UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS

TESINA DE LICENCIATURA EN FÍSICA MÉDICA

Análisis de medios GRIN y su posible empleo en instrumentos médicos de observación

Estudio teórico y experimental de medios GRIN para caracterizarlos como componentes ópticos de "transferencia de imágenes" o "repetidor de imágenes".

AUTOR: María Agustina Corti
DIRECTOR: Dr. Mario Garavaglia
CO-DIRECTORA: Lía M. Zerbino

LUGAR DE TRABAJO: *Departamento de Física, Facultad de Ciencias Exactas (UNLP); Centro de Investigaciones Ópticas (CCT-CONICET, La Plata y CIC); Laboratorio de Acústica y Luminotecnia (CIC)*

La Plata, 7 de marzo de 2013

A Cori,

simplemente por ser como es.

INDICE

	Página
Resumen	3
Agradecimientos	4
Capítulo 1: MEDIOS GRIN	5
Capítulo 2: ENDOSCOPÍA, ARTOSCOPÍA.	9
Capítulo 3: FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF)	15
Capítulo 4: FOTOMETRÍA	22
Capítulo 5: DESARROLLO EXPERIMENTAL Y RESULTADOS	25
I. MTF	
1-Desarrollo experimental para el cálculo de la MTF	25
2- Comparaciones	32
3- "Artroscopio GRIN"	35
II. Magnificación	36
III. Aberraciones	38
IV. Experiencia de Young	39
V. Transmitancia espectral	41
VI. Esfera de Ullbricht	43
VII. Intensidad lumínica	44
VIII. Coordenadas cromáticas CIE	46
Capítulo 6: CONCLUSIONES	48
Apéndice A: Un poco más sobre los componentes GRIN	49
Apéndice B: Historia de la artroscopía	53
Apéndice C: Descripción del Software en Matlab.	57
Apéndice D: Magnitudes	60
Apéndice E: Las bases de la colorimetría tricromática	62
Referencias	65

RESUMEN

El presente trabajo estudia la posibilidad fáctica de diseñar un instrumentos de observación de cavidades (como artroscopios, laparoscopios, etc) empleando como sistema de transferencia de imágenes dispositivos ópticos **GRIN**. Para ello se consideran los siguientes aspectos:

- ✓ Estudio detallado de los medios **GRIN** existentes en el Laboratorio de Procesamiento Láser del CIOp.
- ✓ Determinación de la Función de Transferencia de Modulación –o Contraste– para discernir respecto a la capacidad de los medios **GRIN** para transferir los detalles finos de un objeto de modo que resulten adecuados a la observación visual humana.
- ✓ Determinación de la pérdida de brillo en la transferencia de imágenes.
- ✓ Elaboración de un diseño de sistema óptico formador de imágenes que incorpore un medio **GRIN**.
- ✓ Análisis global conclusivo del diseño propuesto.

El trabajo está ordenado de la siguiente manera: en el primer capítulo podrá encontrarse una descripción teórica de los medios GRIN, y una breve reseña de su invención. Si el lector está interesado en conocer la historia y el modo de fabricación de estos medios puede consultar el Apéndice A.

El segundo capítulo pretende introducir al lector en el campo de la artroscopía, comenzando por las técnicas endoscópicas en general. En él se explican sus ventajas por sobre la cirugía "tradicional", y se da una idea general de los equipos disponibles en la actualidad. La historia del artroscopio puede leerse en el Apéndice B.

Los capítulos 3 y 4 se dedican a explicar las bases teóricas de las medidas realizadas a los medios GRIN: en el capítulo 3 se describe la Función de Transferencia de Modulación (MTF), y la manera de calcularla; el capítulo 4 se refiere a las consideraciones fotométricas.

En el capítulo 5 se detallan los métodos utilizados para realizar las medidas, como así también los resultados obtenidos de los conceptos explicados en los capítulos 3 y 4.

Por último, en el capítulo 6 se encuentran las conclusiones del trabajo.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi director: Mario y a mi co-directora: Lía. No sólo por haberme guiado, acompañado y enseñado tantas cosas a lo largo de este trabajo, sino por la calidad de personas que me demostraron ser, por su entusiasmo, dedicación, contención y apoyo. Sin ellos esto no hubiera sido posible.

Al Dr. Fausto Bredice (del CIOp), y los Ingenieros Pablo Ixtaina y Matías Presso (ambos del LAL), por su colaboración en las mediciones realizadas.

A los doctores Nicolás Guerrini, Carlos Martín y Ricardo Errera, por habernos facilitado el instrumental médico analizado.

A la gente del Laboratorio de Procesamiento Láser (LPL), del CIOp, que tan gentilmente me aguantó y ayudó durante todo este tiempo.

A Cristina Caracoche, por estar presente a lo largo de toda la carrera para orientarnos y darnos aliento.

A mis compañeros de estudios, con quienes compartimos tantas jornadas de alegrías, tristezas, nervios, broncas, etc. empezando por Marianela, compañera, amiga y dueña de mi segundo hogar durante la carrera, a Martín, Germán, Vane, Diego, Cris, Majito, el Colo, Juampy…

Y fuera del ámbito de la facultad, pero no por ello ajenos a este trabajo, no quiero dejar de agradecer a Alejandro, mi compañero y amor; a mis hermanos: Pablo, Matías, Victoria y Santiago, y a mi madre, que me apoyaron en todo momento; a mi padre, que desde algún lugar me acompaña y me da fuerzas, y a mis hermanas de la vida Pipi, Vale, Leti, Sami y Cari por estar siempre.

Capítulo 1: MEDIOS GRIN

I. BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS SISTEMAS GRIN

Una lente de un material no homogéneo, que posee un GRadiente de INdice de refracción se conoce como lente GRIN. Los medios ópticos GRIN son una consecuencia del desarrollo de las fibras ópticas de índice de refracción radialmente variable en forma cuadrática, inventado por Teiji Uchida, en 1969. En estos medios inhomogéneos de simetría cilíndrica el confinamiento de luz está relacionado con la variación del índice de refracción que ha de elegirse de tal modo que sea máximo en el centro y disminuya de forma suave y continua hacia su borde para que los rayos de luz describan trayectorias curvas, las que semejan las posiciones sucesivas de cuerdas vibrantes, pudiendo identificarse nodos y vientres (ver *figura 1.1).*

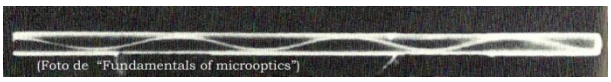


Figura 1.1. Propagación de un rayo meridional a través de un medio GRIN. Imagen de la referencia [5].

La transmisión de la luz a través de una guía se puede describir por dos modelos: el modelo electromagnético, en el cual la propagación de la luz se lleva a cabo mediante el campo electromagnético, solución de la ecuación de onda con condiciones de frontera adecuadas a la geometría y al material del que está hecho el medio; y el modelo de rayos, que da una descripción más sencilla de la propagación de la luz en la fibra. En este modelo, para fibras inhomogéneas, la luz se supone compuesta por ondas localmente planas cuyos rayos asociados describen trayectorias periódicas.

Es importante resaltar que en el componente GRIN ha de cumplirse la condición de que las variaciones del índice de refracción sean pequeñas en distancias del orden de la longitud de onda para considerar las ondas como localmente planas.

En el presente trabajo se utilizará el modelo de rayos, sabiendo que los resultados obtenidos se confirman por la teoría electromagnética, por lo que sí es de interés del lector, se recomienda recurrir la bibliografía *Referencias [2] y [3].*

Como ya se ha mencionado, el índice de refracción de una fibra inhomogénea decrece monótonamente desde su núcleo -eje del cilindro- hasta su superficie donde alcanza el valor constante del índice del revestimiento. El perfil radial del índice de refracción en estas fibras se expresa en general, por

$$n(r)=\begin{cases} n_1(r)=n_1\left[1-2\Delta\left(\dfrac{r}{a}\right)^{\alpha}\right]^{1/2} \rightarrow r<a(\textit{núcleo}) \\ n_2(r)=n_1\left[1-2\Delta\right]^{1/2} \rightarrow r\geq a(\textit{revestimiento}) \end{cases} \qquad \text{(I)}$$

donde *n(r)* es el índice a lo largo del eje de la fibra, α la potencia que determina la forma del perfil, denominada parámetro del perfil, y Δ la variación relativa de índice en el eje y en el revestimiento.

$$\Delta = \frac{n_1^2 - n_2^2}{2n_1^2} \cong \frac{n_1 - n_2}{n_1} \qquad \text{(II)}$$

Para α=*1*, el perfil es lineal, para α=2, el perfil es cuadrático o parabólico, etc.

Cuando α→∞, el perfil *n(r)* tiende a la función escalón y la fibra se convierte en homogénea. En éste último caso, el guiado resulta de múltiples reflexiones totales internas de la luz en la superficie de separación con el medio que la circunda (éste es el caso de algunas fibras ópticas).

Estas situaciones se representan en la Figura 1.2.

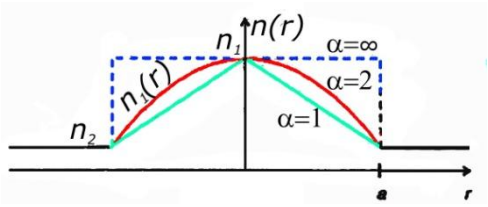


Figura 1.2. Perfil del índice de refracción de un medio inhomogéneo.

El perfil radial de la fibra puede hacer igualar el camino óptico de rayos con diferentes longitudes de trayectorias, ya que la velocidad de la luz es mínima en el centro y crece gradualmente con la distancia radial.

Un rayo que se propaga próximo al eje recorre un camino geométrico menor a baja velocidad, mientras que el que se propaga lejos del eje describe un camino geométrico mayor a alta velocidad. Por lo tanto, la variación de camino se puede compensar con la variación de velocidad. En consecuencia, con una elección adecuada del perfil (de α), la diferencia de velocidades o de tiempos de vuelo entre rayos se puede reducir. Un perfil óptimo que prácticamente anula la diferencia es el parabólico (α=2), y es por ello que fue utilizado en el presente trabajo.

Para obtener una idea aproximada de cómo funciona una lente GRIN, considere una rodaja de un cilindro de cristal, estrecha, cuyo índice de refracción n(r) disminuye radialmente de manera aun no determinada desde un valor máximo ($n_{máx}$) en el eje óptico. De allí que se tratará de un dispositivo GRIN radial. Un rayo que la atraviesa por el eje óptico recorre una longitud de camino óptico $LCO_o = n_{máx}.d$, mientras que un rayo que la atraviesa a una altura r, despreciando la ligera curvatura en su trayectoria, recorrerá $LCO_r = n_{(r)}.d$ (Ver figura 1.3). Dado que un frente de onda plano se curva formando un frente de onda esférico, las LCO de uno a otro, sea cual sea el trazado, deberán ser iguales.

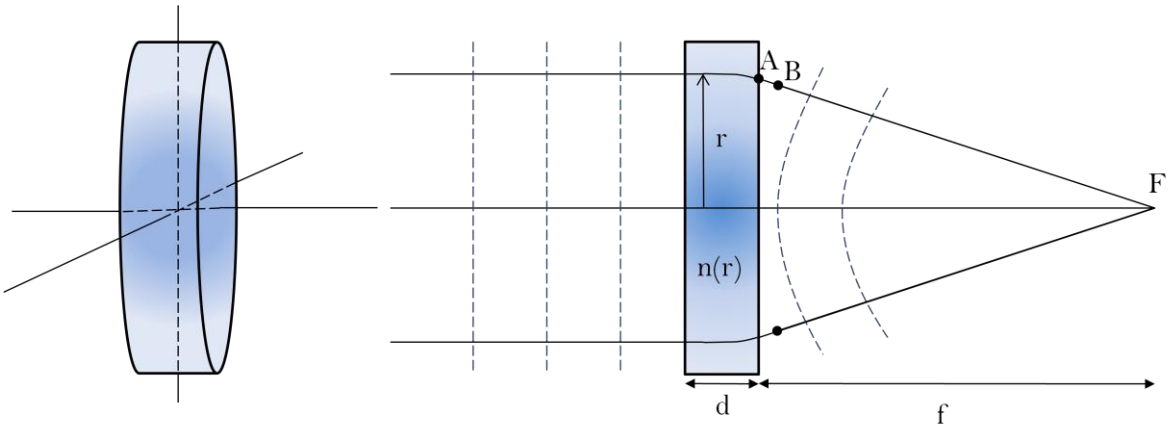


Figura 1.3. IZQ. Sección de un cilindro de vidrio cuyo n(r) disminuye radialmente desde el eje central. DER. Geometría correspondiente al enfoque de los rayos paralelos de una lente GRIN.

$$n(r)d + \overline{AB} = n_{máx}d$$

Sabiendo que $\overline{AF} = \sqrt{r^2 + f^2}$ y que $\overline{AB} = \overline{AF} - f$

Por lo tanto:

$$n(r) = n_{máx} - \frac{\sqrt{r^2 + f^2} - f}{d}$$

Reescribiendo la raíz cuadrada utilizando el teorema binomial (o Serie de Taylor en torno a x=0)

$$n(r) \cong n_{máx} - \frac{r^2}{2fd} \qquad \left|\left(\frac{r}{f}\right)^2\right| < 1 \qquad \text{(III)}$$

Esto indica que si el índice de refracción disminuye cuadráticamente en dirección radial desde el eje, el cilindro GRIN enfocará un haz de luz colimado en F, y servirá como lente positiva. Es decir, una configuración de variación del índice de refracción parabólica enfocará los haces de luz que ingresan paralelos.

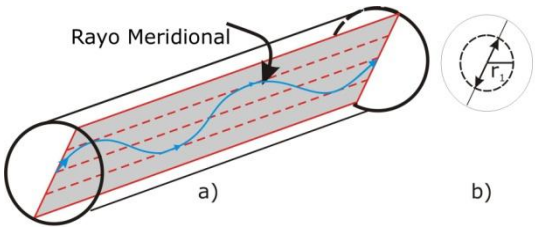


Figura 1.4. Propagación de un rayo meriodional. a)vista lateral, b) Vista frente.

El esquema de la Figura 1.4 muestra cómo en un componente GRIN radial iluminado con luz monocromática convergente sobre el centro de la cara de entrada del componente los rayos se propagan según trayectorias sinusoidales por los planos meridionales que contienen al eje de la fibra.

Una lente GRIN cumple la función de "transferir la imagen", es decir, opera como "repetidora de imagen", lo que ajustadamente indica su denominación en inglés: "lens relay". La distancia entre los puntos de concentración de los rayos permite definir el "paso" del componente GRIN. Se define a un componente como de paso 1,0 cuando los rayos que inciden convergentes salen por el otro extremo divergentes, esto es, cuando los rayos recorren un arco sinusoidal completo (ver Figura 1.5).

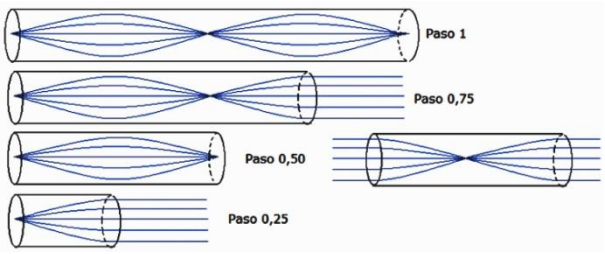


Figura 1.5. Esquemas de medios GRIN con diferentes pasos.

Los medios GRIN estudiados en el presente trabajo poseen un diámetro de 1,98 mm, longitudes de 4,6 cm, 9,4 cm, y 14,3 cm, y pasos 0,5, 1 y 1,5 respectivamente, y se muestran en la fotografía de la Figura 1.6.

A partir de aquí y a lo largo de todo el trabajo, se los mencionará como "FIBRA 1", "FIBRA 2" y "FIBRA 3", en orden de longitud creciente:

Denominación	Longitud (cm)	Paso
FIBRA 1	4,6	0,5
FIBRA 2	9,4	1
FIBRA 3	14,3	1,5

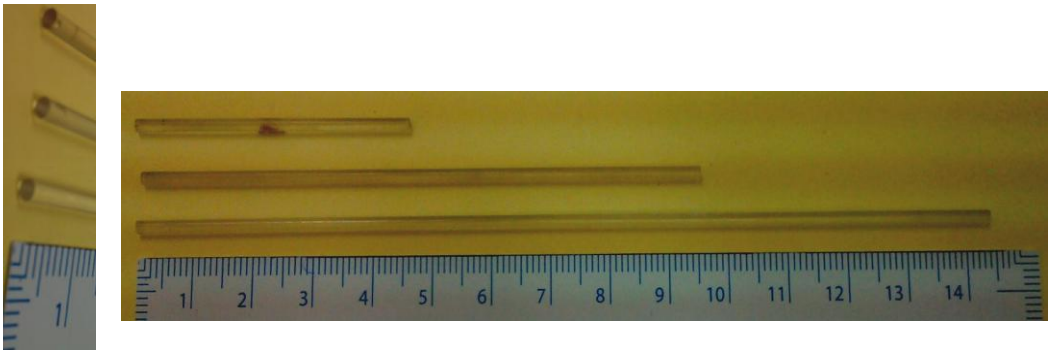


Figura 1.6. Fotografía de los medios GRIN utilizados en este trabajo.

Por lo general, la inclusión de un elemento GRIN en el diseño de una lente compuesta simplifica enormemente el sistema, reduce el número de elementos en una tercera parte, y mantiene inalterado su comportamiento de base.

Para una revisión de la historia de medios GRIN, y su fabricación se recomienda al lector dirigirse al Apéndice A.

Capítulo 2: ENDOSCOPÍA , ARTROSCOPÍA.

I. Endoscopía

La palabra "**endoscopía**" proviene del griego que significa «mirar, observar dentro». La endoscopía es una técnica que permite un examen visual del interior de las cavidades del organismo mediante la introducción por vía natural o artificial de un instrumento llamado endoscopio. Un endoscopio funciona como un dispositivo médico mínimamente invasivo que permite transferir una imagen fuera de un área confinada, de modo que pueda ser vista más fácilmente. Hay diferentes tipos de endoscopios que varían en longitud y cada tipo está diseñado especialmente para observar cierta parte del cuerpo. Además la mayoría de ellos tiene un canal de luz, que va conectado a una fuente, y algunos cuentan con una cámara de video en el extremo que transmiten imágenes a una pantalla. Este instrumento adquiere distintas denominaciones según el órgano que se va a explorar: esófago, estómago, colon, cavidad peritoneal, vías pulmonares, urinarias, articulares, etc. Algunos de sus nombres junto con el órgano que observan y su medio de introducción en el cuerpo están descriptos en la *figura 2.1*. En el presente trabajo me referiré principalmente al "artroscopio" que es el que se usa en el caso de las articulaciones.

Tipo de endoscopio	Se introduce a través de	Parte del cuerpo o área(s) que observa	Nombre(s) del (los) procedimiento(s)
Artroscopio	cortes en la piel	articulaciones	artroscopía
Broncoscopio	boca o nariz	tráquea y bronquios	broncoscopía
Colonoscopio	ano	colon e intestino grueso	colonoscopía, endoscopía inferior
Cistoscopio	uretra	vejiga	cistoscopía, cistouretroscopía
Esofagogastroduodenoscopio	boca	esófago, estómago y duodeno	esofagogastroduodenoscopía (EGD), endoscopía superior panendoscopio, gastroscopía
Histeroscopio	vagina	dentro del útero	histeroscopía
Laparascopio	corte(s) en el abdomen	espacio dentro del abdomen y la pelvis	laparoscopía, endoscopía peritoneal
Laringoscopio	boca o nariz	laringe	laringoscopía
Mediastinoscopio	corte(s) por encima del esternón	mediastino	mediastinoscopía
Sigmoidoscopio	ano	recto y colon sigmoide	sigmoidoscopía,
Toracoscopio	corte(s) en el pecho	espacio entre los pulmones y la pared torácica	Toracoscopía, pleuroscopía

Figura 2.1 Técnicas endoscópicas.

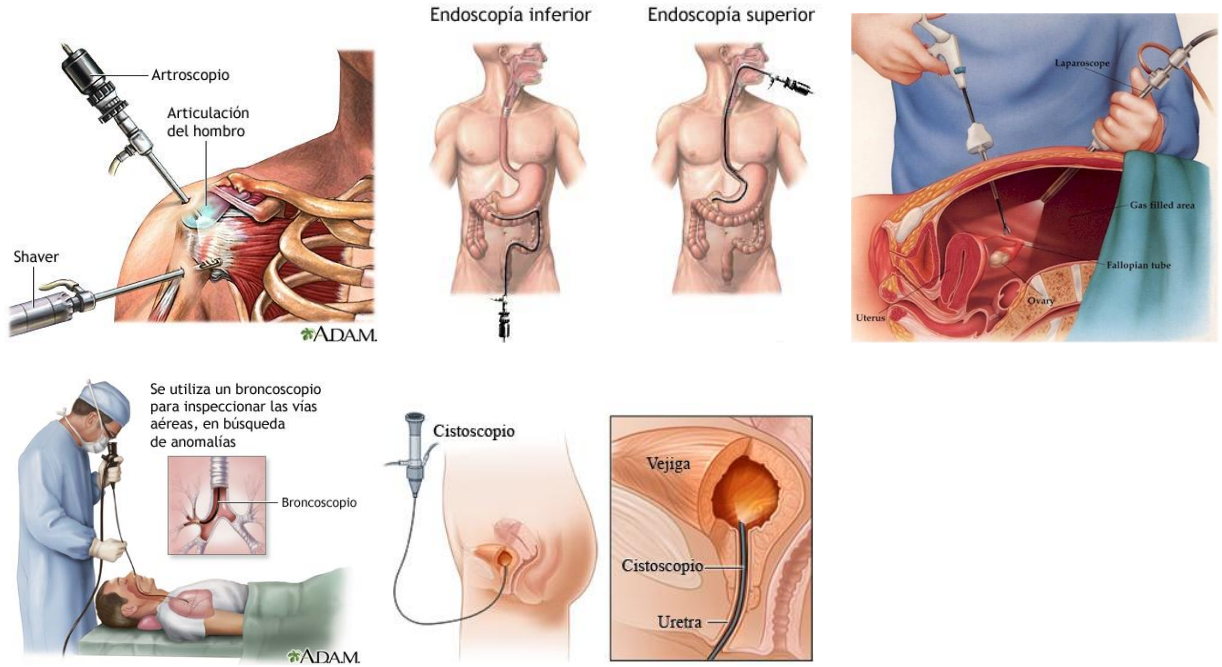


Figura 2.2 Esquemas de introducción del endoscopio: a-Artroscopía de hombro; b- Colonoscopía y EGD; c- Laparoscopía; d- broncoscopía y e- citoscopía.

En un primer momento, la endoscopía fue exclusivamente un método diagnóstico a través de diferentes aparatos ópticos que permitían explorar el tubo digestivo. El gran desarrollo alcanzado por la endoscopía, se debe a que la técnica no se limitó al diagnóstico, sino que pasó a ser importante en el pronóstico de muchos procesos y fundamentalmente, un método terapéutico de primera línea.

Los endoscopios pueden ser divididos en tres partes básicas: el objetivo, el sistema de transferencia y el ocular (o acoplador de video), y según el sistema de transferencia se clasifican también en rígidos o flexibles. Los sistemas flexibles incluyen fibras ópticas y diseños electrónicos, mientras que los rígidos pueden ser clasificados ya sea como convencionales o Hopkins rod lens. Los endoscopios rígidos poseen un rendimiento de imagen superior, comparado con los flexibles. Por lo tanto éstos son preferidos siempre que el procedimiento lo permita.

Figura 2.3. a- Videogastroscopio; b-Laparoscopio; c- Artroscopio

II. Artroscopía

La palabra "**artroscopía"** viene del griego/latín, arthron/arthros (articulación) y skopein (ver), significa entonces "ver dentro de una articulación". Consiste en la introducción por punción dentro de la articulación, del sistema de lentes conectado a una cámara de vídeo que permite la visualización de las estructuras intraarticulares.

Es un procedimiento quirúrgico que permite al cirujano visualizar, diagnosticar y tratar problemas en una articulación, sin necesidad de realizar una artrotomía con todas las ventajas que esto implica:

Mayor rapidez en la recuperación funcional de la articulación
Menor dolor post-operatorio
Mayor rapidez en la reincorporación a la vida social.
Menor respuesta inflamatoria post-quirúrgica
Menor tiempo de internación
Menor probabilidad de complicaciones post-quirúrgicas

Figura 2.4. Ventajas de la artroscopía sobre la cirugía abierta o convencional.

La rodilla, por ser la articulación más grande del cuerpo humano, es la que más veces es abordada artroscópicamente. Sin embargo, en los últimos años esta técnica se ha ido extendiendo a otras articulaciones más pequeñas, como ser hombro, tobillo, cadera y muñeca, que en la actualidad también se realizan de manera rutinaria.

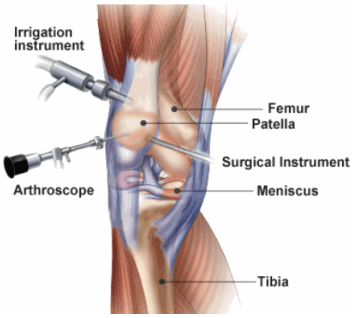


Figura 2.4. Esquema de artroscopía de rodilla.

Extremidad Inferior	Extremidad Superior
Cadera	Hombro
Rodilla	Codo
Tobillo	Muñeca
1° articulación metatarso-falángica	

Figura 2.5. Articulaciones que se abordan artroscópicamente.

Durante la cirugía artroscópica, se realizan pequeñas incisiones (del orden de milímetros) en la piel del paciente para poder introducir el artroscopio en la articulación (conectado a una pequeña cámara) con una fuente de luz y así poder ver las estructuras del interior de la articulación en el monitor conectado a la cámara. De esta manera se puede reducir substancialmente el tamaño de la incisión comparado con una cirugía convencional (abierta). La *Figura 2.6* es una fotografía tomada desde la cámara conectada al artroscopio.

