



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLAN

**DISEÑO DE UN
DIOPTOMETRO ELECTRONICO.**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
PRESENTAN**

**GERARDO TOMAS ACEVEDO TRUJILLO
JUAN JOSE CARMONA MARTINEZ
JUAN PABLO VELAZQUEZ MORENO**

**ASESOR DE TESIS:
ING. SERGIO SALES REYES**

1 9 8 0



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

I N D I C E

CAPITULO I	INTRODUCCION.	
1.1	INTRODUCCION.	4
CAPITULO II	OPTICA .	7
2.1	REFLEXION	8
2.2	REFRACCION DE LA LUZ	10
	2.2.1 ANGULO LIMITE	15
	2.2.2 REFRACCION A TRAVES DE UN PRISMA	16
2.3	ESPEJOS ESFERICOS	17
2.4	LENTE DELGADAS	23
	2.4.1 FOCO PRINCIPAL DE UNA LENTE	25
	2.4.2 DISTANCIA FOCAL	25
	2.4.3 LOCALIZACION DE LAS IMAGENES FORMADAS POR UNA LENTE	25
	2.4.4 LENTE CILINDRICAS	31
	2.4.5 REFRACCION DE LENTE ESFERICAS	32
	2.4.6 REFRACCION DE LENTE CILINDRICAS	35
2.5	NOTACION DE LAS LENTE	38
2.6	DETECCION Y MEDIDA DE LAS LENTE	40
2.7	SISTEMAS OPTICAS	42
CAPITULO III	ERRORES DE REFRACCION	45
3.1	EL OJO EMETROPE	46
	3.1.1 ABERRACIONES DE LAS LENTE	46
3.2	ORIGEN DE LOS ERRORES DE REFRACCION	47
3.3	HIPERMETROPIA	48
	3.3.1 ETIOLOGIA	48
	3.3.2 CONDICION OPTICA	51
	3.3.3 LA ACOMODACION EN LA HIPERMETROPIA	52
	3.3.4 CORRECCION OPTICA	52
3.4	MIOPIA	53
	3.4.1 ETIOLOGIA	53
	3.4.2 CONDICION OPTICA	53
	3.4.3 CORRECCION OPTICA	54
3.5	ASTIGMATISMO	55
	3.5.1 ETIOLOGIA	55
	3.5.2 CONDICION OPTICA	55
	3.5.3 TIPOS DE ASTIGMATISMO	55
	3.5.4 CORRECCION OPTICA	56
CAPITULO IV	SISTEMA DE MEDICION	57
4.1	AGUDEZA VISUAL	58
4.2	CARTA DE SNELLEN	58
4.3	RUTINA DE LOS EXAMENES DE AGUDEZA VISUAL PARA LA VISION LEJANA	61
4.4	EXAMEN PARA LA VISION CERCANA	63
4.5	TEORIA DE LA RETINOSCOPIA	63
4.6	CONDICIONES OPTICAS	70
4.7	LA PRACTICA DE LA RETINOSCOPIA	73
4.8	RETINOSCOPIO DE BANDA	77

CAPITULO V	DISEÑO DEL CONTROLADOR	80
5.1	SELECCION DE METODO	81
5.2	ANALISIS DEL SISTEMA	83
5.3	TRANSDUCTOR	85
5.4	CONTROLADOR ELECTRONICO	88
5.4.1	CONTROLADOR GENERAL	90
5.4.2	CONDICIONES INICIALES	92
5.4.3	CHECAR ANGULO	92
5.4.4	PRUEBA LENTES	98
5.4.5	SEÑAL DE TERMINADO	104
5.4.6	GENERALES	104
CAPITULO VI	CONCLUSIONES	108
6.1	DISEÑO	109
	GLOSARIO	111
	BIBLIOGRAFIA	114

Capitulo I
Introduccion.

1.1 Introducción.

En México, a pesar de no ser un país con un alto índice de enfermedades visuales, la cantidad de oftalmólogos existentes es muy reducida, por lo que, el atenderse resulta además de difícil muy caro.

Esto tiene diversas causas, como podrían ser: el tiempo que - toma para prepararse un médico con esta especialidad de oftalmología, la basta experiencia que deben adquirir para poder obtener buenos resultados al realizar el exámen visual con los diferentes métodos existentes, etc.

Los aparatos, instrumental y el acondicionamiento de un consultorio de esta especialidad, resultan de un costo bastante elevado, siendo esta la causa de que su establecimiento sólo sea en las grandes ciudades, viendose imposibilitado el establecimiento de estos, en centros urbanos más pequeños y mucho menos, en pueblos chicos.

Una situación que agrava este problema es el creciente número de enfermedades visuales causadas por la alta contaminación atmosférica en las diferentes ciudades. El caso típico, la ciudad de México, en donde las infecciones, debidas a la contaminación del aire por los grandes centros fabriles, así como, la acumulación de grandes cantidades de basura, tienden a presentarse cada vez con más frecuencia.

Una consecuencia lógica de esto, es la saturación de trabajo para los oftalmólogos.

El realizar un exámen oftalmológico es complicado en sí, por la minuciosidad con que debe realizarse; si además, tomamos en cuenta que en ocasiones el paciente o el doctor no se encuentran predispuestos para realizarlo, los resultados obtenidos serán imprecisos. Esto hará, que el paciente tenga que volver a que se le haga el exámen para corregir este error acumulado por el doctor o el paciente.

Con los métodos actuales el paciente y el doctor, influyen sobre los resultados finales de los exámenes, dado que uno u otro, dependiendo del método que se utilice, determinan cuando el error de refracción ha sido corregido.

Esto nos dá la idea de que en ocasiones es necesario tomar dos o tres consultas, para que el error de refracción sea determinado exactamente.

En base a lo anterior se pretende en la presente tesis diseñar - un sistema electrónico, que ayude al oftalmólogo a obtener resultados-precisos y exactos, a la vez que reduzca el tiempo de duración del exámen.

Este sistema deberá ser de fácil manejo, además de muy sensible y totalmente autónomo, esto es, se piensa que los errores en la medición, utilizando los métodos actuales se deben principalmente al médico y al paciente, deberá de evitarse cualquier decisión de ellos - que influya en el resultado final del exámen.

Dadas las necesidades del sistema se hace necesaria la utilización de elementos eléctricos, mecánicos y electrónicos, como lo es :- la implementación del trasductor optoelectrónico; así como la utilización del arreglo de los fotodetectores, los cuales servirán para obtener las características ópticas del paciente; los motores de pasos los cuales serán utilizados para el cambio de posición de las lentes o la inclinación de parte del sistema, y en fin, para todas aquellas necesidades que surjan en la implementación del sistema.

Se pretende además que el resultado del exámen, que es la medida de la agudeza visual, sea proporcionada al doctor en forma digital, tanto en valor de dioptrías, como en ángulo de astigmatismo. - Ambos conceptos se estudiarán más adelante.

Para tener una idea de la secuencia a seguir durante la presente se dirá que:

En primer término se estudiará la anatomía del ojo, así como - las causas que provocan los errores de refracción.

También las diferentes formas de manifestación que tienen estas enfermedades. Posteriormente se verá las leyes físicas en las cuales se basa la oftalmología, así como, las formas de comportamiento de la luz con los diferentes tipos de lentes utilizados por los oftalmólogos. A continuación se analiza los métodos que se utilizan en los distintos tipos de exámen, se comentará sus ventajas y sus desventajas, para decidir si parte de ellos se presta a una implementación electrónica, para finalmente presentar una explicación del sistema electrónico y mecánico así como de las funciones que se desea que realice el sistema.

Capítulo II
Optica.

2.1 Reflexión.

Se llama ángulo de incidencia, al formado por el rayo incidente y la normal a la superficie en el punto de incidencia.

Angulo de reflexión es el que forman el rayo reflejado y la normal.

La ley en la que se basa la reflexión indica que : "El ángulo del rayo incidente va a ser igual al ángulo del rayo reflejado".

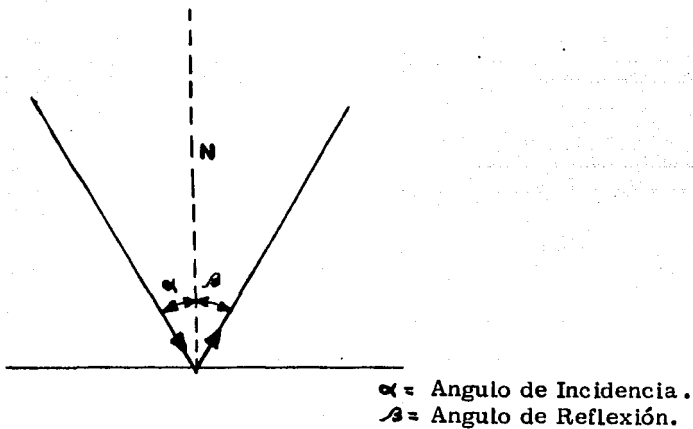
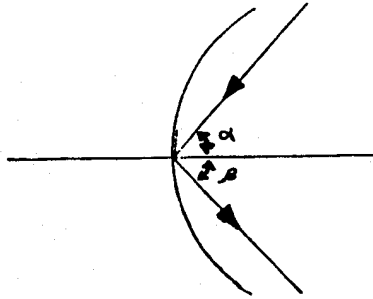


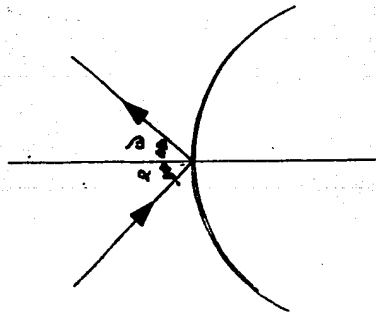
Fig. 2.1

La ley de reflexión se cumple tanto para superficies lisas como para superficies curvas.

Las siguientes figuras muestran los cambios que siguen los rayos luminosos.



Reflexión de la luz en una superficie cóncava.

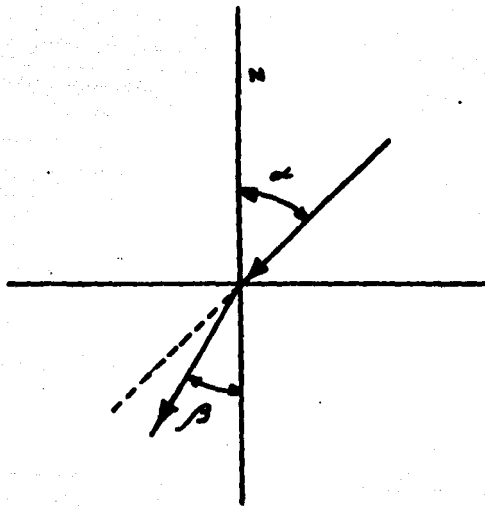


Reflexión de la luz en una superficie convexa.

Fig. 2.2

2.2 Refracción de la luz.

El cambio de dirección de luz cuando pasa de un medio a otro se llama refracción.



α = Angulo de Incidencia
 β = Angulo de Refracción

Fig. 2.3

Cuando la luz pasa de un medio (agua, vidrio) hacia otro (aire) se desvía alejándose de la normal.

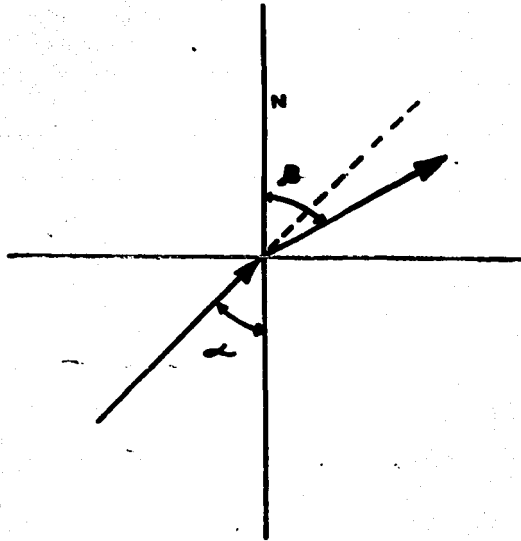


Fig. 2.4.

Cuando la luz pasa del aire hacia el agua o vidrio se desvía - acercándose a la normal.

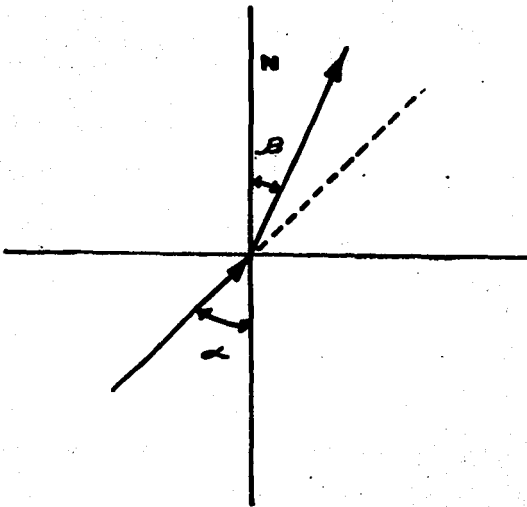


Fig. 2.5.

Índice de refracción es la relación que existe entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en algún medio cualquiera.

$$N = \frac{\text{Velocidad Luz en Vacío}}{\text{Velocidad Luz en Medio}} = \frac{V_a}{V_m}$$

Donde V_a es la velocidad de la luz en el aire, ya que la velocidad de la luz en el aire y en el vacío son aproximadamente iguales.

Un rayo de luz se desvía hacia la normal, cuando pasa de un medio de índice de refracción menor a otro índice mayor; se aleja de la normal cuando pasa de un medio de mayor índice a uno menor. El valor del ángulo de refracción depende tanto de la incidencia como del índice de refracción del medio.

La relación según la Ley de Snell nos dice:

$$\text{Índice de Refracción} = \frac{\text{Sen del ángulo en el aire}}{\text{Sen del ángulo en el medio}} = \frac{\text{Sen } a}{\text{Sen } m}$$

Cuando un rayo de luz atraviesa un vidrio de superficies paralelas, es ligeramente desplazado, esto es, si el rayo de luz incide sobre el vidrio bajo un ángulo de 70° , el índice de refracción del vidrio es de 1.52 (tablas) * por lo que el ángulo en el vidrio será de 38° también y el ángulo de refracción en el aire vuelve a ser 70° . El haz luminoso se desplaza lateralmente, este desplazamiento es muy pequeño, únicamente que el vidrio sea muy grueso se notará el fenómeno.

* Tomado del libro física fundamentos y fronteras de R. Stollberg, - F.F. Hill, Pag. 589, 3ª Reimpresión (Ver bibliografía).

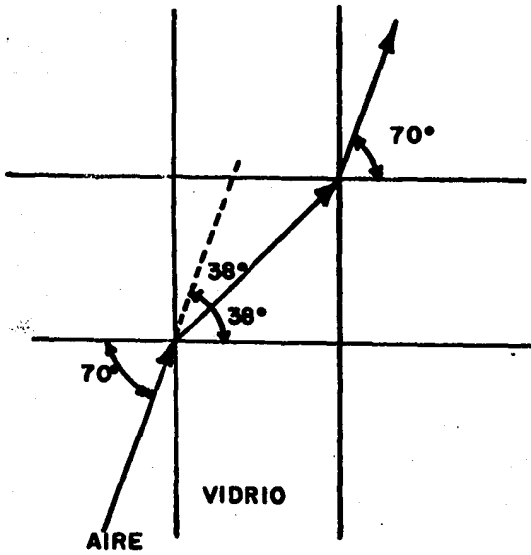


Fig. 2.6.

2.2.1 Angulo Límite.

Supongase que la luz pasa de un medio a otro en que su velocidad de propagación es mayor, por ejemplo del agua al aire.

El ángulo que forma el rayo incidente y la normal en el aire será siempre mayor que el formado por el rayo refractado y la normal en el agua. Se llama ángulo límite del agua, al ángulo de incidencia en el agua para el cual, el ángulo refractado en el aire es de 90° . — Cuando el ángulo de incidencia es superior al límite, la luz se refleja totalmente en la superficie de separación

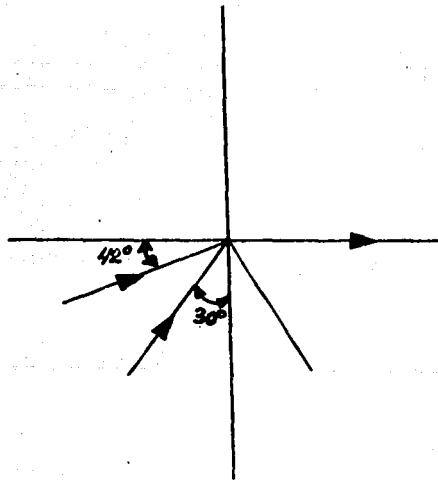


Fig. 2.7.

2.2.2. Refracción a través de un prisma.

Cuando la luz pasa a través de un objeto transparente, que tiene superficies no paralelas, emerge bajo un ángulo diferente con el que entró.

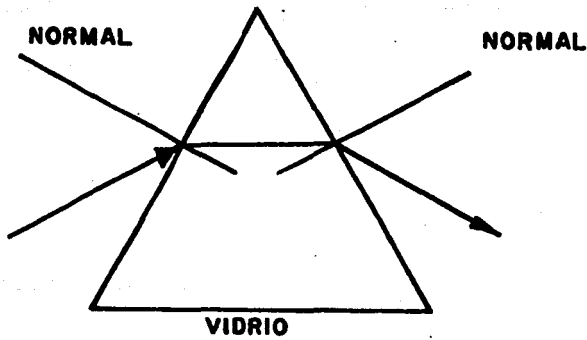


Fig. 2.8

El índice de refracción de la sustancia de un prisma triangular se puede determinar mediante la relación:

$$N = \frac{\text{Sen } \frac{1}{2} (A+D)}{\text{Sen } \frac{1}{2} A}$$

Siendo A = ángulo de prisma.
D = ángulo de mínima desviación.

2.3 Espejos Esféricos.

Los espejos esféricos tienen un punto en el cual todos los rayos que inciden paralelos convergen a él. Este punto se llama "Foco Principal."

Existen dos tipos de espejos:

Los espejos Cóncavos que producen una imagen real cuando el objeto se encuentra entre el infinito y el foco principal.

Los espejos Convexos los cuales producen una imagen virtual de menor tamaño que el objeto . (Figura 2.9).

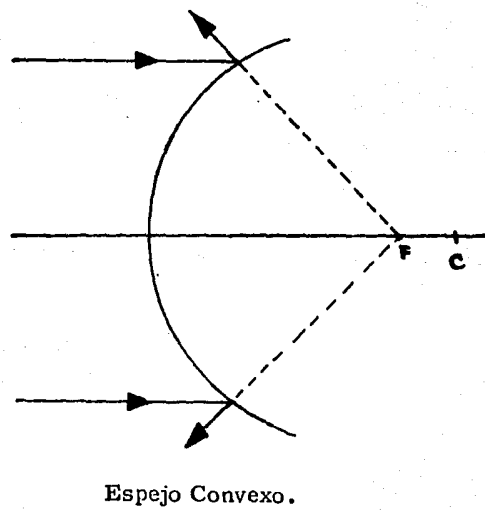
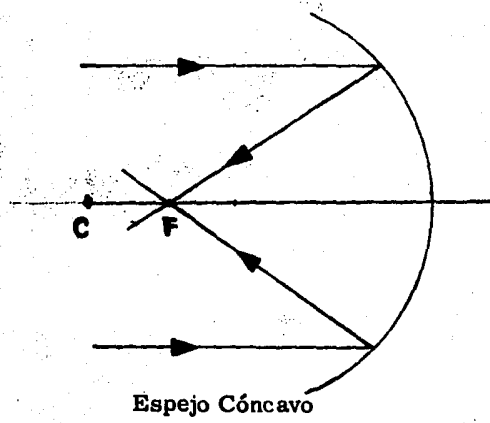


Fig.2.9.

En la figura 2.10, se observan unos puntos marcados con C -- éstos puntos son los centros de curvatura de los espejos.

El radio r del espejo se encuentra trazando una línea que parte del centro de curvatura hasta tocar la superficie, dicho radio es útil para la localización de la Distancia Focal. Se puede decir que la distancia focal en un espejo es la mitad del radio, es decir:

$$F = \frac{r}{2}$$

Esto no es exacto pero es muy aproximado si el tamaño del espejo es pequeño comparado con el radio.

Las imágenes formadas por los espejos esféricos pueden ser localizadas por medio de esquemas, siguiendo los pasos que se mencionan a continuación.

- a) Se escoge una escala para el dibujo.
- b) Se traza un eje y se dibuja la curvatura del espejo.
- c) Se sitúa el objeto, el cual se representa por una flecha.

d) Los rayos luminosos salen del objeto en todas direcciones - Desde la punta de la flecha se traza un rayo que es paralelo al eje, el cual se reflejará como si viniera del foco, un segundo rayo, es el que sigue de la dirección C puesto que éste rayo avanza a lo largo de un radio, será perpendicular al espejo y se reflejará hacia atrás - en sentido opuesto, un tercer rayo es el que sale en dirección de F, éste rayo se reflejará paralelo al eje. Los tres rayos deben cruzarse en el mismo punto.

Para entender los cuatro puntos anteriores para la localización de imágenes en un espejo veáse el siguiente ejemplo. (Fig. 2.10).

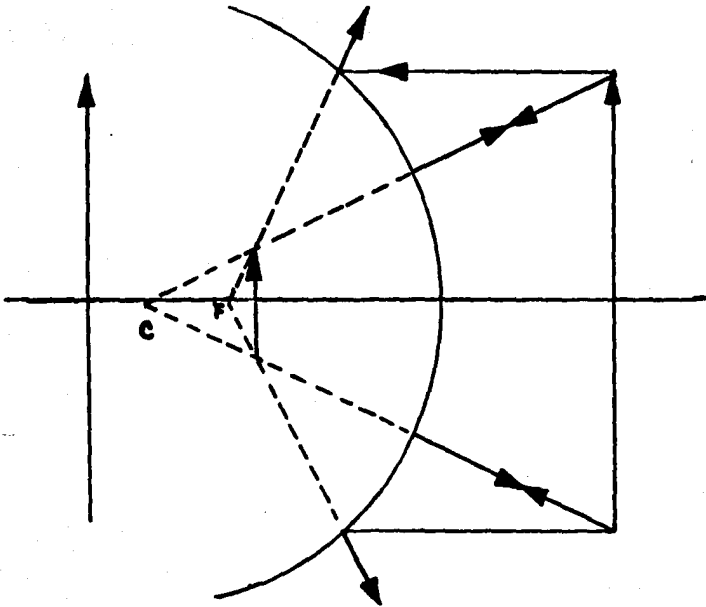


Fig. 2.10. La imagen formada por un espejo convexo es virtual, reducida y derecha.

