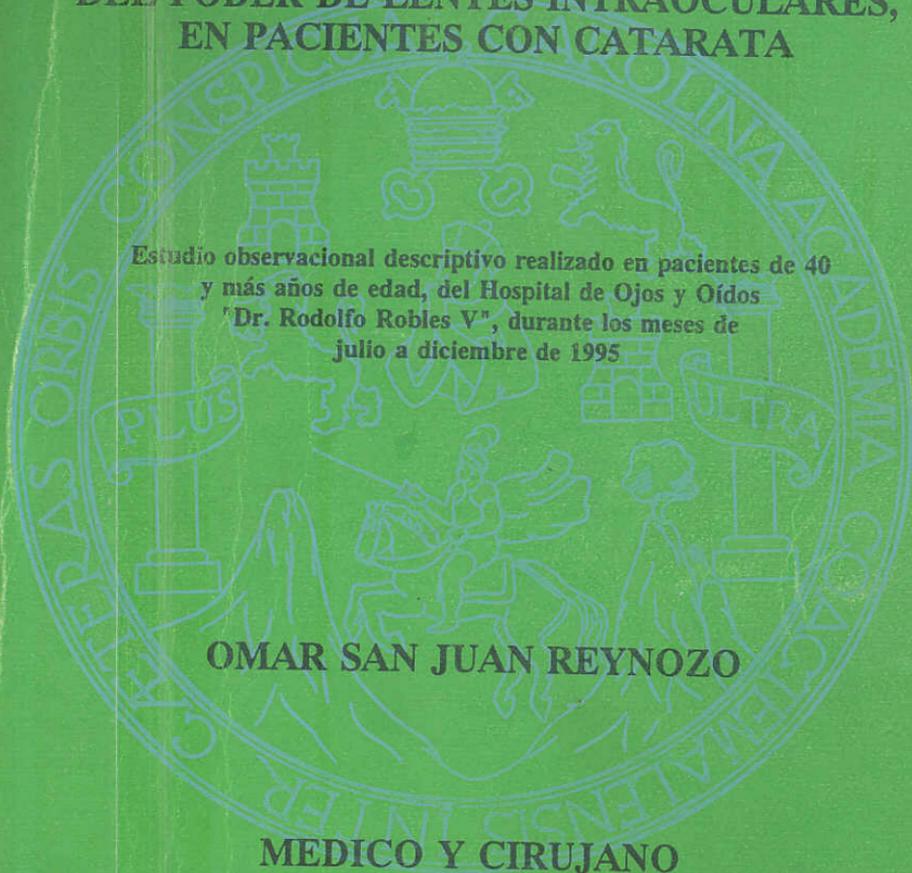


**MEDICION DE LA PROFUNDIDAD DE LA
CAMARA ANTERIOR EN LA DETERMINACION
DEL PODER DE LENTES INTRAOCULARES,
EN PACIENTES CON CATARATA**

Estudio observacional descriptivo realizado en pacientes de 40
y más años de edad, del Hospital de Ojos y Oídos
"Dr. Rodolfo Robles V", durante los meses de
julio a diciembre de 1995.

OMAR SAN JUAN REYNOZO

MEDICO Y CIRUJANO



INDICE

CONTENIDO	PAGINAS
INTRODUCCION	1
DEFINICION DEL PROBLEMA	3
JUSTIFICACION	6
OBJETIVOS	7
HIPOTESIS	8
REVISION BIBLIOGRAFICA	9
METODOLOGIA	56
PRESENTACION DE RESULTADOS	61
ANALISIS Y DISCUSION DE RESULTADOS	71
CONCLUSIONES	74
RECOMENDACIONES	75
RESUMEN	76
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	79

INTRODUCCION

La presencia de cataratas es uno de los principales problemas oftalmológicos que afectan a adultos y ancianos. Estadísticas de países desarrollados indican que esta es una causa de ceguera en 75% de la población; la información de países subdesarrollados concuerda con la de los países mencionados anteriormente. Datos provenientes del Hospital Rodolfo Robles (HRR), indican que un 80% de las consultas médicas oftalmológicas corresponden a pacientes con cataratas (1,2).

La consecuencia más grave de esta enfermedad es la pérdida total o parcial de la visión. El tratamiento convencional consiste en la remoción del lente opaco (catarata), con lo cual se resuelve parcialmente el problema. En algunos casos los pacientes presentan en el período postoperatorio una visión que no es la esperada, sino que quedan con índices de refracción altos, por lo que los pacientes tienen que utilizar lentes correctivos externos (1,2,9).

→ Dentro del campo de la oftalmología, el uso del ultrasonido ha tenido un crecimiento acelerado en los últimos tiempos; su utilización favorece aspectos diagnósticos, así como procedimientos terapéuticos de diferente índole. Dentro de este campo estamos interesados en estudiar la relación entre características anatómicas del ojo, evaluadas por

ultrasonografía, el poder de lentes intraoculares en pacientes con catarata y la agudeza visual postquirúrgica (1,2,18,22).

El tratamiento actual para tratar la catarata, consiste en la remoción del lente natural opaco (catarata) y simultáneamente la colocación de una prótesis, un lente intraocular (LIO) de material sintético. Se considera que a pesar de la superioridad de este tipo de tratamiento en comparación con el tradicional, aún existen fuentes de error en la selección del lente "ideal", que podrían ser corregidos tomando en cuenta la mayor parte de las características anatómicas del ojo en el que va a ser colocado; como por ejemplo la longitud axial, la profundidad de la cámara anterior (PCA) y el vértice corneal. El propósito de este estudio es evaluar la utilidad de incluir la medición de la profundidad de la cámara anterior como una fuente de variación en el cálculo del poder de los lentes intraoculares a utilizar (1,2,20,25,28,31).

DEFINICION DEL PROBLEMA

Epidemiológicamente, se dice que alrededor de 400 mil personas entre 65 a 85 años de edad aproximadamente, desarrollan cataratas en los Estados Unidos (1,2). El impacto de la catarata a nivel mundial es alarmante, ya que se estima que de 30 a 35 millones de personas en el mundo padecen de ceguera por esta causa (1,2). Dentro de los factores de riesgo que predisponen a desencadenar catarata se mencionan la edad, la diabetes, enfermedades cardiovasculares, exposición a una variedad de influencias ambientales, incluyendo todas las formas de radiación (1,2).

El proceso patológico, denominado opacidad del cristalino (catarata), es el resultado de la perturbación de la transparencia del lente natural. La etiología de la catarata es muy diversa y de hecho hay muchas formas de catarata en todas las zonas del lente. Exactamente la causa o causas de la catarata son aún desconocidas; algunos de los orígenes de la enfermedad, se deben a reacciones metabólicas que al final vienen a causar la pérdida de la transparencia del lente natural (cristalino) (1,2,20,25,28,31).

→La determinación o diagnóstico de la catarata se realiza a través del examen clínico. Cuando se hace por ultrasonido se realiza por medio del método "A" (unidimensional), con este

método se estima el largo del ojo, en sentido anteroposterior. Se incluye también el valor de la queratometría, que mide el vértice corneal. Esta información se incluye en una fórmula para determinar el poder del lente intraocular a utilizar, basado en los factores mencionados y en un valor mideterminado de la profundidad de la cámara anterior (20,25,28,31). Actualmente la fórmula más utilizada y estandarizada en los ultrasonidos, para calcular el poder de los lentes intraoculares, es una fórmula de regresión lineal descrita por los doctores Sanders, Retzlaff y Kraff (1953), más conocida hoy en día como la SRK-II (28,30,31).