Se pueden así observar las estructuras óseas, cartílago, los ligamentos y los meniscos (en el caso de la rodilla).

Si bien este procedimiento en principio se utilizaba exclusivamente para diagnóstico, y para planificar la cirugía abierta, con el correr de los años ha tenido un gran desarrollo la artroscopía terapéutica. El alto grado de precisión diagnostica y su baja morbidad ha aumentado el uso de esta técnica para asistir al diagnóstico y realizar el tratamiento quirúrgico respectivo. En estos casos, por medio de otras pequeñas incisiones se introduce el instrumental quirúrgico (mordedores, rastrillos, tijeras, sondas, etc). Actualmente la artroscopía es una técnica básica, indiscutible y es generalmente más fácil en el paciente que la cirugía abierta. La mayoría de los pacientes reciben cirugía artroscópica como pacientes no internados y regresan a sus hogares unas cuantas horas después de haberla recibido.

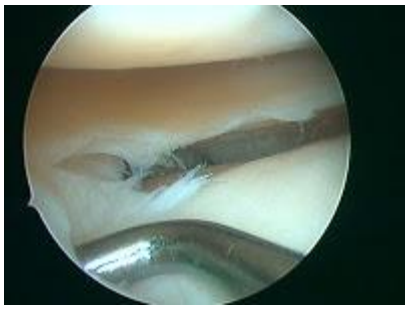


Figura 2.6. Imagen artroscópica de una lesión de menisco.

III. Características de los artroscopios

Dado que las articulaciones tienen muy poco espacio entre sus componentes, son muy complejas, y no son extensibles, la principal característica que debe poseer un artroscopio es un pequeño diámetro. Éste se encuentra generalmente entre los 2mm y los 5,8mm ya que varía dependiendo del tamaño de la articulación que se esté examinando. Por ejemplo para el caso de rodilla en general se usan artroscopios de 4 mm. Por otro lado, la ventaja que posee cuanto mayor es el diámetro es el aumento de su rigidez.

Otra característica importante del artroscopio es que la punta puede tener un bisel de cierto ángulo, que da diferente campo visual. Por ello, existen artroscopios con puntas de 0° (sin bisel), 30°, 45° o 70° (ver *figura 2.7*). El más usado tanto en diagnóstico como en tratamientos es el de 30°.

Figura 2.7. Artroscopio y puntas de diferentes ángulos.

En la figura 2.8 se muestra un esquema de un artroscopio típico, con las indicaciones de cada una de sus partes.

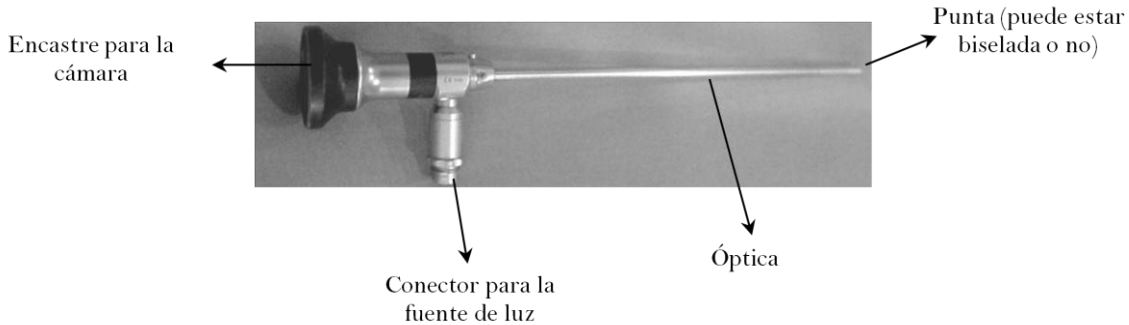


Figura 2.8. Artroscopio y puntas de diferentes ángulos.

Tanto el encastre para la cámara como el conector para la fuente de luz son compatibles con otros artroscopios y otros equipos de endoscopía. Gracias a esto, es posible que en un quirófano haya una sola torre de endoscopía y puedan realizarse varias técnicas endoscópicas.

Dicha torre tiene ruedas y posee varios compartimentos en los que se alojan diferentes equipos, y en la parte superior se encuentra la pantalla en la que se ven las imágenes tomadas por el endoscopio que se esté usando. La figura 2.9 muestra torres de endoscopía típicas.

Figura 2.9. Torre de endoscopia: A. Fuente de luz. B. Cable de fibra óptica. C. Sistema óptico de visionado. C.1 Ópticas empleadas en cirugía endoscópica rígida. C.2 Microcámara. D. Monitor de alta resolución.

En cuanto a la óptica del artroscopio, generalmente está compuesta por lentes tipo varilla o "lentes esféricas", que fueron inventadas por Harold Horace Hopkins, en 1959, como puede verse en el catálogo actual de Karl Storz que se muestra en la *figura 2.10* al final del capítulo. A diferencia de los sistemas convencionales de transferencia de imágenes (*figura 2.9 A-)* en los que el medio entre las lentes de campo y el objetivo es aire, en el sistema Hopkins dicho espacio es reemplazado por un cilindro de vidrio ("glass-rod"). De esta manera, dado que tanto la lente de campo como el objetivo son plano-convexas, con el mismo radio de curvatura en ambas superficies convexas, Hopkins construyó una lente esférica ("ball-lens") que contiene la lente de campo, el cilindro de vidrio y el objetivo en una sola pieza óptica. De hecho el sistema de Hopkins *(figura 2.9 B-)* es un triplete formado por una de estas lentes esféricas seguida de una lente de aire y terminada por otra lente esférica igual a la primera. Los principales beneficios el sistema de Hopkins son:

- ✓ La incorporación de los cilindros de vidrio en lugar de los espaciados de aire convencionales, que logra aumentar la luminosidad según el cuadrado del índice de refracción del vidrio, lo que significa que para n_v=1,5 la luminosidad se multiplica por 2,25.
- ✓ Siendo un sistema simétrico la aberración cromática producida por la primera lente esférica es compensada por la de la segunda lente esférica, resultando un sistema acromático.
- ✓ Cuanto menor sea el espaciado de aire introducido por la lente de aire entre las dos lentes esféricas se reduce el viñeteo del sistema haciendo que el campo visual se incremente proporcionalmente.

Por estas razones las lentes esféricas de H.H. Hopkins resultaron fundamentales en el desarrollo de los endoscopios rígidos y en el incremento de su popularidad.

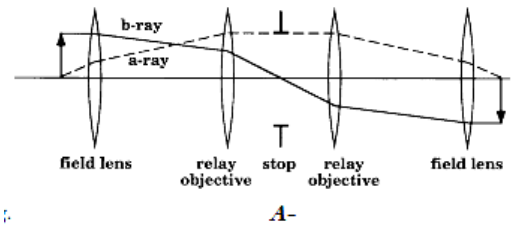


Figura 2.9.A- Esquema de una etapa de un sistema de transferencia de imágenes convencional.

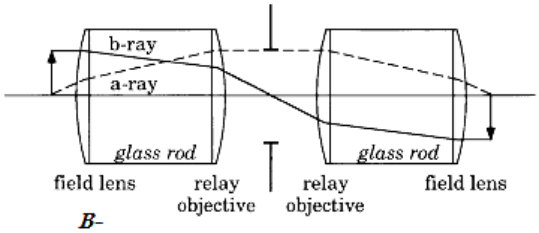


Figura 2.9.B- Esquema de un sistema Hopkins.

Dada la simulitud entre las dimensiones de los componentes GRIN estudiados (descriptos en el capítulo 1), y las características principales que deben reunir los atroscopios (indicadas al comienzo de esta sección), es que a lo largo del presente trabajo, nos referiremos fundamentalmente a la posibilidad de diseñar un artroscopio con ellos, y no otro tipo de endoscopio.

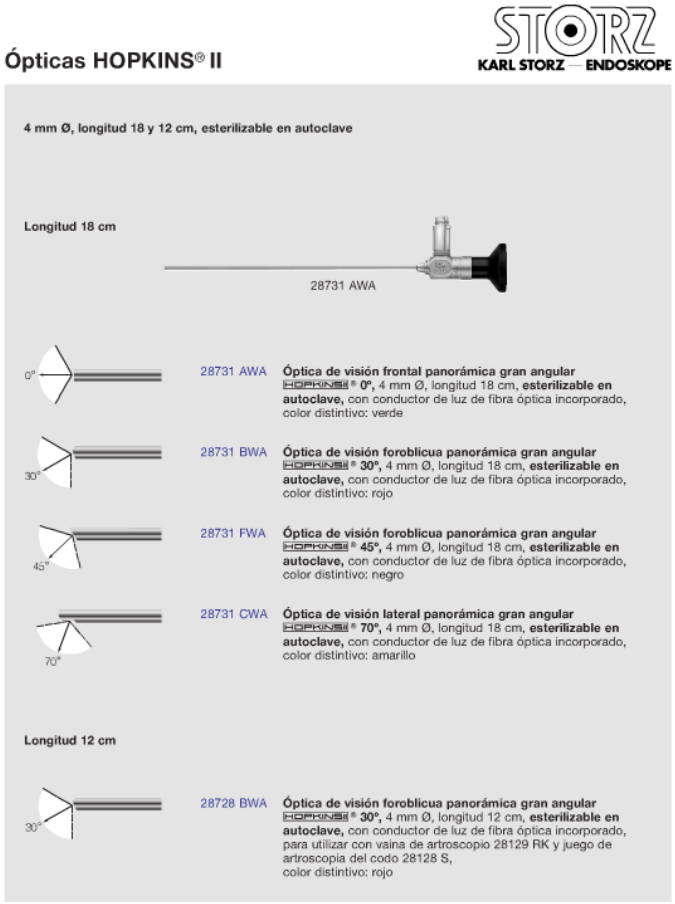


Figura 2.10. Página 7 del catálogo actual de artroscopía de Karl Storz, donde pueden verse las ópticas disponibles y sus características.

Capítulo 3: FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF)

Dado qua a través de estos novedosos medios GRIN se puede transferir una imagen de un lugar a otro del sistema óptico, uno de los objetivos del presente trabajo fue caracterizarlos empleando la función de transferencia de la modulación (MTF - Modulation Transfer Function), que se describe a continuación.

I. Resolución – Contraste

La resolución y contraste constituyen una pareja inseparable. Si se tiene una serie de barras negras y blancas, lo que las diferencia es su contraste. Si las barras negras se hacen cada vez más claras y las blancas más oscuras, llega un momento en el cual, finalmente, uno no será capaz de distinguirlas. En otras palabras, si se tiene una barra blanca sobre papel blanco no tiene contraste y por lo tanto no tiene resolución, la barra será invisible. Por lo tanto una discusión de la resolución sin tener en cuenta el contraste no tiene sentido (ver *figura 3.1*).

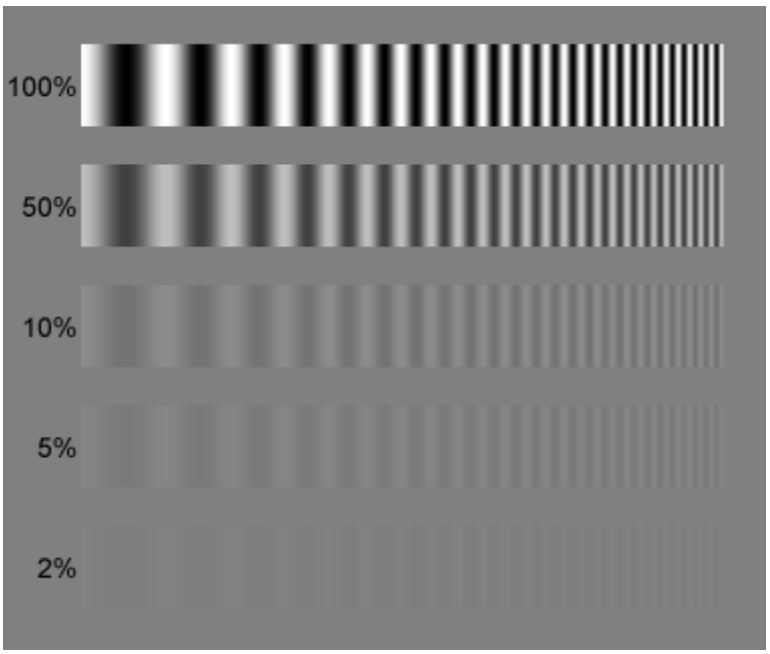


Figura 3.1

Supongamos que se utiliza una lente para formar una imagen de un objeto que consiste en 2 barras blancas sobre un fondo negro. De acuerdo con el criterio de Rayleigh, la resolución en la imagen depende de la longitud de onda de la luz y del diámetro de apertura de la lente. Se da a entender, sin embargo, que el objeto es visto con alto contraste, esto es, como barras blancas brillantes en un fondo negro intenso o viceversa. Pero, si las barras son grises, y están sobre un fondo gris más oscuro, de acuerdo al criterio de Rayleigh el resultado numérico sería el mismo. Sin embargo de la experiencia, sabemos que dos barras de bajo contraste funden en una sola barra con más facilidad que dos barras de alto contraste con el mismo espaciamiento. Por lo tanto, hay otros factores además de la longitud de onda y el diámetro de apertura que influyen, y habitualmente limitan la capacidad de la lente de resolver dos barras. Estos factores influirán en el poder de resolución, y cuando estén presentes, hay que incluir el contraste en la estimación de resolución.

Por otro lado, la resolución no es un valor absoluto cuantificable. Es totalmente subjetiva, y por lo tanto es diferente entre los individuos, así como con el mismo individuo en momentos diferentes. Mientras que un

observador puede ser capaz de resolver 25 ciclos/mm en una prueba en particular, otro puede ver 22 ciclos/mm o 26 ciclos/ mm. Una variación de 10% con el mismo observador al mismo tiempo no es inusual en absoluto. Si a esto se agregan variables, tales como errores de enfoque, las variaciones son aún mayores.

También, es sabido que la calidad de la imagen real producida por una lente no se correlaciona del todo bien con su poder de resolución medido. Por esta razón, los resultados de la prueba de resolución por sí sola no deben considerarse como una medida válida de la bondad de un objetivo. Esta es la razón por la cual en la industria óptica, así como aquellos que realmente quieren saber cómo se está desempeñando una lente se basan más bien en su MTF.

El contraste (o la modulación) está definido por la expresión de Michelson:

$$C = \frac{I_{máx} - I_{mín}}{I_{máx} + I_{mín}}$$

Donde:

$I_{mín}$ es la intensidad (o valor de píxel) mínima presente en el objeto.

$I_{máx}$ es la intensidad (o valor de píxel) máxima presente (un "pico").

Si las partes oscuras son perfectamente negras, $I_{mín} = 0$, $C_{máx} = \frac{I_{máx} - 0}{I_{máx} + 0} = 1$, que es el máximo contraste posible.

Si las barras y los intervalos son tonos de gris, el contraste es menor. El mínimo contraste se obtiene cuando $I_{máx} = I_{mín}$, en cuyo caso $C_{mín} = 0$.

Por lo tanto el contraste puede variar entre 0 y 1.

II. Contraste de transferencia:

Dado que, como se ha mencionado al comienzo del capítulo, el presente trabajo pretende evaluar la calidad en la transferencia de imágenes a través de diferentes medios, no es de interés la distribución de intensidades en el objeto, sino la cantidad de contraste que puede ser transferido del objeto a la imagen. Se necesita, entonces, la transferencia de contraste, además del poder de resolución para indicar rendimiento de la lente (ver *figura 3.2).*

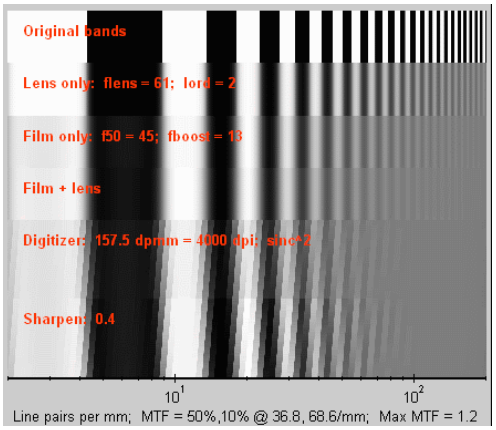


Figura 3.2

El factor de transferencia, o también llamado factor de modulación, T, está dado por el cociente entre el contraste de la imagen y el del objeto:

$$T = \frac{C_{imagen}}{C_{objeto}}$$

Si el cociente se realiza entre el contraste a una frecuencia espacial dada (f) con relación al contraste en las frecuencias bajas se obtiene la Función de Transferencia de Modulación (MTF), que obviamente depende de la frecuencia espacial (f)

$$MTF = T(f) = \frac{C_{imagen\ (f)}}{C_{objeto}}$$

En la cual $C_{objeto} = \frac{I_{máx} - I_{mín}}{I_{máx} + I_{mín}}$

Donde aquí

$I_{mín}$ es la intensidad (o valor de píxel) mínima para las áreas negras a bajas frecuencias espaciales. La frecuencia debe ser lo suficientemente baja como para que el contraste no cambie si se reduce.

$I_{máx}$ es la intensidad (o valor de píxel) máxima para las áreas blancas en bajas frecuencias espaciales, en las mismas condiciones.

Utilizando objetos de entrada de contraste máximo, $C_{objeto} = 1$, queda entonces:

$$MTF(f) = C_{imagen}\ (f)$$

Así, la MTF describe la función de la modulación según la expresión de Michelson para las diferentes frecuencias espaciales, utilizando objetos de entrada de contraste máximo, como por ejemplo grillas de Ronchi.

Es importante tener en cuenta, que la MTF puede ser calculada utilizando tanto "ondas cuadradas", como también usando ondas sinusoidales, tales como las que se muestran en la *figura 3.3.*

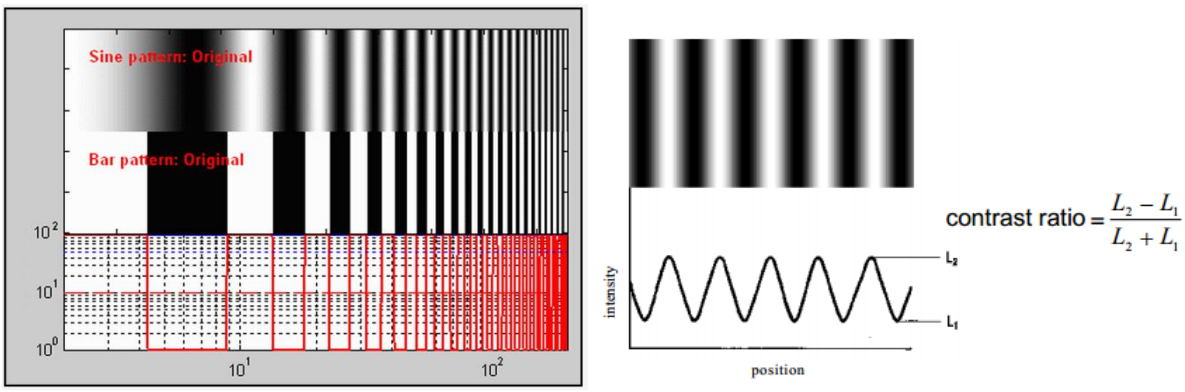


Figura 3.3.

La principal utilidad de la MTF calculada con ondas sinusoidales es que permite la conexión en serie de los efectos de los varios componentes de un sistema para determinar una medida de la resolución de todo el sistema. En ese caso, la MTF del sistema global a una frecuencia espacial dada es el producto de las MTF de los elementos. En cambio, si las MTF, son calculadas a partir de ondas cuadradas, no pueden conectarse en serie para evaluar la respuesta global del sistema. Ésta última forma es la que utilizamos en el presente trabajo, sabiendo que es muy fácil convertir de una a otra. Llamando MTF_C a la MTF calculada a partir de ondas cuadradas, y MTF_S a la calculada a partir de ondas sinusoidales, la conversión de una a otra está dada por:

$$MTF_S = \frac{\pi}{4}\left(MTF_C(f) + \frac{MTF_C(3f)}{3} - \frac{MTF_C(5f)}{5} + \frac{MTF_C(7f)}{7} \dots\right)$$

$$MTF_C = \frac{4}{\pi}\left(MTF_S(f) - \frac{MTF_S(3f)}{3} + \frac{MTF_S(5f)}{5} - \frac{MTF_S(7f)}{7}\cdots\right)$$

Donde f es la frecuencia espacial dada en ciclos/mm.

Frecuentemente, la curva de la función MTF se utiliza como una descripción teórica y experimental de la calidad de la imagen. Es una medida de la resolución de un sistema de imagen que se aplica no sólo a la óptica, sino también a los intensificadores de imagen, amplificadores de video, placas fotográficas, digitalizadores de imágenes, etc.

La MTF de un sistema óptico formador de imágenes describe su capacidad de transferir los detalles finos del objeto bajo estudio a la imagen producida por tal sistema.

Usando las técnicas de Fourier, la MTF también puede ser definida como la magnitud de la Función de Transferencia Óptica (OTF – Optical Transfer Function). Esta definición es técnicamente precisa y equivalente a la definición anterior. La OTF es una cantidad compleja, dependiente de la frecuencia espacial, cuya fase es la Función de Transferencia de Fase, que representa el desplazamiento de fase relativo proporcionado, y cuyo módulo, es la MTF, como ya se ha mencionado.

Sabemos que al estudiar sistemas lineales, podemos considerar cualquier objeto como una colección de fuentes puntuales incoherentes. Gracias a la propiedad de linealidad, la imagen de ese objeto complejo se puede "calcular" registrando cada una de las imágenes de esas fuentes puntuales independientemente, y después sumando todos los resultados. Por lo tanto, bajo iluminación incoherente estas distribuciones elementales de densidad de flujo se superponen y se suman linealmente para dar la imagen final.

La imagen de un objeto luminoso puntual se puede representar como una mancha de luz descripta por la Función de Punto Difractado (PSF - Point Spread Function). Ésta es la figura de difracción correspondiente a una abertura circular. Si el sistema óptico está limitado sólo por difracción, y no posee aberraciones, su respuesta al impulso es, a menos de una constante multiplicativa, la función de distribución de irradiancia de Airy centrada sobre el punto imagen.

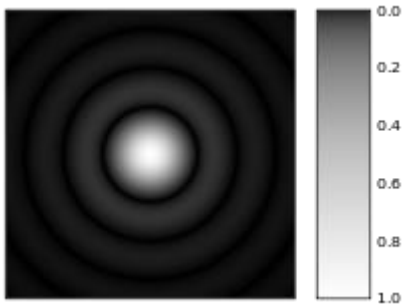


Figura 3.4. Imagen generada por computadora de un disco de Airy. Las intensidades de la escala de grises se han ajustado para aumentar el brillo de los anillos exteriores del patrón de Airy.

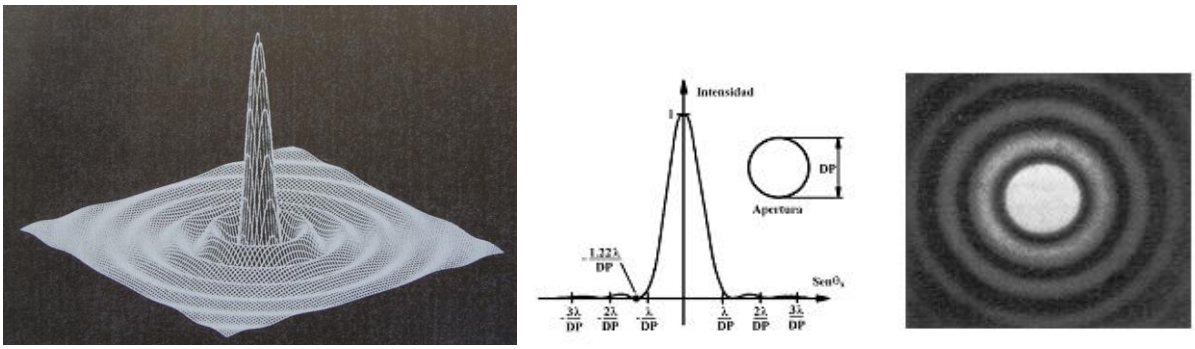


Figura 3.5. Distribución de Airy o PSF. Difracción de la luz en una pupila circular de diámetro DP para ángulo de incidencia nulo.

Luego, la imagen se puede concebir como la suma de todas las PSF, cada una situada en la posición de cada partícula original y ajustada su intensidad de acuerdo con la del punto correspondiente. Esto es justamente, la convolución de la señal original (irradiancia de objeto) con la Función de Punto Difractado (PSF).

$$i_i = i_o * PSF$$

Donde:

$i_i = Irradiancia\ de\ la\ imagen$

$i_o = Irradiancia\ del\ objeto$

$* : convolución$

Calculando las transformadas de Fourier y haciendo uso del Teorema de la Convolución, que establece que la convolución en el espacio es equivalente a la multiplicación en el dominio de la frecuencia, el espectro de frecuencia de la distribución de irradiancia de la imagen es igual al producto del espectro de frecuencia de la distribución de irradiancia del objeto y la transformada de la PSF

$F\{i_i\} = F\{i_o\}.F\{PSF\}$,

o equivalentemente $I_i = I_o.OTF$,

ya que la Transformada de Fourier de la PSF es justamente la OTF.

I_i e I_o son las transformadas de la distribución de irradiancia de la imagen y del objeto respectivamente y $F\{\ \}$ respresenta la Transformada de Fourier.

De aquí que la MTF también puede ser definida como la magnitud de la transformada de Fourier de la Función de Punto Difractado (PSF - Point Spread Function).

Notar que la formación de la imagen en un dispositivo óptico queda descrita por completo mediante su PSF.

Así, la respuesta de un componente o sistema a una señal en el espacio puede ser calculada mediante el siguiente procedimiento:

Convertir la señal en el dominio de frecuencia mediante la transformada de Fourier, de manera de obtener las componentes de frecuencia o FFT de la señal. Como se trata de imágenes, las funciones son en dos dimensiones, a diferencia del sonido, en donde se trabaja en una dimensión. Luego multiplicar las componentes de

frecuencia de la señal por la respuesta de frecuencia (o MTF) del componente o sistema, y realizar la transformada inversa de la señal en el dominio espacial.