Las imágenes formadas por espejos cóncavos pueden ser localizadas de la misma manera en que se obtuvo para espejos convexos.

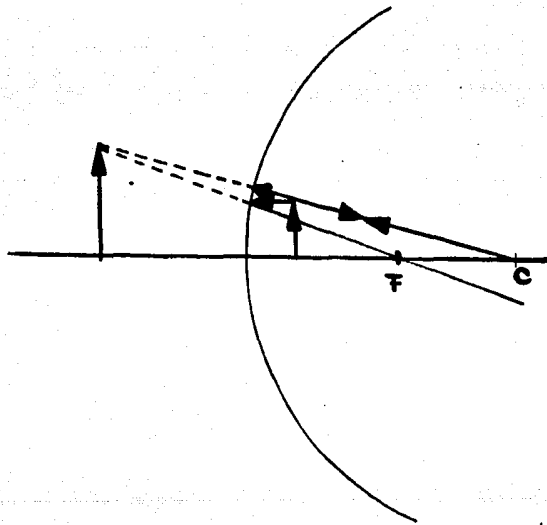


Fig. 2.11.

Imagen formada por un espejo cóncavo.

La localización de una imagen formada por un espejo está indicada por la siguiente ecuación.

$$\frac{1}{D_o} + \frac{1}{D_i} = \frac{1}{F}$$

Donde D_o es la distancia del objeto al espejo, D_i es la distancia de la imagen formada y F es la distancia focal.

Las reglas necesarias para el uso de la fórmula anterior son las siguientes:

a) Para espejos convexos F es negativa; para espejos cóncavos F es positiva.

b) D_o es positivo.

c) Si D_i es positiva, la imagen es real y está delante del espejo. - Si D_i es negativa la imagen es virtual y está detrás del espejo.

Si se traza con cuidado el esquema para localizar la imagen formada por un espejo se puede conocer si la imagen es mayor, menor o del mismo tamaño que el objeto. La relación entre el tamaño de la imagen y el tamaño del objeto se define como el aumento producido por un espejo.

$$\text{Aumento} = \frac{\text{Tamaño de la Imagen}}{\text{Tamaño del Objeto}} \quad A = \frac{T_i}{T_o}$$

2.4 Lentes Delgadas.

Una lente actúa como un grupo de prismas. Un prisma de vidrio desvía la luz hacia su base.

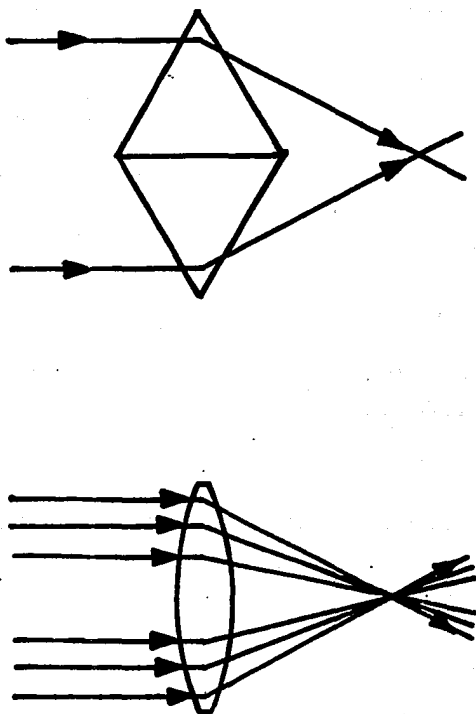
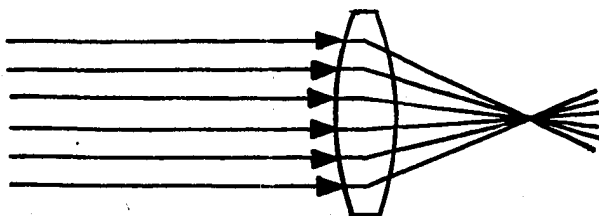


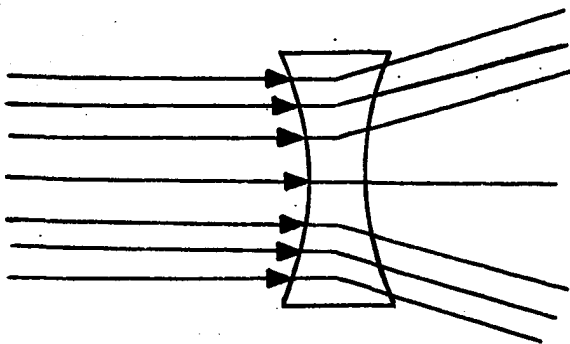
Fig. 2.12.

Una lente que es más gruesa en su parte media que en el borde, recibe el nombre de lente Convexa.

Una lente que es más delgada en el centro que en el borde, se le llama Cóncava.



Lente Convexa



Lente Cóncava.

Fig. 2.13.

Una lente convexa tiene la propiedad de acercar los rayos de luz, por lo que recibe también el nombre de lente convergente, mientras que, por lo contrario la lente cóncava los dispersa por lo que recibe el nombre de lente divergente.

2.4.1. Foco Principal de una Lente.

Es el punto donde convergen los rayos originalmente paralelos al eje, o el punto donde parece que divergen.

2.4.2. Distancia Focal.

Es la distancia del foco principal al centro de la lente.

2.4.3. Localización de las Imágenes formadas por una Lente.

Las imágenes formadas por las lentes convexas pueden localizarse con esquemas por medio de los siguientes procedimientos:

Se usan tres rayos:

a) El rayo paralelo al eje. Este se refracta en cada cara de la lente de modo que pasa después por el foco principal colocado a otro lado.

b) El rayo que atraviesa el centro de la lente. Este rayo no se desvía.

c) El rayo que pasa por el foco principal al lado próximo de la lente. Este rayo se refracta en ambas superficies de la lente y emerge paralelo al eje.

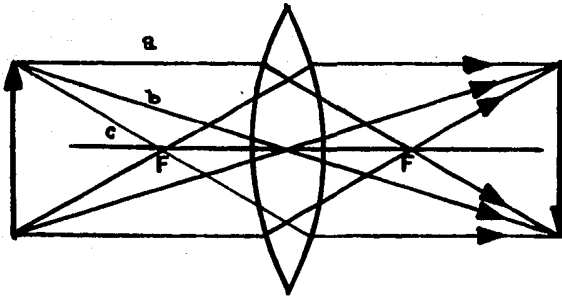
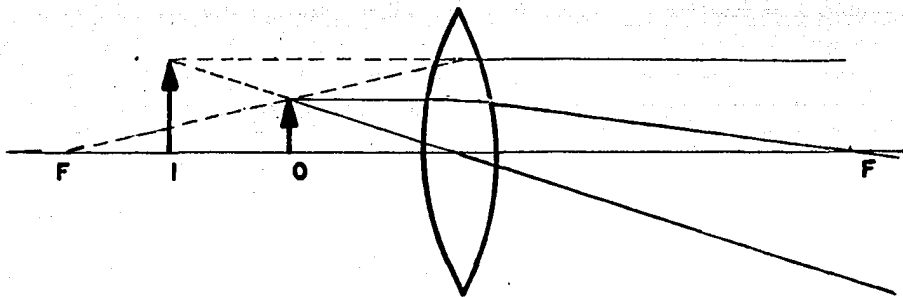


Fig. 2.14.

Los tres rayos que parten de la punta de la flecha localizan la punta de la imagen, y los tres rayos que salen de la cola de la flecha señalan la cola de la imagen.

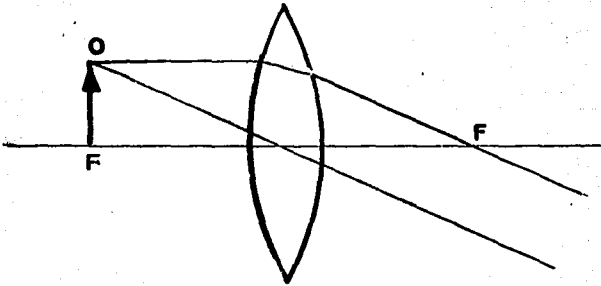
Una lente convexa forma unas veces una imagen real y otras - una imagen virtual. Unas veces, las imágenes obtenidas con una -- lente convexa resultan aumentadas, en otras disminuidas. Las dife-- rentes posibilidades se indican en los siguientes esquemas.



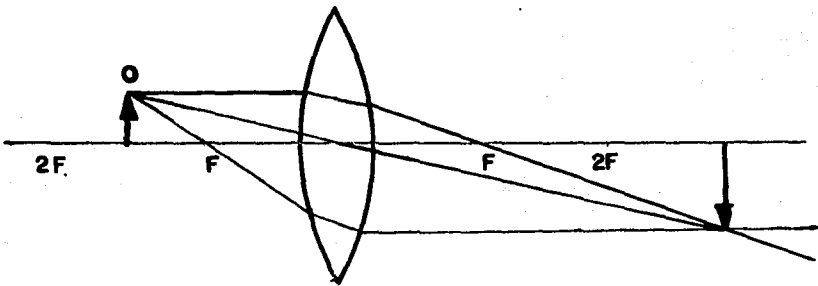
I = Imagen
O = Objeto
F = Foco

Fig. 2.15

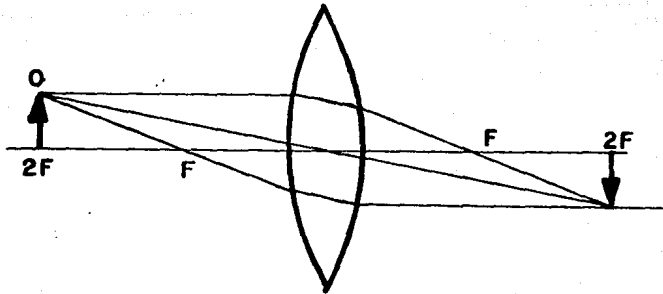
a) El objeto se encuentra entre la lente y el foco, la imagen es virtual, derecha y aumentada.



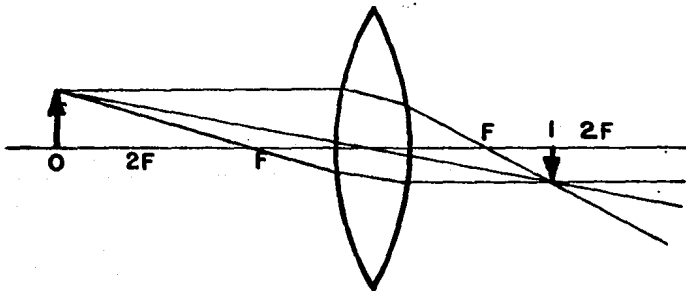
b) El objeto está en F , no hay imagen puesto que los rayos de luz salen paralelos.



c) El objeto está entre F y $2F$; la imagen es real, invertida, - aumentada.



d) El objeto está en $2F$; la imagen es real, invertida y del mismo tamaño que el objeto.



e) El objeto está más allá de $2F$; la imagen es real, invertida y menor que el objeto.

Quando se mira a través de una lente cóncava siempre se verá una versión disminuída de la escena que se encuentra del otro lado. - La imagen puede localizarse con un esquema semejante al usado para lentes convexas, excepto que, el rayo paralelo al eje diverge como si saliera del foco principal más cercano, y que el rayo que lleva la dirección del foco principal más alejado sale de la lente paralelo al eje. Una lente cóncava siempre forma una imagen virtual, derecha y reducida.

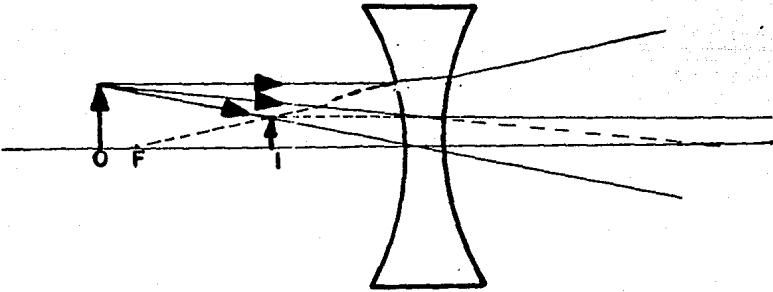


Fig. 2.16.

2.4.4. Lentes Cilíndricas.

Son piezas de vidrio cuya superficie es cilíndrica y se puede considerar que están formadas por la intersección de un cilindro sólido y un plano vertical en línea de los ejes xy como se observa en la figura siguiente:

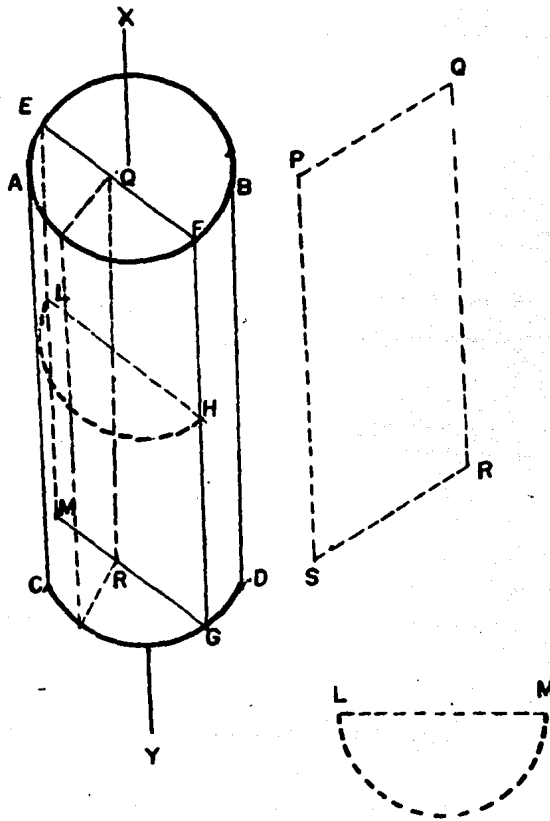
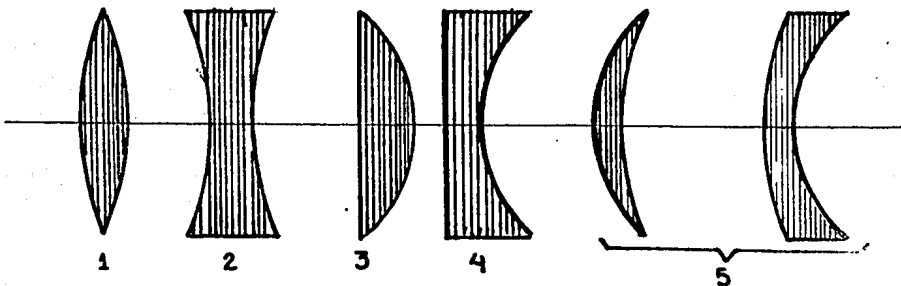


Fig. 2.17.

La curvatura se encontrará en el meridiano LM, donde actúa como una lente esférica y en el plano (PQRS) se comporta como una superficie de lados paralelos, este último meridiano recibe el nombre de eje de la lente. Los rayos que inciden perpendicularmente en la línea del eje no sufren desviación alguna en su dirección, los cilindros pueden ser considerados como una serie de prismas arreglados en filas superpuestas.

2.4.5. Refracción de lentes esféricas.

Las lentes esféricas tienen una o ambas de sus superficies curvas en forma de esferas. Los diferentes tipos de lentes esféricas se ilustran en la figura 2.18.



- 1.- Lente biconvexa, con ambos lados convexas
- 2.- Lente Bicóncava, con ambos lados cóncavos.
- 3.- Lente planoconvexa, con un lado plano y otro convexo.
- 4.- Lente plano cóncava, con una lado plano y otro cóncavo.
- 5.- Lente Menisco.

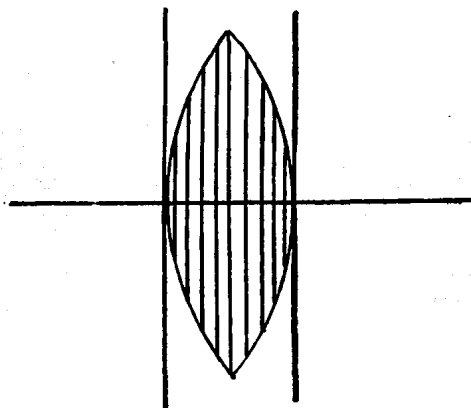
Fig. 2.18.

Para poder discutir la teoría de las lentes se tendrán en cuenta los siguientes postulados teóricos.

a) Se asumirá que los rayos de luz emergen de una fuente puntual de luz, la cual puede ser cambiada de lugar.

b) Las lentes que se analizan serán infinitamente delgadas y de bajo poder.

Empezaremos por discutir el caso de las lentes convexas. Se puede observar que cuando los rayos paralelos inciden sobre la lente, estos convergen. Existe un pequeño elemento en el centro de la lente, el cual puede ser considerado como si tuviera sus lados paralelos.



La parte central de la lente, la cual atravieza el eje principal, puede ser considerada como una superficie de lados paralelos. Por lo que el rayo de luz que atravieza esta superficie no sufre ninguna desviación.

Fig. 2.19.

El rayo de luz paralelo que pasa a través de esta pequeña superficie no se refracta, la línea que sigue éste rayo de luz recibe el nombre de eje principal de la lente

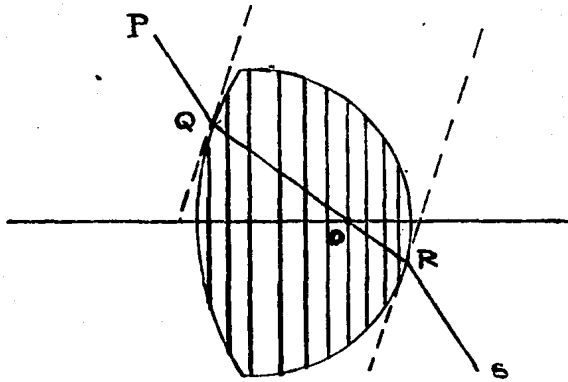


Fig. 2.20 Cualquier rayo (PQRS) que pase a través del centro óptico (O) puede considerarse que atraviesa una superficie — de lados paralelos. Por lo que PQ es paralelo a RS. QR es el eje secundario de la lente.

Ahora, si el rayo no incide sobre la lente en forma transversal, pero si oblicuamente, tendremos nuevamente un rayo central que no converge. Esto puede demostrarse fácilmente observando la figura — 2.20.

PQRS representa el rayo que incide sobre la lente si se trazan — tangentes paralelas a los puntos Q y R se observa que esta parte de la lente se puede considerar como una superficie de lados paralelos. Por tratarse de una lente infinitamente delgada se asume que el rayo incidente no sufre desviación alguna. Este rayo se dice

que pasa a través del eje secundario de la lente, y el punto donde se cruzan el eje principal y el eje secundario recibe el nombre de centro óptico del sistema de lentes. Todos los rayos que atraviesan éste punto no sufren desviación alguna en su dirección.

Es importante tener en cuenta el centro óptico que no corresponde todas las veces con el centro geométrico de la lente; esto es necesario pero no indispensable ya que el centro óptico puede encontrarse en cualquier punto de la lente. Lo anterior también es válido para lentes biconvexas y bicóncavas.

2.4.6. Refracción de lentes Cilíndricas.

La refracción a través de un cilindro convexo se puede observar en la Fig. 2.21.

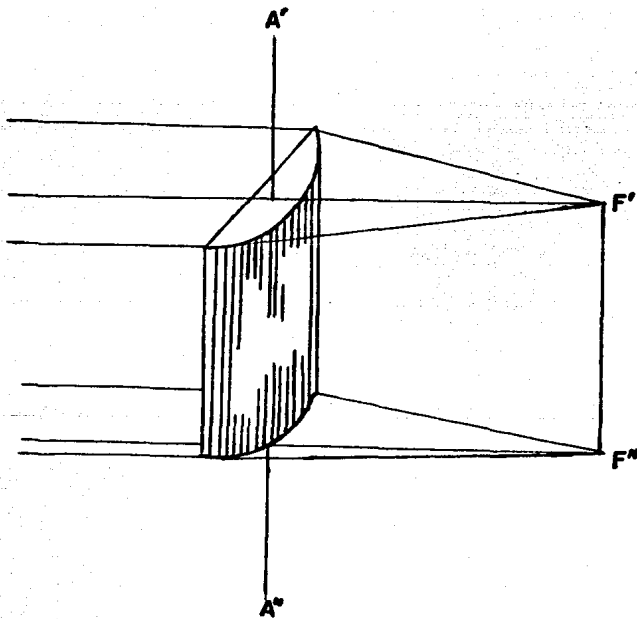


Fig.2.21. Acción de Cilindros Convexos.

Los rayos que incidan formando ángulos rectos con respecto al eje del cilindro son refractados de igual manera que si se tuviera una lente convexa esférica; una sección de estos rayos paralelos brota del foco principal F . Los rayos que inciden paralelos al plano del eje no sufren desviación alguna, ocurriendo ésto a través de toda la longitud del cilindro, así en lugar de un punto de convergencia la cual corre en la misma dirección del eje del cilindro. En los puntos en los cuales los rayos inciden son paralelos cada componente o segmento del cilindro se puede considerar como si tuviera su foco principal en algún punto de la línea $F'F''$ la cual está formada por la suma de cada uno de los puntos focales individuales en cada segmento, conociéndoseles como línea focal. En consecuencia, si un punto de luz es colocado frente al cilindro no se formará una imagen clara en la pantalla, obteniéndose solamente una línea brillante .

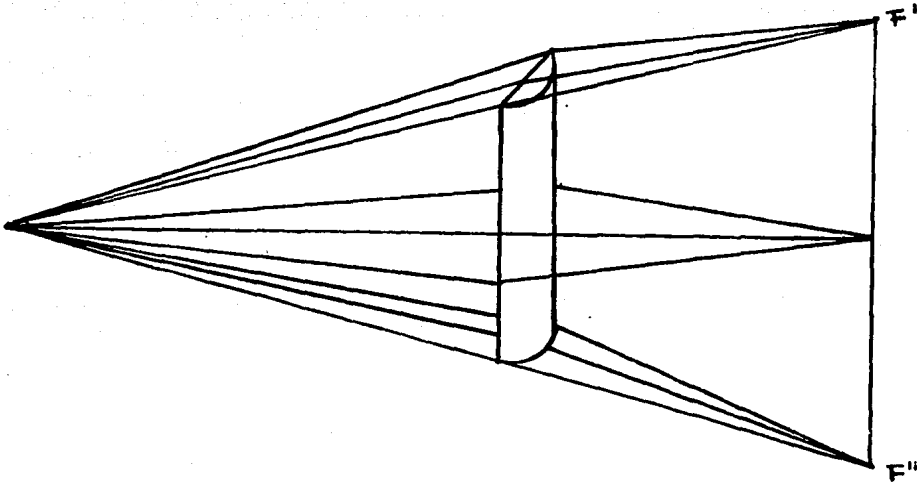
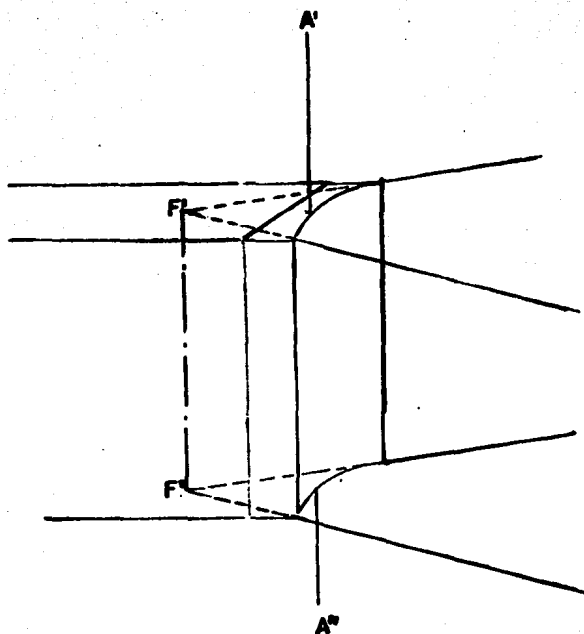


Fig. 2.22 - Refracción a través de un cilindro convexo.