El propósito de la investigación fue incluir la profundidad de la cámara anterior (PCA), en el cálculo del poder del lente intraocular, basándose en la hipótesis de que la PCA constituye una fuente de variación en la estimación del poder del lente intraocular; así, al incluirla en las fórmulas utilizadas se espera que contribuya a un mejor cálculo del poder y de esta forma a una mejor selección del lente intraocular "ideal". Se utilizó un equipo electrónico (ultrasonido ocular, biómetro) para determinar el poder del lente intraocular, a través de dos fórmulas de predicción; una en la cual se incluye la longitud axial y el vértice corneal y las constantes respectivas a cada tipo de lente. La segunda fórmula considera para el cálculo del poder del lente intraocular, la longitud axial del ojo (LA), la profundidad de la cámara anterior (PCA), el vértice corneal y las respectivas constantes. De las fórmulas utilizadas, la SRK-II es

la fórmula tradicional que no incluye la PCA. La segunda Brinkhorst II, es una fórmula que incluye la PCA. Los resultados de las mediciones del cálculo de los poderes con ambas fórmulas, se compararon al final del estudio. (28,30,31).

JUSTIFICACION

Nuestra investigación está enfocada dentro del campo de la oftalmología, al estudio de catarata. Toma en consideración un problema que a nivel mundial es una causa importante de ceguera, y que se presenta más frecuentemente en personas de 40 años en adelante. Para corregir dicho problema se han creado y establecido normas y procedimientos para su tratamiento, éstas son el cambio del lente natural por un lente artificial, llamado lente intra-ocular (LIO). Para determinar el poder del LIO artificial, se utilizan fórmulas de regresión lineal (SRK-II y la Brinkhorst II) (15,28,30,31).

El desarrollo tecnológico del ultrasonido ha permitido estimar de manera más precisa las dimensiones del ojo y con esto hacer un cálculo más exacto del poder del LIO; sin embargo, aún se presentan algunas fuentes de error en la estimación del poder del LIO, por lo que los pacientes no quedan con la visión esperada después de la implantación de éste. La presente investigación pretende demostrar la utilidad de incluir la profundidad de la cámara anterior (PCA), en el cálculo del poder del LIO. Esto permitirá cambiar la conducta hacia los pacientes que actualmente son tratados por problemas de catarata, para mejorar la calidad en la atención hacia el paciente de manera más científica. Además será un fundamento más para reducir el margen de error en la estimación del lente intraocular "ideal".

(15,28,30,31).

OBJETIVOS

1. Evaluar si el uso de la medición de la profundidad de la cámara anterior (PCA), constituye una fuente de variación en el cálculo del poder del lente intraocular (LIO).
2. Estimar en el periodo post operatorio el grado de error en el cálculo del poder del lente intraocular, basado en la refracción post operatoria.
3. Determinar en que valores se encuentra la profundidad de la cámara anterior, en la población guatemalteca asistente a la clínica de ultrasonido del Hospital de Ojos y Oídos "Dr. Rodolfo Robles V", con patología de catarata.
4. Evaluar la condición anatómica de la profundidad de la cámara anterior, por medio de biometría ultrasonográfica, de los pacientes asistentes a la clínica de ultrasonido del Hospital de Ojos y Oídos "Dr. Rodolfo Robles V".

HIPOTESIS ALTERNA

El valor de la profundidad de la cámara anterior es significativo en el cálculo del poder del lente intraocular (LIO) y explica la variante de refracción encontrada después de la cirugía de catarata.

HIPOTESIS NULA

La profundidad de la cámara anterior no es significativo en el cálculo del poder del lente intraocular, por lo que no existe variante de refracción después de la cirugía de catarata.

REVISION BIBLIOGRAFICA

ANATOMIA OCULAR

El Globo Ocular: El globo ocular normal de un adulto mide aproximadamente 24 mm de diámetro, pesa 7.5 gr y tiene un volumen de 6 a 7 cm cúbicos, su forma es casi esférica, junto con los llamados "anexos oculares", la vía nerviosa y la corteza occipital del cerebro, forma el sistema visual (16,21,24,27). Consta de tres capas: la exterior, formada por la córnea y la esclerótica; la media compuesta por el iris, el cuerpo ciliar y coroides; y la interna, formada por la retina. Los anexos son: los párpados (superior e inferior), las pestañas y las cejas, la glándula lagrimal, vías lagrimales y la órbita con su contenido (16,21,24,27).

Asimismo, el ojo consta de tres cámaras o compartimientos. En la anterior se halla el drenaje del humor acuoso; la posterior contiene los cuerpos ciliares, y la vítrea está ocupada por el cuerpo del mismo nombre (16,21,24,27).

Capa Exterior (Córnea y Esclerótica): Forman una túnica fuerte y resistente. La córnea transparente y clara está situada por delante de la esclerótica y en su sitio de unión se forma un resalte, el limbo esclerocorneal (16,21,24,27).

La Esclerótica o "ESCLERA": Está formada por bandas densas de tejido fibroso, es de color blanquecino nacarado y su grosor es de 2 mm aproximadamente, excepto en la parte posterior, donde se adelgaza y aparece perforada por múltiples orificios, por lo que recibe el nombre de lámina cribosa. Por ella pasan las fibras nerviosas provenientes de la retina para formar el nervio óptico. Por su falta de transparencia, la esclerótica contribuye a interceptar la luz difusa que proviene del exterior, de manera que los rayos luminosos dirigidos a ella no produzcan ningún trastorno (16,21,24,27).

La Córnea: Está compuesta de cinco capas distintas, las cuales de adelante hacia atrás son: 1) epitelio; 2) capa de Bowman; 3) estroma; 4) membrana de Descemet y 5) endotelio.

Túnica Media, Vascular o Uvea: Está formada por tres partes que de atrás hacia adelante son: coroides, cuerpo ciliar e iris (16,21,24,27).

La Coroides: Es la parte que está atrás de la túnica media y consiste en una membrana delgada, altamente vascularizada; está en contacto con la superficie interna de la esclerótica y al mismo tiempo nutre y sirve de colchón vascular a la retina, su color es pardo muy obscuro (16,21,24,27).

El Cuerpo Ciliar: Es la porción media engrosada de la túnica vascular, que rodea en forma de anillo a la región del ecuador del ojo hasta el limbo corneal. En un corte anteroposterior tiene forma de triángulo isósceles, formado por los músculos de la acomodación y los procesos ciliares, lugar donde se produce el humor acuoso (16,21,24,27).

El Iris: Es la parte anterior de la túnica vascular. Está constituida por una membrana vascular en forma de disco, con un orificio central que se llama pupila, le da el color al ojo. El iris separa la cámara anterior de la posterior. Es muy rico en pigmento y posee dos músculos: el esfínter (que contrae la pupila) y el dilatador (que la ensancha y dilata) (16,21,24,27).

La Retina: Es la más interna de las tres capas. Es una cutícula fina, transparente como el celofán, con un espesor máximo de 0.4 a 0.5 mm. En la observación oftalmoscópica de la retina se distinguen la papila (nervio óptico) de 1.5 mm de diámetro, localizada hacia la parte nasal, en la que faltan las células sensoriales fotosensibles. Las fibras nerviosas, organizadas en fascículos aislados, atraviesan la lámina cribosa para prolongarse en el nervio óptico; en la superficie de la retina también pueden verse arterias y venas. A todas esas estructuras, visibles a través de la pupila con la ayuda del oftalmoscopio, se denomina "fondo de ojo".