Para hacer esto mismo en el dominio espacial, sin recurrir a la Transformada de Fourier, se requiere calcular la convolución de ambas señales, por lo que trabajar en el dominio de la frecuencia facilita mucho los cálculos.

Si en lugar de considerar una pupila circular se analiza el caso unidimensional, la analogía a la PSF está dada por la Función de Línea Difractada (LSF - Line Spread Function), que corresponde a la distribución de la densidad de flujo a lo largo de la imagen de una fuente lineal, donde el ancho es infinitesimal (rendija).

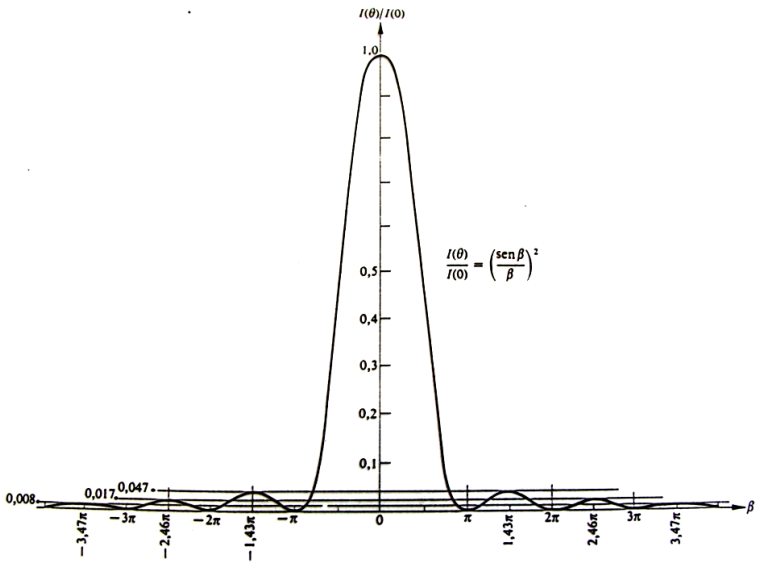


Figura 3.6. Patrón de difracción de Fraunhofer de una sola rendija.

III. Agudeza visual humana

La capacidad del ojo para resolver detalles es conocida como "agudeza visual". El ojo humano normal puede distinguir patrones de líneas alternas de blanco y negro con un tamaño de componentes tan pequeños como un minuto de arco, es decir $\frac{1}{60}\,grados$ o $\frac{\pi}{180x60} = 0{,}000291\,radianes,$ que, dicho sea de paso, es la definición de una visión 20-20. Algunos ojos excepcionales pueden ser capaces de distinguir características de mitad de este tamaño, pero para la mayoría de las personas, un patrón de frecuencia espacial mayor aparecerá gris casi puro.

Si consideramos un objeto ubicado a una distancia "*d*" desde el ojo (que tiene una longitud focal nominal de 16,5 mm), podremos resolver en él detalles a partir de un tamaño igual al ángulo en radianes multiplicado por *d*. Por ejemplo, para un objeto visto a una distancia de 25 cm, esto correspondería a 0,0727 mm $(0{,}000291x0{,}25m)$, y dado que un par de líneas corresponde a dos líneas de este tamaño, la frecuencia espacial correspondiente es $\frac{1}{0{,}0727x2} = 6{,}88\,pl/mm.$

La afirmación de que el ojo no puede distinguir las características menores que un minuto de arco es, por supuesto, muy simplificada. El ojo tiene una respuesta MTF, al igual que cualquier otro sistema óptico, como

puede verse en la *figura 3.7*[1].

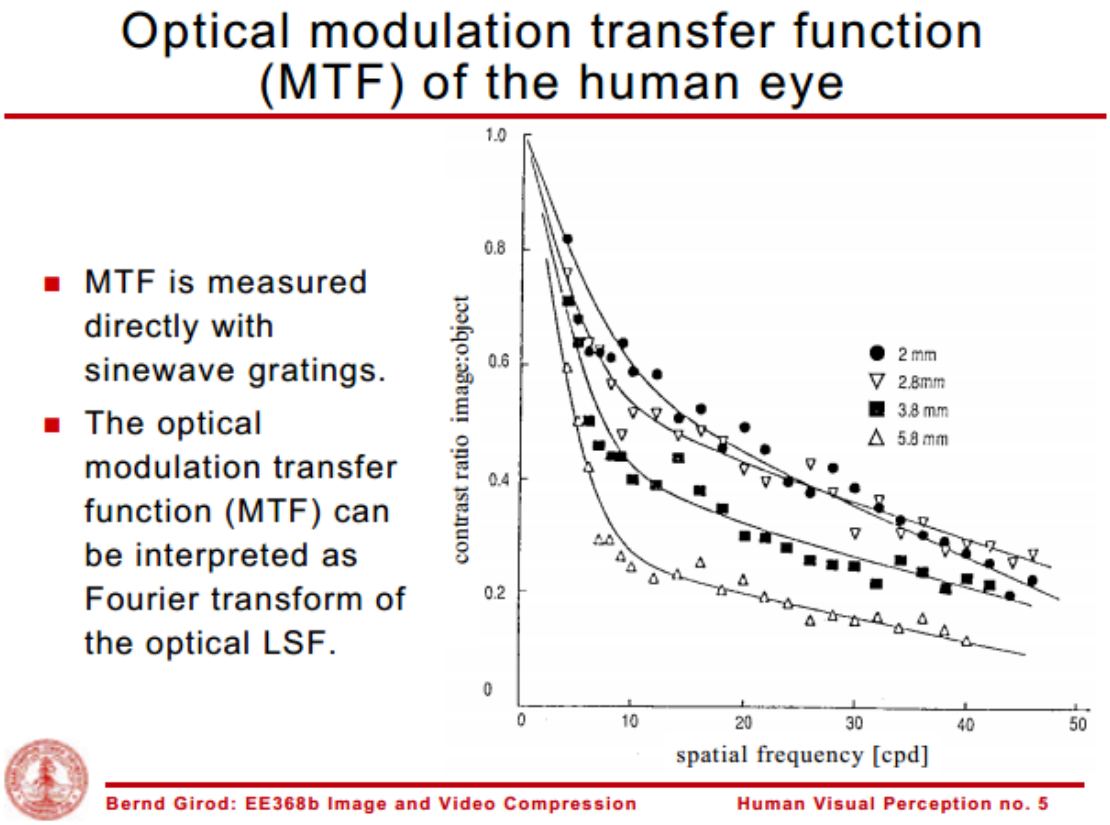


Figura 3.7 MTF del ojo humano [1]

El eje horizontal es la frecuencia angular en ciclos por grado (cpd). La MTF se muestra para diferentes tamaños de pupila desde 2 mm hasta 5,8 mm. En 30 cpd, que corresponde un objeto de un minuto de arco, la MTF cae de 0,4 mm para la pupila 2 a 0,16 para la pupila 5,8 mm

La MTF del ojo humano no cuenta la historia completa. Interacciones neuronales, tales como la inhibición lateral limitan la respuesta del ojo a bajas frecuencias angulares, es decir, el ojo es muy insensible a los cambios graduales de la densidad. La respuesta general del ojo se llama Función de Sensibilidad al Contraste (CSF). Diversos estudios ubican el pico de la CSF para niveles de luz brillante entre 6 y 8 ciclos por grado. El siguiente gráfico muestra una curva típica de CSF, donde puede verse que el máximo se encuentra apenas por debajo de 8 ciclos / grado.

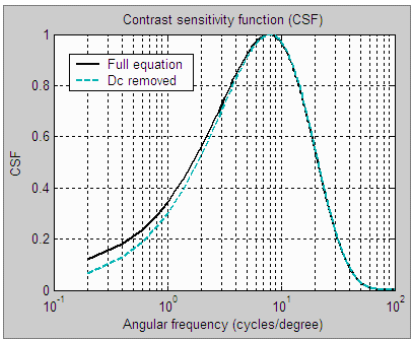


Figura 3.8 Función de sensibilidad al contraste

[1] *tomada de Bernd Girod, EE368B – Compresión de Imagen y vídeo, "Percepción Visual Humana", hoja n°9*

Capítulo 4: FOTOMETRÍA

La fotometría es la ciencia que se encarga de la medición de la intensidad de la luz, como el brillo percibido por el ojo humano. No debe confundirse con la Radiometría, que se encarga de la medida de la luz en términos de potencia absoluta. Es decir, la fotometría estudia la capacidad que tiene la radiación electromagnética de estimular el sistema visual.

El ojo humano presenta diferente sensibilidad para las distintas las longitudes de onda que forman el espectro visible. La fotometría introduce este hecho ponderando las diferentes magnitudes radiométricas medidas para cada longitud de onda por un factor que representa la sensibilidad del ojo para esa longitud.

La función que introduce estos pesos se denomina eficiencia luminosa relativa (o función de luminosidad espectral) de un ojo modelo, y se suele denotar como V(λ). Esta función depende de que el ojo se encuentre adaptado a condiciones de buena iluminación de luz diurna, responsabilidad de los conos del ojo, (visión fotópica) o de bajo nivel de iluminación donde la mayor sensibilidad de los bastones es la responsable de la visión (escotópica). Ambas curvas se muestran en la *figura 4.1.* En ellas puede verse que en condiciones fotópicas, la curva alcanza su pico para 555 nm (nanómetros), mientras que en condiciones escotópicas lo hace para 507 nm.

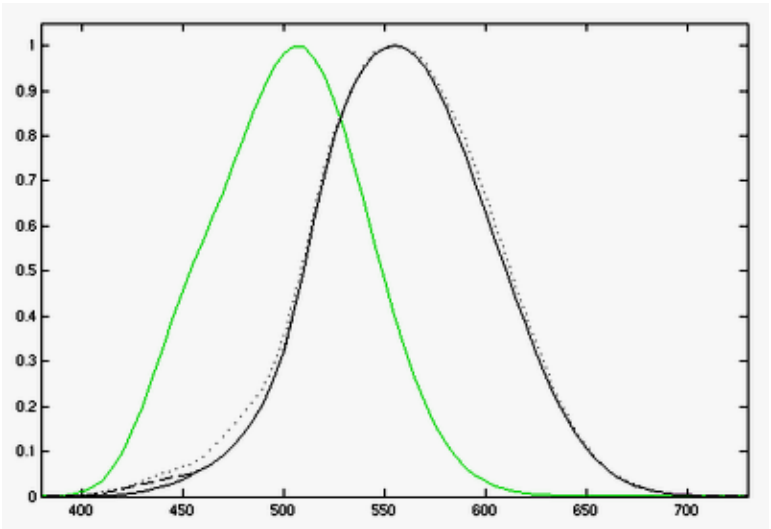


Figura 4.1. Eficiencia luminosa relativa escotópica (en verde), y fotópica (negro): función CIE[2] 1931 estándar (sólida). El eje horizontal es la longitud de onda en nanómetros.

A continuación, y a modo de resumen se muestra una tabla que relaciona las magnitudes radiométricas y fotométricas principales. En el apéndice D, el lector encontrará sus definiciones en detalle.

Magnitudes radiométricas			**Magnitudes fotométricas**		
Magnitud	**Símbolo**	**Unidad**	**Magnitud**	**Símbolo**	**Unidad**
Flujo Radiante	Φ	*Watt (W)*	*Flujo luminoso*	*F*	*Lumen (lm)*
Intensidad Radiante	I_e	$W.sr^{-1}$	*Intensidad luminosa*	*I*	*Candela (cd)*
Radiancia	L_e	$W.sr^{-1}.m^{-2}$	*Luminancia*	*L*	*Nit* ($cd.m^{-2}$)
Irradiancia	E_e	$W.m^{-2}$	*Iluminancia*	*E*	*Lux (lx)*

Figura 4.2. Relación entre magnitudes radiométricas y fotométricas.

[2] CIE: Commission Internationale de l´Eclairage (Comisión Internacional de Iluminación)

FLUJO LUMINOSO

El flujo luminoso de una lámpara o fuente luminosa, es aquella parte del flujo radiante que sensibiliza al ojo humano. Su unidad es el Lumen (lm) y es uno de los parámetros que caracterizan a una fuente luminosa, puesto que cuantifica la cantidad de energía radiante por unidad de tiempo que se convierte en luz visible. Es el flujo radiante liberado por la fuente ponderado en longitud de onda por la curva fotópica del ojo humano (Ver *figura 4.1*).

Existen varios métodos de medición de flujo luminoso. En muchos de ellos el flujo se determina indirectamente a través de una medición de Iluminancia[3].

El método que hace uso de la Esfera Integradora de Ullbricht es uno de ellos.

ESFERA DE ULLBRICHT

La Esfera de Ullbricht es una esfera, cubierta en su interior con una pintura especial, de color blanco, cuya característica es presentar una reflectividad lo más uniforme posible a las diferentes longitudes de onda percibidas por el ojo humano. En su centro geométrico se sitúa la lámpara cuyo flujo se quiere determinar y sobre la superficie de la esfera se monta el elemento de medición (Luxímetro), que mide la Iluminancia correspondiente de acuerdo al esquema de la *figura 4.3*.

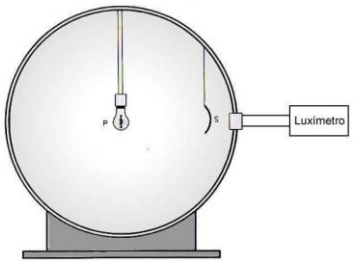


Figura 4.3. Esquema de la esfera de Ullbricht.

Para evitar que la luz incida directamente sobre el elemento de medición, se coloca una pantalla (cubierta con la misma pintura de la Esfera) entre el detector y la fuente de luz. De esta manera y en forma ideal, se asume que la Esfera Integradora es una superficie Lambertiana, con reflectancia no selectiva. Es decir que para cualquier longitud de onda (del espectro visible) se tiene el mismo índice de reflectancia en todos los puntos de la Esfera. Además, por la geometría de la Esfera y por el hecho de que la luz no incide directamente sobre el punto de medición, no existen puntos privilegiados en su superficie interior. En estas condiciones, y asumiendo la fuente luminosa como puntual frente a la esfera, se puede probar que el Flujo Luminoso es proporcional a la Intensidad Luminosa (medida en Candelas (cd)). Luego, aplicando la ley del cuadrado inverso, se llega a que el flujo es proporcional a la Iluminancia según la ecuación $\Phi = k.E$, donde k es la llamada Constante de la Esfera que, entre otros factores, depende de las dimensiones de la esfera, la composición de la pintura con la cual está revestida, el envejecimiento de la misma y la temperatura. Entonces determinando de manera adecuada la Constante k de la Esfera, se puede obtener el valor de flujo luminoso que emite una determinada lámpara bajo ensayo, midiendo la Iluminancia.

[3] Iluminancia (E): Flujo luminoso incidente sobre una superficie por unidad de área. Su unidad es el Lux (lx).

TEORÍA DEL COLOR

La colorimetría trata de cuantificar el color. Se basa en las experiencias que realizaron Grassmann y Maxwell sobre el comportamiento subjetivo ante mezclas de colores. En una luz monocromática el color está directamente relacionado con la longitud de onda, desde el violeta para la menor longitud de onda visible (380 nm) hasta el rojo para la mayor (780 nm).

Pero, en la mayor parte de las situaciones, las radiaciones luminosas que percibimos no son monocromáticas, sino que contienen una cierta distribución espectral (policromática), y ante la presencia de este tipo de radiación, el ojo percibe una sensación de color única.

La sensación de luz tiene tres partes:

- ✓ **La luminancia**: tiene que ver con la cantidad de luz, o cuán brillante es la radiación.
- ✓ **El tono o matiz**: indica el color
- ✓ **La pureza o saturación**: indica si es un color claro o intenso.

Cuando la radiación que percibimos proviene de la radiación de dos o más fuentes, el resultado en el ojo es una sensación equivalente a un nuevo color. Esta es la mezcla aditiva de colores, y es un fenómeno subjetivo.

Sistema XYZ

El sistema CIE[4] caracteriza los colores por un parámetro de luminancia Y, y dos coordenadas de color x e y, las cuales especifican un punto sobre el diagrama de cromaticidad. Este sistema ofrece más precisión en la medida del color que los anteriores porque sus parámetros están basados en la distribución de energía espectral de la luz emitida por el objeto coloreado, y está factorizado por las curvas de sensibilidad que han sido medidas para el ojo humano.

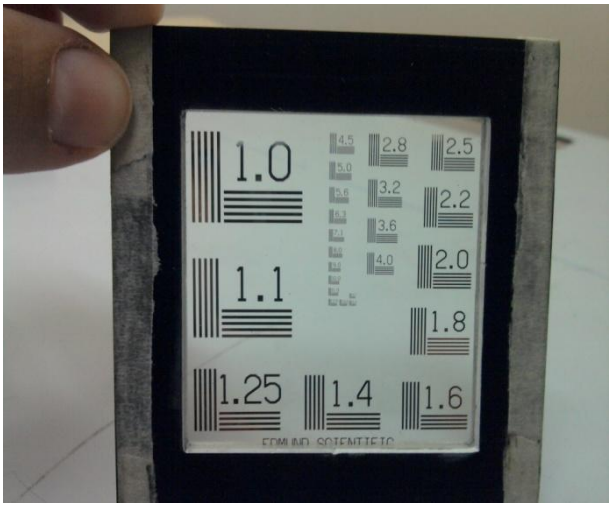
Basada en el hecho de que el ojo humano tiene tres tipos diferentes de conos sensibles al color, la respuesta del ojo se describe mejor en términos de tres "valores triestímulos". Sin embargo, una vez que se logra esto, se encuentra que cualquier color puede ser expresado en términos de dos coordenadas de colores x e y.

Los colores que se pueden obtener por combinación de un determinado conjunto de tres colores primarios están representados sobre el diagrama de cromaticidad por el triángulo construido uniendo las coordenadas de los tres colores.

[4] Para más información acerca del sistema CIE, remitirse al Apéndice E.

Capítulo 5: DESARROLLO EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

Para realizar varias de las medidas se utilizaron como objetos de estudio tarjetas Edmund Optics que reproducen las tarjetas patrón NBS 1963A, formadas por series de barras rectangulares paralelas, transparentes y opacas alternadas, es decir con modulación M=1, con distintas frecuencias espaciales. En todas las series el ancho de las barras es igual al ancho de sus separaciones. El tamaño de las barras en el objeto es representado como la frecuencia espacial, dada en ciclos/mm en este caso, y a lo largo de todo el presente trabajo, donde cada par de barras brillantes y oscuras constituyen un ciclo. La *figura 5.1* es una fotografía de la tarjeta, donde puede apreciarse la disposición de las diferentes grillas según su frecuencia espacial. En el cuadro de su derecha se muestran las frecuencias espaciales presentes en la tarjeta.



Frecuencias presentes en la tarjeta de resolución (en ciclos/mm)		
1	**2.8**	**8**
1.1	**3.2**	**9**
1.25	**3.6**	**10**
1.4	**4**	**11**
1.6	**4.5**	**12.5**
1.8	**5**	**14**
2	**5.6**	**16**
2.2	**6.3**	**18**
2.5	**7.1**	

Figura 5.1. Tarjeta de resolución por transmisión Edmund Optics NBS 1963A utilizada.

Cabe destacar que es usual en la bibliografía, encontrar la frecuencia espacial expresada en líneas/mm, o bien en grados/mm. De "líneas/mm" a "ciclos/mm", el factor de conversión es simplemente un 2, ya que una frecuencia espacial que contiene una franja clara y una oscura por milímetro corresponde a 1 ciclo/mm o equivalentemente a 2 líneas/mm. Para pasar de alguna de estas dos medidas a "grados/mm", hay que tener en cuenta la distancia de observación, como se explicó la sección de "Agudeza visual humana", en el capítulo 3. Generalmente es en los textos que se refieren a las características ópticas del ojo humano donde se usa esta notación, y los grados se corresponden al ángulo que abarca la imagen en sobre la retina.

I. MTF

I.1 Desarrollo experimental para el cálculo de la MTF

Sabiendo que a través de los novedosos medios GRIN podemos transferir una imagen de un lugar a otro, tal como lo hacen las "ball-lens" desarrolladas por H. H. Hopkins para los artroscopios, el primer objetivo fue la caracterización de dicha transferencia, para lo cual se usó la Función de Transferencia de la Modulación (MTF), que se describió en el capítulo 3.

Para medirla, se procedió a tomar fotografías de las imágenes formadas a través de lo medios GRIN, de las diferentes franjas (correspondientes a diferentes frecuencias espaciales) presentes en la tarjeta de resolución. La

primer parte del trabajo consistió en idear y construir el diseño experimental necesario para realizar las medidas en el laboratorio. Este incluyó: soportes especiales para cada uno de los componentes GRIN que permitan, además de sostenerlos y fijarlos, que la luz que llegue a la cámara pase sólo a través de ellos, para lo cual se los dotó de una pantalla circular para bloquear la luz que podría pasar por el entorno de los componentes GRIN; soportes para las tarjetas de resolución, las cámaras, el difusor y la lupa estereoscópica. Esta última se usó sólo en las medidas preliminares, cuando se realizaron las pruebas con diferentes fuentes de iluminación e intensidades, con las tarjetas de resolución (positiva y negativa), y con diferentes cámaras, para elegir de toda la variedad de opciones disponibles lo que se utilizaría en las medidas definitivas. Algunas instancias y detalles de estos desarrollos pueden verse en las *figuras 5.2* a *5.4*. Una vez puesto a punto el sistema se comenzó con la toma de imágenes.

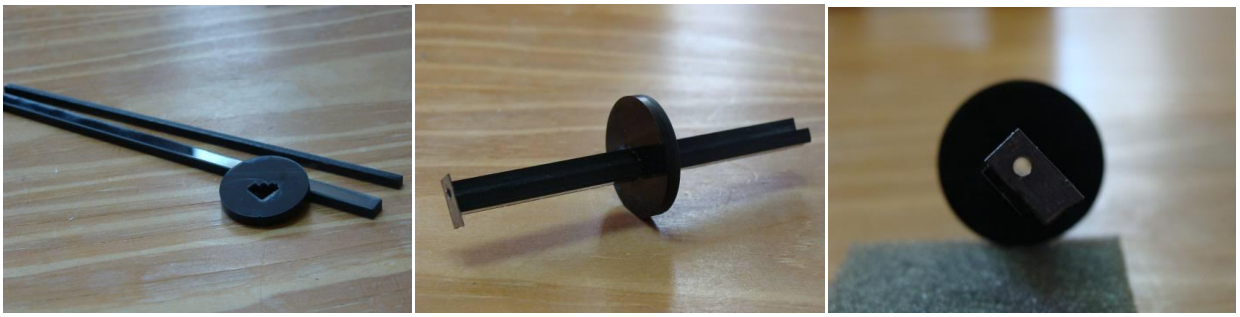


Fig 5.2 Soporte para las fibras.

Fig 5.3. Soporte para la lupa.

Fig 5.4. Montaje del componente GRIN.

El esquema del dispositivo experimental usado se muestra en la *figura. 5.5.*

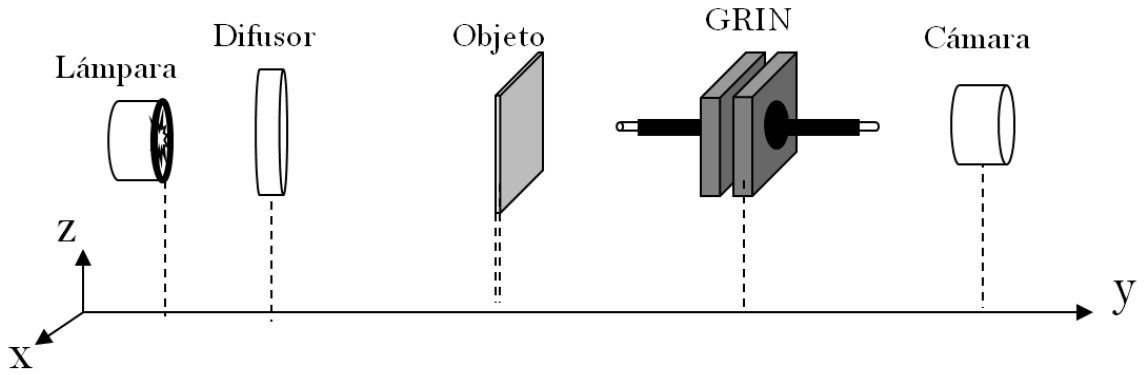


Figura 5.5. Esquema del montaje experimental utilizado.

El objeto (tarjeta de resolución), fue montado sobre un soporte que permite desplazamientos en el plano vertical según las direcciones perpendiculares x-z, sin modificar la posición del plano objeto (y = constante), con el fin de variar las frecuencias a observar a través del componente GRIN. Un detalle del mismo puede observarse en la fotografía de la *figura 5.6*.

Figura 5.6. Detalle del montaje utilizado para mover el objeto.

Una vez ubicados los planos de entrada y de salida del componente GRIN y habiendo seleccionado la posición de mejor enfoque, se registraron las imágenes de las franjas para los diferentes espaciados o frecuencias espaciales. El procedimiento se repitió con los 3 medios GRIN. Las imágenes fueron capturadas en formato .jpg por una cámara color sin objetivo Genius Eface 2025. Se tuvo especial cuidado en regular la iluminación para que la respuesta de la cámara siempre se mantuviera en la zona de su respuesta lineal.

Para cada tarjeta de resolución se tomaron 27 imágenes, una para el fondo (sin franjas) y 26 frecuencias espaciales diferentes, entre 1 y 18 ciclos/mm. En la figura 5.7 pueden verse imágenes típicas.

