistente de tejido conjuntivo denso que sirve de envoltura y fijación de músculos.

FIBROBLASTO Literalmente significa célula formada de fibras, es la célula por excelencia del tejido conjuntivo, y está encargada de la síntesis y secreción de colágena y sustancias intercelulares.

HAZ GAUSSIANO. Un haz de luz en el cual la sección transversal de su perfil de intensidad sigue la forma de una curva Gaussiana. Los láseres típicamente emiten haces gaussianos.

HEMOGLOBINA Proteína de los glóbulos rojos (eritrocitos) de la sangre que se encarga de el transporte de oxígeno.

HEMOSTASIA Conjunto de procesos que impiden la pérdida o salida de sangre del sistema vascular. Se divide en fase inicial vascular-plaquetaria y fase de coagulación sanguínea.

INDICE DE REFRACCION. Es la razón de la rapidez de la luz en un material respecto a su velocidad en el vacío. Entre mayor sea el índice de refracción mayor será la desviación que sufra la luz de su trayectoria original al incidir en ese medio.

LEY DE SNELL. La radiación incidente en una frontera entre dos medios de diferente índice de refracción obedece la ley de Snell, la cual establece que $n \sin \theta = n' \sin \theta'$, donde n y n' son los índices de refracción a cada lado de la frontera, y θ y θ' son los ángulos de incidencia y refracción (respectivamente) medidos desde la normal a la superficie fronteriza.

NECROSIS Muerte celular con evidencia estructural (histológica)

NUMERO f (f#). Es la razón de la distancia focal a el diámetro de la apertura. En la aproximación a primer orden se tiene que $f\# = 1/2 \tan \theta$ y para un sistema aplanático, $f\# = 1/2 \sin \theta$.
El cociente del diámetro máximo de la pupila de entrada entre la longitud focal total del sistema cuando está operando a conjugados infinitos.

PARAXIAL. La región "infinitamente cercana" al eje óptico. En ésta región los senos de los ángulos y sus tangentes pueden ser representados por los ángulos mismos, lo cual facilita los cálculos y provee un método rápido de localizar la posición de las imágenes sin considerar aberraciones.

PIGMENTAR Teñir o colorar un tejido con objeto de observar las diversas estructuras. Los colorantes se combinan de manera desigual en los diversos componentes de la célula, de manera que pueden ser distinguidos unos de otros.

PLASTOS Organelos subcelulares muy frecuentes en células vegetales y ciertos microorganismos; algunos actúan como "fábricas químicas" (mitocóndrias) mientras que otros funcionan como almacén (vacuolas). El más conocido es el cloroplasto que contiene el colorante clorofila, su principal función es formar carbohidratos por procesos fotoenzimáticos.

PROTEINA Macromolécula compuesta de una o más cadenas polipéptidicas cada una de las cuales posee una secuencia de aminoácidos y un peso molecular específico.

TEJIDO Agrupación de células y sustancias intercelulares varias que integran los bloques de construcción supra celulares.

TEJIDO CONECTIVO. Cumple muchas funciones. Algunas células especializadas del tejido conectivo son las encargadas de producir sustancias no vivas que sirven de sostén para brindar resistencia estructural a las organizaciones celulares.

TEJIDO EPITELIAL. Las células del tejido epitelial tienen función protectora, debido a que las membranas que forman los tejidos epiteliales cubren las superficies externas y revisten las internas del organismo.

TEJIDO MUSCULAR. Está muy especializado en la contractilidad.

TEJIDO NERVIOSO. Está altamente especializado en lo que se refiere a irritabilidad y conductividad. Prolongaciones filiformes (en forma de hilos) de células nerviosas o nervios, conectan encéfalo y médula espinal con todas las demás partes del organismo y brindan comunicación entre sí.

TERAPEUTICA Serie de medidas que se realizan con el fin de aliviar y/o curar los padecimientos del ser humano.

TISULAR Relativo a tejido

VACUOLIZACION (o degeneración vacuolar) borramiento parcial de algunas estructuras de la membrana plasmática por expansión de citoplasma, confluencia máxima de las cisternas distendidas del retículo endoplasmático, todo lo cual da origen a "vacuolas" visibles al microscopio óptico.

VASCULAR Término relativo a venas y arterias, que funcionan como tubos conductores, llevando la sangre desde el corazón hasta los tejidos, y recogiendo de allí mismo para devolverla al corazón.

REFERENCIAS

Abela GS, Normann S, Feldman RL, Cohen D, Sigurd J, Franzini D, Crea Fenech A, Pepine CJ, y Conti R, "Laser recanalization of occluded atherosclerotic arteries in vivo and in vitro, *Circulation*, 71: 403-411, (1985).

Anderson RR, Parrish JA, "Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation", *Science*:220, 524 (1983)

Arnaud JA, Beam and fiber optics, Academic Press, USA 1976

Brown, R. G. W., "Optical fibre sensing using light scattering techniques", *Engineering Optics*,

Cabeddu R, Ramponi R, Sacchi CA & Svelto O, "Laser Applications in Bio-Medicine: Tumor Therapy and Localization using photosensitizing drugs", en el capitulo V de *Laser Science and Technology*, editado por Chester AN, Letokhov VS & Martellucci S, (Plenum Publishing Corporation, New York)1988

Crea F, Graham D, McKenna W, Pashazadeh M, Keogh B, Kidner P, Taylor KM y Maseri A, "Laser recanalisation of coronary arteries by metal capped optical fibres: early clinical experience in patients with stable angina pectoris", *Br Heart J*, 59:168-174 (1988).