Para el caso de cilindros cóncavos, los rayos que inciden perpendiculares al eje del cilindro divergen siguiendo los mismos principios que rigen a las lentes cóncavas.



Refracción de Luz a través de un cilindro cóncavo .
Los rayos de luz que inciden perpendicularmente el eje $A'A''$ del cilindro divergen, y aparece una línea focal virtual $F'F''$.

Fig. 2.23 .

2.5 Notación de las Lentes.

El poder de una lente depende del grado de que es capaz de refractar la luz. En el caso de las lentes esféricas se ha visto que -- cuando rayos paralelos inciden sobre una lente esférica, parece que brotara de un foco situado a la distancia focal de la lente. Esto se - toma como base para formar un estandar mediante el cual se puede - medir el poder de refracción de una lente.

La unidad tomada para este estandar es una distancia focal de - 1 m y a la lente cuya distancia focal es de 1 m se dice que tiene -- poder de refracción de 1 Dioptría (D). Es importante notar que len- tes con un gran poder de refracción tendrá una distancia focal cor- ta ; por ejemplo, una lente de 2 D tendrá una distancia focal de 0.5m mientras que una lente con 0.5 D tendrá una distancia focal de 2 m - El poder en Dioptrías es el recíproco de la distancia focal expresada en metros.

$$D = 1/m$$

Para poder diferenciar cuando un rayo de luz que incide a una - lente converge o diverge, se emplean los símbolos (+) y (-).

Una lente convexa que hace que los rayos de luz converjan a un foco colocado a un metro de distancia tendrá un poder de +1D. De - igual forma para una lente cóncava cuyo foco virtual se encuentra a - un metro de distancia, tendrá un poder de -1D.

Para el caso de las lentes cilíndricas los mismos principios -- son utilizados.

El efecto de un cilindro sobre un rayo que lo atraviesa depen- de únicamente de la posición con respecto a los ejes del cilindro con lo que dicho rayo incide y el poder en dioptrías del cilindro. La no- tación que se utiliza para indicar la dirección de los ejes en un cilin- dro, será la notación estandar (T.A.B.O.)* (Figura 2.24 y 2.25).

* Glosario.

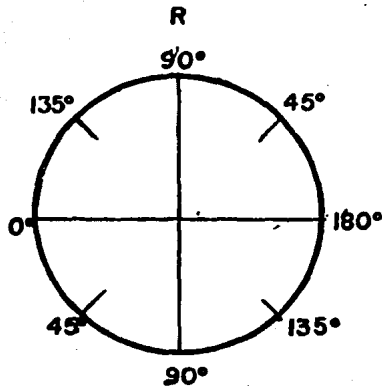


Fig. 2.24.

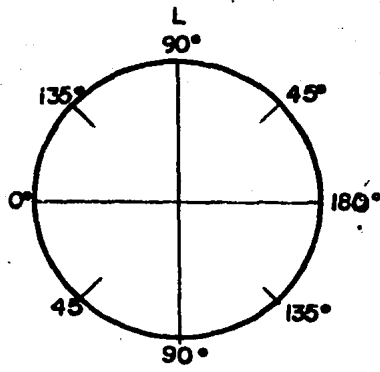


Fig. 2.25

2.6 Detección y Medida de las Lentes.

Primero se tratará el caso para las lentes esféricas: si se observa un objeto a través de una lente convexa colocada antes del ojo, cuando la lente se mueve un poco de lado a lado, se observará que la imagen se mueve en dirección opuesta. Esto es porque la lente forma una imagen invertida. En las lentes cóncavas la imagen es de recha y la imagen se mueve en la misma dirección que la lente. De acuerdo con el movimiento de la imagen del objeto se sabe la naturaleza de la lente que se esta tratando.

Ahora si se tiene una lente cuyo poder de refracción es conocido y otra lente desconocida, si se coloca una frente a la otra y se mueve la combinación, se nota que la imagen se desplaza por medio del proceso de prueba y error, en el momento en el cual la imagen no se desplace, se tendrá que el poder de la combinación será igual pero opuesto al de la lente desconocida.

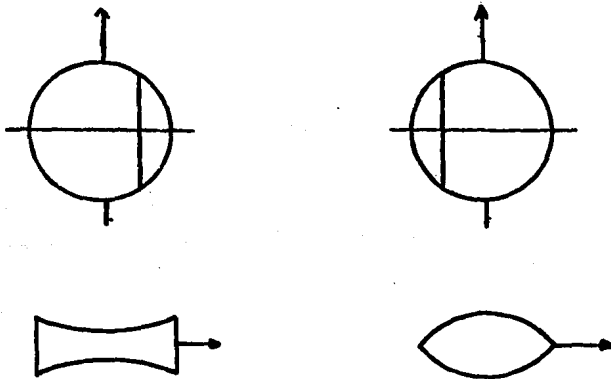


Fig. 2.26

De igual forma la combinación de esferas y cilindros es aditiva. Por ejemplo si tenemos una lente esférica de $+2D$ en el eje horizontal combinada con una cilíndrica de $-2D$, las dos curvaturas en el meridiano horizontal neutralizarán permaneciendo la curvatura de la lente esférica en el eje vertical, por lo que la combinación actuará como un cilindro de $+2D$ en el eje vertical.

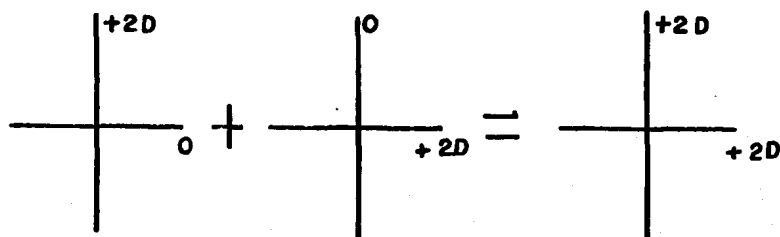


Fig. 2.27.

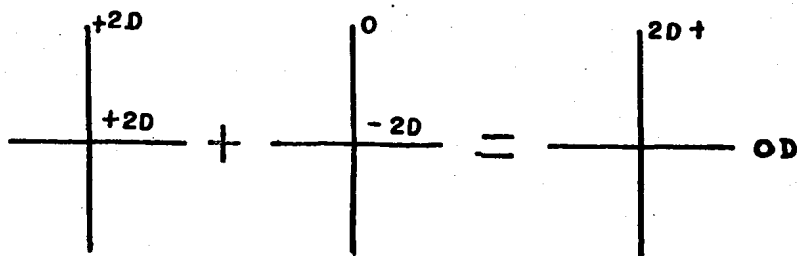


Fig. 2.28.

2.7 Sistemas Opticos.

Cuando se tiene una lente enfrente de otra el efecto de ambas lentes es aditivo. Esto es que en un sistema de lentes muy delgadas y centrados todos en un mismo sistema de ejes ópticos el poder total de refracción del sistema es igual a la suma algebraica total del poder de refracción de cada una de las lentes que forman el sistema.

Por ejemplo si se tiene una combinación de +2 D combinada con una de - 3 D el poder de refracción total del sistema será de - 1 D.

Para el caso de lentes cilíndricas, si los ejes de las lentes cilíndricas son paralelos entre sí, el poder total del sistema es la suma del poder de cada una de las lentes.

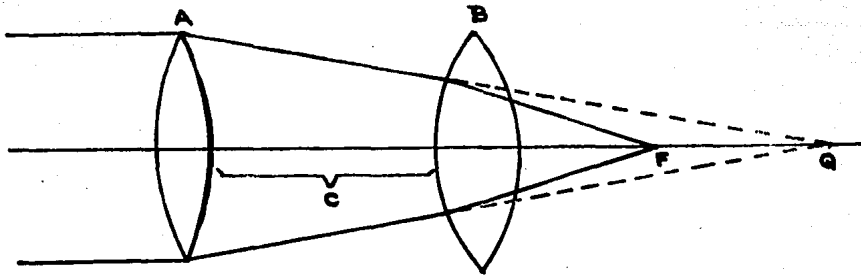
Si se tiene que los ejes de la lentes se encuentran a los mismos ángulos, se tendrán dos líneas focales perpendiculares entre sí, y todos los rayos de luz pasarán por ambas líneas focales encontrando el punto donde dichas líneas se intersectan.

Si los componentes de la lentes son de la misma fuerza la combinación de éstas actuará como lentes esférica de poder de refracción igual al de los cilindros.

Estas reglas son válidas cuando el sistema cuenta con lentes delgadas y la separación entre cada una de las lentes puede ser despreciada. Cuando esto no se cumple la construcción de la imagen formada por el primer elemento del sistema, es considerada como el objeto presentado al segundo elemento y así sucesivamente hasta el último elemento del sistema.

Esto es relativamente fácil cuando los elementos refractivos son pocos y las lentes están acomodadas en un mismo eje óptico — (sistema monocéntrico).

En las figuras 2-29 y 2-30 se ilustran dos sistemas uno con una lente convexa y otra con una lente cóncava.



Si el sistema consiste en dos lentes A y B separados por la C, la imagen después de la primera lente se formará en A; por la acción de B — los rayos convergen a F.

Fig. 2.29.

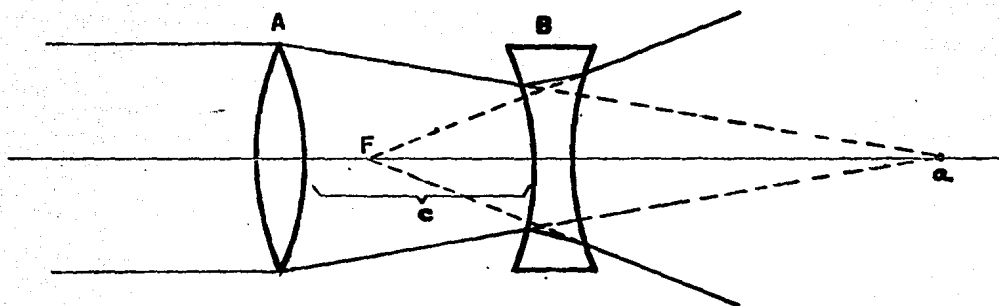


Fig. 2.30

Capítulo III

Errores de Refracción.

Antes de analizar los errores de refracción, se debe estudiar la condición del ojo normal o Emétrope, dado que los errores de refracción se dan en referencia a éste.

3.1 El Ojo Emétrope.

"Cuando no existen trastornos nerviosos, retinianos, ni opacidades de la córnea y cristalino o vítreo y suponiendo que el globo ocular de tamaño normal, el ojo no acomodado recibirá y enfocará rayos paralelos de luz provenientes de una fuente luminosa distante, produciendo una imagen bien definida en la retina" (+). A esta condición se le denominará "Emetropía" (*) (visión en la medida adecuada, Fig. 3.1), entendiéndose por acomodación al mecanismo por medio del cual el sistema óptico del ojo, enfoca los rayos de luz, provenientes de diferentes distancias en la retina.

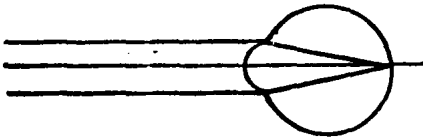


Fig. 3.1.

En otras palabras la condición del ojo emétrope es aquella en la que el foco de las imágenes se forma en la retina. En base a lo anterior todas aquellas condiciones en las que el foco de la imagen no se forma exactamente en la retina, podemos decir que están originadas en errores de refracción.

3.1.1 Aberraciones de las Lentes.

Algunos de los errores de refracción están originados en las aberraciones de las lentes, las cuales se clasifican de la siguiente manera:

a). - **Aberración Esférica:** Cuando un rayo de luz atraviesa una lente biconvexa los rayos más cercanos al eje son enfocados a una mayor distancia de la lente y cada círculo de rayos más distantes del eje es enfocado en áreas más distantes frente a los rayos más axiales. (Fig. 3.2). Esta aberración esférica, constituye una aberración longitudinal y se hace mayor a medida que la abertura de la lente es más grande. La aberración esférica tiene poca impor-

* Glosario.

+ Tomado del libro *Oftalmología General* de Daniel Baughan, Robert Cook y Taylor Asbury.

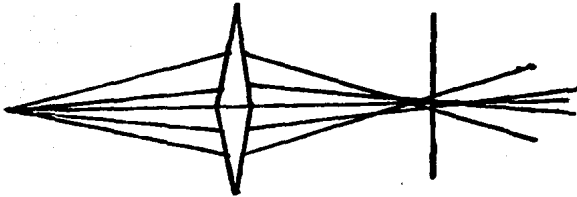


Fig. 3.2.

tancia, en relación con el ojo, debido a que el tamaño de la pupila restringe los rayos a los más axiales.

b).- **Aberración Cromática:** Esta es provocada por la descomposición de la luz blanca, en sus colores componentes como se aprecia en la figura 3.3. El rojo es el menos desviado y tiene la mayor distancia focal, mientras que el violeta es el más desviado y posee la menor distancia focal.



- 1.- Violeta
- 2.- Azul
- 3.- Verde
- 4.- Amarillo
- 5.- Anaranjado
- 6.- Rojo

Fig. 3.3

c).- **Curvatura de la Imagen:** Si un objeto plano colocado a una gran distancia, es enfocado a través de una lente, cuya longitud focal (*) es corta, la distancia de la imagen relativamente acortada — del centro de la lente, producirá una imagen curva en lugar de una plana. En el ojo esto se ve compensado por la curvatura de la retina.

d). - Distorsión: Un mayor aumento a medida que los rayos se aproximan a los bordes de una lente provocan una distorsión - periférica. Fig. 3.4.

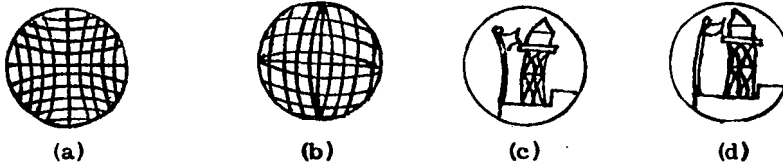


Fig. 3.4

(a) y (c) Distorsión en Corsé.

(b) y (d) Distorsión en Barrilé.

Si el aumento crece con la distancia, las partes exteriores, - del campo son aumentadas desproporcionadamente. Una cuadrícula toma entonces el aspecto que aparece en la figura (a). Este efecto se denomina Distorsión en Corsé. Si el aumento se hace menor cuando aumenta la distancia del eje, se obtiene el efecto contrario, denominado distorsión en Barrilé. (Fig. (b)).

3.2 Origen de los Errores de Refracción.

Se analiza a continuación las tres causas en las que pueden estar originados los errores de refracción, estas son:

a) Genéticas

b) Congénitas

c) Inducidas

a).- Genéticas:

Son errores heredados del padre o de la madre, es decir, éste tipo de errores de refracción es producto de la información recibida a través de los genes (*) de los padres hacia el individuo, se entiende además que ésta información genética no necesariamente ocasiona (en el caso del ojo) errores de refracción sino que en términos generales dá características específicas que pueden ser anormales o normales. Por ejemplo una persona con los globos oculares muy alargados y sobresalientes es un defecto heredado de los padres.

b).- Congénitas:

Errores desarrollados durante el crecimiento del feto. Esto es, en el complicado proceso de crecimiento que interviene en la formación del ojo, es factible un crecido número de defectos, de los cuales un elevado porcentaje son de errores de refracción.

Es menester aclarar que la diferencia entre lo genético y lo congénito radica en que lo congénito no se ve originado en la información proporcionada en los genes, sino de los factores externos que puedan influir en el feto durante el embarazo.

*** Glosario.**

c). - Inducidas.

Defectos desarrollados en el transcurso de la vida del individuo. Esto se considera desde el momento del nacimiento y son causados por agentes externos, tales como la presbicia, una pequeña quemadura, un traumatismo de córnea, un defecto ocasionado por una enfermedad viral o una infección corneal.

Existen tres tipos principales de errores de refracción.

- a). - Hipermetropía.
- b). - Miopía.
- c). - Astigmatismo.

Dada la importancia de estos errores los analizaremos a cada uno de ellos en forma independiente.

3.3 Hipermetropía.

Definimos a la hipermetropía como el error de refracción en el cual, los rayos paralelos de luz son traídos a un punto posterior a la retina, cuando el ojo no está acomodado, por lo que la imagen formada aquí en lugar de ser la de un punto será la de círculos difusos y consecuentemente borrosos.

3.3.1 Etiología.

En la mayoría de los casos la hipermetropía es axial, esto es, - el factor determinante aquí es un acortamiento del eje anteroposterior del ojo. En la niñez prácticamente todos los ojos son hipermetropes, del rango de 2.5 a 3.0 dioptrías (*), y como todos los procesos del cuerpo cambian, en la adolescencia se recorrerá el eje anteroposterior del ojo a la condición de emétrope. De ahí que la condición de Hipermetropía puede ser considerada como fisiológica(*) en los niños, con un desarrollo normal hacia la emetropía y en caso de un desarrollo imperfecto del ojo la Hipermetropía persistirá.

Comunmente la Hipermetropía provoca un error de unas 3 dioptrías por cada milímetro de acortamiento. El acortamiento del eje anteroposterior puede estar originado patológicamente (*), por ejemplo, en un tumor o inflamación en la parte posterior del ojo,

* Glosario

deformando el ojo a la condición mostrada en la figura 3.5 en la cual se aprecia un acortamiento del ojo. Otra condición para la aparición de la Hipermetropía es la de la córnea plana, en donde cada milímetro del radio de curvatura produce un error de aproximadamente - seis dioptrías.

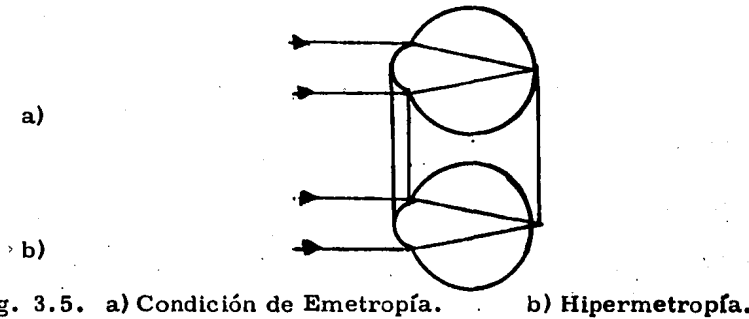


Fig. 3.5. a) Condición de Emetropía. b) Hipermetropía.

3.3.2 Condición Óptica.

Normalmente la Hipermetropía y Miopía son causadas por corrimiento del eje anteroposterior(*) del ojo, con lo cual se varía la curvatura de la fovea(*), como se aprecia en la figura 3.6, en la cual - los mismos rayos paralelos de luz provocan 3 condiciones diferentes a pesar de que el foco de éstos se forma en el mismo punto.

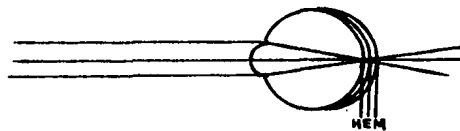


Fig 3.6. Hipermétrope, Emétrope, Miope.

En el caso de la Hipermetropía el acortamiento del eje anteroposterior del ojo, provoca que la imagen se forme después de la fovea en el caso de la Miopía el alargamiento del ojo origina que el foco de la imagen se forme antes de la fóvea.

* Glosario

3.3.3 La Acomodación en la Hipermetropía.

Se sabe que la contracción del músculo ciliar provoca una variación del cristalino, acto que se conoce como acomodación, con el cual se corrigen algunos de los errores de refracción, pues al variar ésta condición se logra un corrimiento de la distancia a la que se forma el foco de la imagen en la contracción fisiológica de éste músculo, consecuentemente gran parte de la Hipermetropía que normalmente puede ser corregida, se le conoce como Hipermetropía latente, por el contrario aquella que aparece en condiciones normales y que es incorregible, se le conoce como Hipermetropía total.

Como una regla de la Hipermetropía latente, se analiza el caso de un individuo, que trata de conseguir formar una imagen clara de su retina, el cual tiene un gran error de refracción que normalmente se contrarresta con la contracción del músculo ciliar. El puede corregir todo el error y por lo tanto ver bien, a éste último caso se le conoce como Hipermetropía facultativa.

3.3.4 Corrección Optica.

Como regla general, si el error es pequeño la visión puede ser considerada normal ya que el paciente puede compensar fácilmente estos errores por medio de la acomodación. En tal caso el tratamiento de la Hipermetropía es innecesario, pero si el error es mayor deberán prescribírsese lentes.

En los niños pequeños entre 6 ó 7 años la Hipermetropía es fisiológica y debe ser corregida sólo si el error es alto. Aquellos entre los 6 y 16 años especialmente cuando ellos están trabajando en la escuela deben de corregírseles los pequeños errores cuando aparecen síntomas de estrabismo (*) (bizcar) o síntomas definitivos que puedan causar errores de refracción.

Como se puede apreciar en la figura 3.5, b), en el caso de la Hipermetropía, el foco se forma después de la fovea. Esto es debido al bajo poder del cristalino, por lo que para corregir éste error el lente que se ha de usar es de tipo biconvexo (con los dos lados convexos). Fig. 3.7.

* Glosario.

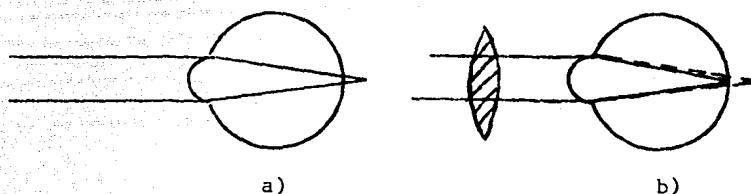


Fig. 3.7 a) Ojo Hipermetrope sin corrección de error de refracción.
b) Ojo Hipermetrope con error de refracción corregido.