Para fines prácticos, el fondo de ojo se divide en tres partes: 1) el polo posterior, que comprende la porción más fácilmente visible con el oftalmoscopio y consta de la mácula, la pupila, el haz papilomacular (porción de fibras nerviosas que se encuentran entre ambas) y la retina que las rodea; 2) la periferia, que es la porción de la retina más cercana al cuerpo ciliar y 3) el ecuador, región intermedia entre el polo posterior y la periferia (16,21,24,27).

La mácula lútea (mancha amarilla), corresponde al sitio de visión más nítida, situada en el centro de la retina, tiene forma ovalada con una pequeña depresión central, la *fovia centralis* mide sólo algunos milímetros, pero por la importancia de su función se ha considerado como una de las partes más valiosas del organismo humano. El globo ocular presenta tres cámaras o compartimientos: la cámara anterior está delimitada por delante por la cara posterior de la córnea, y por detrás por el iris y la cápsula anterior del cristalino. Su profundidad aproximada es de 3 a 4 mm, en el ángulo de esta cámara se produce el drenaje del humor acuoso a través de pequeños poros y finos conductos. (16,21,24,27).

La cámara posterior está limitada hacia adelante por la superficie posterior del iris y el cuerpo ciliar, y hacia atrás por el cristalino y la membrana limitada por el vítreo. La cámara vítrea contiene el cuerpo vítreo: tiene un volumen

aproximado de 4 cm cúbicos y ocupa el mayor espacio del contenido del globo ocular (65 %), su aspecto es gelatinoso (16,21,24,27).

El Cristalino: Por detrás del iris se encuentra el cristalino, que es una lente biconvexa, transparente, cubierta por una fina cápsula; está suspendida por un ligamento muy fino llamado ligamento suspensor del cristalino, o zónula de zinn, que se extiende desde el cristalino hasta los procesos ciliares del cuerpo ciliar. El cristalino no tiene vasos sanguíneos. Puede variar su curvatura para enfocar diferentes distancias de visión (16,21,24,27).

FISIOLOGIA OCULAR BASICA

Párpados: El movimiento palpebral se llama parpadeo. Existen los movimientos de apertura y cierre de la hendidura palpebral, con la finalidad de proteger al globo ocular de estímulos luminosos demasiado fuertes o de cuerpos extraños, así como de distribuir la película lagrimal y expulsar secreciones o pequeñas partículas (16,21,24,27).

Aparato Lagrimal: Interviene en la producción, transporte y eliminación de las lágrimas. Estas mantienen la superficie corneal bien lubricada y uniforme y tiene una acción bactericida. También remueve cuerpos extraños de la conjuntiva y de la

superficie corneal. Se halla comunicado con el interior de la nariz, lo que permite sentir el sabor de cualquier gota que se aplique a los ojos (16,21,24,27).

Conjuntiva: Permite libertad de movimiento al globo ocular. Produce una sustancia lubricante mucinosa que une a las lágrimas y a los productos de secreción de las glándulas de los párpados (16,21,24,27).

Córnea: Actúa como una lente transparente, protectora y refringente, a través de la cual pasan los rayos luminosos hacia la retina. Tiene una alta capacidad de regeneración y cicatrización y un intenso metabolismo. Es uno de los tejidos con mayor sensibilidad de todo el organismo. También tiene función de sostén (16,21,24,27).

Esclerótica: Sus funciones son de protección y de sostén. En ella se insertan los músculos extraoculares, permite el paso de vasos y nervios hacia el interior del ojo (16,21,24,27).

Iris: El iris tiene una función de diafragma, regulando la cantidad de luz que entra al ojo a través de la pupila. También disminuye las aberraciones cromáticas y esféricas, al aumentar la profundidad de foco del ojo (16,21,24,27).

Cuerpo Ciliar y Humor Acuoso: El cuerpo ciliar modifica la forma del cristalino mediante la contracción y relajación del músculo ciliar, que afloja o pone en tensión las fibras zonulares para efectuar la acomodación. Otra función es la producción del humor acuoso, que llena las cámaras anterior y posterior del ojo; actúa como un medio tradicional de las estructuras avasculares que baña, transporta anticuerpos y mantiene la tensión intraocular dentro de límites fisiológicos (16,21,24,27).

Coroides: Es una capa muy vascularizada, cuya función consiste en nutrir la retina por su parte externa.

Cristalino: Su función es la de enfocar los rayos sobre la retina, mediante el proceso de acomodación. Actúa como una lente transparente de poder variable. Para enfocar un objeto cercano, el músculo ciliar se contrae, liberando de tensión a la zónula y la cápsula del cristalino hace que su diámetro aumente y se produzca un mayor poder de refracción. Lo contrario ocurre en la visión lejana (16,21,24,27).

Vitreo: Es un medio óptico que da forma al ojo y sirve como soporte a la retina (16,21,24,27).

Retina: Percibe las imágenes y las envía al cerebro. Los conos proporcionan la visión central, nítida, de detalle y de color, mientras que la visión periférica está dada por los bastones.

Presenta un intenso metabolismo y proceso de cambio energético, como la transformación de la luz en energía por la actividad de los pigmentos que posee (16,21,24,27).

Vía Óptica: Sus estructuras están encargadas de recibir, transmitir e interpretar las imágenes. Estas son llevadas desde la retina hasta la cisura calcarina en la corteza occipital, donde se integran los estímulos visuales para completar la función visual (16,21,24,27).

Músculos Extraoculares: Movilizan los dos globos oculares. Actúan mediante mecanismos de contracción y relajación recíprocos, de acuerdo con el sitio hacia el cual desvía la mirada. Hay músculos agonistas y antagonistas, ya que cuando uno se contrae el opuesto debe relajarse y viceversa. Son muy importantes para el mecanismo de visión binocular y actúan mediante el proceso llamado fusión (16,21,24,27).

OPTICA

El estudio de la óptica puede ser dividido en tres partes:

1. Óptica Física
2. Óptica Geométrica
3. Óptica Fisiológica

La óptica física está ligada con la naturaleza y las propiedades de la luz; ahora la óptica geométrica, es la rama de

la óptica en la cual las leyes de la geometría pueden ser usadas, para diseñar lentes, instrumentos ópticos, telescopios, microscopios, cámaras, etc. La óptica fisiológica, trata del mecanismo de la visión, la fisiología y psicología de la vista.

Óptica Física

Nuestros antecesores teorizaron acerca de la naturaleza de la luz. Hubo varias teorías sobre la naturaleza de la luz; la primera proponía que el movimiento de la luz es semejante a las ondas que se forman en el agua cuando cae un objeto; la segunda teoría proponía que el movimiento de la luz era como gotas de agua cuando salen de una manguera. En tiempos más recientes, los científicos han demostrado que la luz viaja como partículas que se comportan como ondas.

Como Viaja la Luz

La luz es básicamente el aspecto de energía radiante a la cual el ojo responde como una experiencia visual, por lo que es llamada radiación luminosa. Las ondas de luz viajan en una dirección específica, la trayectoria del movimiento de las ondas se manifiesta con tendencias hacia arriba y también hacia abajo, siendo perpendicular a la visión. Estas mismas ondas de luz son capaces de producir visión en seres humanos y en animales inferiores, por estimulación de los muy sensibles fotoreceptores localizados en la retina.