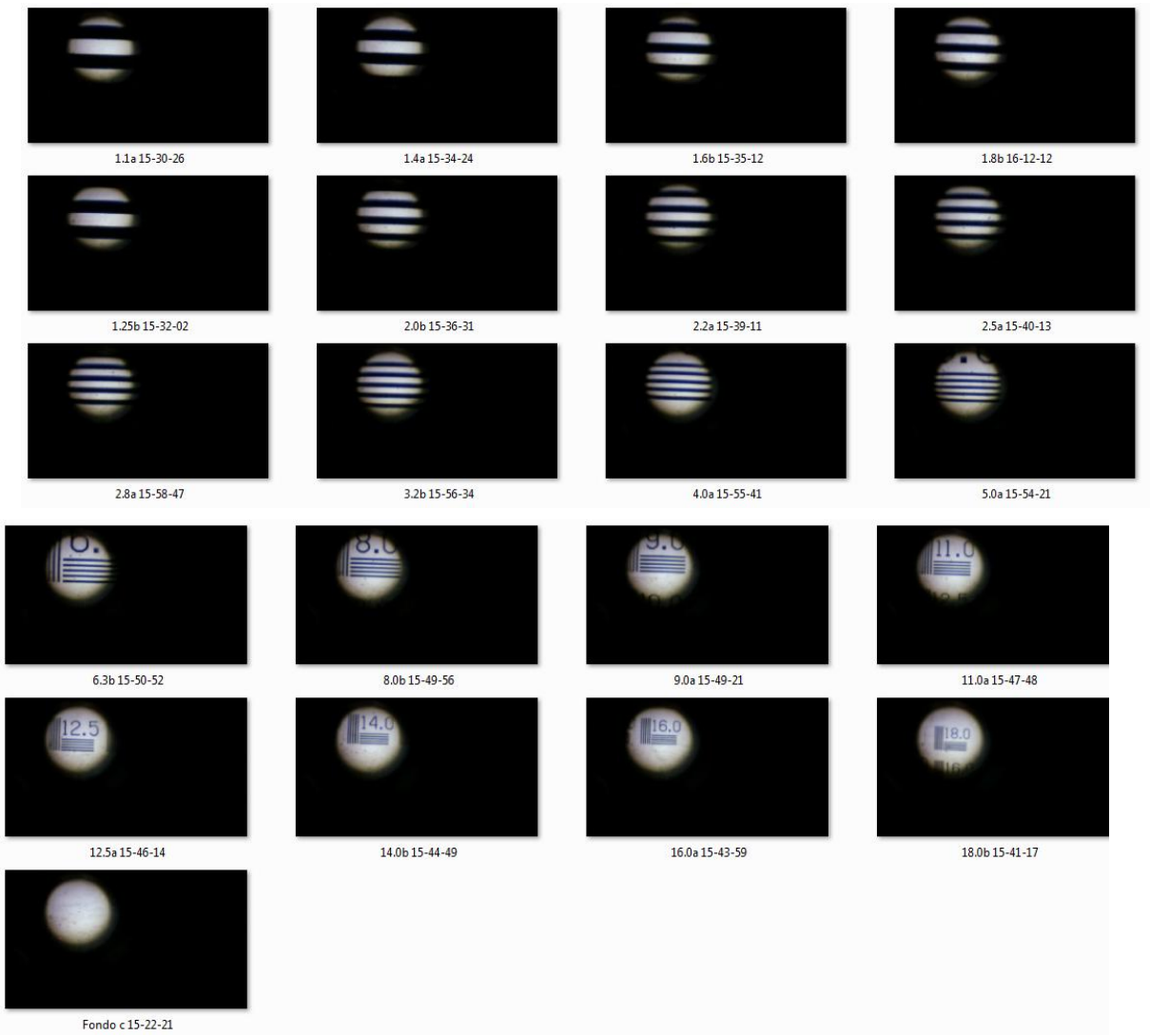
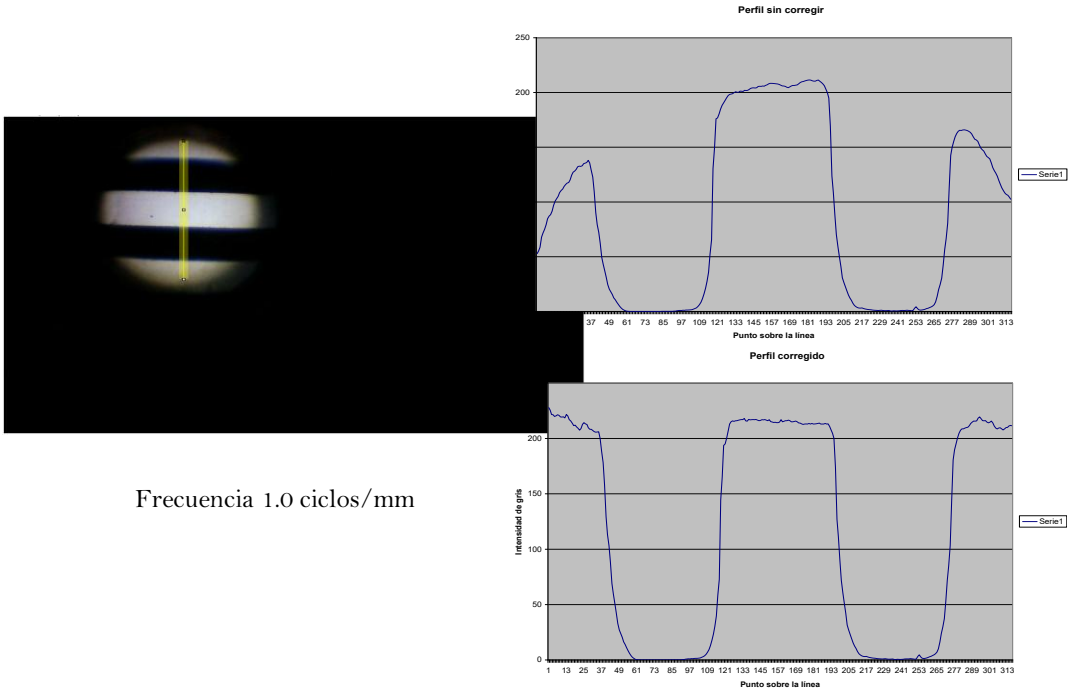


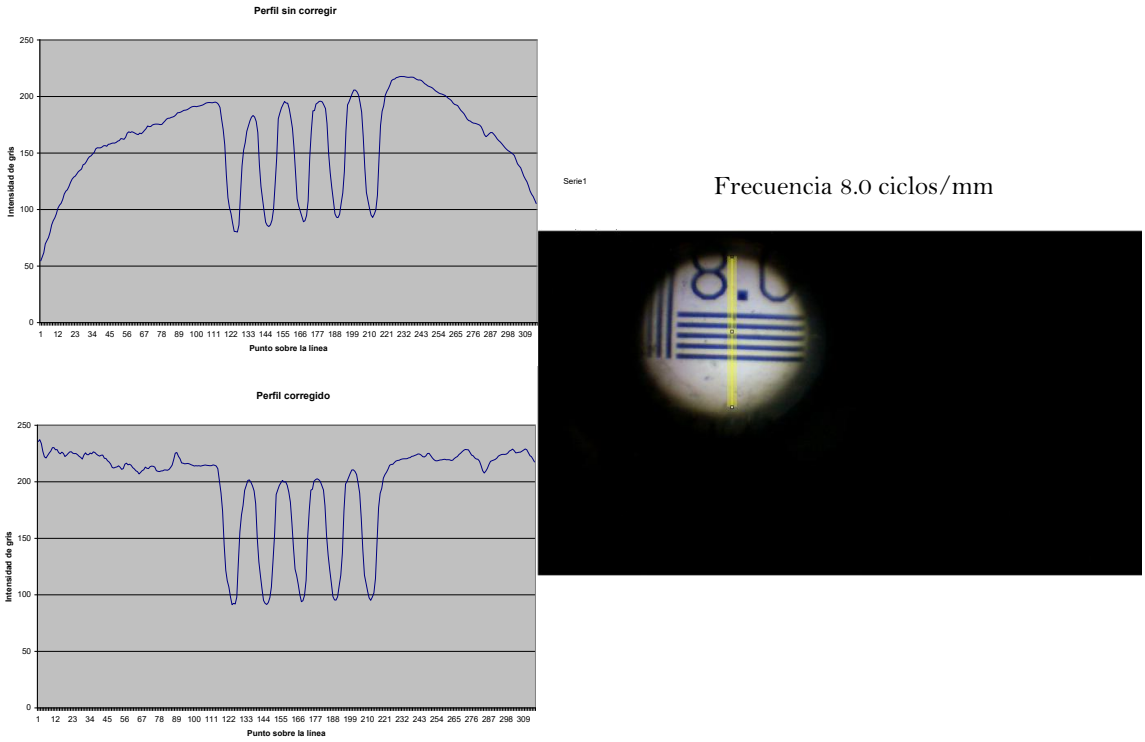
Figura 5.7. Serie de imágenes típicas para calcular la MTF

A partir de esos registros, se midieron los contrastes para cada imagen: el contraste del 100% se asignó a las barras perfectamente transparentes y opacas de los mayores anchos y separaciones. A medida de que las barras están más juntas, el contraste en la imagen disminuye y la distinción entre las barras se comienza a desdibujar.

Para corregir el efecto de la inhomogeneidad de la fuente de luz, se procedió a la deconvolución del fondo con cada una de las imágenes durante el procesamiento de los datos obtenidos. En la *figura 5.8* pueden ver dos ejemplos de perfiles sin corregir y corregidos.



Frecuencia 1.0 ciclos/mm



Frecuencia 8.0 ciclos/mm

Figura 5.8. Ejemplos de perfiles sin corregir y corregidos para calcular la MTF

Luego en cada una de las imágenes corregidas se seleccionó una línea, perpendicular a las franjas, del mismo tamaño y en la misma posición (relativa al fondo) en todas las imágenes (línea de trabajo). Los valores de niveles de gris sobre esa línea y sus vecinas se promediaron para obtener los perfiles de densidad y de allí encontrar las Imáx e Imín para calcular el contraste o modulación de la transferencia correspondiente a cada frecuencia espacial.

Por último, se realizó la gráfica de la MTF, para cada una de las fibras, ubicando en el eje de las abscisas la frecuencia espacial de la grilla fotografiada, y en las ordenadas el valor de modulación obtenido.

Con el fin de automatizar todos estos engorrosos pasos, se desarrolló un software específico en Matlab, que simplificó mucho la tarea calculando automáticamente los valores de modulación para cada frecuencia. En el Apéndice C se da una breve descripción del programa junto con algunas imágenes que ejemplifican el procedimiento.

En la *figura 5.9* se muestran las excelentes respuestas obtenidas en cuanto a la resolución de los espaciados contenidos en la tarjeta utilizada para los tres componentes GRIN. Estas respuestas son absolutamente compatibles con la observación humana de altísima calidad *[Ref. 9]*.

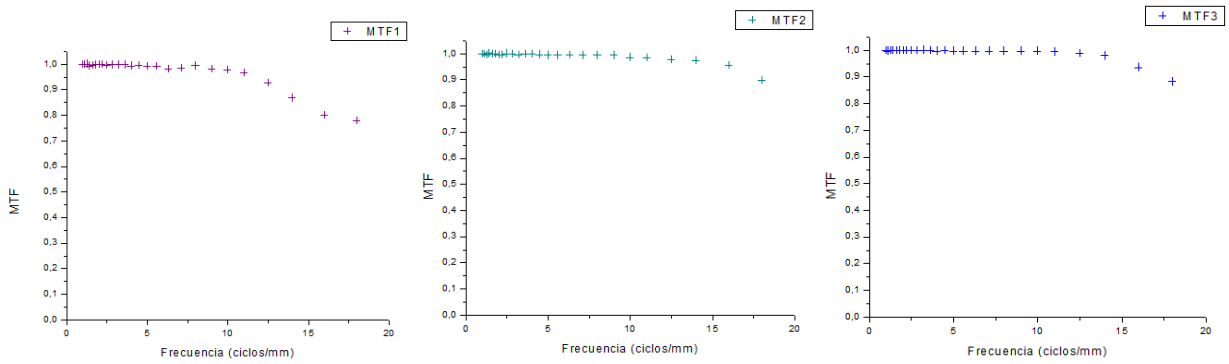


Figura 5.9. Resolución de los tres medios GRIN para las frecuencias contenidas en la Edmund Optics NBS 1963 utilizada

Cabe destacar que las dos fibras GRIN de menor longitud (Fibra 1 y Fibra 2), presentan ciertas irregularidades en sus superficies anterior y posterior (ver *figuras 5.10* y *5.11*), siendo éstas mucho más notorias en la fibra 1, motivo por el cual justificamos la pequeña disminución en el rendimiento para altas frecuencias, respecto de las otras dos, como se puede observar en las gráficas.

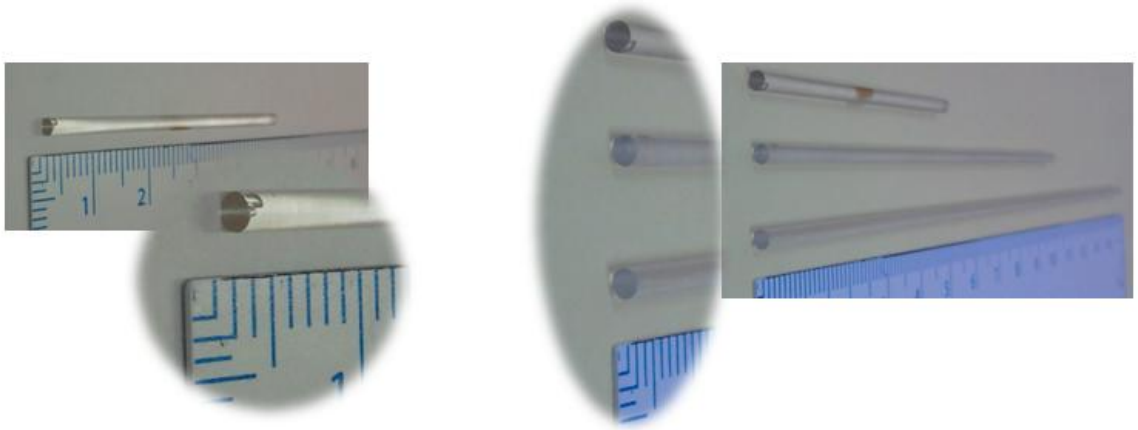


Figura 5.10. Fotografías de los componentes GRIN con defectos en sus superficies. IZQ: Fibra 1. DER: las tres fibras

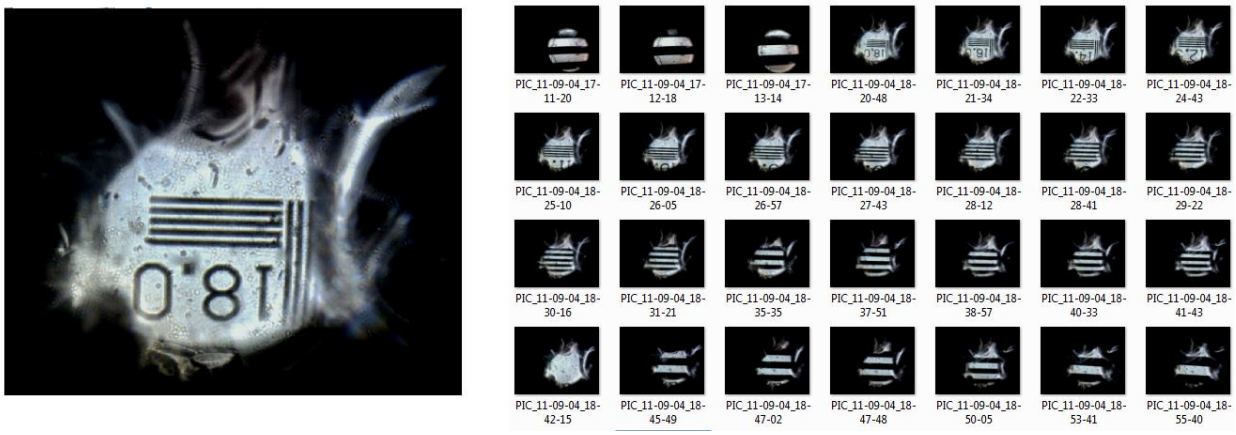


Figura 5.11. Serie de fotografías tomadas a través de los componentes GRIN con defectos en sus superficies.

Dado el excelente resultado obtenido, con el objeto de sondear los límites de resolución de los componentes GRIN analizados, se resolvió estudiar las respuestas para mayores frecuencias espaciales. Utilizando el mismo método, se volvieron a tomar series de imágenes a las franjas de las tarjetas, y registraron además las respuestas para otras tres grillas de mayores frecuencias espaciales. Así se agregaron tres grillas de Ronchi de 20, 40 y 80 líneas por mm. En la *figura 5.12* puede verse una serie de imágenes típicas. Los resultados para la función MTF de los componentes GRIN estudiados se muestran en las gráficas de la *figura 5.13*.

Figura 7

Figura 5.12 Registros típicos de las imágenes obtenidas para las diferentes frecuencias espaciales

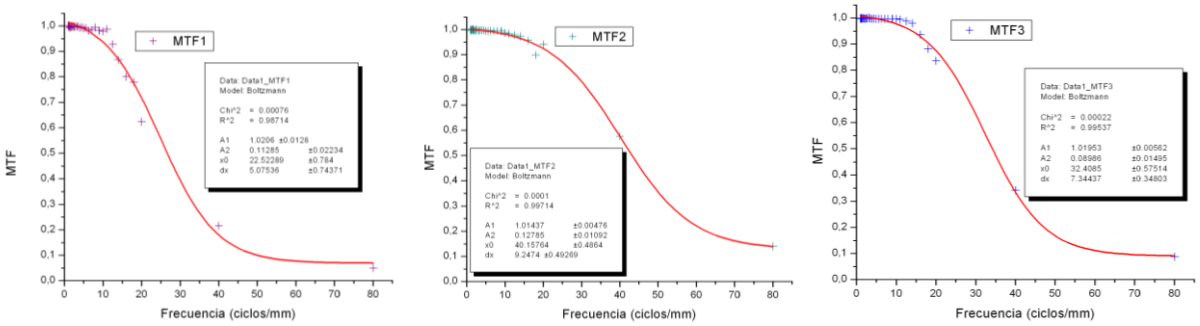


Figura 5.13. MTF calculadas automáticamente a partir del software específico elaborado en MATLAB.

I.2 Comparaciones

Dado que el objetivo de este trabajo se centra en analizar la factibilidad de diseñar un artroscopio empleando un medio GRIN como elemento de transferencia de la imagen, consideramos apropiado medir la MTF para instrumental médico típico existente en nuestro medio, a los fines de comparar la calidad de las imágenes obtenidas. Para ello se realizaron mediciones como las descriptas anteriormente para un Laparoscopio, *un artroscopio, y una óptica de acuscopía* de manera de obtener su función de transferencia de modulación y compararla con las obtenidas a través de los medios GRIN.

El montaje experimental usado fue similar al anterior, adaptando el soporte de los medios GRIN a cada uno de los equipos. El objeto utilizado fue la misma tarjeta de resolución que para los medios GRIN. En cambio, para cada DTI[5] se utilizó la cámara propia del equipo, por la complejidad del montaje, y para obtener la MTF del sistema completo. En la *figura 5.14* se muestra un esquema.

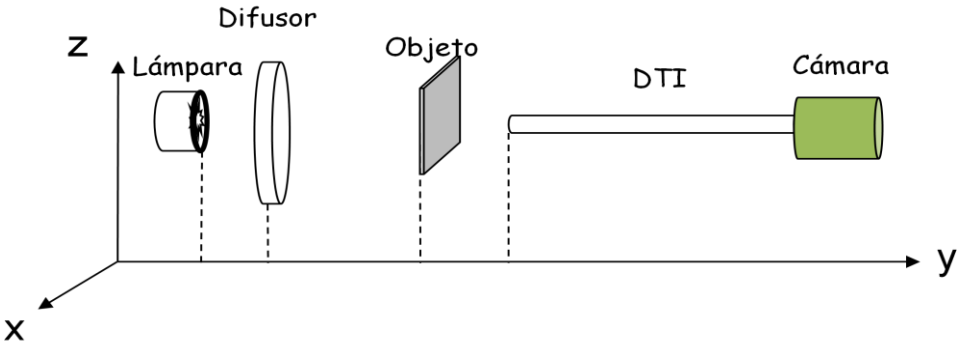


Figura 5.14. Esquema del montaje experimental utilizado.

El laparoscopio analizado nos fue prestado gentilmente por el Dr. Nicolás Guerrini (Hospital de Gonnet). Es un "Laparoscopio Stryker Standard Length", cuyas características se describen a continuación:

- *Longitud 45 cm.*
- *Diámetro: 10 mm.*
- *Ángulo de salida: 0°*

[5] DTI hace referencia al dispositivo de transferencia de imágenes usado en cada caso.

Las fotografías de la *figura 5.15* fueron tomadas mientras se realizaban las medidas.

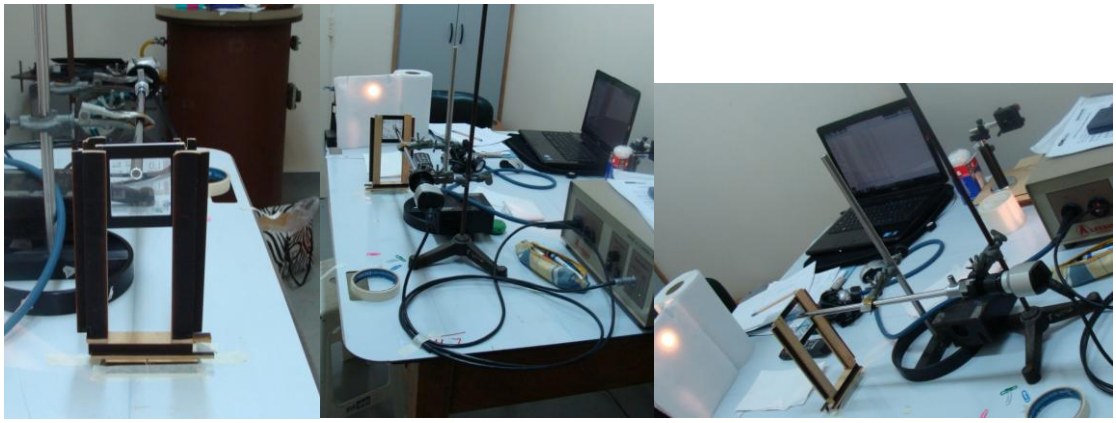


Figura 5.15. Fotografías del montaje usado para medir la MTF del laparoscopio.

Los resultados para la función MTF del laparoscopio se muestran en la *figura 5.16*.

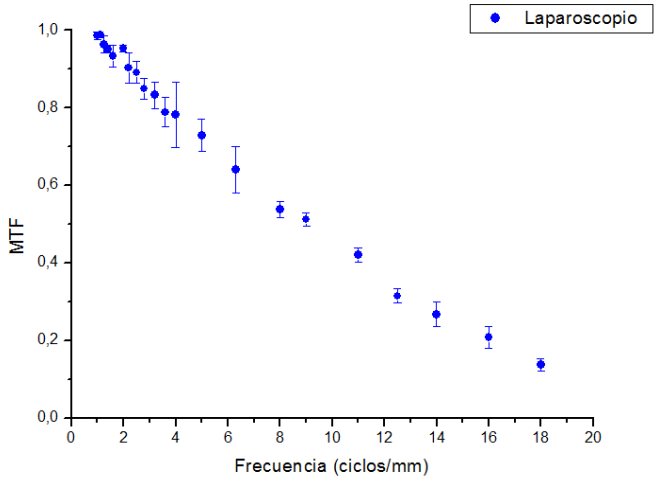


Figura 5.16. MTF del laparoscopio.

El artroscopio estudiado, es propiedad del Dr. Carlos Martin, mide 20 cm de longitud y posee un ángulo de salida de 30°. Las medidas fueron realizadas dentro del quirófano del Instituto Médico Mater Dei, donde estaba el equipo *(figura 5.17)*.

Figura 5.17. Fotografías tomadas dentro del quirófano del Instituto Médico Mater Dei

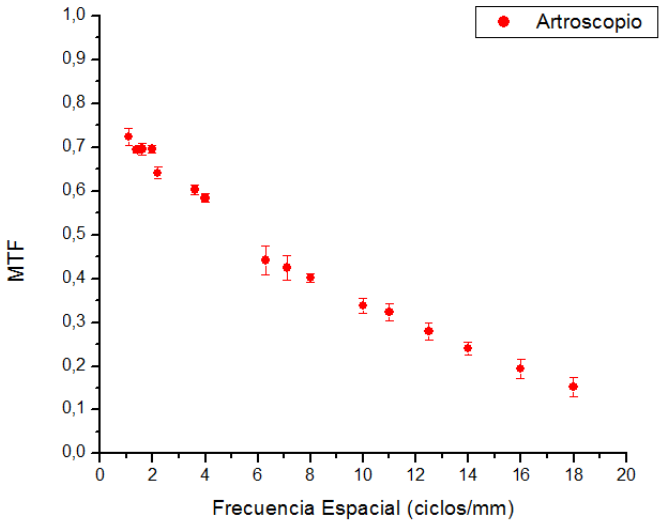


Figura 5.18. MTF del artroscopio.

El equipo de Acuscopía pertenece al Dr. Ricardo Errera (Hospital R. Gutierrez), es marca Autosuture, su diámetro es de 2 mm, su longitud es de 26 cm. y posee un ángulo de salida de 0°. En este caso también las medidas fueron realizadas dentro del quirófano (del Hospital R. Gutierrez), donde estaba el equipo.

Figura 5.19. IZQ: acuscopio; DER: Fotografía tomadas dentro del quirófano del Hospital R. Gutierrez.