Crea F, Abela GS, Fenech A, Smith W, Pepine C y Conti R, "Transluminal laser irradiation of coronary arteries in live dogs: an angiographic and morphologic study of acute effects", *Am J Cardiol*, 57:171-174 (1986).

Cherin AH, An Introduction to optical fibers, Mc Graw Hill. Singapur, 1985

Dardenne MU & Hohla H, "UV lasers: photoablation with the excimer laser- a new surgical tool-", *Medical focus*,

Dixon JA, "What's new in general surgery: Current laser applications in general surgery", *Ann Surg*,355-370 (1987).

Douglass M, Losek J, Mok W, Quay S, Huestis W, Mehigan J, Proffit D, Bsee & Ginsbur R, "Selective Absorption of Ultraviolet laser energy by human atherosclerotic plaque treated with tetracycline", *Am J Cardiol*, 55: 1293-1297 (1985).

Gentile A. L., et. al., "Infrared Fiber Optical Materials", seccion 1 en *Fibras Opticas*, editado por B. Bendow y S.S.Mitra (Plenum Press, New York), 1979

Giallorenzi TG, "Optical Communications research and technology: fiber optics", *Proc. IEEE*, 66, 744-780 (1978)

Gmitro AF, Cutruzzola FW, Stetz ML y Deckelbaum LI. "Measurement depth of laser-induced tissue fluorescence with application to laser angioplasty", *Appl Opt*, 1844-1849 (1988).

Hecht Jeff, The laser guidebook, Mc Graw-Hill book company, USA, 1986

Isner JM, Clarke RH, Donaldson RF, Aharon A, "Identification of photoproduct liberated by in vitro argón laser of atherosclerotic plaque, calcified cardiac valves and myocardium", Am J Cardiol:1192-1196, 1985

Jones, K. A., Introduction to optical electronics, Harper & Row Publishers, New York, 1987.

Kapany, Fiber Optics, Academic Press, USA 1968

Kittrell C, Willett RL, de los Santos-Pacheco C, Ratliff NB, Kramer JR, Malk EG y Feld MS, "Diagnosis of fibrous arterial atherosclerosis using fluorescence", Appl. Opt.,24:2280-2281 (1985).

Lee Garret, Ming CCH, Ikeda RM, Rink JL, Dukich J, Peterson L, Lelvin KL, Reis RL, Mason DT, "Applicability of laser to assist coronary balloon angioplasty", AM heart J, 110:1233 (1985).

Lisirsa MP, Brezhinskii LI, Valak M Ya, Israel Program for scientific translations, 1972

Litvack F, Warren S, Grundfest, Papaioannou T, Mohr F, Jakubowski A, Forrester JS, "Role of laser and thermal ablation devices in the tretment treatment of vascular diseases", Am J Cardiol, 61:81G-86G (1988).

Malacara Daniel, "Optica basica", Fondo de Cultura Económica, SEP, México 1989

Marcuse, D., Principles of Optical Fiber Measurements, Academic Press USA, 1981.

Murphy-Chutorian D, Kosek J, Mok W, Quay S, Huestis W, Mehigan J, Profitt D, Bsee, Ginsburg R, "Selective absortion of ultravioler laser energy by human atherosclerotic plaque treated whlt tetracycline", Am J Cardiol, 55:1293-1297 (1985).

Nicia A, "Lens coupling in fiber-optics devices: efficiency limits", Appl Opt, 20:3136 (1981).

Nordstrom LA, Castañeda-Zuñiga WR, Lindeke CC, Rasmussen TM, Burnside DK, "Laser Angioplasty: Controlled delivery or argón laser energy", Radiology 167:463-465 (1988)

Optics Guide 3, Melles-Griot, Ivribe, Cal. 1989

Polla BS, Anderson RR, "Thermal Injury by laser pulses: protection by heat shock despite failure to induce heat-shock response", Laser in Surgery and Medicine, 7:398-404 (1987).

Reichel E, Schmidt-Kloiber H, Schöffmann GD, y Eherer A, "Interaction of short laser pulses with biological structures", Optics and Laser Technology, :40-44 (1987).

Rosete M, Diaz R, Olguin G, Ortega R, "Determinación de la posición de un haz gaussiano con un fotodetector y un prisma", XXXII Congreso Nacional de Física, S.M.F., León Gto., octubre 1989.

Wagner RE, y Tomlinson WJ, "Coupling efficiency of optics in single-mode fiber components", Appl Opt, 21: 2671 (1982).

Walter PS, "Fiber Optics", capítulo 1 en Applied Optics and optical Engineering, editado por R. Kingslake (Academic Press, Vol IV, New York) 1967

Warren JS, "Image Formation: Geometrical and Physical Optics", capítulo 2 en Handbook of Optics (OSA), editado por Driscoll WG, (McGraw-Hill Book Company, USA)1978

Wilson J, y Hawkes JFB, Optoelectronics: an introduction, (Prentice Hall, USA) 1983.

Wolf FH, "Optical Waveguides", capítulo 2 en Handbook of Fiber Optics: Optics: Theory and applications, editado por Wolf HF (Garland Publishing, Inc. USA) 1979

Zajac, Hecht E, Optica, Fondo de cultura interamericano, México, 1977