3.4 Miopía.

Miopía es aquella condición en la cual los rayos paralelos de luz provienen del infinito, vienen al foco antes de la retina, cuando el ojo está en descanso; el ojo es relativamente más largo y la condición es opuesta a la Hipermetropía:

El término Miopía fue originado en la situación de vista corta que padecían las personas, muchas de ellas no podían ver claramente los objetos distantes.

3.4.1. Etiología.

En la mayoría de los casos, la miopía es axial, esto es, el eje anteroposterior se encuentra atrás de lo normal por lo que dicho diámetro es mayor. Normalmente ésta condición viene asociada con un incremento de la curva de la córnea y una o ambas superficies de las lentes.

Algunas de las veces es debido al alto poder del cristalino para traer las imágenes a foco a corta distancia. Generalmente la Miopía dada que es un incremento del diámetro anteroposterior del ojo, se ve originada en el tercero o cuarto año de vida, aunque en algunos de los casos es debido a una causa congénita.

3.4.2 Condición Óptica.

En la Miopía los rayos paralelos de luz vienen a foco delante de la retina, de ahí que la imagen formada en la retina son círculos difusos (Fig. 3.8). Esto muestra que los objetos distantes no pueden ser vistos claramente. El ojo Emétrepe por dicha razón puede enfocar al infinito mientras que la distancia a la que puede

enfocar el miope será finita y corta. La distancia equivalente por cada dioptría es la siguiente:

Si al punto al que está viendo se encuentra a un metro de distancia equivale a una dioptría de miopía, si está a dos metros equivale a 0.5 dioptrías y así sucesivamente.

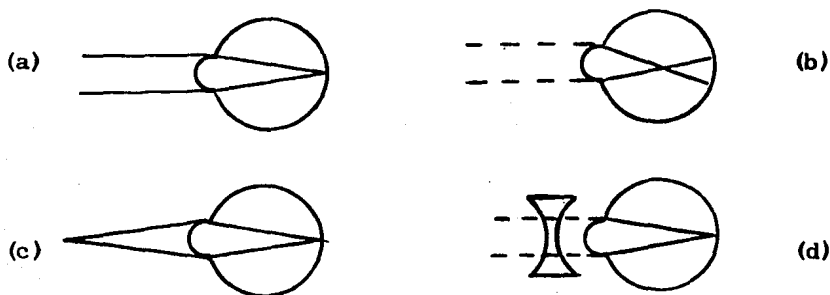


Fig. 3.8

- a) Ojo Emémetro con foco de imagen formado en la retina.
- b) Ojo Miope con foco de imagen formado antes de la retina.
- c) Ojo Miope con foco de imagen formado en la retina.
- d) Ojo Miope con foco de imagen formado en la retina debido a corrección con una lente bicóncava.

En las figuras a, b, d, los rayos de luz son paralelos y provenientes del infinito.

3.4.3. Corrección Óptica.

Los criterios a seguir para la corrección de la miopía son los siguientes: En el caso de un bajo grado de Miopía (abajo de -6 dioptrías) nunca deberán de ser corregidas completamente. Esto se hace debido a que si se dá la graduación correcta el paciente no se realizará y por tanto no tenderá a compensarse en forma natural ese error de refracción. En los adultos que por primera vez se les ha de prescribir lentes es común que el músculo ciliar no este acostumbrado a una acomodación eficiente, si este es el caso, las lentes prescritas deberá de ser de un bajo poder y sólo para leer. En personas con alto grado de Miopía con una edad de unos 20 años debe usar lentes para trabajos cercanos.

Como se vió anteriormente la Miopía es la formación del foco de la imagen antes de la retina por lo que para corregir este error se usa una lente bicóncava, para formar el foco de la imagen a una mayor distancia del cristalino.

3.5. Astigmatismo.

El astigmatismo es una visión distorsionada provocada por una variación en el poder de refracción a lo largo de sus diferentes meridianos en el ojo. El astigmatismo puede ser "regular" o "irregular". El astigmatismo "regular" puede ser del tipo, con la Regla o Contra la Regla.

3.5.1 Etiología.

El astigmatismo puede ser un error de curvatura del poder de refracción de una lente. Esta anomalía usualmente es congénita y éste error de pequeños grados es casi siempre invariable. El error más común es cuando la curvatura vertical es más grande que la horizontal (del rango de 0.25 dioptrías); este puede ser considerado como fisiológico, pero hay evidencia de que éste error tiende a incrementarse con el paso del tiempo. Un ejemplo extremo sería el de una córnea cóncava. -- Otra causa podría ser la de un traumatismo después de una operación. Finalmente el astigmatismo córneoal puede ser inducido por la presión de tumores.

3.5.2 Condición Optica.

La condición de astigmatismo ha sido descrita anteriormente como aquel error en el que el foco de todos los meridianos no se forma a la misma distancia de la retina.

3.5.3 Tipos de Astigmatismo

Anteriormente se mencionó que el astigmatismo puede ser regular o irregular y que el astigmatismo regular puede ser del tipo con la regla o contra la regla, y que la mayoría de los casos se debe a irregularidades en la forma de la córnea, pero que el cristalino también puede ser causa de éste (por ejemplo en la edad avanzada debido a alteraciones por cataratas).

En el astigmatismo regular los diferentes poderes de refracción en los diferentes meridianos se pueden reducir a dos meridianos principales, colocados uno en relación a otro en ángulo recto. En -

el astigmatismo del tipo con la regla, el meridiano vertical tiene la curvatura mayor. Habitualmente ese es el caso de la gente joven - y que normalmente está originado en la forma de la córnea. Con el correr de los años la córnea tiende a aplanarse de tal forma que pueden llegar a desaparecer pequeñas cantidades de astigmatismo del tipo con la regla o aún aparecer el caso contrario. El astigmatismo contra la regla, es en el que la curvatura mayor se encuentra en el meridiano horizontal.

El astigmatismo regular puede ser clasificado de la siguiente manera:

1) Astigmatismo Simple.

Es cuando uno de los focos se forma sobre la retina, mientras que otro de los focos se forma adelante o atrás de la retina. De ahí que mientras un meridiano es Emétrope el otro es Miope o Hipermetrópe, que son llamados respectivamente : Astigmatismo Simple - Miope y Astigmatismo Simple Hipermetrópe.

2) Astigmatismo Compuesto.

Cuando ninguno de los focos se forma sobre la retina, pero ambos se forman adelante o atrás de ésta, es conocido como astigmatismo Miope o Hipermetrópe compuesto.

3) Astigmatismo Mixto.

Este es el caso cuando alguno de los focos se forma adelante de la retina mientras que el otro detrás de ésta, de ahí que en una dirección el ojo es Hipermetrópe y en otra Miope.

El astigmatismo irregular suele deberse a las protusiones desiguales del queratocono, cicatrización corneal, irregularidades del cristalino y a la presión que ejercen pequeños tumores sobre la córnea.

3.5.4 Corrección Optica.

El error de refracción se trata con una lente cilíndrica cóncava o convexa orientada al meridiano apropiado (eje para restaurar el efecto esférico) con una lente de combinación que incorpore esferas cóncavas o convexas según el caso.

Capítulo IV
Sistema de Medición.

4.1 Agudeza Visual.

La determinación de la agudeza visual debe de ser parte de un examen rutinario, en todos los pacientes, debiendo ser capaz de dar respuestas objetivas y confiables.

La agudeza visual no está en función únicamente del aparato dióptrico del ojo, sino que también intervienen la retina, los nervios, y el sistema nervioso central.

Un método conveniente para diferenciar entre la disminución de la visión por un error de refracción y el ocasionado por una malformación orgánica, es el examen de "El hoyo del Alfiler" (Pin Hole Test).

Dicho examen, consta de un disco opaco con una pequeña perforación el cual es colocado frente al ojo del paciente. Un pequeño rayo de luz atravesará el disco, este rayo pasará a través del eje del sistema dióptrico del ojo sin sufrir desviación alguna. Se puede decir que si el ojo fuera más pequeño, la refracción sería casi eliminada, formándose una imagen clara. El paso a seguir es indicar al paciente que observe un objeto distante. Si la visión sufre un cambio, el sistema de refracción es el causante. Si esto no ocurre, existirá otra causa tal como opacidad en el medio refractivo, enfermedad en la retina o del sistema nervioso central, que será la causante del problema.

Dentro de éste examen, hay que tener presentes dos cosas:

1).- Su eficiencia depende de que solamente unos pocos rayos de luz atraviesen el orificio del disco opaco. En consecuencia la iluminación deberá ser buena.

2).- Se deberá tener cuidado de que el orificio quede situado en el centro de la pupila.

4.2. Carta de Snellen.

Uno de los exámenes más usuales para la determinación de la agudeza visual, es el de los Optotipos de Snellen; el cual consta de una serie de letras, las cuales van disminuyendo de tamaño tal como se observa en la figura 4.1.



Fig. 4.1. Optotipos de Snellen

Cada letra es de tal forma que puede ser encerrada en un cuadro cuyos lados son cinco veces más delgados que el ancho de las líneas de cada letra. Estos cuadros tienen en sus orillas un ángulo visual de un minuto cuando se encuentran a una distancia determinada. Cada letra completa guarda un ángulo de 5' a dicha distancia. La forma de determinar la agudeza visual, es observando dicho estandar. El ojo debe de ser capaz de distinguir los optotipos hasta el punto en el que se tenga — un minuto en el estandar.

La primera línea de optotipos, es construída en donde el ángulo — de 5' es formado a 60 m, la segunda a 36 m, la tercera a 24m, la cuarta a 18 m, la quinta a 12 m, la sexta a 9 m, y la séptima a 6 m.

A veces se tiene líneas adicionales que forman el mismo ángulo a 4 y 5 m (Fig. 4.2.) Estas letras podrán ser leídas por una persona con agudeza visual normal.



Fig. 4.2. Formación de los optotipos de Snellen.

Consecuentemente, si el paciente es colocado a una distancia conveniente (usualmente a 6 m), deberá ser capaz de leer fácilmente hasta la línea de letras cuyo ángulo de 5' teórico es el de 9 m, siendo diferente a la línea marcada con la distancia de 6 m. Si el paciente no puede exceder este límite, su visión estará por arriba de lo normal. En la práctica se sabe que el estandar es un poco más liberal, dado que la agudeza visual de la mayoría de las personas está por arriba de los 9 m, que es el límite.

Los resultados de éste examen, son expresados como una fracción donde el numerador indica la distancia a la cual se encuentra el paciente de los optotipos y el denominador, la línea de letras hasta las cuales es capaz de leer. De aquí que si su visión es normal, el paciente deberá leer los optotipos cuando él se encuentre a 6 m de distancia y su agudeza visual será 6/6. Si cuando el paciente está a esa distancia y únicamente es capaz de leer hasta la línea marcada en el estandar de 24 m, su agudeza visual será de 6/24. A su vez si el paciente puede alcanzar a leer más allá de la línea marcada con 4 m, su agudeza visual-

es de 6/4.

La siguiente tabla muestra las equivalencias de la notación de -- Snellen en metros, pies, sistema decimal, así como los porcentajes de eficiencia visual y porcentaje de pérdida.

Notación de Snellen		Notación	Angulo	%Eficiencia	%Pérdida
Pies	Metros	Decimal	Visual(1')	Visual	Visual
6/6	20/20	1.0	1.0	100.0	0.0
6/9	20/30	0.7	1.5	94.4	0.6
6/12	20/40	0.5	2.0	83.6	16.4
6/18	20/60	0.3	3.0	69.9	30.1
6/24	20/80	0.25	4.0	58.5	41.5
6/60	20/200	0.1	10.0	20.0	80.0

4.3 Rutina de los exámenes de Agudeza Visual para la Visión Lejana.

Los optotipos deberán colocarse a una distancia de 6 m ó 20 pies - siendo la distancia más corta de 5 m. La cartilla debe de estar perfectamente iluminada, ya que una iluminación deficiente tiene un efecto considerable en la determinación de la agudeza visual. Se recomienda para éste tipo de exámenes una iluminación de 80 a 100 bujías por pie.

La técnica a seguir es la siguiente :

Se coloca al paciente frente a la cartilla de optotipos a una distancia de 6 m , si normalmente usa anteojos, deberá quitárselos. Se cubrirá un ojo del paciente y se le pedirá que lea los optotipos hasta donde le sea posible, repitiéndose la misma operación para el otro ojo. Los resultados son apuntados como:

$V_d=6/6$

$V_i=6/6$

Si el paciente no puede leer las letras grandes, se le pide que se acerque hacia la cartilla y a cierta distancia el será capaz de ver los optotipos más grandes. Por ejemplo, si el paciente es capaz de ver la letra de mayor tamaño a 2 m , su visión será de $V=2/6$.

Este tipo de examen tiene el inconveniente, para el caso de que el paciente sea analfabeto o se trate de un niño pequeño, que no puede ser usado.

Uno de los exámenes utilizados para la determinación de la agudeza visual de personas analfabetas, es el examen de los anillos rotos de Landolt. (Fig. 4.3.)



Fig. 4.3

Los anillos son construídos en la misma forma que los optotipos de Snellen. La manera de llevar a cabo éste examen, es instruyendo al paciente a indicar por el movimiento de la mano cual punto de cada anillo - está roto.

Otra alternativa es el uso de la cartilla de la letra E, que consiste en una E, la cual es sostenida en varias posiciones ante el paciente (preferentemente a una distancia de 6 m.) Al paciente se le dará una E de ma dera y se le pedirá que la ponga en su mano, colocándola en la misma posición que la que ve.

4.4 Exámen para la Visión Cercana.

Cuando el exámen de la visión distante ha sido realizado, la agudeza visual para la lectura cercana es investigada.

Jaeger, en 1867, propuso un tipo de exámen, el cual consta de — optotipos de diferentes tamaños con un espaciamiento estandar, dándose los tamaños de las letras en puntos: 5 pt, 6 pt, 8 pt, 10 pt... hasta 48 pt.

Dichos optotipos se encuentran sobre una superficie mate, son pequeños pasajes literarios, que por medio de la lectura nos ayuda a la interpretación de la visión cercana. Los resultados de éste exámen son denotados por la letra N seguida por el número que indica el tamaño del optotipo que ve el paciente. El método a seguir en este exámen es el de dar al paciente la cartilla de optotipos, la cual se le pedirá que lea a una distancia de aproximadamente 30 cm.

4.5 Teoría de la Retinoscopía.

El principio de la retinoscopía se basa en un haz de luz que es enviado hacia el ojo, cuyos rayos entrarán en este. Estos serán refractados y llevados a un foco, el cual puede ser el real o el virtual. Con este procedimiento, se obtiene la iluminación de un área circular de la retina, siempre y cuando la fuente de luz sea de forma circular.

Se analizará gráficamente el comportamiento de un rayo de luz al entrar en el ojo. En la Fig. 4.4 supóngase un punto O' . La proyección de éste en la retina, será el punto X. Si ahora movemos el punto O' hacia O'' , la proyección de este en la retina, será el punto X' , pues pasará nuevamente por el punto N. Esta situación se da, gracias a los principios de refracción y reflexión, los cuales analizamos en el capítulo II. En este caso, la reflexión se dá en la retina, mientras que la refracción es debida al cristalino o en la distancia anteroposterior de la retina, lo cual provoca que cualquier rayo de luz sea traído a foco a diferentes distancias de la retina, que son las condiciones que se analizaron en el capítulo III (Miopía, Hipermetropía, Astigmatismo); esto es si el rayo de luz es paralelo y proviene del infinito, y la condición del ojo es Emélope, el foco de rayo de luz se formará en la retina, incidiendo en su centro, (Figura 4.5 C). De aquí se desprende que en las condiciones de miopía e hipermetropía, los rayos de luz no incidirán en el centro de la retina.

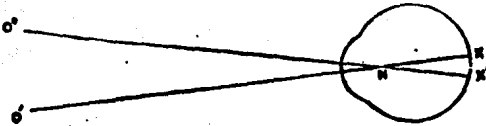


Fig. 4.4

Consecuentemente , si el objeto es movido en un sentido X , la imagen retinal se moverá en dirección opuesta. Se puede considerar a estos rayos de luz emergiendo del ojo. En éste caso, el área iluminada actúa como la fuente. En el ojo hipermetrope estos rayos serán divergentes y de ésta manera parecerá que vienen desde un foco imaginario situado - - atrás del ojo.

Si X , en la figura 4.6, es el área iluminada, la luz parecerá venir - hacia X ; de aquí que cuando el área iluminada se mueva hacia abajo el - círculo de luz parecerá moverse hacia abajo también. En éste orden la imagen deberá desplazarse descendentemente hacia X' .

Prosiguiendo con la figura anterior, el objeto deberá moverse ascendentemente de EE' hasta DD' . Obviamente bajo estas condiciones, - la imagen formada en la retina parecerá moverse en sentido opuesto al movimiento del objeto.

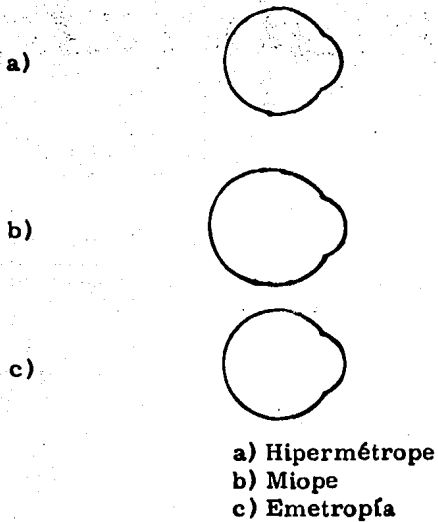


Fig. 4.5.

Esto ocasionará que el reflejo de luz proveniente de la retina, tenga diferentes ángulos de reflexión.

Condiciones similares a la de la miopía o hipermetropía se pueden dar en un ojo emétrepe con la sola variación del poder del cristalino o con la adición de otras lentes en el trayecto de la luz de la fuente a la retina. Esto provocará que un área luminosa sea formada en X.

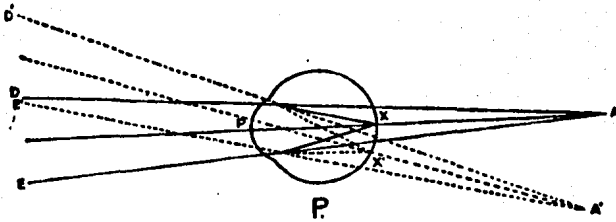


Fig. 4.6

Por otro lado, en un ojo altamente miope como el mostrado en la Fig. 4.7, el rayo de luz emergerá desde el área iluminada del ojo, convergerá y será llevado a foco en "A" enfrente del ojo. Si el área iluminada es movida descendentemente a X' , la imagen parecerá formarse en A' ; esto es, tendrá que moverse descendentemente en dirección opuesta. El movimiento es entonces, contrario al sucedido en el ojo hipermetrope.

Para producir este movimiento descendente se deduce, de la Fig. 4.5, que el objeto debe de haber sido movido ascendentemente y en consecuencia, debido a esta doble reversión, el objeto y la imagen parecerán moverse juntos.

Es evidente que debe haber un punto o momento cuando estos dos movimientos sean neutralizados. Como se ha visto, en la Figura 4.6, si la imagen parece estar formada atrás de la cabeza del paciente, esto es, si el punto más lejano está situado atrás del ojo, la imagen se mueve en dirección opuesta al obje-

to. Si ahora, el punto más lejano se encuentra situado entre el ojo del paciente y del observador, el objeto y la imagen parecen moverse juntos.

Ahora bien en un ojo emétrope, el punto más lejano está situado en el infinito, si el observador se encuentra en el infinito con un ojo hipermetrope la imagen parecerá moverse en dirección contraria, mientras que un ojo miope, la imagen parece moverse en la misma dirección.

En el caso de un ojo emétrope, los dos movimientos serán neutralizados y el "punto de cambio" aparecerá.

Es obvio que el observador no puede estar situado en el infinito, - pero cuando se escoge una distancia arbitraria para situar al observador, esta distancia toma el lugar de infinito para los presentes propósitos. Esto demuestra que el punto de cambio ocurre cuando el ojo del observador concuerda con el del paciente.

Si estos se encuentran separados por un distancia de 1 m el punto lejano del paciente estará a un metro y por lo tanto tendrá $-0.5 D$; si se encuentran a sólo .50 m de distancia, el paciente aparecerá a $-2 D$.

Una distancia conveniente, para esta prueba es la de 1 m, debido a que el paciente puede ser bien examinado ya que se aprecia claramente la pupila y el margen de error es relativamente pequeño.

Así en la figura 4,8, si la imagen es formada en cualquier punto entre el ojo del paciente y el del observador (A), la imagen y el objeto, se moverán juntos; si el foco se encuentra fuera de esta región, ya sea atrás del paciente o atrás del observador, el movimiento será en dirección contraria. Si suponemos que la distancia de pruebas es de un metro y si la miopía es mayor que $-1 D$, la imagen se encontrará dentro de la región A (Fig. 4.8), y se moverá con el objeto. Si la miopía es menor que $-1 D$, el foco será referido a la región C.

En la práctica de la Retinoscopia, el objeto usado es la imagen de una fuente de luz formada por un espejo y los movimientos del objeto son obtenidos por el movimiento del espejo. Si se usa un espejo cóncavo, la imagen formada por éste, termina enfrente del espejo, como se aprecia en la Fig. 4.9; cuando el espejo es inclinado hacia arriba, la imagen se mueve hacia arriba.

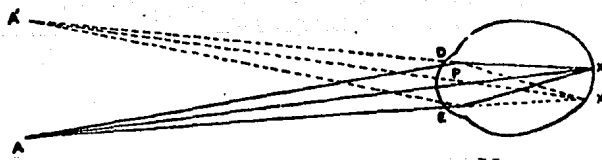


Fig. 4.7

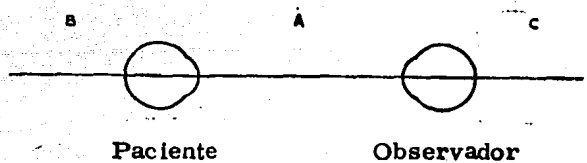


Fig. 4.8.

Cuando un espejo plano es usado, la imagen parecerá formarse -
 atrás de éste. Así, si la fuente de luz está representada por O en la -
 Fig. 4.10, la imagen se forma en O' . Si ahora, el espejo es inclinado
 hacia abajo desde la posición AB dentro de la posición $A'B'$, la ima-
 gen parecerá haberse movido hacia arriba y llegará al punto O'' .