Naturaleza del Mundo Visible para el Hombre

El hombre continuamente está siendo bombardeado de energía electromagnética, ondas de rayos cósmicos, rayos infrarrojos de lámpara de calor, luz ultravioleta emanada del sol y lámparas de cuarzo; sin recibir ninguna sensación visual, como resultado de estas fuentes, es solamente una porción de este espectro electromagnético la que determina el mundo visible del hombre. Las longitudes ondulatorias de algunas de las ondas del espectro electromagnético son extremadamente pequeñas, por ejemplo los rayos cósmicos son solamente de 4 trillones de centímetro de longitud; otras longitudes de onda tales como las ondas de radio pueden ser como 2 ó 3 miles de centímetro de longitud. Los rayos de longitud ondulatoria a los cuales responde el ojo humano son de 400 a 800 m.u., el resto de los rayos no son visibles para el ojo humano.

Velocidad de la luz

La luz viaja a una velocidad de 186 mil millas/se, que es igual a 300 mil Km/se, mucha más rápido que el sonido. Cada longitud de onda es la distancia entre la cresta de una onda a la cresta de la siguiente, la frecuencia es el número de longitudes de onda que se presenta en un segundo; el producto de estas dos cantidades es igual a la velocidad de la radiación electromagnética. La velocidad de la luz en el aire es mayor que en cualquier otro medio; se tomará la velocidad en términos de su

desplazamiento en el aire. La sensación visual dependerá de la capacidad de brillo y reflexión que tenga el objeto ante la luz.

En tiempos antiguos cuando no existía la electricidad, se tomaba como medida estándar la luminosidad de una candela, este concepto fue reemplazado por las lámparas de filamento de carbón, operadas por un voltaje cuidadosamente regulado, el uso moderno se refiere a la cantidad de iluminación en términos de Lumen/pie o también llamados Watt de voltaje.

Color

Isaac Newton fue la primer persona que demostró el fenómeno de la descomposición de la luz a través de un prisma, de donde resultaron colores visibles para el ojo tales como: rojo, anaranjado, amarillo, verde, azul y violeta. El fue el primero en demostrar que la luz blanca es la mezcla de todos los colores.

Cada rango de onda tiene su particular color matriz, el color rojo es el que tiene la longitud de onda más larga y el violeta la menor longitud de onda.

Por años mucha gente ha observado que un poste recto en una laguna aparece inclinado en la superficie del agua, incluso los peces parecen estar en un lugar diferente al que realmente están; el fenómeno antes descrito es debido a la refracción de la luz. Snell descubrió que la luz viaja a diferentes velocidades a

través de los diferentes medios y estableció la velocidad de la luz en el vacío; cuando la luz viaja a través del agua o del vidrio la velocidad es menor y varia según el medio por el cual esté viajando. Otros medios como el vidrio y las cámaras del ojo, también retardan el paso de la luz alternado así la velocidad de la misma. El ratio de la velocidad de la luz en un medio dado se llama índice de refracción de ese medio. Este índice es una comparación de la velocidad de la luz hacia un medio en particular, con la velocidad a través del aire y puede ser expresada de la siguiente forma:

Índice de refracción = $\frac{\text{velocidad de la luz en el aire}}{\text{velocidad de la luz en la sustancia.}}$

Entonces el índice de refracción de una sustancia es determinado por la velocidad de la luz que lo atraviesa. El índice de refracción de los medios comunes pueden ser expresados de la siguiente forma:

Aire	= 1.00
Agua	= 1.33
Vidrio óptico	= 1.52
Cristal	= 1.65

¿Cómo puede alterar la Luz su Dirección?

Si los rayos de luz pasan del aire a otro medio, tal como una placa de vidrio y pasan perpendicularmente al vidrio, ellos serán más lentos, pero emergerán en la misma dirección que

entraron al medio. Pero, si estos rayos inciden oblicuamente en la superficie de la placa de vidrio, cuando pasan por el vidrio estos rayos se curvarán y emergerán en la misma dirección en la cual entraron; los rayos oblicuos más cerca al vidrio, entraran al vidrio (medio) y serán más lentos en su recorrido.

Optica Geométrica

Terminología

Divergencia: Son los rayos de luz de algún punto luminoso o la luz que se extenderá o divergirá.

Convergencia: Es cuando un grupo de rayos llegan juntos a un mismo punto y se dice entonces que convergen.

Rayos paralelos: Se asume que los rayos de luz son paralelos, si ellos emanan de una fuente de luz distante, tal es el ejemplo de los rayos emanados del sol.

Un rayo de luz entrando a un medio se llama rayo incidente y un rayo que emerge de un medio se llama rayo emergente. El ángulo que el rayo incidente hace se llama ángulo de incidencia y al ángulo que hace el rayo en su nuevo medio se llama ángulo de refracción. La relación entre estos dos ángulos y el índice de refracción del medio a través del cual el rayo pasa, es la base de la ley de Snell. Es una ley fundamental en óptica que explica la refracción de la luz a través de una sustancia transparente. La ley comprende de la siguiente fórmula:

Índice de refracción = ángulo de incidencia/ángulo de refracción

La ley de Snell establece que de la constante relación del ángulo de incidencia, el ángulo de refracción e índice de refracción del medio, depende el diseño de los lentes, para los diferentes instrumentos o aparatos utilizados en nuestro tiempo.

Espejos y Reflexión

Una forma de cambiar la dirección de la luz es dejar que ésta rebote de una superficie y entonces cambia su dirección. Este rebote de luz es llamado reflexión y ciertas leyes gobiernan su conducta, los espejos son los que ilustran de mejor forma este fenómeno. Existen los vidrios bañados en plata, lo que permite una transmisión mínima de luz porque reflejan la mayor parte de ésta. Se debe de hacer notar que cualquier superficie reflectiva tal como el vidrio, agua o metal pueden reflejar la luz. En el vidrio y el agua, en principio sabemos que se transmite la luz y que la reflexión pasa a ser algo secundario. Los espejos obedecen a la ley que el ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión. Los espejos pueden ser curvos o planos, los curvos son de dos tipos, cóncavos y convexos; los cóncavos agrandan o magnifican las imágenes y los convexos hacen que las imágenes aparecen más pequeñas.

lentes

Los lentes para espectáculos fueron inventados más o menos en el siglo XII y los telescopios en el siglo XVII. En los pasados cien años, los binoculares, cámaras, proyectores, espectroscopios y muchos instrumentos ópticos han sido desarrollados con muchos refinamiento en el diseño de los lentes; todo esto ha sucedido por el conocimiento que el hombre ha logrado con respecto a las propiedades de los lentes. Originalmente, los lentes fueron hechos de vidrio, ahora también se construyen lentes hechos de material plástico.

La cualidad principal de los lentes curvos es la de desviar los rayos de luz. El principio básico de todos los lentes puede considerarse mejor como una relación de prismas. Un prisma es una pieza triangular de vidrio o de plástico, compuesto por una base y por ápice o punta. Los rayos de luz viajan del aire hacia el prisma, entran en el medio sólido del prisma y ocurre el fenómeno de refracción desviando la luz hacia la base del prisma, la razón de este fenómeno está relacionada con la superficie oblicua del prisma y en especial el medio por donde la luz viaja. La magnitud del efecto prismático depende del tamaño del ángulo de la punta del prisma, pero la luz siempre es desviada hacia la base del prisma; cuando uno mira a través de un prisma, el objeto observado aparece desplazado hacia la punta.