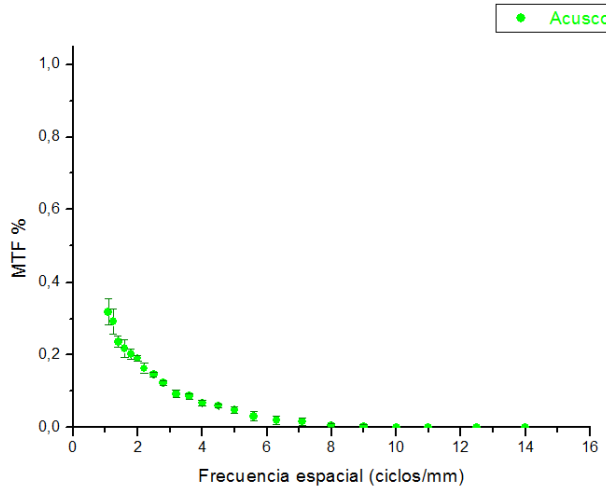


Figura 5..20. MTF del acuscopio.

A continuación (*figura 5.21*), se muestra una gráfica comparativa de las MTF obtenidas para los equipos médicos estudiados y la fibra 3 (GRIN). De los tres elementos GRIN presentes en el laboratorio, se eligió este principalmente debido a que su longitud (14,3 cm), es la que más se asemeja a la de los artroscopios actuales,

permitiendo transferir la imagen desde dentro de una articulación hasta una posición cómoda para el acople de la cámara.

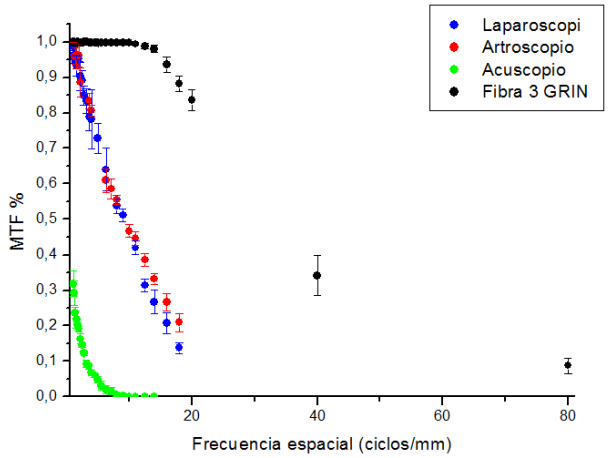


Figura 5.21 gráfica comparativa de las MTF obtenidas para los equipos médicos estudiados y la fibra 3 (GRIN).

I.3 "Artroscopio GRIN"

Avalados por los excelentes resultados obtenidos, se decidió realizar las mismas medidas a un montaje experimental con la fibra 3 que incluyera las lentes necesarias, como para simular el diseño de un artroscopio un poco más real. Para ello se insertaron dos lentes acromáticas: una en cada extremo del "artroscopio", es decir, una de ellas entre el medio GRIN y el objeto y la otra entre el GRIN y la cámara (ver *figura 5.22*).

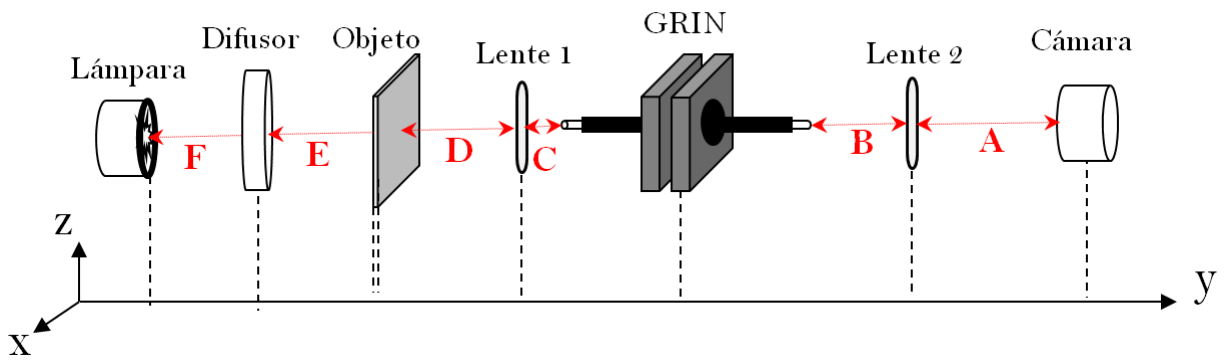


Figura 5.22. Esquema del montaje experimental usado.

Donde :

A	13,3 cm
B	4,5 cm
C	9,8 cm
D	8 mm
E	5 cm
F	6,5 cm

	Distancia focal	Diámetro	Marca	Código
Lente 1	19 mm	12,7 mm	THORLABS	AC-127-019-A
Lente 2	50 mm	12,7 mm	THORLABS	AC-127-050-A

Resultando en un "artroscopio GRIN" con las siguientes características:

Longitud total	28,6 cm.
Magnificación (ver a continuación)	2,3
Ángulo de aceptación	15°22´

En la *figura 5.23* puede verse la curva obtenida para el "artroscopio GRIN", junto con las obtenidas en todos los casos anteriores.

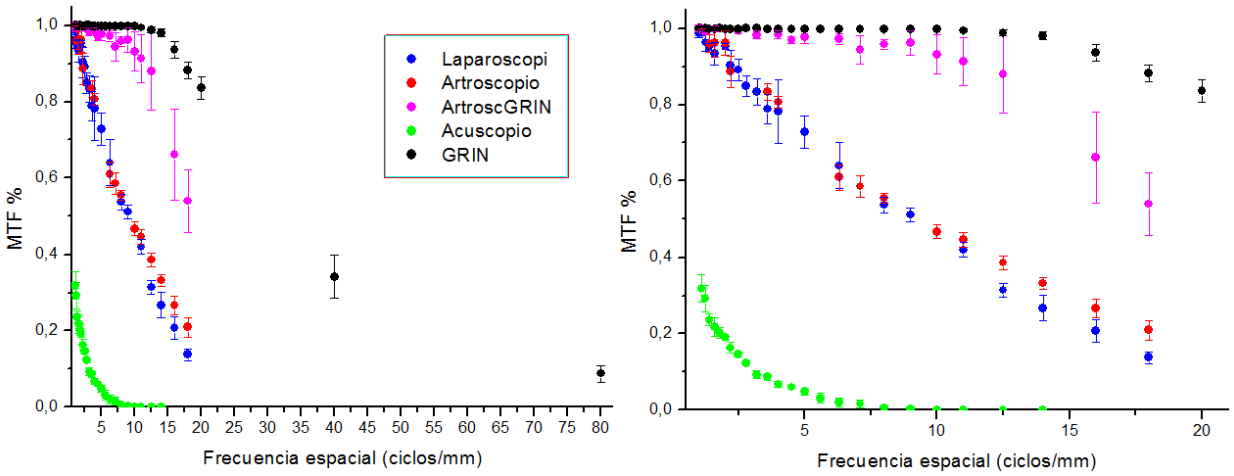


Figura 5.23. Gráfica comparativa de las MTF obtenidas para los equipos médicos estudiados, la fibra 3 (GRIN)-en negro- y el "artroscopio GRIN"-en color rosado-.

II. MAGNIFICACION

Para poder determinar el aumento transversal (Mt) de nuestro "artroscopio GRIN", fue necesario previamente conocer el tamaño de los píxeles de la cámara, o bien la longitud del sensor detector.

Para ello se usaron: una lente de distancia focal conocida, la cámara Genius Eface 2025 sin objetivo, una tarjeta Edmund Optics que reproduce las tarjetas patrón NBS 1963A y una fuente de iluminación, que fueron montadas según el esquema de la *figura 5.24.*

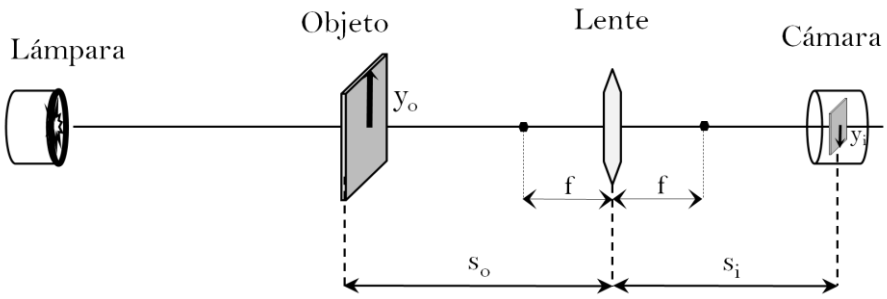


Figura 5.24. Esquema del montaje usado para calcular el tamaño del sensor de la cámara.

Primero se calculó la magnificación de la lente, sabiendo que

$$M_t = \frac{y_i}{y_o} = -\frac{s_i}{s_o}$$

El valor obtenido es $M_t = -0{,}816$

Luego, con esa configuración se tomó una fotografía a la grilla correspondiente a la frecuencia 1.1 ciclos/mm, para encontrar la escala en la imagen de un objeto de dimensiones conocidas. Se repitió este procedimiento para cada opción de resolución de la cámara, como se muestra en las *figura 5.25*. También se repitió el procedimiento tomando fotografías de las franjas horizontales.

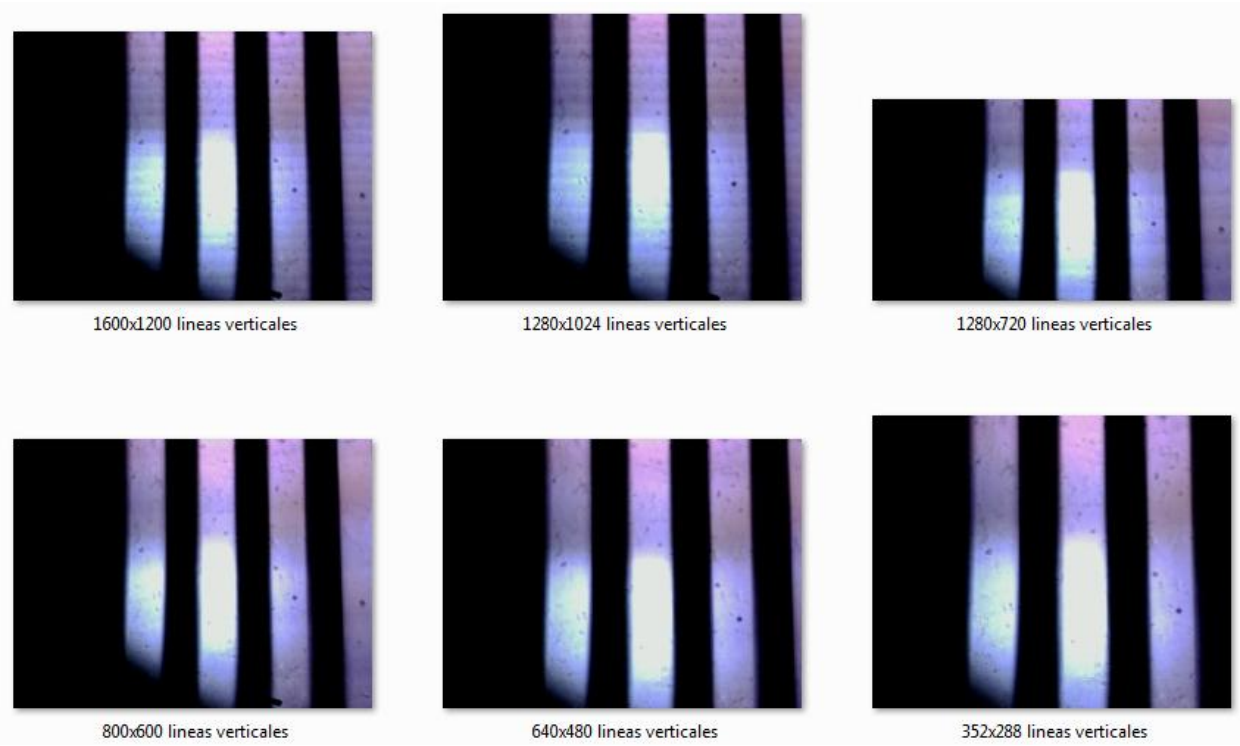


Figura 5.25. Fotografías de la grilla de frecuencia 1.1, tomadas con las diferentes resoluciones de la cámara.

Usando el software Image-j, se obtuvo la cantidad de píxeles que representa un ciclo en la imagen (ver *figura 5.26*), y sabiendo la longitud real del objeto y la cantidad de píxeles totales de la imagen se determinó el tamaño del sensor de la cámara.

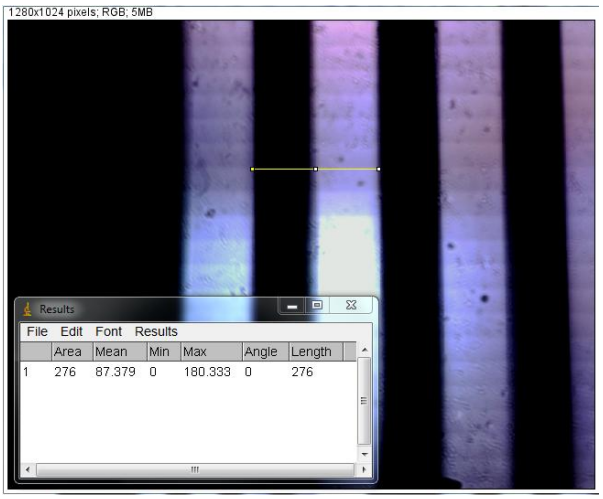


Figura 5.26. Ventana del programa Image-j.

Luego se analizó cada una de las fotografías de la serie tomadas con el "artroscopio GRIN" a diferentes frecuencias espaciales del objeto, y se calculó la magnificación en cada una de ellas. Para ello, usando el mismo software (Image J), se abrió una imagen (correspondiente a la frecuencia espacial "*i*", por ejemplo), se trazó una línea entre la mayor cantidad de franjas posibles y se midió su longitud en píxeles. Sabiendo el factor de conversión de píxeles a mm para esa resolución de la imagen, y la cantidad de ciclos seleccionada para cada una, se calculó la longitud de un ciclo en mm. Este procedimiento se repitió 5 veces para cada foto y la longitud que se utilizó fue el promedio de esas 5 ($\overline{l_i}$).

Luego, la magnificación resulta de $M_t = \frac{y_i}{y_o} = \frac{\overline{l_i}}{1/f_{oi}} = \overline{l_i}.f_{oi}$, donde f_{oi} es la frecuencia espacial i-ésima presente en el objeto.

El resultado obtenido es: $M_t = 2{,}3$

III. ABERRACIONES

Las superficies esféricas producen, en general, imágenes perfectas únicamente en la región paraxial. Obviamente, si los rayos de la periferia de una lente se incluyen en la formación de la imagen la afirmación de que el sen ø≈ ø ya no resulta satisfactoria, y es donde la teoría de primer orden deja de ser una buena aproximación.

Para observar el comportamiento de los GRIN frente a variaciones en el ángulo de incidencia de los rayos, se tomaron fotografías de las imágenes obtenidas por transmisión, moviendo la lámpara en forma de arco.

Las fotografías fueron tomadas con la cámara sin objetivo Genius Eface 2025.

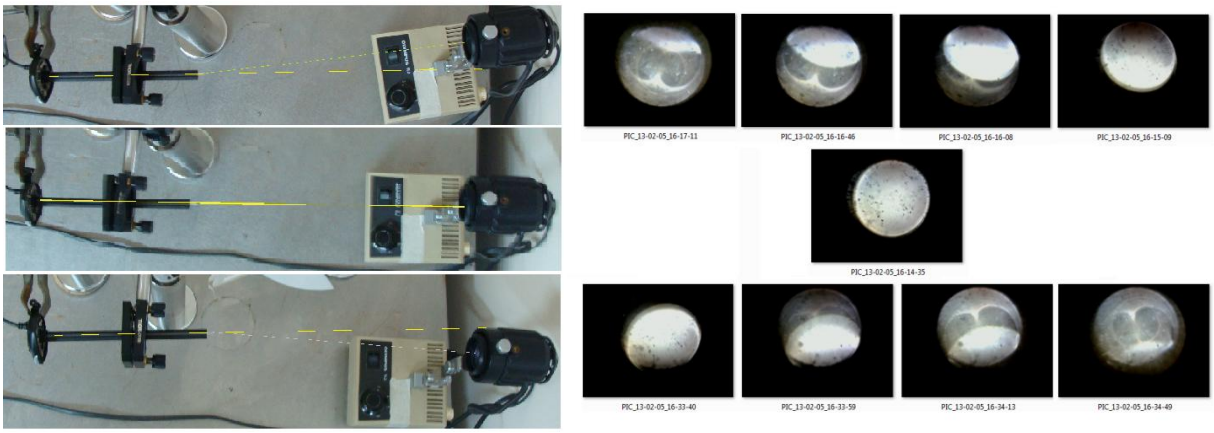


Figura 5.27. IZQ: Vistas superior del montaje. DER: Imágenes obtenidas

En las fotografías de la *figura 5.27* puede verse claramente, que a medida que el ángulo de ingreso de los rayos al GRIN va aumentando, aparece y se desarrolla cada vez más la aberración esférica (se observan claramente las cáusticas), lo que limita su apertura angular libre de aberraciones.

IV. EXPERIENCIA DE YOUNG

Otra experiencia que se realizó con el fin de caracterizar la transferencia a través de los medios GRIN, fue el experimento de interferencia a través de dos rendijas (Experimento de Young.).

Para ello se montaron alineados sobre un banco óptico (ver *figura 5.28 DER.*):

- ✓ Un láser de He-Ne (632,8 nm)
- ✓ Un marquito con un film opaco, que contiene dos rendijas transparentes distanciadas 0,25mm (*figura 5.28 IZQ.*).
- ✓ Un componente GRIN (fibra 3).
- ✓ Una pantalla blanca (pantalla de observación).

Para tomar las fotografías se usó una cámara SONY Cyber-shot DSC-H10 en configuración manual.

Iluminando las rendijas con el láser, se las proyectó sobre una de las caras del GRIN. Frente a la otra cara, se colocó la pantalla blanca y se tomaron fotografías de las franjas de interferencia obtenidas.

Luego se repitió el experimento quitando el componente GRIN, respetando todas las distancias y con la misma configuración de la cámara. Las imágenes obtenidas se muestran en la *figura 5.29.*

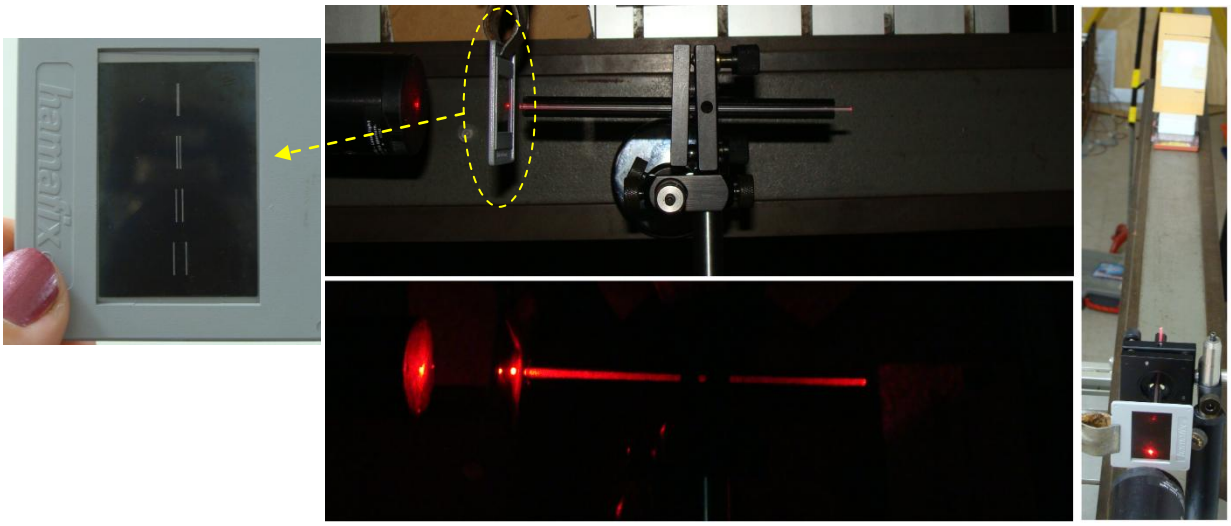


Figura 5.28. CENTRO: Vista superior del montaje; IZQ: Rendijas usadas: DER: Vista longitudinal del montaje

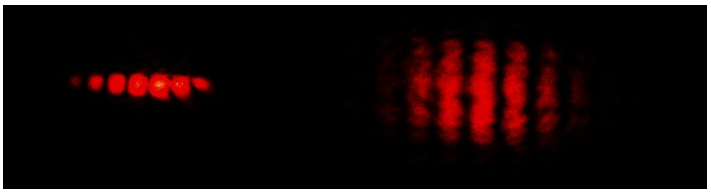


Figura 5.29. Fotografías tomadas sobre la pantalla blanca. IZQ: Figura de Young en propagación libre; DER: Figura de Young en propagación a través del componente GRIN.

La primera observación a mencionar es que al interponer el componente GRIN la figura de interferencia se invierte, tanto en el plano vertical como en el plano horizontal.

En segundo lugar puede observarse que las franjas en la figura a través del componente GRIN, se mantienen rectas y paralelas, descartando la existencia de aberraciones apreciables.

Por otra parte, a partir de esta misma experiencia, con las fotografías obtenidas y guardando la distancia entre el par de ranuras y la pantalla de observación se calculó la magnificación que aporta el componente GRIN en esa configuración. Para ello se midieron las interfranjas de ambas figuras de interferencia (propagación libre y propagación a través del componente GRIN). Su cociente es el aumento para tal configuración. Por supuesto, que tal como ocurre con las lentes, el aumento determinado es el de la configuración que estudiamos. Hay que recordar que la observación de las figuras interferenciales de Young puede hacerse en todo el espacio en propagación libre porque posee franjas deslocalizadas, o sea, siempre se las ve claramente. En otros experimentos interferenciales las franjas están localizadas y sólo en ese lugar pueden ser observadas y registradas con buena visibilidad.

La interfranja se midió trazando una recta perpendicular a las franjas, en el centro de la envolvente de los perfiles de ambos lados, en una de las fotografías. Se levantó el histograma de intensidad sobre la recta, y en él se midió la distancia entre los puntos medios de dos franjas luminosas sucesivas del centro de la figura de Young, las de ángulo casi cero. La medida se repitió cuatro veces en cada imagen, y se calculó el promedio. Luego se repitió el procedimiento con la otra fotografía. Estos pasos se ilustran en la *figura 5.30.*

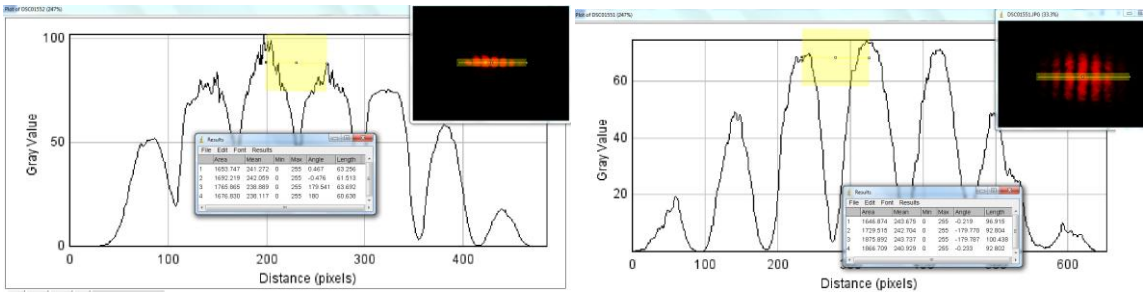


Figura 5.30. Esquema de los pasos seguidos para medir la interfranja.

El promedio de las medidas realizadas a la fotografía de la figura de Young en propagación libre es de **62,275 píxeles**.

El promedio de las medidas realizadas a la fotografía de la figura de Young en propagación a través del componente GRIN es **95,74 píxeles.**

El cociente entre ambos es **1,54**, por lo tanto ese es el aumento para dicha configuración.

V. TRANSMITANCIA ESPECTRAL

A fin de analizar la transmitancia espectral de los medios GRIN, se tomó el espectro de transmisión a través de los tres componentes GRIN, utilizando un Espectrómetro Ocean Optics[6], con la ayuda del Dr. Fausto Bredice. Un esquema del sencillo diseño experimental usado se muestra en la *figura 5.31*. Esta medición se repitió tras invertir los extremos de las fibras, y también se tomaron tres lecturas del espectro de la lámpara de iluminación (fondo), quitando los medios GRIN.

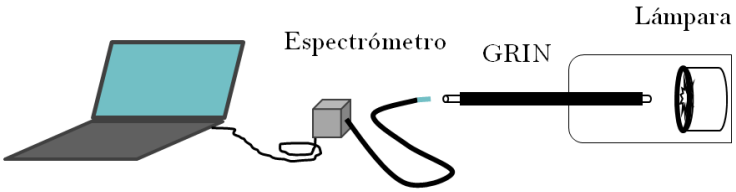


Figura 5.31. Esquema del diseño experimental usado.

Las *figuras 5.32, 5.33 y 5.34* muestran los resultados obtenidos promediando las medidas al invertir los extremos de las fibras y también la de sus fondos asociados, con sus respectivas desviaciones estandard.

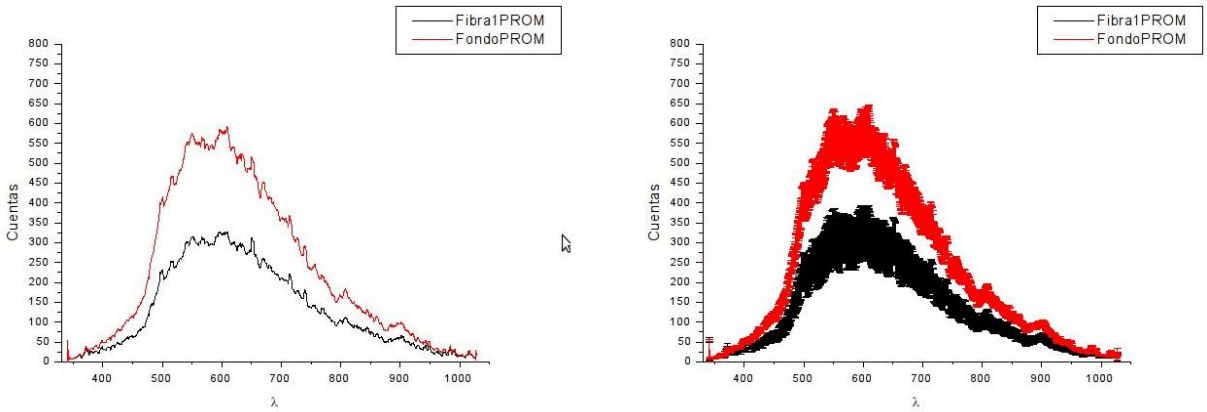


Figura 5.32. IZQ: Espectros de transmisión promedio a través de la Fibra 1 y fondo. DER: idem con desviación estándar.