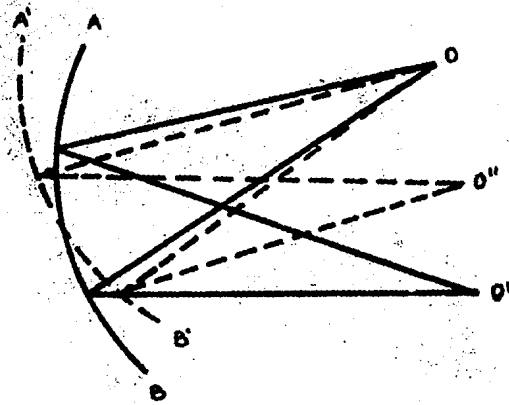


Fig. 4.9

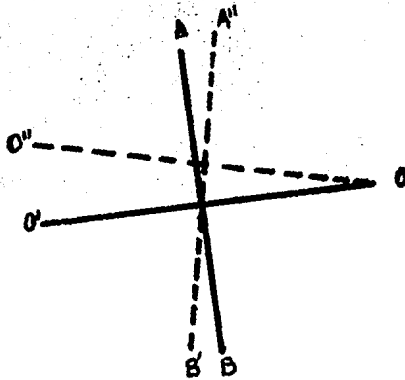


Fig. 4.10

Cuando un espejo plano es inclinado en cualquier dirección, la imagen se moverá en dirección opuesta; esto demuestra que cuando un espejo cóncavo es usado, el área iluminada se mueve en la misma dirección a la del espejo y cuando un espejo plano es usado, el movimiento es opuesto.

La pregunta, de que tipo de espejo debe usarse se hace necesaria, - pero el tipo de espejo sólo afecta a la dirección en que se moverá la fuente de luz proveniente. En la práctica se obtienen mejores resultados con un espejo plano.

Bajo estas condiciones, con un retinoscopio de espejo plano, cuando este es inclinado a la derecha, la fuente de luz inmediata, se moverá a la izquierda y el área iluminada de la retina, se moverá a la derecha. Así en un ojo emétrope, la imagen se moverá a la derecha; en el mlope mayor de 1 D, se moverá a la izquierda; en el ojo mlope de - 1 D, la pupila - aparecerá completamente iluminada o completamente oscura y en el miope (menor de 1 D), una sombra ténue se moverá a la derecha.

En la práctica, el área iluminada del fondo no puede ser vista dado que sólo los rayos emanantes de ésta área iluminada se pueden observar en la pupila; además, el área iluminada no es fácilmente observada hasta el límite con el área no iluminada. Con el movimiento esto aparece como un marcado contraste de avance o retroceso de luz y sombra.

Por lo tanto, cuando un espejo plano es usado, y la luz se mueve en la misma dirección del espejo, el ojo es hipermétrope, emétrope o miope de un grado menos de - 1 D; si la sombra no es vista totalmente, la pupila aparecerá uniformemente brillante u oscura con el movimiento del espejo y por lo tanto el ojo tiene - 1 D de miopía; si el movimiento ocurre en dirección contraria, la miopía es mayor de - 1 D.

Con un espejo cóncavo, se verá la situación contraria.

4.6 Condiciones Ópticas.

Las condiciones ópticas para una buena retinoscopia deben ser satisfactorias; el cuarto deberá ser lo más oscuro posible, lo más grande que se pueda, dado que la mayoría de los pacientes requieren de una distancia grande para poder relajarse y evitar así la acomodación. Cuando un paralizador del músculo ciliar no puede ser usado, resulta difícil refractar la región muscular, dado que los rayos de la luz no son suficientes, ya que - las contracciones pupilares y la visión, están obstruidas por los reflejos. Una posición excéntrica, deberá ser escogida, y el paciente instruido a fijar la vista en un punto que se encuentra después de la cabeza del operador. El operador se encontrará del lado opuesto al ojo que se está examinando.

Obviamente, entre menor sea la excentricidad de la posición del métrico con respecto al ojo examinado, será mejor, ya que entre más cerca,

se obtendrá una mejor medición.

La mejor forma de obtener esto, es teniendo dos pequeñas manchas de luz colocadas en forma opuesta en una pared a unos 6 m, de distancia sobre las cuales el paciente puede observar desde su asiento en la dirección apropiada, o alternativamente una luz exactamente opuesta que puede ser enviada por el médico y que fácilmente la puede dirigir de un lado a otro. La refracción puede efectuarse mediante el uso de la fuente de luz, la cual es enviada a el ojo del paciente mediante un espejo o haciendo uso de un retinoscopio, el cual posee dicho sistema óptico y que el médico sostiene en la mano.

En el primer caso la fuente de luz deberá ser pequeña, brillante y de un sólo haz, dejando pasar sólo un rayo paralelo de luz. Lo ideal es una luz puntal, la cual puede estar constituida mediante un foco eléctrico encerrado en una cavidad negra y opaca con un orificio de salida de 10 a 15 mm de diámetro y que puede ser ajustado para el diafragma del frís.

Un espejo plano deberá de ser usado, dado que proporciona resultados más exactos que los de un espejo cóncavo y la abertura central — deberá ser cuando máximo de 4 mm de diámetro. La ventaja con un espejo plano con un orificio de este tamaño, es que se encuentra balanceado por la presencia de un círculo oscuro ubicado en el centro de la reflexión correspondiendo al orificio, el cual reduce la iluminación del área pupilar, y crea una dificultad para la retinoscopia. Esta dificultad sobreviene por el uso de un espejo cóncavo muy pequeño, donde la longitud focal, es más grande que la distancia entre el médico y el paciente, la cual es mayor de 150 cm. Esto, como se verá más adelante muestra que el principio de la retinoscopia actúa como un espejo plano. Al mismo tiempo, los rayos son hechos para converger poco arriba de la pupila, incrementándose la iluminación de esa área y eliminando la sombra del orificio central.

Si este es atravesado, los rayos reflejados por esta mala superficie pueden ser formados en la orilla, pero esto puede ser evitado si las orillas del orificio son pintadas de negro y su diámetro es holgado.

El retinoscopio luminoso (Fig. 4.11), es una alternativa que posee las características de ser el sistema más fácil de manejar con la ventaja de que la intensidad y el tipo de rayo pueden ser controlados. El principio óptico, por supuesto, es idéntico, (Fig. 4.11). En este manuable instrumento, la fuerza de las lentes convergentes y un espejo a 45° limita la cantidad de luz en el paciente. Ambos tipos de espejos pueden ser provistos por el movimiento del foco y de las lentes, pa—

ra variar el ángulo con que salga la luz del espejo: así que en un extremo los rayos convergen a un punto cercano al instrumento (espejo cóncavo) y en el otro caso los rayos son paralelos (espejo plano).

Para la retinoscopia las lentes de prueba son colocadas en un soporte. Sobre este se colocan las diferentes lentes. El fin de éste soporte es el de poder intercambiar fácilmente las lentes hasta llegar al punto de cambio; en el cual está corregido el error de refracción, con lo que obtiene la graduación requerida. La otra forma para llegar al punto de cambio (*), es la de variar la distancia de las lentes condensadas del retinoscopio, con lo cual tal como se aprecia en la figura 4.12 se puede obtener un rayo convergente o divergente el cual obviamente corregirá el error de refracción.



Fig. 4.11.

*Glosario

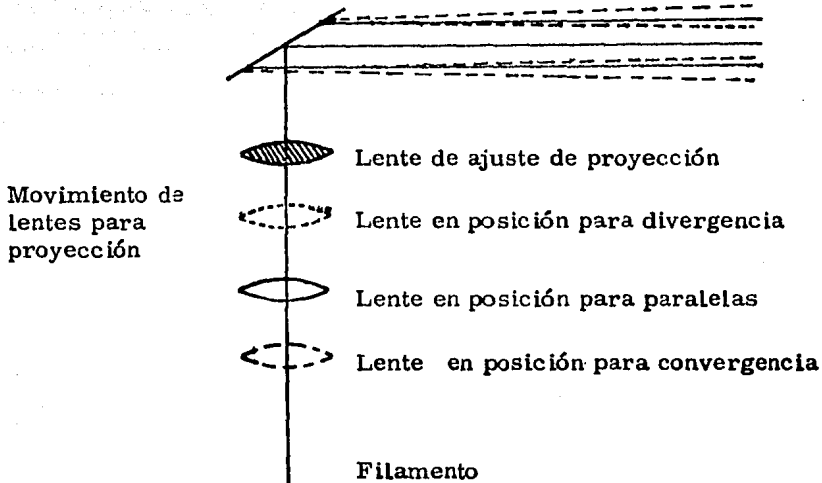


Fig. 4.12.

4.7 La Práctica de la Retinoscopía.

Para la realización del exámen mediante un retinoscópico, el paciente se sentará enfrente del doctor a una distancia de 1 m . Relajando su acomodación (*) y mirando a la distancia. Preferentemente se colocará una mancha de luz a la que deberá ver el paciente. El doctor ubicará el plano de visión del retinoscópico a la altura del ojo del paciente y enviará la luz a la retina de éste, el doctor moverá entonces la luz de un lado a otro y observará el reflejo en el ojo, su apariencia y movimiento, como se observa en la figura 4.13.



Fig. 4.13.

Si el paciente tiene $-1D$ de miopía, el área pupilar aparecerá completamente iluminada.

En grados menores de miopía e hipermetropía, el reflejo es tenue y tiene un límite recto, mientras que en los grandes errores la "Ametropía" (*), es acentuada, oscura y tiene un límite curioso y bien definido. Cuando el espejo es movido, se manifiesta más el error de refracción, esto se aprecia en la fig. 4.14.

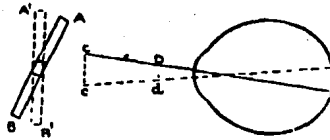


Fig. 4.14.

En la miopía la imagen es formada adelante del ojo en un punto distante, en una alta miopía el punto lejano se acerca. Cuando el espejo se inclina y tiene una miopía pequeña, el movimiento de la imagen será lento, mientras que en una alta será muy rápido. Similarmente en la hipermetropía donde la imagen es formada atrás del ojo, con un error grande, se acercará la imagen y en uno pequeño se tendrá la excursión de ésta. (Fig. 4.15.)

La dirección del área iluminada también es notada si el movimiento es en la misma dirección que el espejo, el paciente es más hipermetrope que $-1D$ y si el movimiento es en dirección opuesta, el paciente tendrá un error más alto de miopía que este.

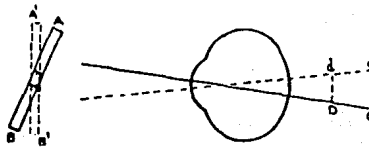


Fig. 4.15.

* Glosario

El meridiano horizontal es el primero en ser examinado después del vertical. Si los movimientos aparecen con el espejo, progresivamente deberán irse poniendo lentes más convexas durante la prueba - hasta que el reflejo pueda ser visto ; una vez obteniendo esto, se añaden lentes leves (0.25 D) y el reflejo deberá irse en contra. Esto denotará que el error ha sido corregido y obviamente, marca el punto de neutralización. En este punto sabemos, que la refracción en este meridiano ha sido exactamente neutralizado y el ojo ha sido traído a la condición miópica de - 1 D. Si entonces quitamos 1 D del valor de las lentes obteniendo para neutralizar a - 1 D obtenemos el valor refractivo en el meridiano que hemos examinado. Cuando esta condición continúa en todos los meridianos el error de refracción es esférico. Cuando el movimiento de la luz es diferente en los otros meridianos se deduce -- que el astigmatismo se encuentra presente, y por lo tanto, el error de refracción en el otro meridiano deberá ser corregido en forma independiente.

Cuando el eje del cilindro es vertical y horizontal, el área iluminada se moverá horizontal o vertical a lo largo de la pupila en la dirección correspondiente a la condición refractiva, así pues , en el astigmatismo mixto los movimientos serán en forma opuesta.

Cuando el eje del cilindro está oblicuo, entonces el límite del área iluminada aparece en forma oblicua. (Fig. 4.16.)

La oblicuidad del límite de esta área depende de la dirección del eje cilíndrico y es completamente independiente de la dirección en la cual se explica gráficamente en la figura 4.17.

Cuando estas condiciones de astigmatismo se presentan, el espejo se inclina conforme a los dos meridianos los cuales son perpendiculares al límite del área iluminada.

El meridiano más emetrópico , es corregido primero y el espejo es inclinado al ángulo correcto y el meridiano menos emétrepe será entonces corregido. Cuando el primer meridiano es exáctamente corregido la luminosidad de la pupila asume una forma de banda figura 4.18, - y la inclinación del espejo es paralelo a esta banda . Una sombra aparece viniendo de ambos lados de la pupila para encontrarse en el centro, - dejando las partes periféricas de la pupila iluminada.



Fig. 4.16.

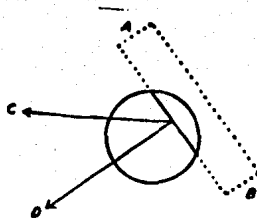


Fig. 4.17.

Esta apariencia corresponde a la exácta neutralización del meridiano correspondientes, el efecto se da debido a la conversión de - las imagenes retinales en forma de línea.

El error astigmático es calculado de la misma forma que el esférico, siendo cada meridiano estimado en forma independiente. Así por ejemplo si un meridiano resulta con $+4D$ y el otro con $+6D$, nosotros le quitamos $1D$ y obtenemos un error de $+3D$ en esféricas y $+2D$ en cilíndricas. Similarmente si los dos meridianos son corregidos con $+2D$ y $-2D$ respectivamente restándole una a cada una, obtenemos

+ 1 D y - 3 D combinando esto en forma esfero-cilíndrica, se obtiene un error de + 1 D en esférica y - 4 D en cilíndrica o - 3 D en esféricas y + 4 D en cilíndricas con los ejes al ángulo correcto. Si los ejes de los dos meridianos principales no se encuentran en ángulo recto pero se cruzan oblicuamente la refracción de los dos meridianos deberá ser obtenida en la forma usual.

4.8 Retinoscopio de Banda.

La fuente clásica de luz utilizada en el retinoscopio es circular dada por una banda cónica y una imagen circular con refracciones esféricas y una imagen alargada en el astigmatismo. Frecuentemente hay ventajas considerables en usar una imagen lineal. Dicho tipo de imagen puede ser obtenida de una fuente circular ordinaria, la cual es hecha para producir una imagen lineal por un espejo retinoscópico planocilíndrico o un retinoscopio de luz lineal, o aun más fácil mediante un sistema óptico adecuado al retinoscopio eléctrico. Con ese tipo de iluminación la refracción es hecha de la manera usual mediante una banda de luz que incide fuera de la pupila (Fig. 4.18).

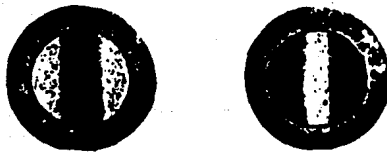


Fig. 4.18.

El primer meridiano es neutralizado en el punto en que la luz de afuera de la pupila con la de adentro cambian su movimiento relativo, o en la que se encuentra la pupila completamente oscura - Fig. 4.20.

Si todos los meridianos son neutralizados con esta sóla operación, el astigmatismo no se encuentra presente.

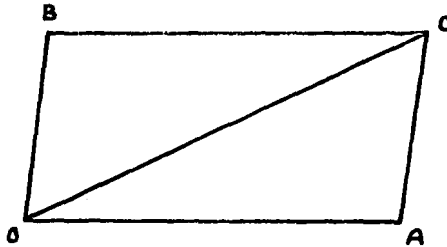


Fig. 4.19.

Si otro meridiano aparece nuevamente la situación anterior corresponde a un astigmatismo. Cuando el primer meridiano es neutralizado el haz de luz será girado a 90° . Si este pasa exactamente por el eje del astigmatismo, la forma del reflejo se moverá al paralelo de la banda de luz de afuera de la pupila y por supuesto, con o en contra de esta. Si esta no pasa exáctamente por el eje astigmático, la re-flexión viene a ser más pobremente definida y tiende a corregirse en el meridiano astigmático produciendo un rompimiento en la alineación del reflejo de la pupila y de la banda de afuera de esta tendiendo a desaparecer en la posición intermedia, entre el meridiano correcto y el no correcto. (Fig. 4.21). El meridiano astigmático es entonces corregido.



Fig. 4.20.



Fig. 4.21.

Capítulo V
Diseño del Controlador.

En este capítulo se verá el desarrollo del Dioptómetro Electrónico y los criterios que se siguieron para su diseño.

5.1 Selección de Método.

En el capítulo anterior, se vió como los errores en la medición de la agudeza visual, al realizar el oftalmólogo un exámen, son inducidos principalmente por el paciente y el doctor.

Los tres métodos que se estudiaron (Snellen, Jaeger y Retinoscopia), son teóricamente muy exáctos, sin embargo como ya se vió, influyen en el resultado final las apreciaciones hechas tanto por el paciente como por el médico. Por ejemplo, en la retinoscopia, el observar el movimiento del reflejo de la luz de la retina del paciente, puede presentar un alto grado de dificultad, lo cual puede inducir un error en la medición. En el exámen de Snellen o Jaeger, una deficiente iluminación ambiental, provocará que el paciente tenga una mayor dificultad en leer las respectivas cartas, lo cual inducirá errores en la medición.

Un problema muy común en estos exámenes es la acomodación que realiza el paciente al forzar su ojo, para tratar de fijar su vista ya sea en un punto de luz o en los optotipos. Este esfuerzo provocará que la medida de la agudeza visual se vea alterada. Este problema se encuentra principalmente durante la realización de los exámenes de Snellen y Jaeger y puede ser evitado mediante paralizadores del músculo ciliar, o mediante el deslumbramiento del ojo.

Para el caso del exámen retinoscópico, el error en la medición, se ve afectado por los errores que puede inducir el examinador, debidos a una mala observación de los reflejos de luz, o a un error de refracción propio del examinador. Sin embargo, los dos tipos de inductores de error mencionados anteriormente, pueden ser eliminados mediante la utilización de un sistema autónomo, el cual no induzca errores de apreciación como lo hace el médico, ni tampoco provoque la acomodación del paciente.

Haciendo un análisis del método de Snellen se puede ver que el principal inductor de errores en la determinación de la agudeza visual (además de una mala iluminación del cuarto, la cual fácilmente se puede controlar), es la acomodación que realiza el paciente al tratar de fijar

su vista en un optotipo. Esto indica, que el porcentaje de error al realizar la medición depende del paciente el cual se convierte en una variable muy difícil de controlar, para la realización de un examen, exacto y preciso. Este inconveniente origina que la idea de automatizar dicho método, sea descartada, ya que no se puede obtener un sistema confiable, mediante el uso de variables aleatorias y poco estables.

Dada la similitud del método de Snellen con el de Jaeger, se puede descartar este método bajo los mismos criterios antes mencionados.

En el caso del método de la retinoscopia, la acomodación no es un problema tan difícil de evitar, dado que el paciente no tiene que fijar su vista en unos optotipos de diferentes tamaños, que provoquen que force su ojo y por lo tanto acomode. Esto es debido a que en la retinoscopia únicamente se tiene que fijar la vista en algún punto distante (8 ó 10 m) y mantenerla así hasta que el examen sea completado. De aquí surgen los inconvenientes de que, si el examen se prolonga mucho tiempo, el paciente puede cansarse de la vista y acomodarse; el otro inconveniente, es que el paciente fije su vista en el haz de luz que le es enviado a la retina por el médico e induzca con ello un error en la medición. Estos dos inconvenientes, pueden ser eliminados mediante la automatización de este método, con la ayuda de un controlador electrónico (*), que realice la prueba en un tiempo mínimo y el cual use un haz de luz imperceptible por el ojo humano, como lo es el de los rayos infrarrojos los cuales, no afectan al ojo. Existe todavía un problema en el método de la retinoscopia, que es el de los errores que puede inducir el médico al hacer la medición. Sin embargo, dado que estos errores están originados en las observaciones hechas por el médico, pueden ser eliminados mediante el correcto diseño del transductor, el cual responderá exactamente a las condiciones ópticas presentes.

En este capítulo no se discutirán dichas condiciones, dado que ya fueron estudiadas en capítulos anteriores.

En base a todo lo anterior se concluye que el método a seguir más conveniente, para realizar el diseño del Dioptrómetro Electrónico es el de la retinoscopia, ya que es más factible y de variables más confiables. Así pues, se realizará en los párrafos siguientes, el diseño

*Nota: Se entiende por controlador electrónico, a toda la lógica de control del Dioptrómetro Electrónico.

del Dioptrómetro Electrónico, bajo los lineamientos enunciados anteriormente.

5.2 Análisis del Sistema.

Mediante el diagrama de Flujo de la figura 5.1, se explica la rutina que sigue el Dioptrómetro Electrónico, al realizar un examen.

En dicho diagrama se tiene una señal de entrada para el inicio de la rutina, originada en el bloque de inicialización y como señal de salida, la entrega de información (medida de la agudeza visual). Estas señales, junto con las señales de alto para condiciones especiales, como lo es cuando el eje del astigmatismo no puede ser determinado, o cuando el error de refracción es muy positivo o muy negativo, se constituyen en todas las señales externas del sistema y dado que únicamente existe una señal para operar el sistema (señal de inicio), la operación del mismo resulta ser muy fácil. La señal de inicio originará que el bloque de condiciones iniciales sea activado. Este bloque tiene los siguientes propósitos.

- a) Restablecer todos los mecanismos (motores) a su posición.
- b) Dar la señal para limpiar los contadores y dejarlos en su posición de inicio (cero).
- c) Mandar la señal de inicio al siguiente bloque.

El siguiente bloque, es el de la prueba de ángulo, y puede ser activado, mediante 3 señales diferentes una proveniente del bloque de "condiciones iniciales"; otra del bloque de "incrementa lentes", y otra del bloque de "incrementa ángulo". El objetivo de este bloque, es el de determinar el ángulo al que se encuentra el eje del astigmatismo. En caso de obtenerse en este bloque 180° por n de giro, sin determinar el valor del ángulo, el bloque de decisión colocado a la salida de éste, dará una señal que activará el bloque de incremento de lentes con que está siendo hecha la prueba y por lo tanto, facilitar la determinación del eje del astigmatismo. En caso de no poder determinar el eje del astigmatismo, que es cuando n es igual a 6, enviará la señal que indique esta condición. Una vez que este eje ha sido determinado, aparecerá la señal en el bloque de decisión que activa a el bloque de prueba lentes.

Se inicia ahora la "prueba de lentes". En este bloque se determina la medida del error de refracción, mediante el uso del principio de la retinoscopia, basado, como ya se vió anteriormente, en las diferentes condiciones que presenta el reflejo proveniente del ojo del paciente. En este bloque, se nos dá también información del tipo del error de refracción que posee el paciente, de acuerdo al tipo de lente que fue necesario usar para corregir dicho error; por lo que, en este bloque se determina si el error es del tipo miópico, o hipermetrópico.