Como se Miden los Prismas

Los prismas empleados en oftalmología son calibrados en dioptrías. Por definición una dioptría prismática, es cuando parece desplazar un objeto un centímetro, en una distancia de un metro del ojo. A 0.50 metros, si el objeto es desplazado 1 cm, entonces el poder dióptrico del prisma es de 2 dioptrías. A 2 metros, si el objeto es desplazado 1 cm, entonces el poder dióptrico del prisma es de 0.50 dioptrías. Esto puede expresarse por la fórmula:

$$P = C/D$$

donde:

P = Poder del prisma

c = Desplazamiento del objeto en centímetros

D = Distancia del prisma en metros

El uso de los Prismas

Los prismas son usados en oftalmología en lo siguiente:

1. Instrumentos tales como ginoscopios y oftalmoscopios.
2. Medidas de balance del ojo en caso de estrabismo, un prisma puede alterar la dirección de la luz de tal forma que la proyección del ojo desviado sea la misma que la del otro ojo, y en efecto corrige el alineamiento sensorial del ojo, sin perturbar el alineamiento motor.

3. Anteojos que sirven para corregir desbalances musculares, aquellos de naturaleza vertical.
4. Ejercicios oculares para desbalance muscular, tal como insuficiencia de convergencia.

Lentes convexos

Es una pieza de vidrio o plástico, en la cual una o ambas superficies de los lentes están encorvadas hacia afuera. Si dos prismas están colocados base con base y las esquinas de en medio del prisma se aplanan, se estará creando un lente convexo.

La alteración en el radio o curvatura de los lentes altera su punto de convergencia, también llamado punto focal, lentes más convexas convergen rayos de luz hacia un punto focal más corto y lo inverso ocurre con lentes menos convexas. Los lentes son considerados como positivos o mejores, cuando convergen los rayos de luz por atrás del lente.

Lentes Cóncavos

Es una pieza de vidrio o plástico, en la cual una o varias superficies están encorvadas hacia adentro. Si dos prismas son colocados punta con punta y la superficie recta de los prismas se encorvan hacia adentro, se estará creando una lente cóncava. Con una lente cóncava los rayos emergentes de luz divergen después de la refracción y por lo tanto los rayos de luz no pueden ser enfocados detrás de los lentes, si extendemos la dirección de los rayos de luz para atrás no podemos dibujar un foco imaginario

enfrente de los lentes; por lo tanto, esta lente es denominada o llamada lente negativa. Los lentes convexos son los que convergen o juntan los rayos de luz y los lentes cóncavos son los lentes que divergen o separan los rayos de luz. Las variaciones de los lentes esféricos ocurren cuando las curvaturas de las superficies anterior y posterior no son las mismas.

Longitud Focal

En algunos lentes el rayo penetra hasta el centro de los lentes sin desviación, pero todos los rayos convergen hacia un punto. El rayo central o axial viaja sobre una línea llamada eje principal de la lente, los rayos en cualquier dirección, lado o rayos para axiales, convergen en un punto sobre el eje principal llamado punto focal. La longitud de este punto focal es llamada longitud focal.

Una lente debe de ser considerada en términos de longitud focal, como el poder de un lente, es igual a la reciprocidad de su distancia focal medida en metros, el poder es expresado en unidades llamadas dioptrías. La fórmula para la conversión de las longitudes focales del lente en el poder en dioptrías es la siguiente:

$$D = 1/F$$

donde:

D = poder de los lentes en dioptrías.

F = longitud focal en metros.

Por ejemplo:

Lentes con longitud focal de 1 mt	$1/1 = 1.00$ D.
Lentes con longitud focal de 2 mt	$1/2 = 0.50$ D.
Lentes con longitud focal de 4 mt	$1/4 = 0.25$ D.
Lentes con longitud focal de 0.25 mt	$1/0.25 = 4.00$ D.

Para capturar claramente la imagen de una lente convexa, una pantalla debe de ser colocada en su exacto punto focal, en una lente convexa, el punto focal esta siempre detrás de la lente. Por consiguiente los lentes convexos son considerados positivos y los cóncavos negativos. Una imagen real es la que puede ser captada por una pantalla o por una placa fotográfica. Cuando un objeto es colocado ante un lente positivo, una buena imagen se forma en el punto focal; para determinar la longitud focal de los lentes y su poder, se debe conocer la distancia a la cual se encuentra el objeto de la lente y la distancia de la imagen de los lentes; para ello se emplea la siguiente fórmula:

$$1/U + 1/V = 1/F$$

donde:

U = Distancia del objeto de la lente.

V = Distancia de la imagen de la lente.

F = Longitud focal de los lentes.

Aberración Esférica

Como la periferia de los lentes tiene una diferente curvatura desde sus centros, los rayos de luz que tocan los lentes en las orillas no llegan al mismo punto focal, que cuando los rayos de luz tocan el centro. Para eliminar esta aberración se han desarrollado técnicas - cuando estas técnicas no son utilizadas, se convierte en problema. La aberración se transforma en problema cuando se están utilizando lentes de poder alto.

Aberración Cromática

Hemos notado que a las orillas de los lentes esféricos, estos actúan como un prisma, o sea que la luz al pasar por un prisma es descompuesta en sus diferentes componentes espectrales; entonces franjas de color aparecen cuando la luz pasa a través de las lentes, esto se nota particularmente cuando se utilizan lentes de poder alto. La aberración cromática puede ser reversible por cambios en la forma, e índice de la refracción de los lentes; el cristal tiene mayor tendencia a producir aberración cromática que el vidrio óptico; esta observación puede

ser corregida, por la combinación de los lentes con diferente índice de refracción .

Cilindros

Un cilindro es una lente con poder en una misma dirección; los cilindros tienen la forma de una rebanada o una llanta de bicicleta, en donde ellos están curvos en una dirección, pero no así en las otras direcciones.

CONSIDERACIONES GENERALES DE LA CATARATA

Desde un punto de vista clínico, la catarata es definida como un defecto visual el cual es resultado de la perturbación de la transparencia de los lentes naturales existentes en el ojo humano. Sin embargo, pequeñas opacidades que caen en el eje visual tienen pequeños efectos sobre la agudeza visual. La etiología de la catarata es muy diversa, hay muchas formas de catarata en todas las regiones de los lentes. La causa precisa de la catarata es aún desconocida; pero lo que sucede es que hay un evento o causa que dirige la opacidad del lente. También se puede decir que hay un sinnúmero de factores que intervienen en el metabolismo, causando la pérdida de la transparencia de las lentes (1,2).

EPIDEMIOLOGIA

Se estima que en los Estados Unidos 400 mil personas desarrollan catarata cada año; la catarata es responsable del 35% del daño visual existente. Hay aproximadamente 31 mil personas absolutamente ciegas como resultado de la catarata. El impacto global de la catarata es fuera de serie, la catarata es responsable del daño visual en 30 a 45 millones de personas y la causa más grande de ceguera alrededor del mundo (2).