[6] OCEAN OPTICS USB 2000 2048 pixels A/D resolution: 12 bit range: 200-1100 nm

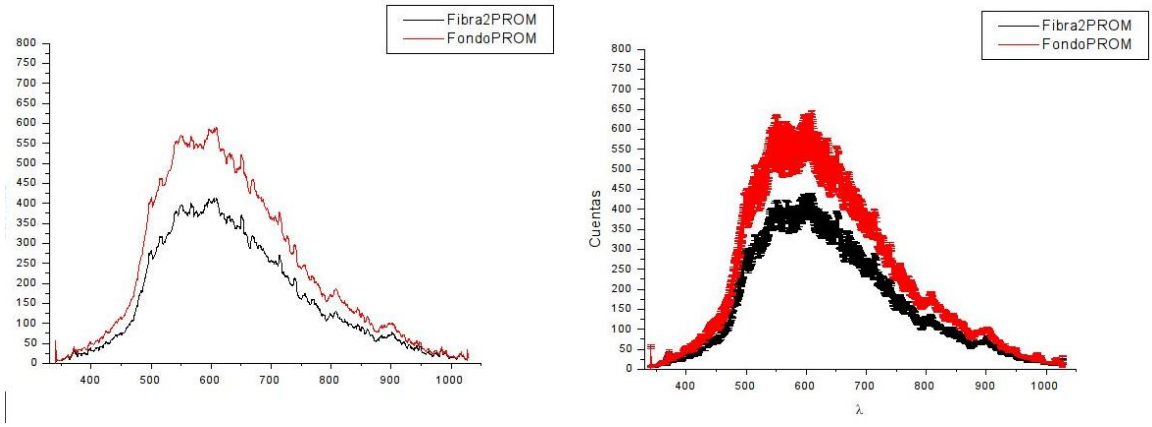


Figura 5.33 IZQ: Espectros de transmisión promedio a través de la Fibra 2 y fondo. DER: idem con desviación estándar.

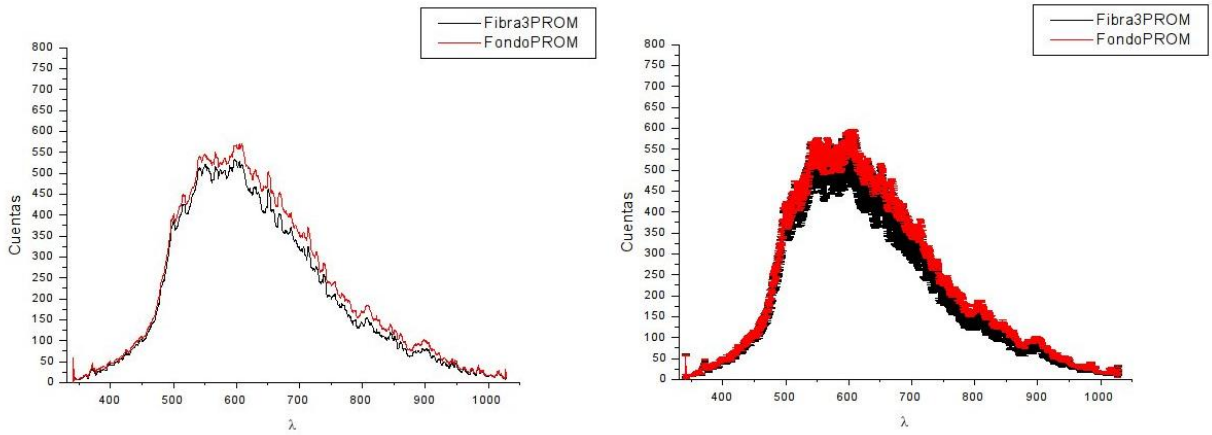


Figura 5.34 IZQ: Espectros de transmisión promedio a través de la Fibra 3 y fondo. DER: idem con desviación estándar.

Como puede verse en las imágenes, las Fibras 1 y 2 poseen un rendimiento muy inferior al de la fibra 3, a pesar de tener menor longitud. Atribuimos este comportamiento a las irregularidades presentes en sus superficies que se mencionaron con anterioridad en este capítulo.

En cuanto a la Fibra 3, para cuantificar la diferencia entre el promedio de los espectros del fondo y el promedio de las medidas hechas con el componente GRIN, se integraron las cuentas en el espectro visible (380 a 780 nm) bajo ambas curvas.

Área bajo la curva Fibra3Prom	122415
Área bajo la curva Fondo	133058
Cociente	**0,92**

Por lo tanto en la transmisión hay una pérdida del 8% de la intensidad.

Calculando la reflexión de Fresnel en la cara de incidencia del componente GRIN, considerando un índice de refracción de 1,5 (típico de un vidrio) $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$, da una reflexión del 4%. Por lo tanto la pérdida en la transmisión se reduciría al 4%.

Esta diferencia es relativamente pequeña y podríamos atribuirla a las incertidumbres instrumentales, es decir, al hecho de que todos los cambios para las diferentes observaciones fueron hechos delicadamente a mano y a pesar de ello se introdujeron cambios en el sistema instrumental.

VI. ESFERA DE ULLBRICHT

Para determinar el flujo luminoso que emerge de cada uno de los componentes GRIN, relativo al que se obtendría en el mismo lugar y en las mismas condiciones, pero sin él, se construyó una esfera integradora. Dicha esfera es de telgopor, posee un diámetro interno de 21 cm y, tal como se ha mencionado en el capítulo 4, está cubierta en su interior con una pintura mate de color blanco (ver *figura 5.35*). Sobre la superficie de la esfera se realizó un orificio, donde se montó el Luxímetro[7] con su pantalla (ver *figura 5.36*). A una cierta distancia del éste se insertó un cilindro metálico hueco (del orden de 2mm de diámetro), que se usó para conectar la lámpara con el interior de la esfera (conector). Estas medidas se realizaron en el LAL, con la ayuda del Ing. Pablo Ixtaina y de Matías Presso.

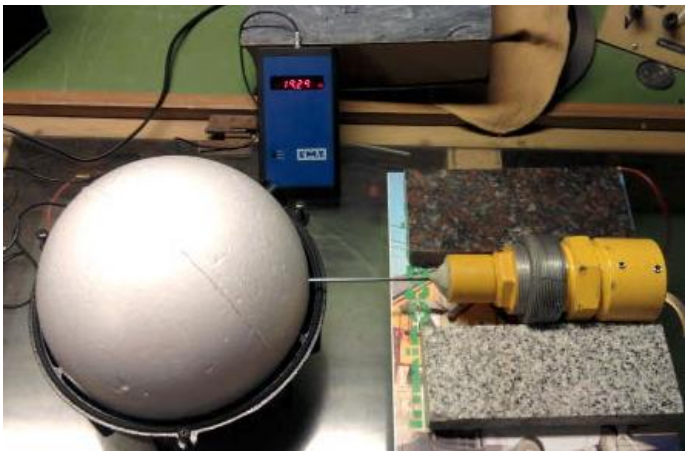


Figura 5.35. Esfera integradora, lámpara y conector.

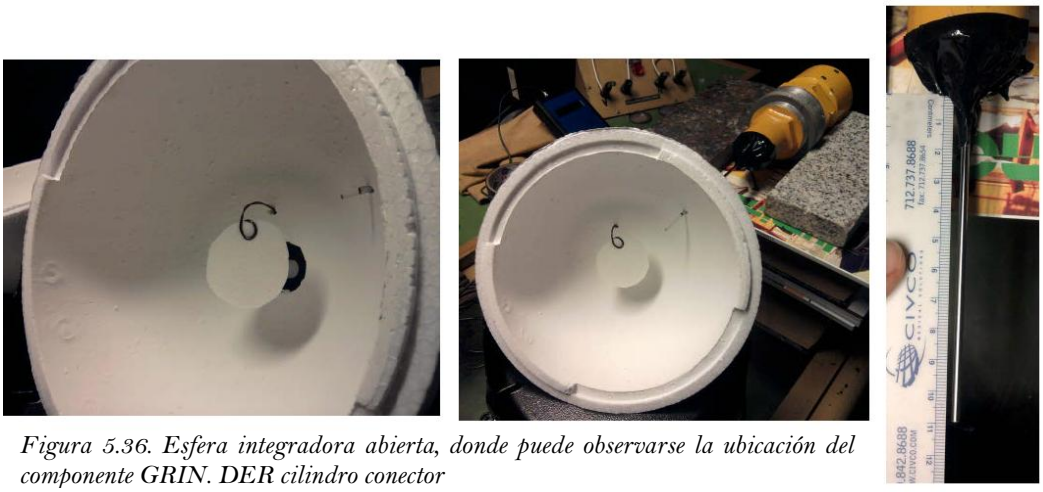


Figura 5.36. Esfera integradora abierta, donde puede observarse la ubicación del componente GRIN. DER cilindro conector

Dado que se utilizó el cociente de las medidas, no fue necesario medir la constante K de la esfera. Se obtuvo entonces el flujo luminoso que transmite el GRIN relativo al que emite la lámpara. Los resultados para los tres componentes GRIN estudiados, se muestran en las curvas de la *figura 5.37*. En ellos puede verse que la eficiencia en la transmisión de las fibras 1 y 2 es constante con valores aproximados de 65% y 85% respectivamente, consistentes con los espectros obtenidos con el espectrómetro. También resulta interesante ver que resultados obtenidos para la fibra 3, variaron junto con la posición del componente GRIN en el conector.

[7] Luxímetro LMT Pocket Lux2.

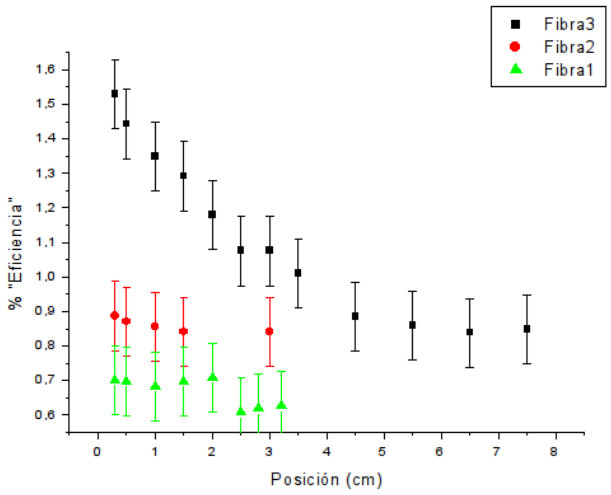


Figura 5.37

Como puede observarse en la figura 5.36. DER, el cilindro conector es un poco más corto que la fibra 3. El flujo relativo siempre dio mayor que en los otras fibras, pero notamos que cuando extremo del componente GRIN sobresale del conector, acercándose a la lámpara, la medida incrementó aún más. Suponemos que este comportamiento se debe a que el componente GRIN transmite los rayos de luz que llegan a él en todo su cono de aceptación, capturando más luz que el conector cuando sobresale, y es debido a esto el incremento en la eficiencia encontrada.

Para asegurar esta argumentación decidimos realizar otra medida más, que figura a continuación en la sección VI.

VI. INTENSIDAD LUMÍNICA

Tal como se mencionó en la sección anterior, con el objetivo de determinar si el componente GRIN capta luz del medio con un gran ángulo de aceptación se realizó la siguiente experiencia: se tomó una fotografía a un difusor iluminado a trasluz, con una lámpara blanca con otro difusor cubriendo su pantalla. También, como puede verse en la *figura 5.38*, entre los dos difusores se colocó un diafragma, cuya abertura mide 2 mm de diámetro. Las fotografías se tomaron con una cámara *SONY Cyber-shot DSC-H10* en configuración manual. Luego entre los dos difusores, con el cuidado de no perturbar la configuración del montaje, se colocó el componente GRIN (fibra 3) y se tomó otra fotografía con la cámara en la misma configuración (ver *figura 5.38 IZQ*).

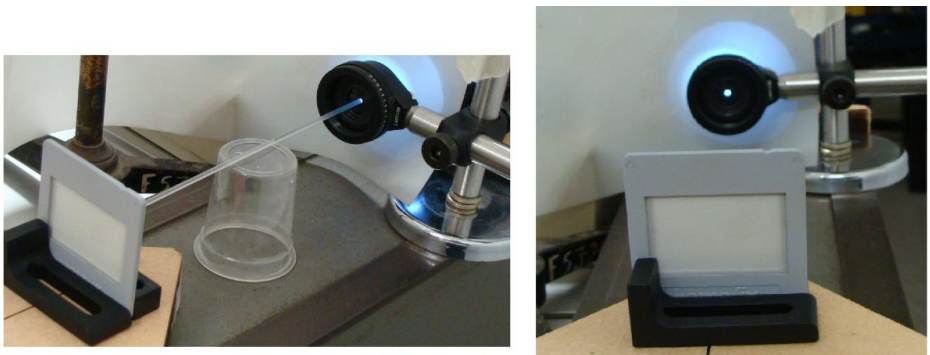


Figura 5.38. IZQ: Montaje con el componente GRIN. DER: Montaje sin el componente GRIN

Las fotografías obtenidas se muestran en la *figura 5.39*.

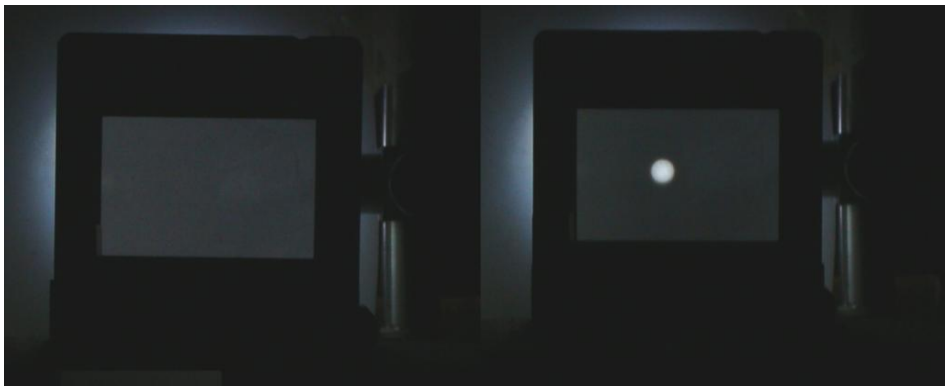


Figura 5.39. Fotografías obtenidas: DER: con el componente GRIN; IZQ: fondo.

Luego, con el software Image-J, se tomaron perfiles de intensidad de gris sobre una línea que pasa por el centro del círculo que forma el componente GRIN, y sobre una línea ubicada en la misma posición en la foto del fondo. Tanto los perfiles, como la línea pueden verse en la figura 5.40.

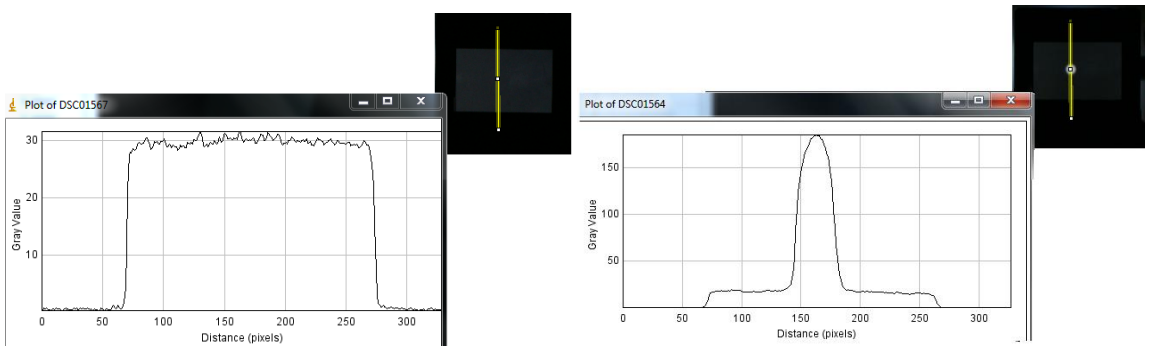


Figura 5.40. Línea seleccionada y perfiles correspondientes: IZQ: fondo; DER: con el componente GRIN.

A continuación se graficaron estas curvas en Origin, para poder compararlas (ver figura 5.41). En ellas puede verse claramente que al introducir el componente GRIN, se produce un pico en su extremo, mientras que la meseta que lo circunda baja considerablemente, respecto del fondo, por lo que se produce una redistribución de la luz lo cual pareciera justificar los resultados graficados en la *figura. 5.37.*

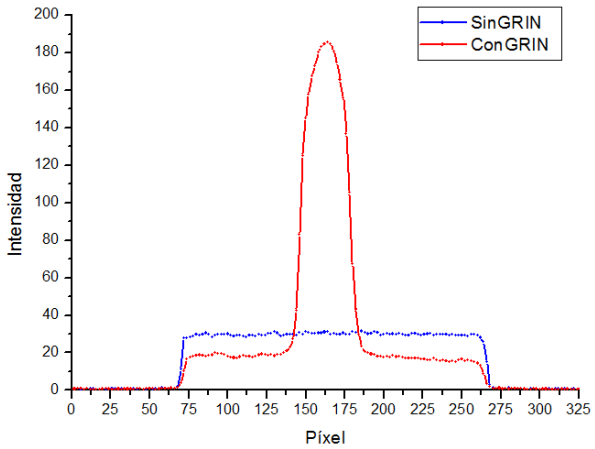


Figura 5.41. Perfiles del fondo y de la fibra 3.

De todas maneras, como las cámaras comerciales como la empleada en el experimento previo no necesariamente son lineales, se realizó otra experiencia empleando instrumentos luminotécnicos.

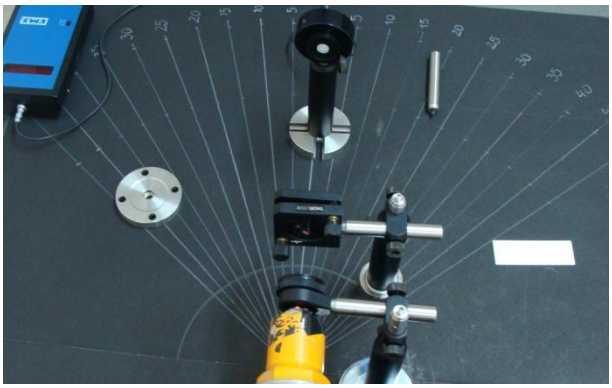


Figura 5.42. Montaje experimental para medir la iluminancia.

En la *figura 5.42* se muestra la instalación experimental, por la cual se determina la iluminancia producida desde una apertura de 2 mm de diámetro con un luxímetro a una distancia de 24 cm. Luego se interpuso desde la apertura la fibra 3, y con el luxímetro en la misma posición se determinó la iluminancia guiada. Los resultados fueron los siguientes:

Iluminancia por propagación libre	16 lux
Iluminancia por propagación guiada	90 lux

Por lo tanto, se verifica que todos los resultados anteriores marcan una coincidencia en el comportamiento de la fibra 3, en el sentido de que tiene capacidad de concentrar iluminación de un ángulo relativamente grande y propagarla en forma guiada.

VII. COORDENADAS CROMÁTICAS CIE

Para la determinación del cambio en las coordenadas cromáticas, contamos con la ayuda del Ingeniero Pablo Ixtaina. Las medidas se realizaron con un luminancímetro y colorímetro Pritchard PR880 Photo Reserch, en el LAL (ver *figura 5.43*). Dicho equipo, además de las coordenadas cromáticas de la CIE, da de luminancia en Candelas/m^2.

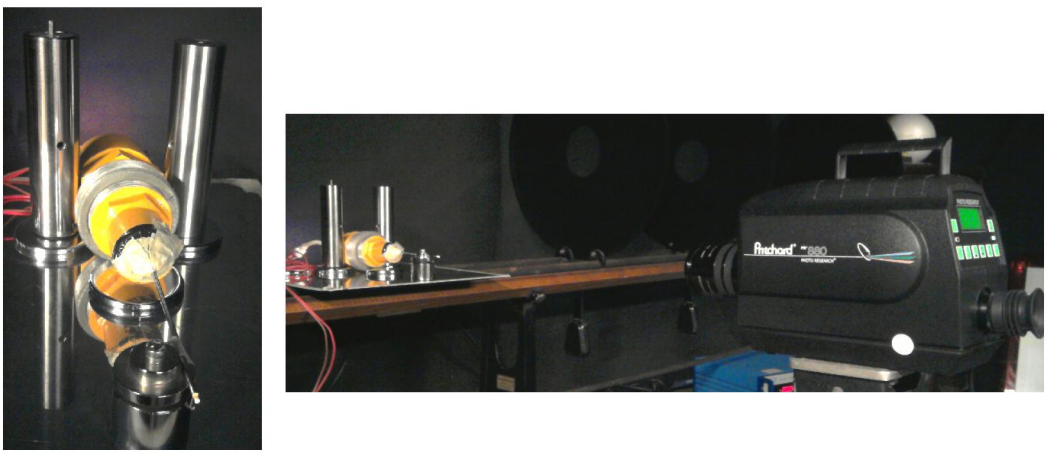


Figura 5.43. Montaje experimental y equipamiento utilizado.

Las coordenadas obtenidas se graficaron sobre el diagrama de cromaticidad CIE 1931, para tratar de detectar si al interponer los componentes GRIN en el camino, se produce algún cambio de color significativo. Tal como se muestra en la figura 5.99, las coordenadas cromáticas tanto de la lámpara usada, como a través de los tres componentes GRIN corresponden a la zona de los blancos, no evidenciándose ningún cambio significativo. Cabe destacar que la gran desventaja del diagrama de cromaticidad es que las diferencias de cromaticidades no son uniformes, es decir, que intervalos iguales medidos a lo largo de los ejes x e y no representan visualmente las mismas diferencias de color. Por lo tanto aún teniendo las coordenadas es muy difícil de cuantificar la variación.

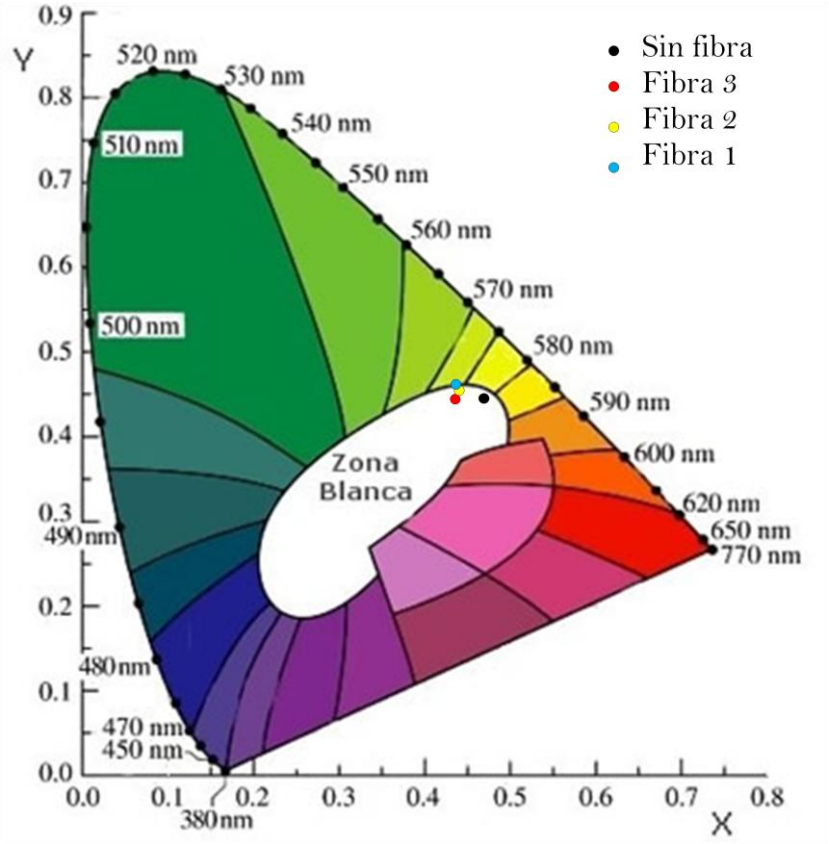


Figura 5.44. Coordenadas medidas marcadas sobre el Diagrama de Cromaticidad CIE 1931.

De todos modos, las tres fibras producen prácticamente la misma cromaticidad, por lo que su comportamiento puede considerarse uniforme.

Capítulo 6: CONCLUSIONES

Tal como se mencionó al comienzo del trabajo, se estudió la posibilidad fáctica de diseñar un instrumento de observación de cavidades empleando como sistema de transferencia de imágenes dispositivos ópticos **GRIN**. Para ello se había establecido considerar los siguientes aspectos:

- ✓ Determinación de la Función de Transferencia de Modulación –o Contraste– para discernir respecto a la capacidad de los medios **GRIN** para transferir los detalles finos de un objeto de modo que resulten adecuados a la observación visual humana.
- ✓ Determinación de la pérdida de brillo en la transferencia de imágenes.
- ✓ Elaboración de un diseño de sistema óptico formador de imágenes que incorpore un medio **GRIN**.

En el capítulo 5 se describen los estudios respectivos, y las conclusiones son las siguientes:

- Las mediciones realizadas a través de los componentes GRIN para trazar sus respectivas curvas MTF muestran que son compatibles con la observación humana de altísima calidad, y además superan ampliamente al instrumental médico analizado.