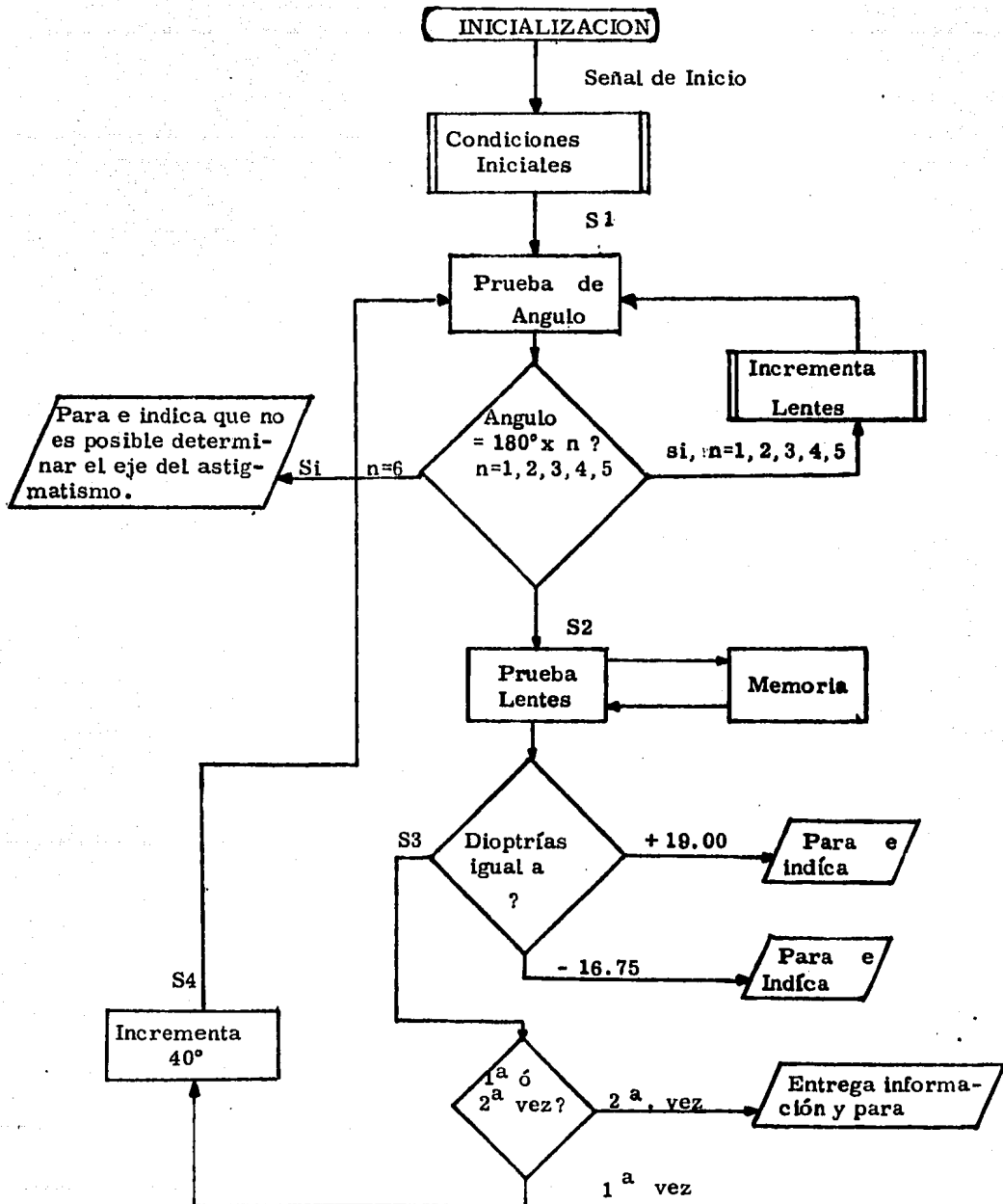


Fig. 5.1 DIAGRAMA DE FLUJO.

Durante la realización de la "Prueba de Lentes", en el primer eje -- del astigmatismo, existe la necesidad de mantener la información de la -- medida del error de refracción, almacenada en una memoria, hasta que -- se realice en su totalidad el exámen, para entregar la información com -- pleta al concluir el exámen. Esto es debido a la necesidad de utilizar el -- mismo bloque para la determinación del error de refracción en el segun -- do eje del astigmatismo. Esta es la razón del bloque de decisión que -- aparece en nuestro diagrama; si la decisión es la del primer eje de co -- rrección, (segunda vez), se obtiene la señal del Bloque de "Entrega de In -- formación". Como se puede apreciar en dicho diagrama de bloque (Fig. -- 5.1) antes de este bloque de decisión de primero o segundo eje, existe -- otro bloque de decisión, el cual se encarga de indicar, cuando el error -- de refracción es más positivo o más negativo, que la capacidad del dial -- de lentes usado en el Dióptmetro Electrónico. En la mayoría de los ca -- sos no es necesario llegar hasta esta graduación, ya que son pocos los pa -- cientes que requieren una graduación tan alta; pero si esto no es el caso, la señal que aparezca, será S3 y el proceso, sigue en forma normal. En caso contrario, aparece cualquiera de estas señales, y el sistema se detendrá.

Para el caso de encontrarnos en el bloque de "Incrementa Angulo" la señal que llega a este, provoca que el sistema de ángulo sufra un incre -- mento de 40° y de así la condición necesaria para el inicio de la prueba -- de lentes del segundo eje de corrección.

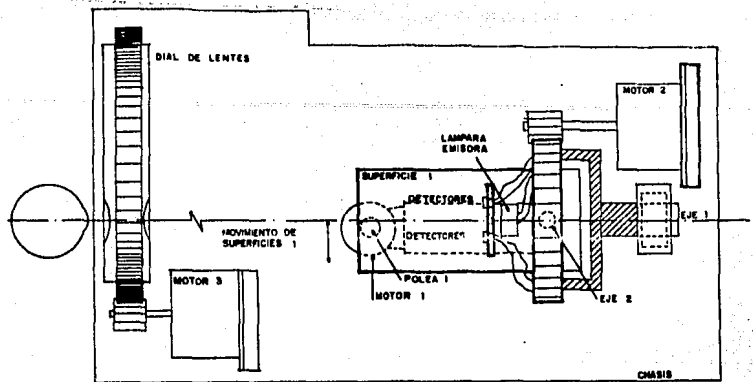
Una vez terminado por segunda ocasión el ciclo anterior, se obtendrá la señal que activa al Bloque de "Entrega de Información", que es la se -- ñal de terminación.

5.3 Transductor.

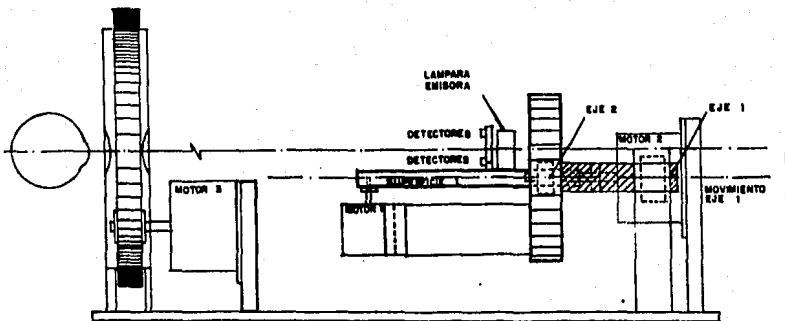
A continuación se dan los criterios que se siguieron para diseñar el -- transductor, así como la forma de operación del mismo.

La figura 5.2, muestra un dibujo del transductor. En el se puede -- apreciar la existencia de dos movimientos; uno de rotación (giro de ángu -- lo), y otro de desplazamiento lateral, perpendicular al eje dos (desplaza -- miento para el movimiento de la luz enviada al ojo).

El movimiento de rotación, es con el fin de determinar los ejes del -- astigmatismo. Esto se obtiene mediante una multiplicación lógica (concep -- to AND) de las señales que llegan (por parejas) a los detectores AA', ó -- BB'. Al estar multiplicadas estas dos señales, origina que sólo las se -- ñales cuando están presentes, envía la señal de que están en el ángulo co -- rrecto. Esto es debido, a que únicamente, cuando la superficie uno se en -- cuentra paralela al eje del astigmatismo, el reflejo de la banda de luz que se envía a la retina, sale paralelo a ésta. De aquí que mientras que el eje no sea correcto, el reflejo será oblicuo al haz de luz enviado (Fig. 5.3), in



5.2b



5.2c

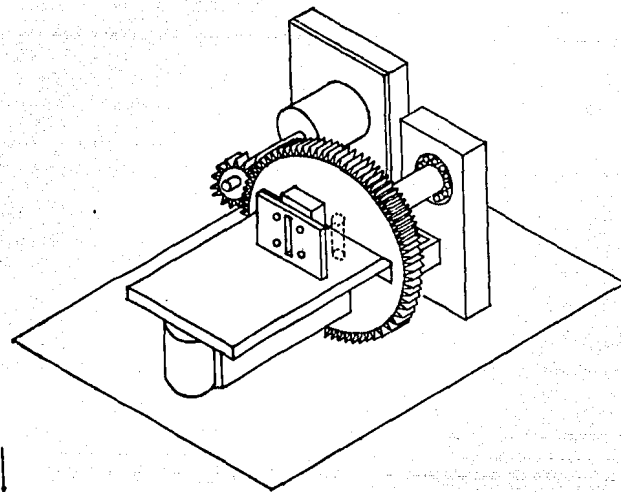


FIGURA 5.2e

dicando con ésto a la Lógica del controlador, que siga incrementando al ángulo hasta que éste coincida con el eje del astigmatismo. Este reflejo se logra ver, gracias a la activación del motor uno, el cual proporciona los movimientos del haz de luz. Es importante hacer notar que el Motor dos (Motor de Angulo), proporcionará giros de 10° en 34.5 ms y que se trata de un motor de pasos.

El movimiento del desplazamiento lateral, está originado, en la aplicación de una polea a la superficie uno (SUP 1), mediante un motor de corriente directa, el cual completa una vuelta en 80 ms (Motor 1). Esto es con el fin de provocar un movimiento de luz enviada al ojo del paciente, y por lo tanto poder apreciar si el reflejo proveniente de la retina se mueve en el mismo sentido que el de la luz enviada o en contra, para poder determinar así si la condición del ojo en ese eje, es miope, hipermetrope, o aún, emétrope.

El movimiento de esta superficie es únicamente, de la posición de alineada con respecto al eje que va de la lámpara emisora a través del orificio central y el centro del ojo del paciente, a uno de los lados de este eje (Fig. 5.2 b, transductor visto por arriba). El lado hacia el que se mueve está determinado en función de cual par de detectores (AA' ó BB') sean asignados como los detectores de la condición miope o hipermetrope; el transductor únicamente se mueve en su posición central hacia un lado y viceversa, debido a que, si el reflejo de la luz va en el mismo sentido que el de la luz que se envió a la retina se verá salir a éste por el mismo lado que ha sido enviado, lo que provoca que sólo el par de detectores de ese lado sean asignados, con lo cual se sabe la condición del ojo. Si por el contrario el reflejo de luz se ve salir por el lado contrario por el que fue enviado, los detectores que se encuentren de ese lado, son los que se activan y por lo tanto le indican al controlador, que la condición del ojo en ese eje es la contraria a la descrita en el caso anterior.

Este procedimiento permite por tanto, determinar si el paciente es miope o hipermetrope en el eje en que se encuentra el transductor.

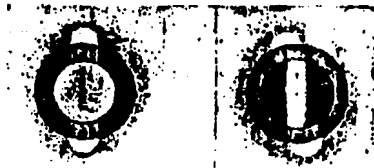


Fig. 5.3.

El otro punto importante que hay que hacer notar en la figura 5.2, es que el haz de luz que se envía a la retina, además de ser del tipo de rayos infrarrojos, es del tipo de una banda de luz, lo que provoca que el sistema sea semejante al del retinoscopio de banda.

Otro de los elementos que intervienen en el sistema del transductor, son las lentes, que irán siendo interpuestas en la trayectoria que se encuentra entre la fuente de luz y el ojo del paciente. Como ya se intuye, esto es con el fin de ir neutralizando el error de refracción, de acuerdo con el método de la retinoscopia. Esto se lo logra por medio del motor 3, el cual es un motor de pasos, que tiene la característica de poder girar en cualquier sentido; el sentido de rotación de dicho motor, dependerá del reflejo de luz sobre los detectores, para la neutralización del error de refracción por medio de lentes (positivas o negativas).

Cabe hacer notar que estas lentes, son únicamente del tipo esférico; ya que las del tipo cilíndrico, son eliminadas mediante el uso del detector de ángulo, basado en el principio del retinoscopio de banda.

Por otro lado al igual que la práctica de la retinoscopia, es necesario usar una lente fija, la cual simule que la fuente de luz, que en este caso proviene del transductor, se encuentre ubicada en el infinito. Se anotará únicamente, que, como es de esperarse, el valor de la lente, depende de la distancia real a la que se encuentre situado el transductor con respecto del dial de lentes y del ojo del paciente.

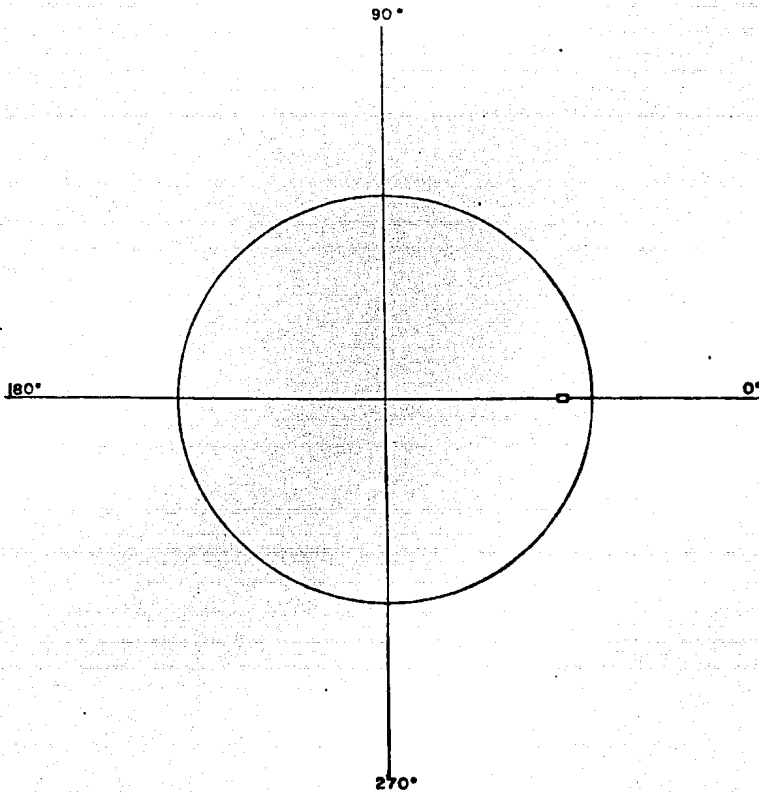
Así también existen en el transductor, dos codificadores, uno como el que se aprecia en la fig. 5.4, y que consisten en una lámina circular la cual tiene un sólo orificio. Dicho orificio, será colocado sobre el transductor, de tal forma que el orificio, quede paralelo a la superficie 1. El otro codificador, estará en el dial de lentes. La idea de este codificador, es la de hacer que exista sobre cada uno de los discos de lentes del dial, un orificio de tal forma que coincidan todos los hoyos, únicamente cuando a las lentes mostradas por el dial son iguales a ± 0 -dioptrías.

5.4 Controlador Electrónico.

En esta sección se dará una explicación de los elementos que intervienen en el controlador electrónico, dependiendo de la función que éstos tienen.

CODIFICADOR

89



NOTA: Solo tiene el orificio de 0°.
En el caso del codificador para lentes,
se pondrá dicho codificador sobre el
dial de lentes

FIGURA 5.4

5.4.1 Controlador General.

La función básica del controlador, es la de gobernar toda la lógica de control, mediante la sectorización por funciones. Esto es el Controlador General, se encarga de activar a cada una de las secciones que intervienen en la lógica de control del sistema, (diagrama 5.1), permitiendo la interacción adecuada y programada a las necesidades del Dióptmetro Electrónico, al efectuar un exámen.

Dadas las características de la rutina que sigue el sistema, se utiliza un contador ascendente, cuyo objetivo es el de registrar el número de funciones completadas por el controlador. En otras palabras cada vez que algún bloque, como puede ser "verificar ángulo", termina con su parte del exámen, envía una señal (en este caso S2), la cual es registrada por el contador, originando que la siguiente sección sea activada, (en este caso prueba lentes). Esta es la secuencia normal de operación.

El Controlador General, está encargado también de mandar la señal de limpieza y alto, función que se efectúa al activar el interruptor que tiene asignada dicha función.

En la forma normal de Operación, debe ser activado primeramente este interruptor, y después el de inicio, por otro lado, si es necesario detener al Dióptmetro Electrónico, mientras se está realizando el exámen, debe de activarse únicamente al interruptor marcado como alto y limpieza. Al activar este interruptor se pone al Controlador General, en condiciones para empezar el exámen.

A continuación se enuncian las funciones de cada una de las señales del Controlador General.

- a) GA, es la señal que activa al bloque de condiciones iniciales,
- b) GB y GE, activa a GI cuando es la prueba del primer y segundo eje de astigmatismo, respectivamente. Esta señal, también activa al bloque de "prueba lentes" si es necesario, como lo es el caso cuando el motor de ángulos ha provocado un giro de 180° en el transductor y el ángulo no ha podido ser determinado.
- c) GC, GF, GJ, son señales que activan al bloque de prueba lentes, siempre que sea requerido, y con el orden adecuado.
- d) GD, es la señal que hace que los resultados obtenidos en el exámen, aparezcan en los mostradores de resultados (displays).

CONTROLADOR GENERAL

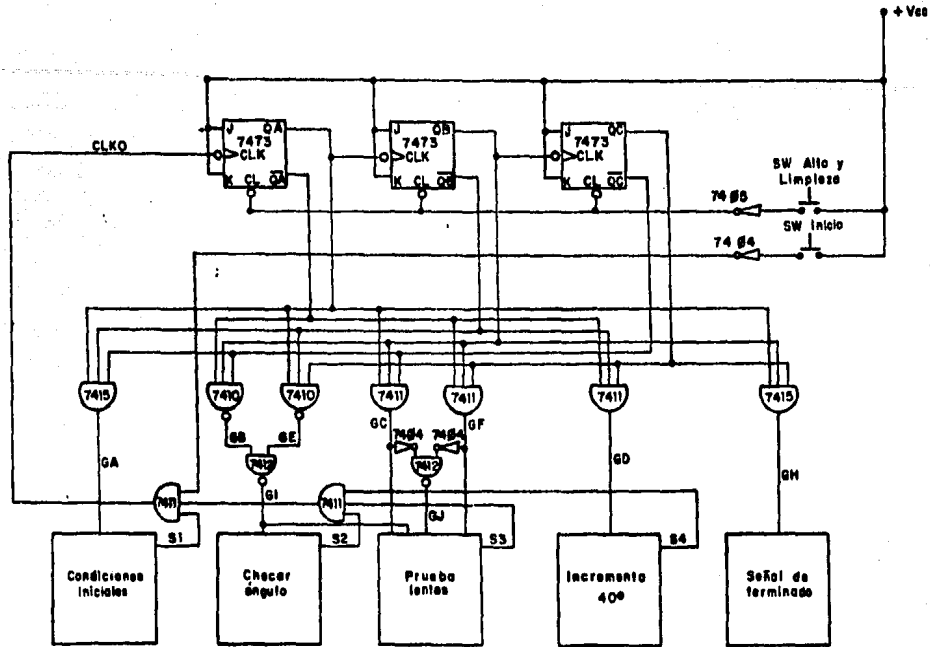


DIAGRAMA 5.1

5.4.2 Condiciones Iniciales.

Esta sección tiene como objetivo, reestablecer al Controlador - Electrónico; a las condiciones de inicio, y dejarlo listo para empezar la rutina del exámen visual, (diagrama 5.2). Además se encarga de poner las lentes en $+ 0$ dioptrías, después que la prueba de lentes del primer eje de corrección se ha efectuado; esto es, esta sección se encarga de poner al controlador en la posición de 0° con respecto a la horizontal (señales EM2 y EBII,) que es la condición de inicio para "chechar ángulo". Así mismo se encarga de poner las lentes en $+ 0$ dioptrías, que es la condición de inicio de "prueba lentes" (señales EM3 y EBI).

Además se encarga de dar la señal CC, señal que debe de limpiar a toda la lógica de control y conteo, como lo son los contadores de ángulo y de lentes.

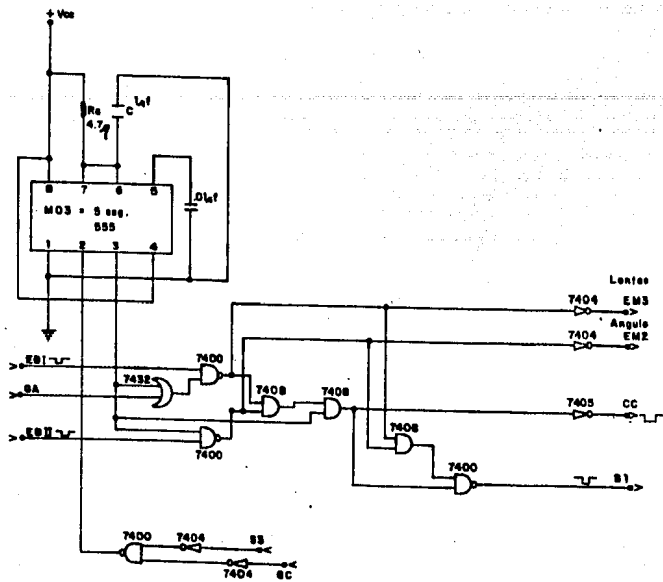
Una vez que todas las funciones de esta sección son efectuadas la señal que indica que esta sección ha terminado aparece (S1).

5.4.3. Checar Angulo.

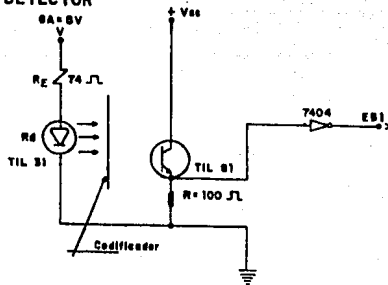
El objetivo de esta sección, es el de determinar a que ángulo, con respecto de la horizontal, se encuentran los ejes del astigmatismo. Esto se logra, como ya se explico anteriormente, mediante una multiplicación lógica digital (concepto AND) de las señales lúmnicas que llegan a los detectores de rayos infrarrojos, que se muestran en el diagrama 5.3. Aquí mismo, y en base a las señales anteriores, se generan las señales de control, que activan al motor 2 que es el motor de giro de ángulo. La señal activadora es PII, y es la que activa a los comandos de control del motor que son AS3 y AS4. Estos comandos son cuantizados por el contador de código Grey, obteniendo así las señales que se encargan de manejar al motor de pasos M2; el cual tarda en completar un ciclo de trabajo en 34.5 m seg de acuerdo a las condiciones mostradas en la gráfica del diagrama 5.4

En el diagrama 5.3, se genera también el impulso AS1 el cual hace que el motor de ángulo M2, provoque un incremento de 40° . Además aparecen las señales que activan al motor M1.