La incidencia de la catarata está bien documentada. Los datos obtenidos de los estudios de Framingham (1970), demostraron que los cambios del lente fueron observados en un 70% de todos los individuos por debajo de los 65 años y las cataratas fueron diagnosticadas en un 18% en ese grupo; en individuos en edades de 75 a 85 años, la incidencia de los cambios de los lentes fue del 90%, con cercanía a la mitad de aquellos que habían sido diagnosticados como catarata clínica. Desafortunadamente el estudio de ojos de Framingham fue restringido a una pequeña población regional y los datos no se pueden generalizar. Más confiable es el dato disponible para la incidencia de la catarata congénita, lo cual muestra una tasa de 1.6 por 10 mil nacimientos (1,3,4,7).

ETIOLOGIA Y FACTORES DE RIESGO

No hay duda que el desarrollo de la catarata está asociado con la edad, diabetes, exposición a una variedad de influencias ambientales, incluyendo también todas las formas de radiación. Muchos estudios han tratado de evaluar factores de riesgo para el desarrollo de la catarata, los mismos autores han sugerido una variedad de relaciones entre el desarrollo de la catarata y una variedad de factores incluyendo la diabetes, las enfermedades cardiovasculares, el cigarrillo y el uso de drogas oftalmológicas de uso tópico. Retzlaff (1990), sugirió la asociación de catarata posterior subcapsular con hiperlipidemia e hiperglucemia. Otros estudios de Chen et al (1985), y Harding (1985), han propuesto como factores de riesgo a una serie de enfermedades clínicas y factores ambientales; Lake et al (1991), publicó los resultados de un estudio de casos y controles, el cual involucraba a 1,380 individuos. El estudio indica que la catarata está relacionada a una condición nutricional baja; la diabetes fue confirmada como un factor de riesgo para todos los tipos de catarata, con excepción de la catarata nuclear. Este tipo de catarata parece estar relacionada con el cigarrillo, ocupación y exposición a la luz del sol. Estos estudios apoyan la teoría multifactorial de la cataratogenesis (2,3,11,12,22).

CLASIFICACION DE LAS CATARATAS

La clasificación de la catarata basada en la etiología, incluye subcategorías para su descripción, tales como: edad, exposición a la radiación, producto de alguna enfermedad, anomalías congénitas, traumas y efectos secundarios de la terapia médica. Como un sistema de clasificación tiene valor, porque nos ayuda a entender y a definir algunas de las influencias impuestas sobre los lentes y predecir los cambios moleculares que ocurren dentro de estos. La evaluación clínica de las cataratas es muy amplia; aunque, en términos simples se divide en: catarata cortical anterior y posterior, catarata nuclear, catarata brunesciente, catarata subcapsular anterior y posterior. Estas descripciones clínicas carecen de objetividad y hubo necesidad de desarrollar un sistema más confiable para documentar los cambios de las cataratas en vivo; un número de técnicas ópticas sofisticadas han sido desarrolladas para satisfacer dicha necesidad; por ejemplo el sistema de lámpara de cámara hendida de Hockwin fue evaluado por otros investigadores; Bronson (13), ha desarrollado también un sistema de fotografía de lámpara de cámara hendida, la que ha sido probada en descripciones de lentes en vivo. Los más recientes estudios en Estados Unidos son los realizados por Chyluck y asociados, que han desarrollado un sistema de clasificación de opacidad del lente natural, lo cual califica la presencia o ausencia de opacidad en todas las zonas del lente. No hay duda que estos sistemas de medida serían valiosos, no solamente en la descripción y seguimiento en el

desarrollo de la catarata, si no también en la evaluación del impacto de las drogas que pueden ser usadas en la terapia médica en contra de la catarata (2,3,11,12,22).

TRATAMIENTO

El tratamiento de las cataratas es la extirpación quirúrgica. La mayor parte se extirpan por estímulos visuales. Las consideraciones que deben hacerse al planear la extirpación de las cataratas son las necesidades visuales del paciente, el potencial de mejoría visual y los riesgos de la cirugía. Debe tenerse cuidado al identificar las enfermedades oculares interrecurrentes; la extirpación del cristalino al haber glaucoma avanzado o degeneración macular no necesariamente mejora la visión (11,24).

El riesgo de la cirugía en el tratamiento de las cataratas, es relativamente pequeño. A pesar de la posibilidad de hemorragia intraocular, infección postoperatoria, descompensación corneal o problemas en la curación de las heridas, son excelentes las posibilidades de un buen resultado visual. Aún la cirugía con buenos resultados eleva la posibilidad de desprendimiento subsecuente de retina y en un reducido porcentaje de los ojos operados aparece edema macular quistoide duradero, con reducción de la agudeza visual. La cirugía de catarata por lo regular se practica bajo anestesia local y éste deberá ser considerado el

método de elección desde el punto de vista médico. La anestesia general cuando se usa, constituye gran parte del riesgo (11,24).

HISTORIA DEL ULTRASONIDO

cepto del ultrasonido: Ondas sonoras de frecuencia muy alta, encima de 20,000 vibraciones/seg.

Los orígenes del ultrasonido se deben buscar en la biología, que desde hace 60 millones de años un pequeño mamífero insectario, el murciélago, se orientaba mediante vibraciones. Este hecho, que fue demostrado por el zoólogo Griffin en 1933, ya había sido instituido en 1773 por el ábate Spallanzani, quien al estudiar el vuelo nocturno de los animales sospechó que el murciélago tenía un sentido de orientación para moverse en la oscuridad, motivado por algo desconocido por la ciencia de su época (30,32).

En 1880, los hermanos Jacques y Pierre Curie descubrieron las propiedades piezoeléctricas de ciertos cristales de cuarzo y comprobaron que al realizar presiones sobre una lamina de este material, parecían potenciales eléctricos (30,32).

En 1883, Galton consiguió producir por primera vez ondas ultrasónicas, utilizando un silbato de aire comprimido (30,32). En 1916, Langevin y Chilowsky, a petición del gobierno francés, estudiaron un método ultrasónico para detectar submarinos desde los barcos y posteriormente inventaron una sonda ecográfica que fue utilizada por la marina aliada a finales de la primera guerra mundial (30,32).

La primera aplicación industrial fue realizada en 1942, por la empresa Firestone, que inventó el reflectoscopio para detectar defectos dentro de las estructuras sólidas (30,32). Su empleo en medicina data desde 1942, cuando Dussik estudió los ventrículos cerebrales. En 1950, Wild y Reid, con su escoscopio, lograron diagnosticar tumores digestivos y mamarios (30,32).

La primera experiencia en el campo de la oftalmología fue protagonizada por Mundt y Hughes quienes en 1956, estudiaron comparativamente el ecograma de dos ojos de cerdo enucleados, uno normal y otro en el que habían incluido 3 mm de tejido de un carcinoma mamario, consiguiendo así demostrar la posibilidad del diagnóstico ecográfico de los tumores intraoculares (30,32). Un año más tarde, en 1957, Oksala y Lehtiner diseñaron una sonda de fácil manejo y publicaron el ecograma de la mayoría de las afecciones oculares (30,32).

Tiene numerosas aplicaciones, entre ellas la monitorización fetal, la obtención de imágenes de los órganos internos del organismo y la limpieza dental y del instrumental quirúrgico.

La primera aplicación de la ecografía "B", bidimensional, en el ojo se debió a Baum y Greenwood, que en 1958 utilizando frecuencias de 15 Mhz, consiguieron los primeros resultados en el diagnóstico ultrasónico en dos dimensiones (30,32).