- Por otro lado, las imágenes observadas son suficientemente brillantes, y se verifica que reproducen adecuadamente el espectro de la lámpara utilizada. Además, se obtuvo la misma conclusión con la determinación de las coordenadas cromáticas respectivas.

- A pesar de que se encontró que a medida que el ángulo de ingreso de los rayos al GRIN va aumentando, aparece y se desarrolla cada vez más la aberración esférica, esto no afectaría al artroscopio, ya que en estos equipos la luz se propaga según el mismo conducto que contiene el componente GRIN.

APENDICE A – Un poco más sobre los componentes GRIN

HISTORIA[8]

Maxwell fue de los primeros en considerar medios inhomogéneos en óptica cuando, en 1854, sugirió la lente "ojo de pescado" ("Fish-eye"). Esta lente es una esfera dieléctrica cuyo índice de refracción decrece desde el centro hacia la periferia de acuerdo a la siguiente expresión:

$$n(r) = \frac{n(0)}{1 + \left(\frac{R}{R_0}\right)^2}$$

donde R_0 es el radio de la esfera, y $n(0)$es el índice de refracción en el centro. Esta lente logra que los rayos de cualquier punto localizado en la superficie de la esfera converjan a un punto diametralmente opuesto, como puede verse en la figura A.1.

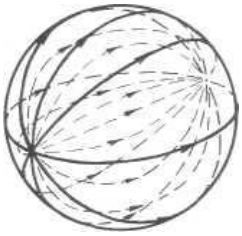


Figura A.1 Lente "ojo de pescado" de Maxwell.

Este lente, sin embargo, era difícil de fabricar y tiene poca utilidad dado que sólo los puntos en la superficie y dentro de la lente están nítidamente reflejados y los objetos de cierto tamaño sufren de aberraciones extremas. Para más información a acerca de las lentes "ojo de pescado" se sugiere al lector dirigirse a la ***Referencia [12]***.

Casi 100 años más tarde de la descripción de Maxwell, en 1944, Lüneburg analizó otro tipo de medio inhomogéneo esférico con simetría central en el cual el punto conjugado (foco) está situado fuera de la lente, como se muestra en la figura A.2. Obviamente, en este caso la variación del índice de refracción es diferente a la de las lentes de Maxwell y depende las longitudes focales F_1 y F_2. La lente de Lüneburg es equivalente a la de Maxwell cuando $F_1 = F_2 = R_0$.

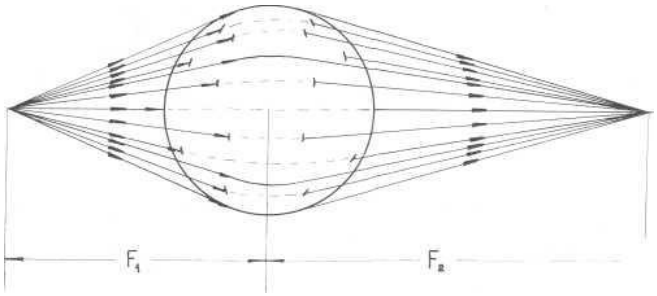


Figura A.2 Generalización de la lente de Maxwell hecha por Lüneburg. El foco está ubicado fuera de la esfera.

[8] Esta sección es un fragmento de la *referencia [11]*.

La lente de Lüneburg más conocida es aquella en la que uno de los focos está ubicado sobre la superficie de la esfera $(F_1 = R_0)$, el otro en el infinito $(F_2 = \infty)$. En este caso: $n(R) = n(0)\sqrt{2 - (\frac{R}{R_0})^2}$ y moviendo la fuente sobre la superficie de la lente se puede barrer en un gran rango de ángulos sin distorsión. Varias clases de de Lüneburg fueron realizadas en el rango de las microondas. El medio inhomogéneo se obtuvo de diferentes maneras, en particular por medio de "dieléctricos artificiales".

En 1951 Mikaelian describe un medio cilíndrico de auto-enfoque (self-focusing) con simetría axial. Este medio representa una guía de ondas dieléctrica donde el índice de refracción disminuye desde el centro hacia la periferia como la inversa del coseno hiperbólico:

$$n(r) = \frac{n(o)}{\cosh(\frac{\pi r}{2})}$$

En donde r es el radio del cilindro y n(0) es el índice de refracción a lo largo del eje del mismo. En este caso a lo largo de la propagación tiene lugar el múltiple enfoque de los rayos, como puede verse en la figura A1.3. Esta guía de ondas auto-enfoque, llamada SELFOC, actualmente se aplica ampliamente como una fibra óptica para la transmisión de señales de banda ancha, así como para la transmisión de imágenes de alta resolución.

Los medios cilíndricos con simetría radial, sirven como lente de índice de refracción variable. Es fácil de ver en la figura A.3 que una sección de una SELFOC representa una lente de enfoque. Esta lente se ha estudiado en detalle y se conoce como la "lente Mikaelian" en la literatura soviética (Feld y Benenson, y Zelkin PETROVA y ZHOK MOLOTSCHKOV).

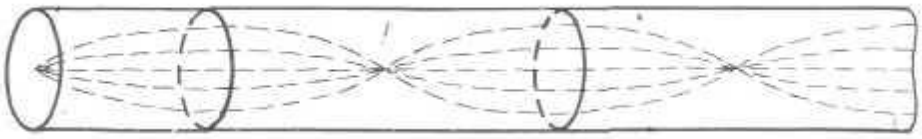


Figura A.3 Guía de onda cilíndrica de auto enfoque. (SELFOC).

En cuanto a la las investigaciones relativas a la realización práctica de las guías de ondas hechas de dieléctricos no homogéneos, los primeros intentos de producir estos medios ópticos los realizaron Berreman, Marcuse y Miller en 1964. Ellos intentaron crear una guía de onda de auto-enfoque como un tubo hueco, lleno de gas calentado inhomogéneamente. En el caso más simple un gas frío es conducido a través de un tubo caliente, logrando que la temperatura del gas decrezca suavemente desde la periferia hacia el centro. Esto produce una variación de la densidad del gas, y, por lo tanto, la variación del índice de refracción. Bajo ciertas condiciones Marcuse y Miller tuvieron éxito en la realización de dicha variación del según la ley cuadrática a lo largo del radio, una variación que es equivalente a la asociada el primer y segundo términos de la expansión de la ley exacta. Debido a su complejidad, tales " guías de onda de gas de auto-enfoque " no encontraron aplicaciones prácticas.

Los intentos de fabricar estar guías de ondas con vidrio resultaron ser mucho más exitosos: en 1970, Uchida, FURUKAWA, Kitano, Koizumi y MATSUMURA lograron fabricarla. La creación de esta fibra de vidrio con índice de refracción variable fue el factor decisivo para el establecimiento y desarrollo de la rama de la óptica

que se conecta con aplicaciones de medios NO homogéneos. Posteriormente se han realizado diferentes tipos de guías de onda de auto-enfoque de interés práctico.

Es importante mencionar que el proceso de fabricación de la fibra de vidrio con índice de refracción variable hace posible producir no sólo los de estas simples guías de onda de auto-enfoque sino también guías de ondas con variación longitudinal del índice de refracción.

FABRICACIÓN de los medios GRIN

Para lograr la variación del índice de refracción en vidrios y plásticos han sido desarrolladas numerosas técnicas. En todas ellas hay dos características importantes: la profundidad del gradiente y la magnitud del cambio del índice de refracción. En la tabla de la *figura A.4* se enumeran estas dos características para cada método y a continuación se da una breve descripción de cada técnica.

Técnica	Tamaño (mm)	Δn
Difusión Iónica	10	0,04
Irradiación con neutrones	0,1	0,02
Deposición química en fase vapor	0,1	0,01
Polimerización parcial	100	0,01

Figura A.4. Técnicas de fabricación de materiales con gradiente en el índice de refracción.

Difusión iónica:

Las varillas GRIN de pequeño diámetro se fabrican normalmente mediante difusión iónica. Un cristal base homogéneo es sometido a un baño de sales (bromuro de litio, por ejemplo) durante muchas horas, en las cuales se produce paulatinamente una difusión o intercambio iónico. Un tipo de iones emigra del cristal y el otro surge del baño, y de esta manera cambia el índice de refracción. El proceso sigue su curso interno radialmente hacia el eje óptico, y el tiempo empleado es más o menos proporcional al diámetro de la varilla al cuadrado. Como resultado de la difusión, los iones de sodio en el vidrio son parcialmente intercambiados con los de litio, con una mayor cantidad de intercambios registrados en los bordes. En una configuración parabólica, esto establece el límite práctico del tamaño de la apertura. La distancia focal está determinada por el cambio de índice, Δn, y cuanto más rápida es la lente, mayor es el Δn. Pese a todo, generalmente Δn no supera un valor de 0,10 por razones de producción. La mayoría de los cilindros GRIN poseen una configuración de índice parabólico expresada típicamente como $n(r) = n_{máx}(1 - \frac{ar^2}{2})$.

La característica limitante aquí es la profundidad de aproximadamente 10 mm (dependiendo del tiempo, la temperatura, y el vidrio base). Esto crea graves problemas para generar gradientes radiales en estructuras cilíndricas de gran diámetro.

Irradiación con neutrones:

En esta técnica, un vidrio rico en boro, tal como BK7, se bombardea con neutrones para crear un cambio en la concentración de boro y por lo tanto un cambio en el índice de refracción. La mayor dificultad de esta técnica es la gran cantidad de neutrones necesarios para crear un cambio en el índice de refracción y la posibilidad de que el gradiente no sea permanente. La profundidad de los gradientes limita severamente su aplicación.

Deposición química en fase vapor:

Esta técnica ha sido ampliamente usada en la fabricación de fibras con gradiente en el índice de refracción para las telecomunicaciones. Para ese uso particular, los tamaños de las fibras son del orden de 100 μm, y el Δn es de 0,01. La naturaleza del proceso consiste en depositar productos químicos que hagan variar el índice de refracción del vidrio antes de extrudarlas. Por ejemplo sales de boro, que lo disminuyen o de germanio y de fósforo, que lo aumentan. El vidrio debe ser de óxido de silicio, conocido como sílica. En la forma original, las barras de sílica se fabrican de aproximadamente 2 cm diámetro (preformas) y luego se estiran para producir las fibras. Esta técnica tiene limitaciones severas para producir lentes de gran diámetro.

Polimerización parcial:

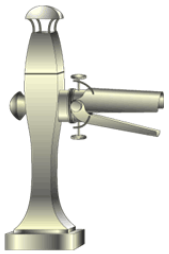
Un monómero orgánico es parcialmente polimerizado por irradiación de luz ultravioleta o láser, con intensidades variables con el fin de dar un gradiente de refracción. Esto tiene algunas ventajas importantes, ya que con esta técnica se pueden lograr con relativa facilidad gradientes en materiales de gran tamaño y perfiles arbitrarios. La desventaja de esta técnica es que el uso de un plástico crea algunos problemas con respecto a las propiedades térmicas.

Para un estudio detallado de la fabricación de los medios GRIN se recomienda dirigirse a la *referencia [4]*.

APENDICE B - Historia de la artroscopía:

Se reconoce a **Abul Qasim Khalaf ibn al-Abbas al-Zahravi** o "**Abulcasis**" (936-1013) como el primer endoscopista. Este renombrado médico y científico islámico, quien es considerado el padre de la cirugía moderna, describió un tubo que introducía en la vagina e iluminaba para estudiar el cuello uterino, en su famosa Enciclopedia Al-Tarsif.

Phillip Bozzini, en 1806, presentó en la Academia de Médicos de Viena un instrumento de su invención al que llamó "Lichtleiter", y que utilizó para el examen de la nasofaringe, el canal anal, la vagina, la uretra, y el interior de los huesos afectados de osteomielitis. Su uso era muy doloroso, la iluminación escasa (proveniente de una vela), y proporcionaba un pequeño campo de visión.



Lichteiter inventado por Bozzini

En 1826 **Pierre Segalas** plagió el instrumento de Bozzini y lo presentó a la academia de ciencias. Utilizaba luciérnagas para iluminar.

En 1853 **Jean Desormeaux** publicó los datos obtenidos con su aparato: el "Gazogene endoscope", que se podía insertar en el interior de la uretra. De esta forma se visualizaba su interior, y penetrando más, llegaba a ver la vejiga. Dicho aparato estaba hecho con tubos de plata pulidos, espejos y lentes, y con una lámpara de alcohol que quemaba una mezcla de alcohol y terpentina llamada gazogene. El olor, el calor y el dolor que producía en el paciente al introducir el instrumento sin anestesia lo hacía de difícil uso. Ésta fue la primera vez que se utilizó el término "endoscopio".

Endoscopio inventado por Desormaux

En 1868, luego de realizar una serie de pruebas, el **Dr. Adolph Kussmaul**, de Alemania, logró observar el interior del estómago de un cuerpo humano vivo por primera vez. La prueba fue realizada en un tragasables que era capaz de tragar un tubo de metal largo y recto, de 47 centímetros de longitud y 13 milímetros de diámetro.

Thomas Alva Edison, en 1880, adaptó su lámpara incandescente a un instrumento de la época, brindando a las imágenes gran luminosidad, y con ello los endoscopios modernos comienzan su desarrollo; Es por ello que se lo incluye entre los pioneros de la Cirugía Endoscópica. En ese, momento se llegaron a obtener, incluso, fotografías del interior de la vejiga.

En 1882 **Hans Christian Jacobæus**, cirujano sueco, profesor de medicina en el Instituto Carolinska de Estocolmo, y la Compañía de **Georg Wolff** diseñaron un instrumento para la inspección de la cavidad peritoneal. Jacobæus en 1911, comienza la exploración endoscópica de la cavidad torácica con el mismo instrumento.

En 1910 se practicaba la toracoscopia y cauterización para el tratamiento de las adhesiones pleurales. Era la operación de Jacobeaus. Pero, hasta ese momento no se desarrolló la endoscopia articular porque:

1) las articulaciones dejan poco espacio entre sus componentes,

2) las superficies articulares son muy complejas, y

3) las superficies óseas no son extensibles,

lo que implica que un telescopio en el interior de una articulación podía romperse.

Pero en 1918 **Kenji Takagi,** en Japón, superó estos problemas y visualizó por primera vez el interior de una rodilla utilizando el citoscopio de Joseph Charrière. Takagi diseñó hasta once modelos diferentes de elementos ópticos y de trocares intentando mejorar la visión. El primero apareció en 1920, medía 7,3 mm de diámetro, y fue modificándolo hasta alcanzar uno de 3,5 mm de diámetro. Lo denominó panendoscopio o artroscopio. Su trabajo comenzó explorando rodillas afectadas de tuberculosis. Las fístulas le servían de puerta de entrada, y distendía las cavidades articulares con suero fisiológico. Llegó a examinar "pequeñas articulaciones", y hasta practicó mieloscopia en los pacientes afectados de espina bífida. Introducía el artroscopio en las fosas nasales para ver los efectos de la fonación después de intervenir una fisura palatina.

Los primeros resultados obtenidos con el panendoscopio o artroscopio los presentó en la "64 Reunión Ortopédica" celebrada el 19 de junio de 1932 en Japón. Ese mismo año, pudo obtener por primera vez fotografías en blanco y negro del interior de las articulaciones examinadas.

En 1936, ayudado por **Saburo lino** obtuvieron las primeras fotografías en color y la primera película en 16 mm. del interior de una rodilla. Estas se exhibieron en la "Exposición Internacional" celebrada en París el año 1937. Al año siguiente durante la "13 reunión anual de la Sociedad japonesa de Ortopedia", el Profesor Kenji Takagi habló de artroscopía en general aportando su experiencia, y acompañó su disertación con 67 fotografías artroscópicas de distintas enfermedades y traumatismos articulares.

Mientras que en Japón la Artroscopía había nacido en el año 1918, en Europa durante los años 1919-1920 el cirujano suizo **Eugen Bircher** verificaba un estudio endoscópico experimental en las rodillas de cadáveres humanos, valiéndose del laparoscopio de Jacobaeus, y al año siguiente, 1921, ya había logrado aplicar la técnica a las rodillas de pacientes.

FIGURE 1.5 Dr. Eugen Bircher (left) and Dr. Paul Foster performing arthroendoscopy (1922).

Su primera publicación tuvo lugar durante el transcurso de ese año, 1921, en la "Zentralblatt fur Chirurgie". El citado autor distendía las articulaciones con gas (Oxígeno, Nitrógeno, Monóxido o Dióxido de Carbono) y aplicaba la técnica a toda

rodilla con patología intraarticular. Esta experiencia le hizo vislumbrar la posibilidad de ejercer prácticas quirúrgicas con la mencionada metodología.

La primera publicación en lengua inglesa apareció el año 1925 en la revista "Illinois Medical Journal". Su autor era Philip **H. Kreuscher** el cual se había diseñado su propio artroscopio. El distendía las articulaciones con Nitrógeno u Oxígeno y luego añadía una solución de formalina.

En 1931 **Harry FinkeIstein** y **Leo Mayer** publicaron sus primeros resultados obtenidos en el examen endoscópico sistemático de las articulaciones afectas de tuberculosis, así corno la práctica de la biopsia endoscópica en todos los especímenes estudiados. Distendían las articulaciones mediante Oxígeno y posteriormente fluido. Utilizaban un artroscopio quirúrgico de 8 mm. de diámetro que les permitía entrar en el instrumento biopsiador por la misma puerta de entrada que el telescopio, de esta forma la obtención de la pieza la realizaban bajo visión del examinador y no a ciegas como hacían al principio.

Ese mismo año **Michael S. Burman** publicaba su trabajo "artroscopia o visualización directa de las articulaciones". Examinaba distintas articulaciones de cadáveres humanos: hombro, muñeca, cadera, rodilla, tobillo, codo... y las distendía con fluido. También practicaba la mieloscopia y el instrumento que usaba para una y otra técnica había estado diseñado por él mismo.

En el año 1934, Michael S. Burman, Harry FinkeIstein y Leo Mayer publicaban su trabajo "artroscopia de la rodilla". En él explicaban la técnica que seguían para realizar una artroscopía y obtención de una pieza biópsica, el método de esterilización de instrumentos, y animaban a sus colegas a que practicasen esta técnica a pesar de las dificultades que traería aparejadas. Distendían las articulaciones con solución de Ringer porque causaba menos irritación que el suero salino.

Retornando al Japón y un año antes, 1933, Saburo lino en la "8 Reunión de la Asociación japonesa Ortopédica" demostró la anatomía artroscópica de las rodillas. El trabajo lo realizó con cadáveres humanos y estandarizó las puertas de entrada para obtener un campo artroscópico visual óptimo.

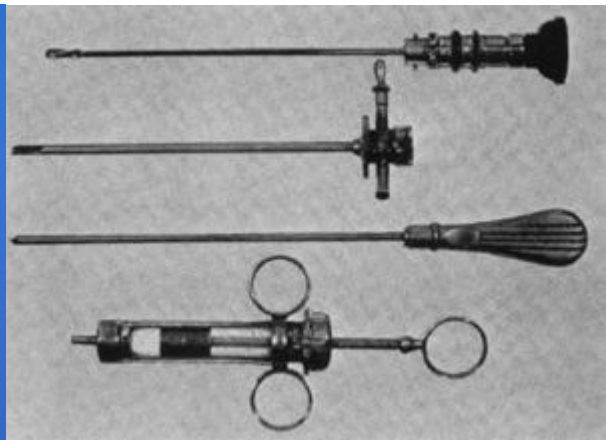
Por entonces los sistemas ópticos de transferencia de la imagen a lo largo del delgado tubo del artroscopio se componían de varias lentes acromáticas y algunas lentes delgadas colocadas a lo largo de un cilindro metálico hueco lleno de aire que daban una imagen pequeña, de colorido y nitidez insuficientes.

Alrededor de 1960 la situación cambió drásticamente gracias al invento de las "barras cilíndricas lenticulares" o "lentes esféricas" ("ball lenses"). Harold Horace Hopkins, en 1959, describió las bondades del sistema de transferencia de imágenes por un objetivo triplete "barra lenticular-aire-barra lenticular" que disminuía las aberraciones, aumentaba el ángulo de visión e incrementaba la luminosidad. Así, conociendo la necesidad de mejorar la imagen de los artroscopios, rellenó el espacio de aire entre las lentes con piezas de cristal, obteniendo una larga lente compuesta cilíndrica de pequeño diámetro e imagen de excelente nitidez, brillo y color. Éste es el tipo de artroscopios que se fabrican en la actualidad.

Desde 1957 hasta 1975 la artroscopía fué una técnica diagnóstica. En 1975 se inicia una segunda era del desarrollo de la artroscopía con el nacimiento de la artroscopía quirúrgica. Así se desarrollaron técnicas

quirúrgicas para la extirpación de los meniscos, para tratamiento de osteocondritis disecantes, resección sinovial, etc.

El desarrollo de la técnica ha ido unido al desarrollo del instrumental. Al final de la década de los setenta Lanny Johnson inició el desarrollo del instrumental motorizado, también numerosos instrumentos manuales fueron desarrollados, varios aparatos de sutura que son útiles para la reparación de meniscos, guías que han sido desarrolladas para la reconstrucción artroscópica del ligamento cruzado, etc...



En 1975 la tecnología de la televisión fué aplicada por primera vez a la artroscopía, permitiendo visualizar la intervención en el monitor, y no a través del ocular del telescopio. Durante los años 80 el tamaño de las videocámaras ha ido disminuyendo. La calidad de la imagen se ha visto mejorada por la sofisticación en cámaras, monitores, fuentes de luz y ópticas.

Por otro lado la artroscopía ha ido invadiendo articulaciones, evitándose así artrotomías, no solo en la rodilla sino en el resto: hombro, temporomandibular, muñeca, codo, tobillo, cadera e incluso en las intervenciones de columna.

La evolución de esta técnica quirúrgica se ha disparado y cada día aparecen en los quirófanos instrumentos y aparatos que mejoran, facilitan y ayudan en estas intervenciones mínimamente invasivas, que repercuten positivamente sobre el paciente, el cual es el protagonista de toda intervención.

APENDICE C - Descripción del Software en Matlab

Al ejecutar el programa, aparece en pantalla una ventana en la que hay que elegir la carpeta donde están guardadas todas las fotografías de una determinada serie. Las mismas deben estar previamente ordenadas según su frecuencia espacial creciente.

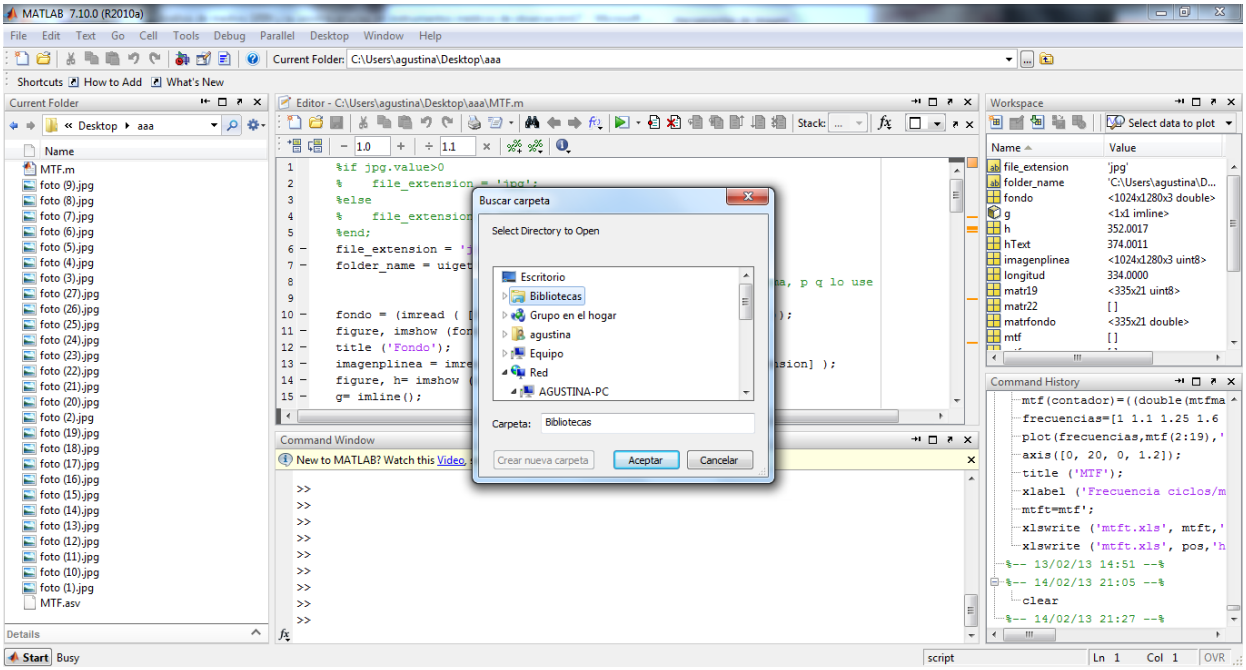


Figura C.1 – Vista de la pantalla del programa con la ventana para elegir la carpeta de archivos.

La primera imagen de la serie corresponde a una foto del fondo, que luego se usará para corregir a las demás.

Luego, aparece en pantalla una imagen de la fotografía de mayor frecuencia presente en la carpeta, para que el usuario dibuje sobre ella la línea alrededor de la cual se va a hacer el análisis (línea de trabajo) en todas las fotografías.

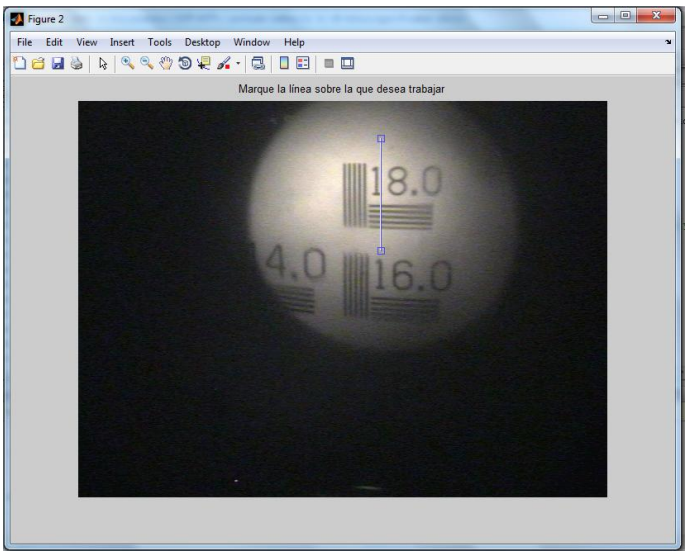


Figura C.2 – Ventana de la foto de mayor frecuencia espacial presente en la serie para elegir la línea de trabajo.