Los multivibradores J, K (7473), tienen por función el permitir el paso de las señales M01 y M02, sólo cuando existe la señal GI, que es generada por el controlador general.



DETALLE DEL DETECTOR

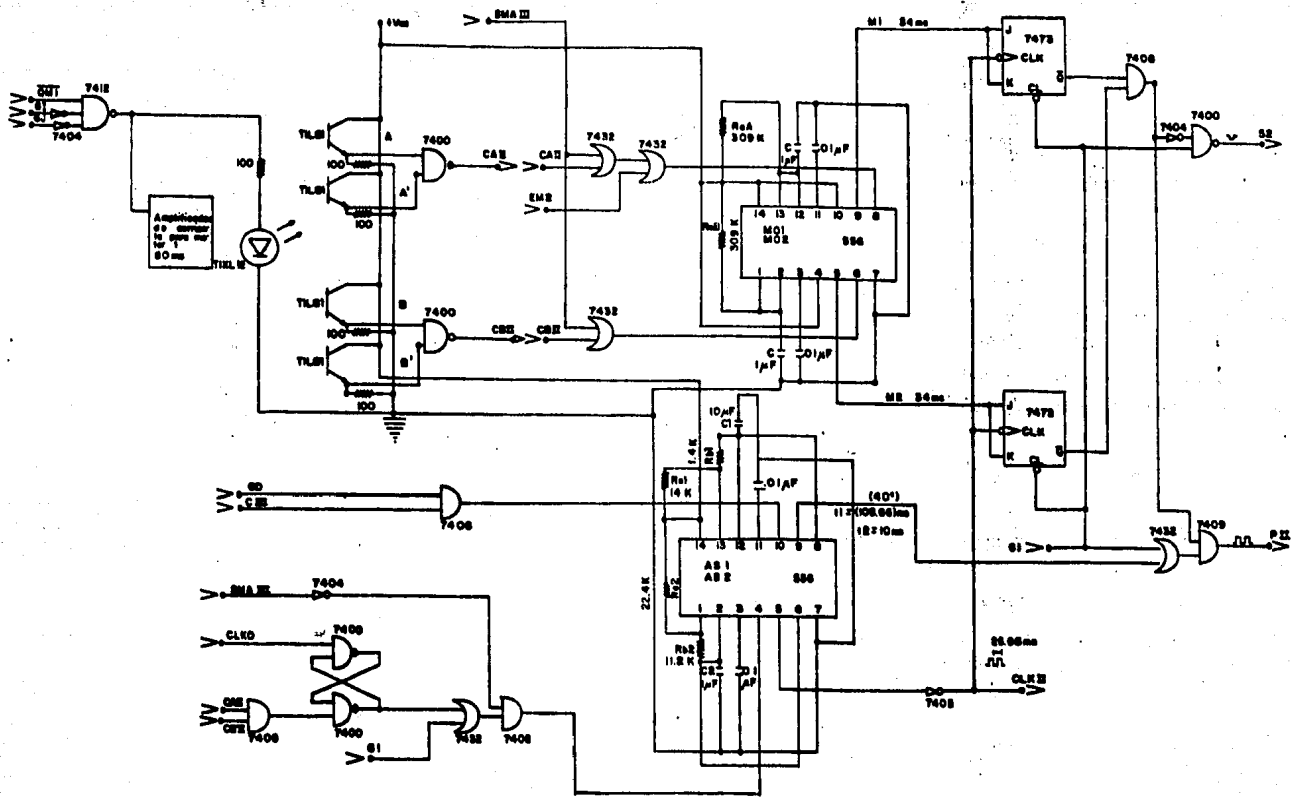


NOTA:
El encoder I, va directamente acoplado sobre el soporte giratorio, que proporciona la inclinación que da el ángulo al operato.

DIAGRAMA 5.2

CONDICIONES INICIALES

CHECAR ANGULO



NOTA:
 Todas las resistencias estan dadas en:
 ~, @ 1/2w, a menos que otra cosa
 se especificue.

DIAGRAMA 5.3

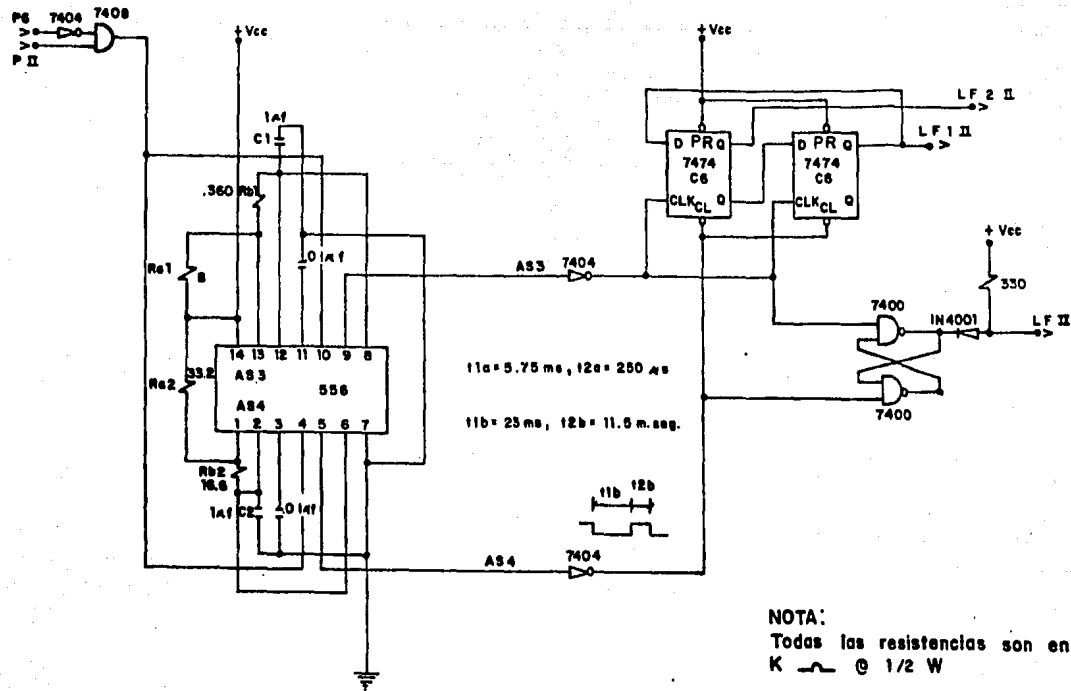


DIAGRAMA 5.4

La señal SMA III, tiene por objeto el permitir que la prueba de ángulo, sólo se realice hasta que los incrementos de lentes (- 2 D, - 4 D, + 2 D, + 4 D) terminene de efectuarse, en caso de que estos hayan sido requeridos.

La señal de CLK 0, es usada para restablecer AS2 e inhibir así a CLK II. Esto se logra, cuando S2 aparece indicando que la prueba de ángulo ha sido completada. La razón de inhibir la señal CLK II, es fundamental para la sincronía de inicio de pruebas, principalmente en la prueba de lentes.

En el diagrama 5.5, se muestra los contadores de ángulo C1 y C2 los cuales están encargados de cuantizar los pulsos generados en el Diagrama 5.4, y de los cuales se obtiene la información para los mostradores de la información de ángulo. Los pulsos cuantizados en código BCD, son decodificados mediante los arreglos mostrados, como lo es el circuito decodificador para mostradores de anodo común D1, o el circuito manejador de corriente D2, o el inversor D3, los cuales tienen los arreglos mostrados, dado que únicamente podrán mostrar, para el caso de D1 S0 y DIS2, unos y ceros decimales respectivamente hablando. El --mostrador DIS1, opera en forma normal, (de cero a nueve).

El contador C3 es el encargado de indicarle al controlador Electrónico, que aumente o disminuya el valor de las lentes interpuestas entre el ojo del paciente y el transductor. Esto se logra mediante las compuertas decodificadoras de pulsos. Estos pulsos (P1, P2, P3, P4, P5), son interpretados en el diagrama 5.7, por los circuitos M06, M07, M08. Esos circuitos se encargan de hacer que el valor de las lentes usadas en la prueba cambien a - 2 y - 4 dioptrías mediante M07, y a + 2 y + 4 dioptrías mediante M08.

La necesidad de hacer estas variaciones en el valor de las lentes -- usadas en el examen, surge como ya se vió anteriormente, debido a que hay pacientes que poseen un muy alto error de refracción, lo cual se traduce en un muy bajo nivel de luz reflejada, lo que dificulta la detección de los reflejos provenientes de la retina.

Para casos especiales de pacientes que poseen aberraciones poco comunes, existe la posibilidad de que no sea posible determinar de una forma normal los ejes del astigmatismo, por lo que aparece el pulso P6, el cual se encarga de detener al controlador electrónico, y mandar la señal que indica que la corrección no ha sido conseguida.

Pero una vez que el eje del astigmatismo se ha determinado

CONTADOR DE ANGULO MOSTRADORES DE INFORMACION

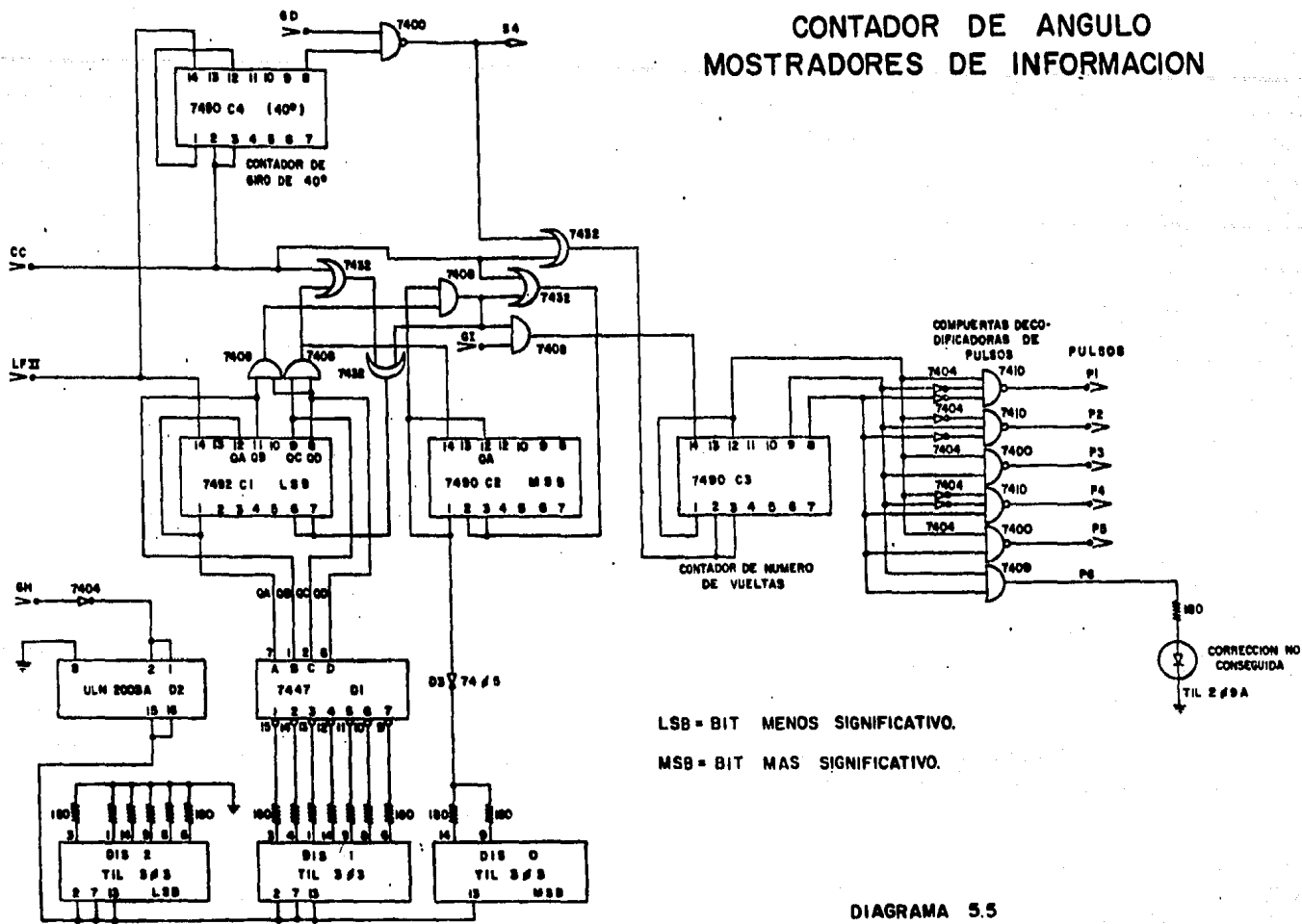


DIAGRAMA 5.5

nado, aparece la señal S2, que activa la siguiente sección, mediante la aplicación de esta, al controlador general.

En el mismo diagrama 5,5, se incluye al contador C4, cuya función es la de indicar, cuando el motor M2, ha provocado un incremento de 40° en el transductor que es el giro requerido una vez que la prueba del primer eje del astigmatismo ha sido completada. Al complementar este giro, aparece la señal S4 que activa al siguiente bloque mediante el controlador general.

5.4.4. Prueba Lentes.

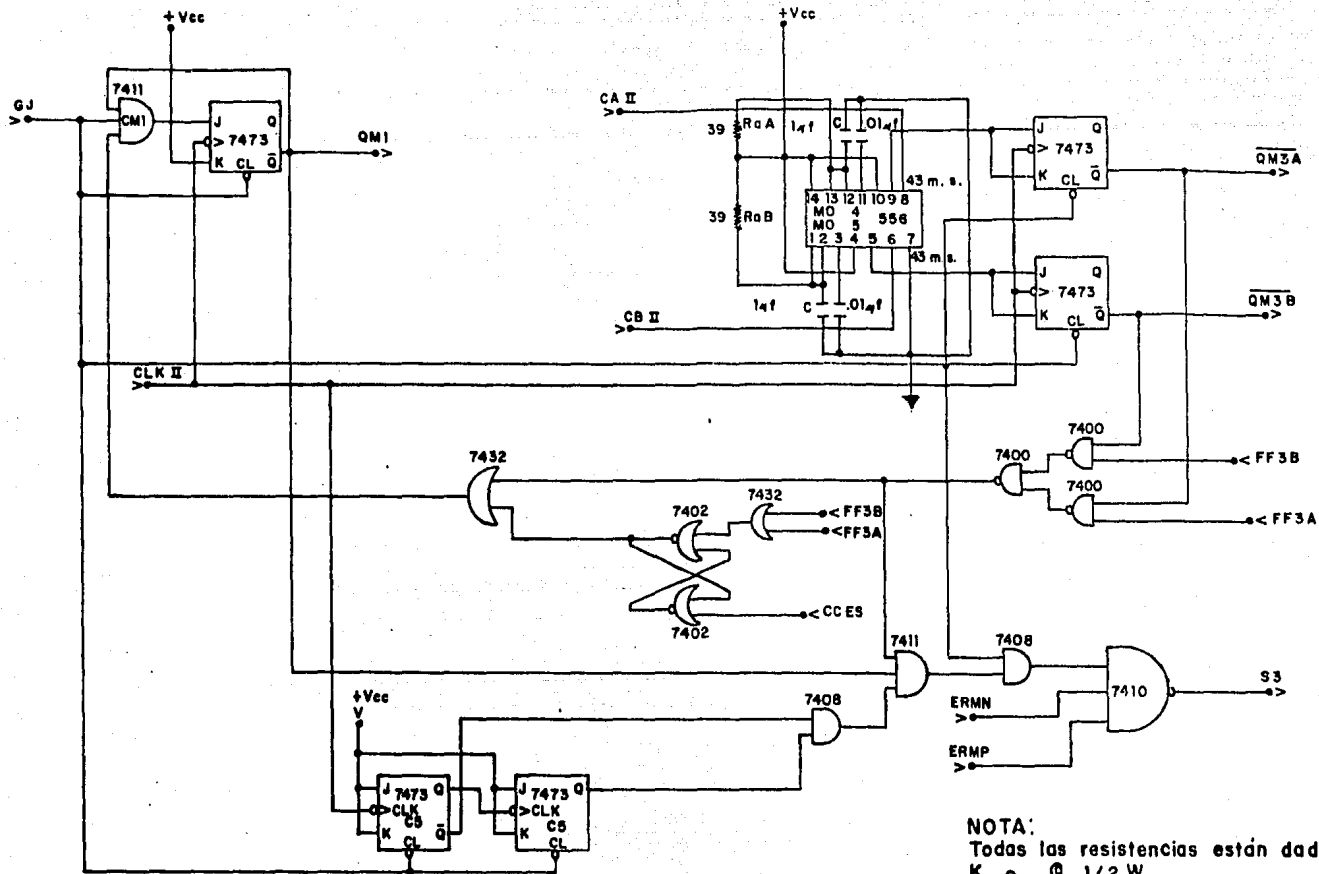
Esta sección se encarga de determinar el valor del error de refracción; una vez que el eje del astigmatismo se ha encontrado.

En este bloque las señales CAII y CBII activan a los circuitos M04 y M05, los cuales producen a las señales QM3A y QM3B, siempre y cuando exista GJ, que es la señal que se encarga de activar esta sección (Diagrama 5.6).

En este mismo diagrama, se aprecia la existencia del contador C5, el cual tiene por función determinar junto con la lógica de control que interviene con él (como lo son las señales FF3A, FF3B, y CCES), el momento en que existe un cambio en el sentido del movimiento del reflejo de luz proveniente de la retina, que es el punto de neutralización y por lo tanto el valor de la medida del error de refracción. Una vez que esta condición se presenta la señal S3 aparece indicando que la prueba de lentes ha concluido.

En el diagrama 5.7, se muestran los circuitos M06, M07 y M08, los cuales ya fueron explicados anteriormente. Las señales que proponen estos circuitos, son impulsadas, mediante el circuito astable AS5, el cual se encargará de generar los impulsos apropiados, para que la lógica del control que genera a las señales DAIII, DBIII, A, B, CGAIII, CGBIII y HOLDIII, para que contadores de código GREY ascendentes y descendentes (C7 y C8), respectivamente, se encarguen de manejar el motor de pasos M3, que es el que mueve a las lentes. (Diagrama 5.8).

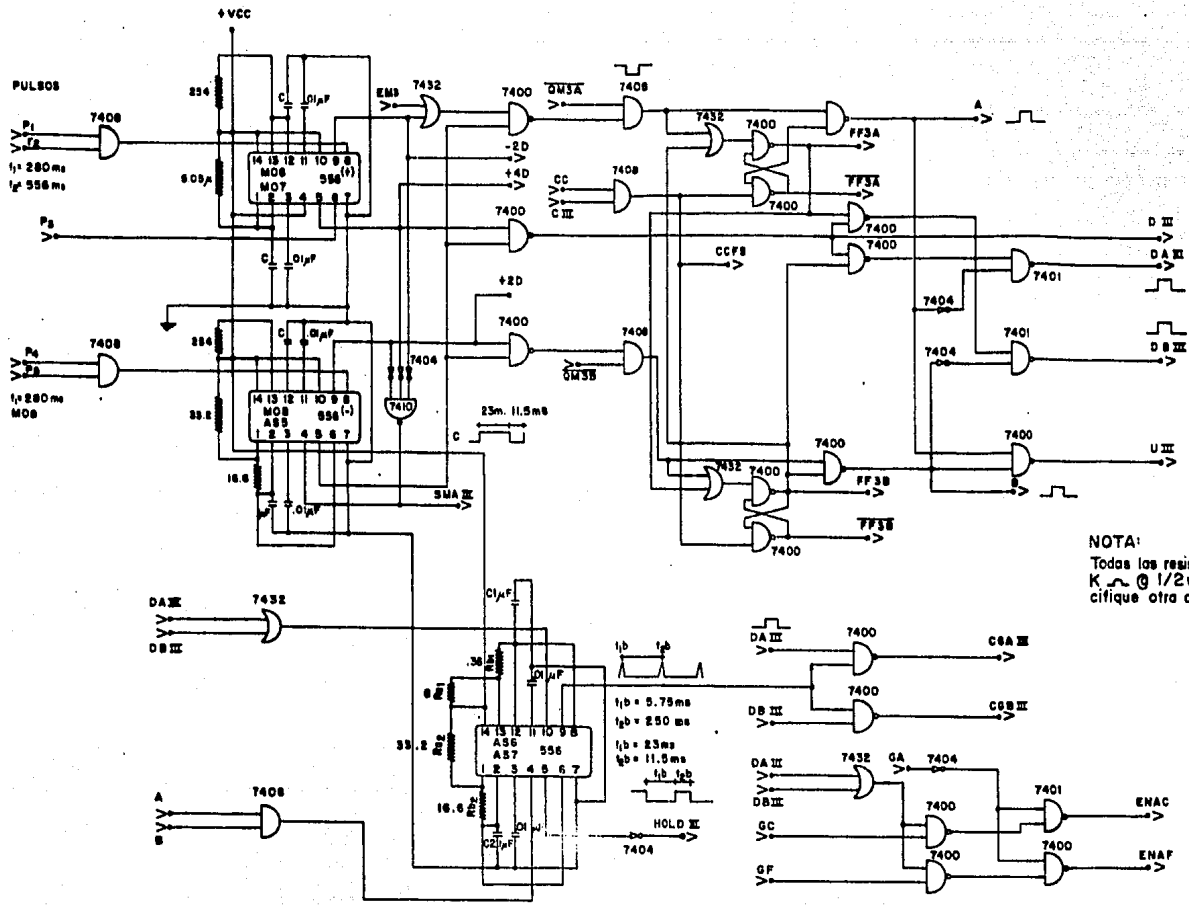
Existe además en este diagrama los multivibradores que generan las señales FF3A, FF3B, FF3E. Estos multivibradores son usados como elementos de memoria, para indicar al controlador sobre que pareja de detectores hay incidencia de luz.



NOTA:
 Todas las resistencias están dadas en:
 K Ω @ 1/2 W

DIAGRAMA 5.6

PRUEBA LENTES



NOTA:
 Todas las resistencias estan dadas en:
 K Ω @ 1/2w o menos que se especifique otra cosa.