Yamamoto en 1960, empleó el ultrasonido para la biometría del ojo y un año más tarde consiguió determinar la velocidad de propagación en los distintos medios oculares.

Ossoing en 1965, realizó un importante trabajo sobre tumores, pudiendo considerársele como uno de los primeros autores que utilizaron la ecografía para el diagnóstico de afecciones orbitarias (15, 16). En 1965, Bronson estudió el diagnóstico y la localización de los cuerpos extraños intraoculares (30,32).

En Francia, Massin y Poujol, publicaron el primer trabajo en 1966; y en 1973, los mismos autores, junto con Hamard, editaron una de las monografías más importantes de la literatura médica europea, respecto a la ecografía "A" (30,32).

En España, el primer artículo sobre avances en oftalmología fue publicado en 1967, en los archivos de la sociedad española, por Gil del Río, en 1972, en el II Congreso Luso-Hispano Brasileño (30,32).

BIOMETRIA

En el año de 1956, dos oftalmólogos americanos Mundt y Hughes usaron por primera vez un escudriñador para examinar un tumor en el ojo humano. Diez años después, Weinstein, Baum y Brinkhorst publicaron un artículo comparando un ultrasonido con métodos ópticos. Durante esta misma década Jansson y colegas publicaron varios artículos negociando con la medida de la velocidad del sonido y las dimensiones de varias estructuras oculares usando A-scan. (14,15,17,23). 8,9,11

Un diagnóstico oftalmológico ultrasónico empezó a finales de los 60's y a principios de los 70's con el uso de métodos de exhibición A-scan y B-scan. (14,15,17,23).

A mediados de los 70's el uso de A-scan ha venido a ser indispensable en la medida longitudinal axial del ojo (biometría), extracción de cataratas con implantación de lentes intraoculares. (14,15,17,23).

Dos técnicas biométricas con A-scan surgieron, contacto (cuando se examina a fondo tocando la córnea), e inmersión (cuando se examina a fondo con un pequeño baño de agua enfrente de la córnea).

El método de contacto fue promovido primeramente por Coleman y Brinkhorst, mientras que la técnica de inmersión fue

popularizada por Ossoinig y ha sido más promovida principalmente Hoffer y Shamma. (14,15,17,23).

Salud profesional, quien lleva a cabo biometrías oftalmológicas para cálculos de lentes intraoculares, necesita entender los principios fundamentales de ultrasonido a manera de llevar a cabo exámenes consistentes y de alta calidad. Este capítulo provee una explicación de ultrasonidos físicos y los lectores están animados para consultar otras fuentes para una mayor información. (14,15,17,23).

En definición el ultrasonido es una onda acústica y consiste de partículas oscilantes en un medio. Ultrasonido ocurre cuando las ondas del sonido viajan a una frecuencia de por lo menos 20 mil ciclos por segundo (20 KH). Sonido audible, su contraste ocurre en frecuencias bajas, menor de 20 KH. Ultrasonido que es un sonido para propósitos de diagnóstico y medidas es emitido en forma de pulsaciones cortas. (14,15,17,23).

EL ultrasonido es una máquina de pulsaciones cortas de energía eléctrica (voltaje) son rápidamente generadas en el pulsador del instrumento (transductor). Estas pulsaciones cortas son enviadas a través de un cable que está adjunto a una terminal de la máquina y en la otra terminal a un examinador, el cual contiene un translucidor.

El voltaje viaja a través del cable y es aplicado a un elemento piezoeléctrico (cerámica o cristal de cuarzo) que está localizado en el transductor cerca del examinador del extremo. (14,15,17,23).

ECOS Y RESONANCIAS

Con el examinador puesto en el ojo, la onda del sonido es transmitida dentro de los planos oculares en forma de rayo de sonido o sonido radiante.

Cuando el sonido radiante encuentra una interfase, un eco (reelección) se produce, el cual es retransmitido al elemento del examinador. El elemento de nuevo resuena y transforma la energía ultrasónica de vuelta a energía eléctrica por transmisión de un receptor del instrumento. Una vez en el receptor, el eco es procesado y amplificado para exhibición en el osciloscopio (pantalla de exhibición) del instrumento. Tales imágenes exhibidas son conocidas como ecogramas o sonogramas. (14,15,17,23).

El ultrasonido oftalmológico ecográfico puede ser presentado en las formas de A-scan (tiempo amplitud) o B-scan (brillantes modulada), cada una de las cuales provee información específica

cerca del ojo. En A-scan el traductor es estacionario o fijo y un ecograma unidimensional es producido mientras que en B-scan el traductor oscila rápidamente en el programa de examinador, resultando ecogramas bidimensionales. Los ecos son representados en el ecograma como espigas de una línea de base en el A-scan y como puntos o líneas en el B-scan. La información generada por el B-scan es predominantemente usada con propósitos de diagnóstico. La instrumentación especialmente diseñada para A-scan puede ser usada para aumentar la información del diagnóstico proveniente de B-scan y A-scan es la modalidad empleada para biometría. La amplitud de una espiga A-scan y la brillantez de un punto del B-scan proveen información relativa con respecto a la densidad de una interfase. (14,15,17,23).

La posición de un punto o espiga en el ecograma indica su posición en relación al examinador. (14,15,17,23).

SONIDO RADIANTE

Como se menciona anteriormente, ondas de sonido son emitidas desde un transductor en forma de sonido radiante. La forma del sonido radiante depende grandemente de la configuración de un elemento piezoeléctrico, en el transductor un elemento plano produce un sonido radiante sin distancia focal (paralela), mientras un elemento de forma cóncava produce una distancia focal radiante. Un sonido radiante con distancia focal es requerido por un B-scan y es usado con muchas máquinas biométricas A-scan

(i.e. biómetros). Un sonido radiante sin distancia focal es utilizado por algunos biómetros y por todo el equipo de diagnóstico A-scan. (14,15,17,23).

FRECUENCIA

Cada examen ultrasónico a fondo emite ondas de sonido a una frecuencia particular que es medida en hertz (Hz). Hertz es igual a un ciclo por segundo. La frecuencia de un examen está predeterminado por su propio diseño, específicamente por la proporción a la cual el elemento piezoeléctrico resuena.

A más alta frecuencia, menor de la penetración dentro del papel, pero la mejor resolución del sistema.

Resolución es la habilidad del instrumento para exhibir dos o más interfases como ecos separados.

Las frecuencias bajas penetran profundamente, pero proveen menos resolución. Como un resultado, la frecuencia empleada para examinar una región del cuerpo está dependiendo juntamente sobre la profundidad de penetración y la resolución que son necesarias. La frecuencia puede tener un rango o fluctuar desde tan bajo como un MHz en ultrasonido obstétrico (proveyendo penetración profunda, pero resolución marginal) a 12 MHz en biometría oftalmológica (proveyendo penetración moderada, pero excelente resolución). (14,15,17,23).

Como una regla general, la frecuencia de los exámenes a ser usados por biometría oftalmológica fluctúan entre 8 a 12 MHz. (14,15,17,23).

VELOCIDAD DEL SONIDO

El ultrasonido viaja a diferentes velocidades dependiendo de las propiedades físicas del medio a través del cual pasa. La propiedad más importante en esto es la densidad del medio. A más densidad (sólido), un medio como el hueso, la transmisión ultrasónica es más rápida (3500 m/seg), que a medios menos densos como el agua (1480 m/seg). (14,15,17,23).