A continuación el programa lee y almacena la información de las intensidades de gris de la matriz correspondiente a esa línea y 10 vecinas hacia cada lado de la imagen del fondo, calcula el promedio de esos 21 valores de píxel y los almacena en una nueva matriz de longitud igual a la cantidad de píxeles que tenía la línea original por uno de ancho. Inmediatamente el programa muestra un gráfico del perfil del fondo promediado obtenido, junto con otro gráfico, en el que le realiza un ajuste con un polinomio.

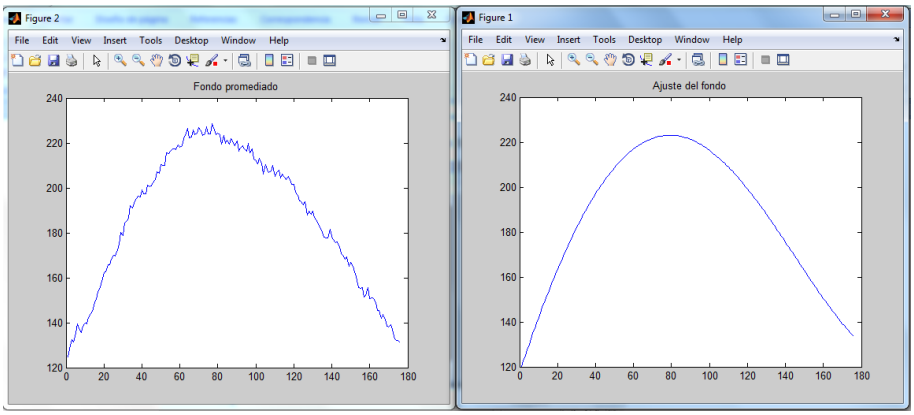


Figura C.3 – Gráficas de los perfiles del fondo: IZQ: promedio de las lecturas realizadas, DER: ajuste propuesto.

Si el usuario está conforme con el ajuste obtenido, continúa la ejecución del programa leyendo la misma línea (y sus 20 vecinas) en cada una de las imágenes, realizando el promedio, realizando la deconvolución con el fondo y almacenando los datos obtenidos.

Luego aparecen en pantalla cada uno de los perfiles corregidos, y sobre ellos el usuario debe marcar con el cursor en la imagen las líneas de intensidad máxima y mínima correspondientes a las franjas.

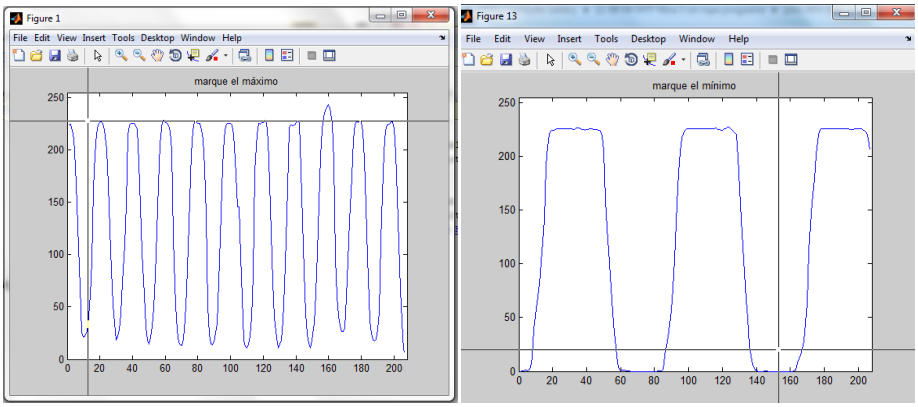


Figura C.4 – Ventanas para seleccionar: IZQ: la altura del máximo (imagen de una grilla de Ronchi), DER: la altura del mínimo.

En cada caso almacena los valores de píxeles para ambas intensidades y calcula la modulación usando la expresión de Michelson.

Una vez finalizada la serie, el programa realiza el gráfico de la MTF, ubicando en el eje de las abscisas las frecuencias espaciales de las fotografías presentes en la carpeta analizada, y en las ordenadas el valor de modulación obtenido. Simultáneamente almacena todos estos valores en una planilla de Excel.

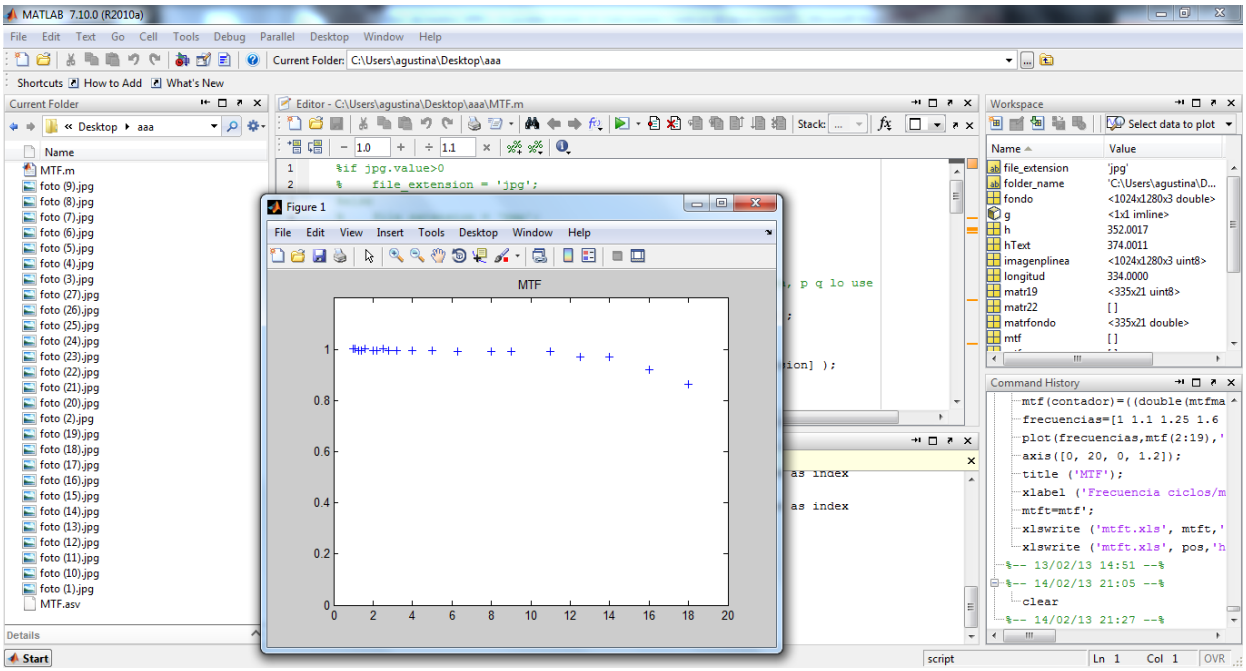


Figura C.5 – Ventana que muestra el resultado final: MTF.

APENDICE D Magnitudes

Magnitudes radiométricas principales:

Potencia radiante o Flujo radiante (Φ_e): $\Phi_e = \frac{\partial Q_e}{\partial t}$

Es la energía radiante Q_e (energía que se manifiesta bajo la forma de ondas electromagnéticas) transferida por unidad de tiempo. Su unidad es el watt, W.

Intensidad radiante (Ie): $I_e = \frac{\partial \Phi_e}{\partial \omega}$, con $\partial\omega$ diferencial de ángulo sólido.

Es la *potencia radiante* proveniente de una fuente puntual por unidad de ángulo sólido en la dirección considerada. Se expresa en watt/estereorradián.

Radiancia (Le): $L_e = \frac{\partial I_e}{(\partial A cos\theta)}$, con A área.

Es la *potencia radiante* que deja una superficie por unidad de ángulo sólido y unidad de área proyectada de esa superficie. Observar que este término puede aplicarse a una fuente extensa, a diferencia de la *Intensidad*, que está restringida a fuentes puntuales.

Irradiancia (Ee): $E_e = \frac{\partial \Phi_e}{\partial A}$,

Es la *potencia radiante* incidente sobre una superficie por unidad de área. Se expresa en watt/metro^2.

Magnitudes fotométricas principales:

Dado que la magnitud luminosa es fundamentalmente una magnitud psicofísica subjetiva, ya que sólo se la evalúa de acuerdo con su percepción y según sea la impresión visual, fue necesario establecer algún tipo de unidad que relacionara el fenómeno físico con el estímulo psicofísico y la respuesta sensorial psicológica.

En la *figura 4.1* presentada en el capítulo 4 pueden verse las curvas escotópica y fotópica de eficiencia luminosa espectral relativa, tales como fueron recomendadas por la CIE para tal fin. Entonces, a partir de ellas y conociendo la irradiancia espectral de una fuente luminosa, es posible evaluar la magnitud del fenómeno físico en términos psico-físicos y obtener así la unidad luminosa despreocupándonos del observador.

Cuando la radiación electromagnética se evalúa según la curva fotópica del ojo humano (*figura D.1*), el flujo radiante se mide en términos de flujo *luminoso(F)*, y su unidad es el lumen. El lumen es la unidad fotométrica fundamental y se define en términos relativos a la radiación monocromática de 555 nm de longitud de onda, de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$F = K.\Phi_{(555nm)}$$

donde F es el flujo luminoso en lúmenes, $\Phi_{(555nm)}$ es el flujo radiante en watt de 555 nm de longitud de onda y K es una constante multiplicativa cuyo valor es 683 lm/W^2.

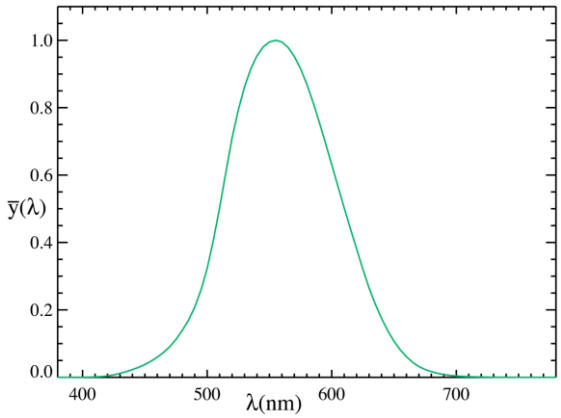


Figura D.1. Función de luminosidad fotópica, CIE (1931). Muestra la sensibilidad relativa del ojo a las diferentes longitudes de onda.

A continuación se definen las magnitudes fotométricas principales:

Flujo luminoso (F): $\Phi_e = \frac{\partial Q_e}{\partial t}$

Dada la expresión anterior, es posible transformar las unidades radiométricas principales, según sea la curva de sensibilidad espectral del ojo que se quiera emplear, con la única condición de que sean relativas al valor establecido para 555nm. Así, el flujo luminoso está dado por: $F = K \int Z(\lambda).\Phi_\lambda \partial\lambda$ integrando en el rango visible.

Z(λ) puede ser V(λ) o la curva que se elija. La magnitud internacional está dada por V(λ). Si se utiliza otra curva es necesario especificarla. Su unidad es el lumen (lm).

Intensidad Luminosa (I): $I = \frac{\partial F}{\partial \omega}$, con $\partial\omega$ diferencial de ángulo sólido.

Análogamente a la definición de intensidad *radiante*, pero con F, el flujo luminoso. Se expresa en candela (cd), que es equivalente a lumen/estereorradián.

Luminancia (L): $L = \frac{\partial F}{\partial A.\partial \omega} = \frac{\partial I}{\partial A}$ Su unidad es el nit.

. *Iluminancia (E):* $E = \frac{\partial F}{\partial A}$, Su unidad es el lux (lx).

La relación entre las unidades radiométricas y las fotométricas están dadas en la *figura 4.2* del capítulo 4.

APENDICE E

Las bases de la colorimetría tricromática[9]

Un principio enunciado por Newton, reafirmado por Young y verificado en la práctica, afirma que cualquier color puede ser igualado por la suma de tres colores primarios convenientemente elegidos. Los colores primarios son estímulos especificados en magnitudes de potencia radiante de ciertas longitudes de onda, cuyo efecto produce sensaciones visuales que son linealmente independientes entre sí, o sea, que no pueden describirse como combinación lineal de cualquier par de ellos. Dado que existen infinitas ternas de primarios, es necesario en cada igualación especificar cuáles son (se los denomina estímulos de referencia).

Existen tres leyes de Grasmann que plasman el principio de la aditividad para la colorimetría:

La primera, que fue enunciada anteriormente por Young, establece que la potencia radiante c del color $[C]$ es equivalente a la suma de las potencias de los primarios. (a del primario azul $[A]$, v del primario verde $[V]$ y r del primario rojo $[R]$). Lo esencial de esta primera ley es que existe una y sólo una combinación de estos tres primarios que iguala perceptualmente cualquier color real. Matemáticamente: $c[C] = a[A] + v[V] + r[R]$

Desde el punto de vista geométrico, esta ley se puede expresar, diciendo que en un espacio de tres dimensiones, las direcciones de los versores fundamentales corresponden a los estímulos primarios, y cualquier color real que se represente en ese espacio, podrá ser especificado unívocamente por la suma de tres vectores paralelos a los versores fundamentales cuyos módulos sean convenientemente elegidos.

La segunda ley de Grasmann sostiene que si la intensidad de la radiación que produce una sensación de color dada, se multiplica por un factor cualquiera, el valor de la sensación no cambia. $nc[C] = na[A] + nv[V] + nr[R]$ (Siempre y cuando n no supere cierto límite).

La tercera ley establece que si se suman de dos estímulos de color cualesquiera, evaluados en términos de los estímulos de referencia, la suma algebraica de ambos es equivalente a la suma algebraica de las cantidades de los estímulos de referencia necesarios para igualar los colores en cuestión. Si

$c_1[C_1] = a_1[A] + v_1[V] + r_1[R]$ y $c_2[C_2] = a_2[A] + v_2[V] + r_2[R]$, entonces

$$c_1[C_1] + c_2[C_2] = (a_1 + a_2)[A] + (v_1 + v_2)[V] + (r_1 + r_2)[R]$$

La interpretación geométrica de esta ley es que la suma vectorial de dos vectores representativos de colores distintos en el espacio cromático definido por los versores representativos de los estímulos de referencia, representa la suma de sensaciones y establece una nueva igualdad en términos de los estímulos de referencia.

Hacia finales de 1920, W. David Wright y John Guild realizaron una serie de experimentos, en los que establecieron los valores experimentales de las magnitudes de los colores primarios que igualaban los colores espectrales. Luego dividieron las magnitudes de los estímulos de referencia por el de la radiación espectral igualada (e), normalizando el resultado. De esta manera: $[\lambda] = \frac{a}{e}[A] + \frac{v}{e}[V] + \frac{r}{e}[R]$.

Renombrando a los coeficientes, que dependen de la longitud de onda: $\frac{a}{e_\lambda} = \bar{a}_\lambda \quad \frac{v}{e_\lambda} = \bar{v}_\lambda \quad \frac{r}{e_\lambda} = \bar{r}_\lambda$

[9] Este apéndice es un fragmento de los capítulos IV y V de la *referencia [10]*. Para más información se recomienda leer el texto completo.

O sea que $[\lambda] = \bar{a}_\lambda[A] + \bar{v}_\lambda[V] + \bar{r}_\lambda[R]$

Si escribimos las proporciones de los estímulos respecto a la suma de todos ellos:

$$a_\lambda = \frac{\bar{a}_\lambda}{\bar{a}_\lambda + \bar{v}_\lambda + \bar{r}_\lambda} \qquad v_\lambda = \frac{\bar{v}_\lambda}{\bar{a}_\lambda + \bar{v}_\lambda + \bar{r}_\lambda} \qquad r_\lambda = \frac{\bar{r}_\lambda}{\bar{a}_\lambda + \bar{v}_\lambda + \bar{r}_\lambda}$$

Es fácil ver que $a_\lambda + v_\lambda + r_\lambda = 1$, por lo tanto sólo dos coordenadas son independientes. Geométricamente esta ecuación representa un plano que corta al diedro positivo en (1,0,0); (0,1,0) y (0,0,1). De aquí es evidente que cualquier representación gráfica de los colores debe hacerse en dos dimensiones para que sea práctica.

Dado que las leyes anteriores son válidas para cualquier terna de estímulos de referencia, la Comisión Internacional de la Iluminación (CIE), con el doble objetivo de poder evaluar también la luminosidad de la muestra y evitar el manejo de cantidades negativas, recomendó la adopción de un nuevo espacio colorimétrico: el XYZ. Dado que los colores primarios deben estar referidos de modo que ningún color tenga componentes negativos y no existe ningún trío de colores en la naturaleza que cumplan esta condición, el sistema está basado en tres colores primarios ideales (que no tienen correspondencia con colores reales), obtenidos mediante una transformación matricial que diera por resultado que una de las curvas de los nuevos valores triestímulos fuera igual o similar a la variable de la sensación en fotometría en condiciones fotópicas y que todo el espacio en que tiene lugar la representación de los colores reales sea positivo.

La representación de los colores reales se realiza en un plano de dos dimensiones, que es la proyección oblicua del plano X+Y+Z=1, como puede verse en la *figura E.1*

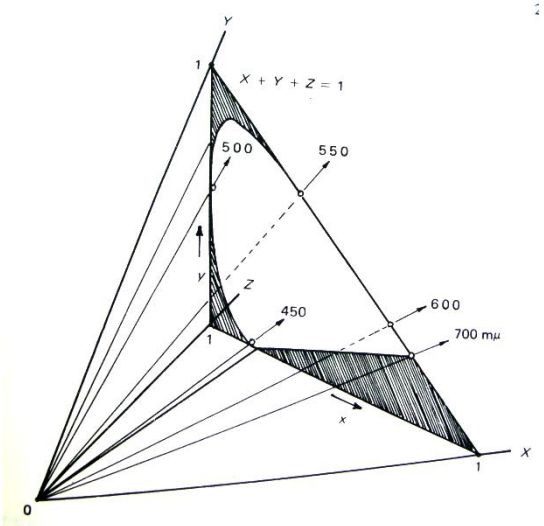


Figura E.1:Espacio triestímulo (X, Y, Z) en una proyección oblicua mostrando la ubicación del diagrama de cromaticidad (x,y) en el plano X+Y+Z=1.

En consecuencia son necesarias y suficientes dos coordenadas cromáticas para representar la cromaticidad de un color. La *figura E.2* muestra la curva de la CIE 1931. En ella puede verse que la curva está cerrada por una recta de púrpuras, que une los extremos del espectro visible. Dicha línea es el límite de la superficie en la cual los colores reales tienen representación en este sistema. A esta representación se la denomina diagrama cromático.

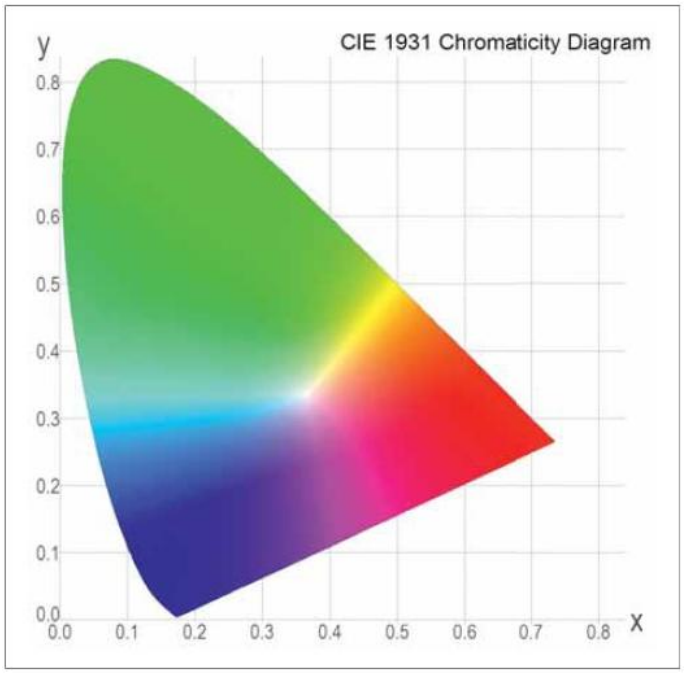


Figura E.2. Diagrama de cromaticidad CIE 1931

La curva que forma la periferia, o los márgenes del diagrama se denomina el lugar espectral, el cual corresponde a los colores espectrales en el espectro de luz visible y contiene los valores de la longitud de onda. Los colores situados en otras áreas no son espectrales. Por ejemplo, en el interior se encuentran colores no saturados: una mezcla de un color espectral y un color de la escala de grises.

Una desventaja del diagrama de cromaticidad es que las diferencias de cromaticidades no son uniformes, es decir, que intervalos iguales medidos a lo largo de los ejes x e y no representan visualmente las mismas diferencias de color. Esto se puede observar en la *figura E.3*, donde el lugar geométrico de los intervalos cromáticos iguales, en cualquier dirección, desde un punto determinado, toma la forma de una elipse, cuyo tamaño varía según su posición en el diagrama.

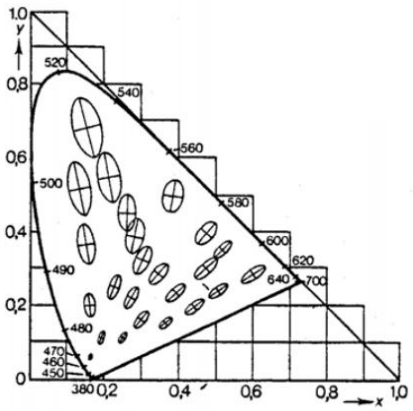


Figura E.3. Elpises de discriminación cromática en el diagrama de cromaticidad de la CIE.

REFERENCIAS

1. Hetch, Eugene "Óptica" Tercera edición. Ed. Pearson, Addison Wesley. 2003. Capítulo 6, Sección 6.4: "Sistemas GRIN" y Capítulo 11 "La óptica de Fourier".

2. Carlos Gómez-Reino, María V. Pérez and Carmen Bao. Capítulo 5: "Óptica guiada" in Gradient-Index Optics. Springer, 2002..

3. Ajoy Ghatak and K. Thyagarajan, "Graded Index Optical Waveguides: A Review" in "Progress In Optics", Volumen XVIII. Editor: Wolf, Emil. University of Rochester, NY, U.S.A.. North-Holland Publishing Company. 1980.

4. John E. Midwinter. "Optical Fibers For Transmission". Ed. Wiley-Interscience. U.S.A., 1979.

5. K. Iga, Y. Kokubun, M. Oikawa. "Fundamentals Of Microoptics. Distributed-Index, Microlens, and Stacked Planar Optics". Academic Press, Inc. 1984.

6. E. G. Rawson, D. R. Herriott, J. McKenna "Analysis Of Refractive Index Distributions In Cylindrical Graded-Index Glass Rods (Grin Rods) Used As Image Relays". Applied Optics, Vol. 9, n°3, 753-759. March 1970.

7. Teiji Uchida, Moatoaki Furukawa, Ichiro Kitano, Ken Koizumi and Hiroyoshi Matsumura "Optical Characteristics of a Light-Focusing Fiber Guide and Its Applications". IEEE Journal of Quantum Electronics, Vol. QE-6, n°10, 606-612. October 1970.

8. James D. Rees, "Non.Gaussian imaging properties of GRIN fiber lens arrays". Applied Optics, Vol. 21, n°6, 1009-1012. March 1982.

9. Pablo Artal and Antonio Girao, "Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye". Optics letters, Vol. 23, No. 21. November 1998.

10. Roberto Daniel Lozano "El color y su medición". Ed. Americalee. Primera Edición, 1978. Capítulos IV y V.

11. A. L. Mikaelian. "Self focusing media with variable index of refraction" in "Progress In Optics", Volumen XVII. Editor: Wolf, Emil. University of Rochester, NY, U.S.A.. North-Holland Publishing Company. 1980.

12. Max Born and Emil Wolf. "Principles of optics". Pergamon Press. Quinta edición, 1975.

13. Jurgen R. Meyer-Arendt. "Introduction to classical and modern optic". Ed. Prentice Hall, USA, 1972. Chap 4.2: Transfer Functions.

14. . Kazumi Murata, "Instruments for the measuring of optical transfer functions" in "Progress In Optics", volumen V. Editor: Wolf, Emil. University of Rochester, NY, U.S.A.. North-Holland Publishing Company. 1966.

15. Selles Sosa, Pérez Deniz, Navarro Navarro, Ruiz caballero, Jiménez Díaz, Brito Ojeda. "Artroscopía de rodilla". XVII Jornadas Canarias de traumatología y Cirugía ortopédica. Departamento Hospital Universitario Insular. U.L.P.G.C. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. 134-137, 2003.

16. "Handbook of optics". Michel Bass (Editor in Chief). Vol 1, Part 7: Vision (Chapter 25: Visual performance, Wilson S. Geisler and Martin S. Banks; Chapter 29: Psychopysical methods, Denis G. Pelli and Bart Farell). Ed. McGraw-Hill.

17. Todd H. Tomkinson, et al. "Rigid endoscopic relay systems: a comparative study". Applied Optics, Vol. 35, n°34, 6674-6683. December 1996.

18. Duncan T. Moore. "Gradient-index optics: a review". Applied Optics, Vol. 19, n°7, 1035-1038. April 1980.

19. George O. Reynolds, John B. DeVelis, George B. Parrent Jr. and Brian J. Thompson. "The New Pysical Optics Notebook: Tutorials in Fourier optics". Spie Optical Engineering Press. 1989, USA. 23 a 56.

20. Electro Optics Handbook by Burle Electron Tubes (1974)