DIAGRAMA 5.7

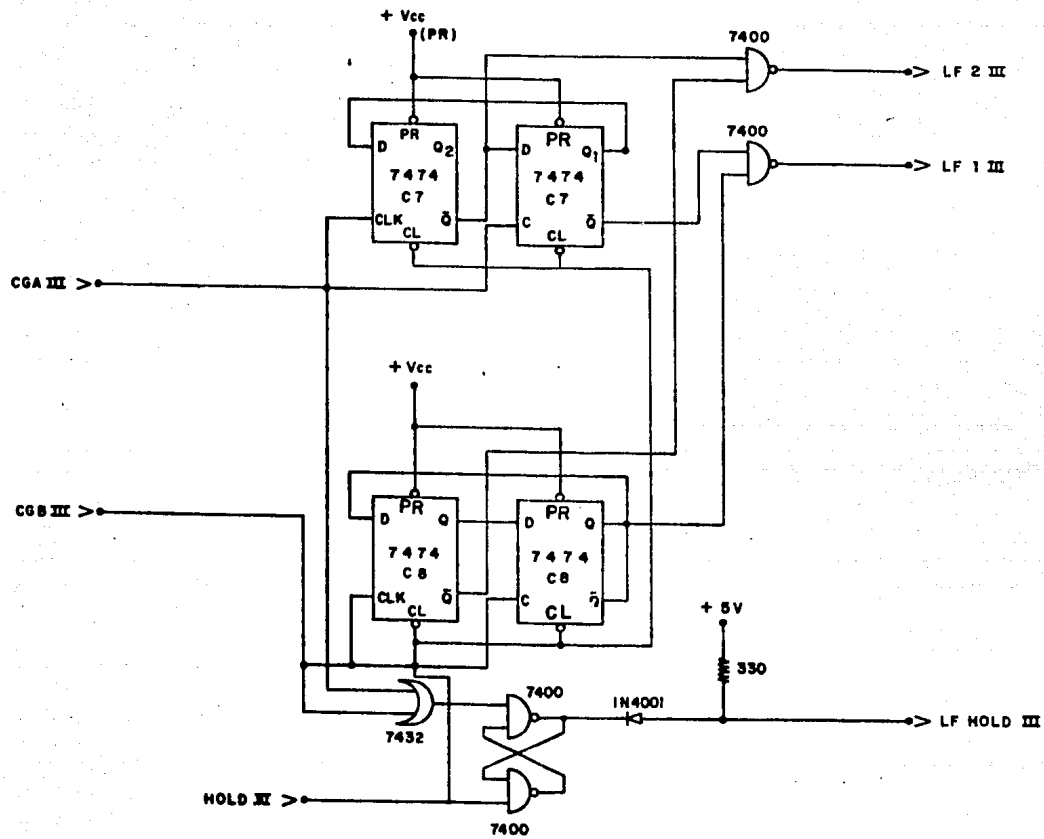


DIAGRAMA 5.8

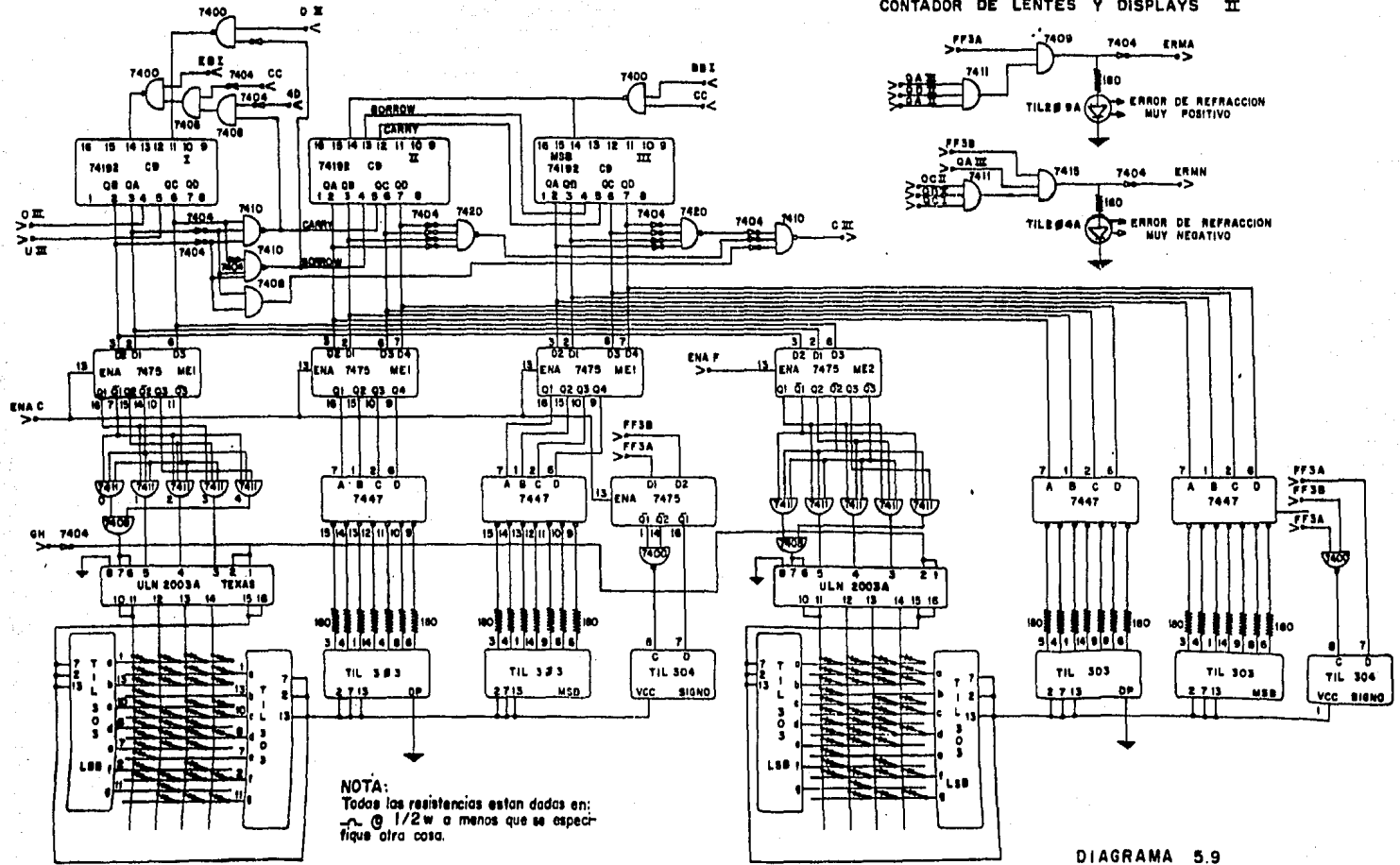
Esto es con el fin de evitar que en el momento que aparezca el cambio de sentido de movimiento del reflejo de luz se provoque que el motor - M3, gire en sentido contrario al que lo estaba haciendo, introduciendo con ello un error.

En este mismo diagrama, aparecen las señales DIII y UIII, que son las que indican al contador ascendente-descendente de lentes que suba o que baje en su conteo. Estas señales, pueden ser originadas por los pulsos P1, P2, P3, P4 y P5; que es el caso cuando el eje del astigmatismo no ha podido ser determinado, o por las señales QM3A ó - QM3B, que son las señales normales de operación de la sección de prueba lentes. Este contador C9 (diagrama 5.9), posee la característica de acuerdo al diseño lógico que se le ha asignado en la presente tesis, de contar al ascender. En caso de ser necesario descender en el conteo, este descenderá en forma normal hasta llegar a cero, y una vez en este punto, comenzará a ascender nuevamente en forma normal teniendo como diferencia, únicamente al signo de graduación mostrada por las dioptrías. Esto se logra mediante las señales FF3A y FF3B, generadas en los multivibradores, para que puedan ser establecidos a la condición que se dé en los detectores AA', BB', o en los pulsos P1, P2, P3, P4 y P5. Esto se logra gracias a la señal CIII, la cual aparece al momento de encontrarse en cero al contador C9, que es el contador de lentes.

La señal CIII antes mencionada, como ya se vió, tiene por función restablecer o limpiar a estos multivibradores, sin embargo cuando el exámen va a comenzar estos multivibradores, son limpiados por la señal CC, la cual se genera en la sección de condiciones iniciales.

En el Diagrama 5.7, existe otra pequeña sección de control la cual está encargada de generar a las señales ENAC y ENAF, cuyo fin es el de permitir que la información de la medida del error de refracción obtenida en el primer eje de astigmatismo, sea almacenada en los elementos de memoria M1, (al aparecer ENAC) y que el valor del error de refracción del 2º eje sea decodificado correctamente al aparecer la señal ENAF.

CONTADOR DE LENTES Y DISPLAYS II



NOTA:
 Todas las resistencias estan dadas en:
 ~ @ 1/2w o menos que se especifique otra cosa.

DIAGRAMA 5.9

Los elementos de memoria usados aquí, son del tipo RAM (Memoria de Acceso Aleatorio), y consisten en multivibradores del tipo "D", los cuales son controlados, como se vió anteriormente por las señales ENAC y ENAF. (Diagrama 5.9)

El el Diagrama 5.9, en la sección del bit menos significativo -- (LSB) existe un arreglo especial de diodos, los cuales al igual que la lógica de control y decodificación del controlador electrónico, se constituyen en un ROM (Memoria de Lectura Unicamente). Este arreglo especial de diodos, para decodificación, se debe a que, esta parte del bit menos significativo no va a ser decodificada como código BCD (Código Binario Decimal) sino que el primer pulso que es decodificado, debe aparecer en el mostrador de información, como un .25 en forma decimal, al segundo pulso, deberá aparecer un .50, al tercero un .75 y al cuarto, al igual que al empezarse, un .00. Esto es debido a que las lentes usadas tienen una variación de .25 Dioptrías.

De aquí mismo, surge la pregunta de la cantidad de corriente requerida por ese arreglo de diodos, y dado que efectivamente es alta, se utiliza a los circuitos ULN2003A, los cuales son manejadores de corriente.

Por último en este mismo diagrama, aparece una sección que genera las señales ERMA y ERMN. Esta sección de control es para el caso en que el paciente tuviese un error más grande que + 19 Dioptrías, ó - 16.75 Dioptrías. Cuando un paciente estuviese en cualquiera de estas condiciones, el dioptrómetro se detiene y envía una señal que indica cualquiera de estas condiciones.

5.4.5 Señal de Terminado.

Esta sección es la encargada de indicar cuando el dioptrómetro electrónico, está trabajando y cuando ha terminado. (Diagrama 5.10).

5.4.6 Generales.

Cabe hacer notar que los resultados finales que se obtienen en los diferentes mostradores son independientes entre sí. Esto es, mientras que en un eje de astigmatismo se obtiene un valor positivo de dioptrías

SEÑAL DE TERMINADO

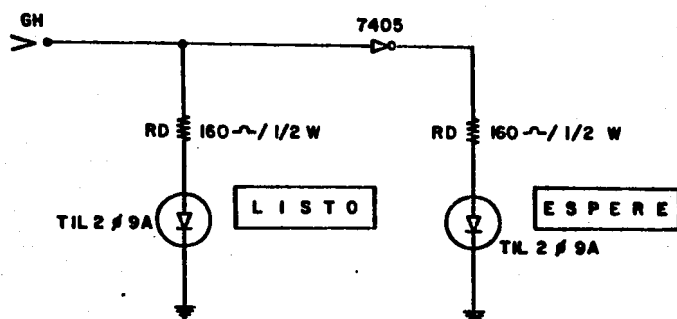


DIAGRAMA 5.10

en el otro se obtiene uno negativo, que es uno de los diferentes tipos de astigmatismo. Por otro lado si el valor obtenido en los dos mostradores de valor de dioptrías, es el mismo, indica que se trata de un caso de miopía o hipermetropía sin astigmatismo.

La forma de encontrar la graduación necesaria es la siguiente:

El error de refracción que se obtiene en el primer eje es la graduación esférica que requiere el paciente, de aquí que no se dé ningún valor de ángulo del eje del astigmatismo para esta medida, ya que, como se vió en capítulos anteriores, esto no es necesario debido a la utilización de lentes esféricas.

La medida del error de refracción del segundo eje, es como en el primero, de valor absoluto e igual al requerido por el paciente en el eje del astigmatismo mostrado en el mostrador de ángulo.

Por otro lado, dado que el objetivo de la presente tesis es el diseñar al Dióptómetro Electrónico en su transductor y su controlador electrónico, esto es, en cuanto a las funciones que debe realizar el sistema, se concretó a dar las especificaciones de las fuentes de alimentación, así como se hizo en cuanto a otros puntos como lo es el del dial de lentes. De aquí que únicamente se dice, que por ejemplo para la fuente regulada de +5 volts, se requieren 15 ampers, y se menciona que para facilidad de construcción pueden ser usados circuitos como lo es LM123K, LM223K, ó LM323K, de National Semiconductors, los cuales son reguladores de +5 volts y 3 ampers, con una tolerancia de 6%, 6% y 4% respectivamente, en el voltaje de salida, y un rango de operación de voltaje de entrada 7.5 V a 35V como máximo, con una disipación máxima de potencia de 30W y 18 W de salida. Este circuito ofrece la ventaja de encontrarse en un encapsulado TO 3 y de tener únicamente una pata para el voltaje de entrada, otra para el de salida y el encapsulado como tierra.

Para el caso de los motores de pasos, se está usando un circuito - manejador ya diseñado, (diagrama 5.8), y usado en la sección de avance de papel (line feed) de una impresora de papel marca Digital LA36. Esto se debe a la poca disponibilidad de este tipo de motores que fue lo que motivó a hacer las pruebas y los diseños, en base a este motor, el cual fue obsequiado a nosotros por dicha compañía. Pero se aclara que para el caso de querer fabricar en el mercado nacional este dióptómetro Electrónico es necesario conseguir un motor más adecuado a las necesidades

del aparato, y a hacer el diseño de los circuitos manejadores respectivos. Bajo estas circunstancias, se concluye que este motor trabaja con un manejador de corriente que tenga los voltajes de + 21 V, - 21 V, - - + 12 V y - 12 V, usándose para el disparo de estos manejadores + 5 V.

Para mayor información, véase el artículo "A Stepping Motor Primer Part I Theory of Operation" publicado en la revista Byte en Febrero de 1979. por Paul Giacomo.

Capítulo VI
Conclusiones.

Enunciaremos en el presente capítulo, las conclusiones a las que hemos llegado, al terminar esta tesis.

6.1 Diseño.

En el capítulo anterior, vimos los criterios que se siguieron para el diseño del Dioptrómetro Electrónico así como las razones por las que se decidió hacer el diseño de éste, en base al método de la retinoscopia. En dicho capítulo anotamos las ventajas y desventajas a nivel técnico del uso de la retinoscopia como sistema de operación, para el Dioptrómetro, sin embargo, anotaremos ahora que el diseño del Dioptrómetro Electrónico, fue hecho no sobre un microprocesador, debido a la cantidad de variables reales de entrada y salida que se manejan en el sistema, ya que se consideró que dichas variables y el proceso que tenían que sufrir podían lograrse mediante el diseño de una lógica de control, que para nuestro caso, es el controlador electrónico. Se tomó en cuenta, que las variables podían ser procesadas sin la necesidad de una Unidad Lógica -- Aritmética (A.L.U.), debido principalmente, a que no era necesario -- efectuar operaciones complejas de suma, multiplicación y almacenamiento de datos, si no simplemente controlarlas. Esto permitió, que el diseño pudiera ser hecho sin la ayuda de microprocesadores. Por otro lado, es cierto que se podía usar un sistema mínimo con un microprocesador para diseñar el controlador electrónico, y facilitar así la construcción y el diseño de este, pero como ya mencionamos anteriormente, el microprocesador estaría sobrado en cuanto a su capacidad de procesamiento.

Anotaremos ahora, que algunas de las ventajas del Dioptrómetro -- Electrónico sobre los sistemas de medición de la agudeza visual ya existentes son:

a) El corto tiempo que requiere para efectuar el examen, el cual, en el caso más tardado, será de unos 10 segundos para realizar todo el examen, lo cual significa que se elimina la posibilidad de que el paciente induzca errores en la medición debidos al cansancio.

b) La eliminación de inducción de errores en la medición debidos a un error de refracción del médico, o a la poca experiencia de éste.

c) La fácil operación del sistema.

d) El costo del sistema, dado que el precio de los componentes electrónicos, es más barato que el de los componentes mecánicos y ópticos y ya que, por lo compacto del sistema, éste se convierte en portátil, su costo se reduce comparado con los sistemas actuales en los cuales se incluyen sillones, lámparas, sopórtes y diales de lentes, los cuales por ser tan voluminosos, resultan muy caros. Se estima que el costo de todos los elementos electrónicos del Dioptrómetro Electrónico, tienen un costo a nivel comercial de \$2,000.00 a \$3,000.00, mientras que para el mueble, los sopórtes de lentes y las lentes, de \$8,000.00 a \$12,000.00 dando un costo to-

tal de \$10,000.00 a \$15,000.00 a nivel comercial, lo cual significa que, comparativamente con los sistemas comerciales actuales, es competitivo.

e) La eliminación de inducción de errores debidos a acomodación del paciente.

Debemos mencionar además, que la selección de los niveles de iluminación en el sistema, fueron hechos en forma teórica y de acuerdo a las necesidades reales de éste; pero es necesario anotar que, para el caso de querer ser construido el Dióptmetro Electrónico, existe la necesidad de hacer pruebas con respecto a dichos niveles, para determinar la cantidad exacta requerida, así como los emisores y detectores que sean más adecuados a las necesidades del sistema.

Un caso similar mencionado anteriormente, es el de los motores de pasos, los cuales fueron diseñados bajo los mismos criterios enunciados con anterioridad.

En términos generales, concluimos que, la realización del Dióptmetro Electrónico es factible, aún a nivel comercial, pero que como todo, requerirá de una investigación y adaptación para poder llevar a cabo su construcción, ya que, existen muchos problemas durante la realización física de cualquier sistema, por muy bien diseñado que éste haya sido. A pesar de esto, continúa siendo factible la realización del Dióptmetro Electrónico, debido al gran porcentaje de personas que poseen errores de refracción y también a la facilidad de operación de un sistema como el aquí mencionado.

Glosario

ACOMODACION .- Característica del ojo para enfocar a los diferentes objetos, mediante la contracción del músculo ciliar.

AMETROPIA .- Condición en la que los rayos paralelos de luz - provenientes del infinito, no son traídos a foco en la retina cuando el ojo se encuentra en la situación de descanso (no acomodado).

ANTEROPSTERIOR .- Plano anatómico de situación anterior, parte central del individuo, posterior parte dorsal, que se extiende de adelante hacia atrás.

CANDELA .- Unidad de intensidad luminosa, que equivale a la intensidad en una dirección determinada, de una abertura perpendicular a esta dirección y que tenga una superficie de $1/60 \text{ cm}^2$ difundiéndose como un radiador integral a la temperatura de solidificación del platino.

CRISTALINO .- Estructura semitransparente biconvexa suspendida en el globo ocular, entre los humores acuoso y víteo cuya función es la de llevar los rayos de luz a enfocar sobre la retina.

DIOPTRIA .- Unidad de medida de la fuerza o poder de refracción de una lente.

EMETROPIA .- La imagen de un objeto distante se enfoca sobre la retina, ausencia del vicio de refracción.

ESTRABISMO .- Desviación manifiesta de los ojos.

ETIOLOGIA .- Parte de la medicina que tiene por objeto el estudio de las causas de enfermedades.

FISIOLOGIA .- Ciencia biológica que tiene por objeto el estudio de la dinámica de los cuerpos organizados .

FISIOLOGICO (CA) .- Relativo a fisiología, normal, no patológica.

FOVEA .- Pequeña depresión a nivel de la mácula adaptada para la visión más fina.

GEN.- Factor bipotético germinativo en los cromosomas que llevará un carácter transmisible.

PATOLOGIA.- Rama de la medicina que estudia las enfermedades y los trastornos que producen en el organismo.

PATOLOGICO.- Relativo a Patología. Morboso, enfermo.

PUNTO DE CAMBIO.- Momento en el cual, el sentido del movimiento del reflejo de la luz proveniente de la retina, cambia.

SINTOMA.- Manifestación de una alteración orgánica o -- funcional apreciable por el médico o por el enfermo.

T.A.B.O. .- Notación estandar que fue adoptada por la sociedad óptica en 1904 en alemania. (Technischer Ausschuss Fur Brillenoptiic).

Bibliografia.

Manual de Semiconductores de Silicio, 2^oda. Edición 77/78
 Editado por Texas Instruments Pag. 84.

The TTL Data Book, Second Edition 76. Editado por Texas-Instruments.

Linear Data Book, Editado por National Semiconductor Corporation.

The Opto Electronics Data Book, Fourth Edition. Editado por Texas Instruments Incorporated.

TTL Data Book, Febrero 76, Editado por National Semiconductor.

The Linear Control Circuits Data Book, First Edition 1976
 Editado por Texas Instruments Incorporated.

Digital Integrated Electronics, por Herbert Taub y Donald Schilling, International Students Edition, Editado por: - McGraw - Hill Kogakusha, LTD. 1977.

PDP8/E, PDP8/M, and PDP8/F. Small Computer Handbook, Editado por : Digital Equipment Corporation. 1973.

The Practice of Refraction, por Stewart Duke-Elder, Sixth Edition. Editado por : The C.V. Mosby Company 1954.

Oftalmología General, por Dr. Daniel Vaughan, Dr. Robert -- Cook , Dr. Taylor Ausbury. Segunda Edición, Editado por:- El Manual Moderno, S.A. 1967.

Electronics Circuits Discrete and Integrated, por Donald - L. Schilling y Charles Belove, International Student --- Edition, Editado por: Mc Graw Kogakusha , L.T.D. 1968.

Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas, por E. Capdevila Casas. Tercera Edición 1945. Editado por: Salvat Editores.

Física, Fundamentos y Fronteras, por Robert Stollberg y -- Faith Fitch Hill, Sexta Impresión, 1971, Editado por : --- Publicaciones Cultural, S.A.

Revista Byte Publications Inc., "A stepping Motor Part I"-
Theory of Operation por Paul Giacomo. Febrero 79, 51 Farmington CT 06032.

Física General, por Francis W Sears y Mark W. Zemansky -- versión española de Albino Yusta Almarza, Cuarta Edición - 1957.. Última Reimpresión Septiembre 1969. Editado por - Ediciones Aguilar, S.A.

Física General, por Carel W. Van Der Merwc. Sexta Edición
1969 Editado por: Editorial Schawa - Mc Graw - Hill.

LA36 Dec Writer II Maintenance Manual, Primera Edición -
1975. Editado por : Digital Equipment Corporation.