Cuando este concepto se aplique al ojo, se traducirá como: el ultrasonido viaja a una escala mucho más baja en un medio más líquido como el vítreo y más rápido en un medio sólido - como lo son la córnea y el cristalino. (14,15,17,23).

INTERFASE ACUSTICA

Un eco (reelección) es producido cuando el sonido radiante encuentra una interfase acústica.

Una interfase acústica está formada cuando el sonido radiante que viaja de un medio a un segundo medio de acústica diferente (i.e. densidad por velocidad del sonido). Si el sonido radiante viaja a través de dos medios de idéntica impedancia no se producen reflexiones. (14,15,17,23).

El concepto de acústica está bien demostrado en la medida de la longitud axial del ojo usando un ultrasonido A-scan. Con el transductor localizado o puesto en la córnea, el sonido radiante está dirigido a lo largo del axis visual rumbo a la mácula (14,15,17,23).

EJECUTANDO MEDIDAS

Las medidas ultrasónicas son típicamente sacadas con el ultrasonido A-scan. En biometría el instrumento está programado para determinar el tiempo requerido para que las ondas del sonido viajen desde la córnea a la retina y luego retornan al examinador. Esta medida de tiempo combinado con la velocidad del sonido del medio examinado, puede ser convertido a distancia con la siguiente fórmula:

$$\text{Distancia} = \text{velocidad} * \text{Tiempo}/2 \quad (D = V * T/2)$$

Cuando la velocidad del sonido está expresada en metros por segundo (m/seg), el tiempo está expresado en microsegundo (usec). Estas medidas están ejecutadas electrónicamente por instrumentos disponibles. En los días anteriores al ultrasonido oftalmológico la longitud axial fue medida manualmente de fotografías polaroid, usando calipers y tablas de conversión. (14,15,17,23).

REFLECTIVIDAD

La reflectividad de una interfase está determinada por la proporción de energía desde donde es emitida y recibida por el

examinador del mismo ultrasonido. En un ecograma A-scan la reflectividad de una interfase corresponde a la fuerza de su eco (i.e. la amplitud de la espiga del eco). La fuerza de un eco está determinada por las características de la interfase (e.g. tamaño, forma y contorno); así como para el provecho usado y la incidencia del sonido radiante. La Figura 1-3 ilustra como el tamaño y configuración de una interfase afecta la cantidad de eco retornante. (14,15,17,23).

INCIDENCIA DEL SONIDO RADIANTE

Está determinada por el examinador de acuerdo a la orientación del examen a fondo. Un eco de alta reflectividad es transmitido desde su origen, pasando por los diferentes medios (como se adjunta retina) siendo entonces el rayo de incidencia perpendicular según la orientación. (14,15,17,23).

Cuando el sonido radiante está dirigido hacia el mismo interfase a un ángulo oblicuo, un eco de menor reflectividad está exhibido. (14,15,17,23).

El concepto de incidencia de sonido radiante es fácilmente entendido relatando el comportamiento del sonido de luz (la ley de ópticos). (14,15,17,23).

Cuando una luz radiante está dirigida perpendicularmente a un espejo en un cuarto oscuro, la incidencia de luz radiante es reflejada en gran manera de regreso a la luz de origen. Cuando

se apunta la luz hacia el espejo en varios ángulos oblicuos, la luz reflejada es desviada hacia otra dirección, dependiendo del ángulo de incidencia así será su ángulo de reflexión. (14,15,17,23).

Este mismo principio puede ser aplicado a un A-scan de biometría, cuando el sonido radiante perpendicular revela las estructuras a lo largo del axis visual, es necesario llevar a cabo mediciones longitudinales axiales precisas. (14,15,17,23).

GANANCIA

El provecho de un instrumento es el grado de amplificación del eco ejecutado por la máquina. La ganancia medida en decibeles (dB) es una escena controlada por el examinador. El escenario de la ganancia determina el ancho efectivo del sonido radiante y la sensibilidad del sistema (capacidad del instrumento para detectar ecos). Además, la ganancia de la escena afecta la resolución del sistema y la profundidad de penetración dentro del medio. En el uso clínico, la ganancia grandemente determina la altura o elevación o amplitud de espigas exhibidas en el ecograma. (14,15,17,23).

La función de la ganancia puede ser entendida en el contexto de una música sonando en el radio. Así como el volumen se incrementa la música llega más fuerte o alto y solo así puede ser escuchada a grandes distancias (alta sensibilidad). Pero el detalle de tono es sacrificado (resolución pobre). (14,15,17,23).

De otra manera, así como el volumen va disminuyendo, la ganancia llega a ser quieta y por consecuencia puede únicamente ser detectada a corta distancia (baja sensibilidad). Pero el detalle de la imagen ha mejorado (buena resolución). Similarmente, cuando la ganancia en una máquina de ultrasonido está al máximo, el sonido radiante es de los más ancho, sensibilidad es lo más alto y la penetración del sonido radiante máxima, pero la resolución es pobre. (14,15,17,23).

Cuando la ganancia es menor o pobre, el sonido radiante efectivamente es limitado o estrecho, la sensibilidad y penetración del sonido radiante disminuye y la resolución mejora. (14,15,17,23).

FISICA DEL ULTRASONIDO

CONCEPTOS BASICOS

Los ultrasonidos son vibraciones mecánicas que se propagan en forma de ondas, comprendidas entre las frecuencias de 16 mil y 10 millones de ciclos por segundo, es decir, superior al límite de la audición humana. Con la denominación "onda", se designa a toda aquella perturbación que se propaga en un medio, desde un punto a otro, sin que se produzca desplazamiento material alguno (5,10,33). Los sonidos se desplazan de manera tridimensional, pero a medida que aumenta la frecuencia vibratoria, la dirección se va focalizando, hasta convertirse en unidireccional en el caso de los ultrasonidos (5,10,33).

La piezoelectricidad es una propiedad física reversible que poseen algunos cuerpos y que consiste en generar una corriente eléctrica cuando soportan compresiones y dilataciones a elevada frecuencia. Si una corriente alterna actúa sobre un cristal piezoeléctrico, éste llegará a vibrar con su misma frecuencia y al aumentar la alternancia eléctrica, podrá emitir vibraciones ultrasónicas. La unidad de frecuencia es el Hercio (Hz), que equivale a un ciclo por segundo. El megahercio (Mhz), es igual a un millón de ciclos por segundo (5,10,33).

La velocidad (v), depende de la densidad y de la elasticidad del medio, que a su vez varían según la temperatura. En la Tabla 1 se presentan las velocidades de propagación en distintas sustancias, siendo la velocidad media en el ojo humano, de 1,550 metros por segundo (5,10,33).

Tabla 1

VELOCIDAD DE PROPAGACIÓN DEL ULTRASONIDO EN DIFERENTES CUERPOS

MEDIO	VELOCIDAD	TEMPERATURA
AGUA	1524 m/s	37 C
ACUOSO	1532 m/s	37 C
CRISTALINO	1641 m/s	37 C
VÍTREO	1532 m/s	37 C
GRASA	1476 m/s	24 C
CATARATA	1629 m/s	37 C
ESCLEROTICA	1630 m/s	22 C
CORNEA	1550 m/s	22 C

La necesidad de un soporte material explica que a diferencia de las ondas electromagnéticas, los ultrasonidos se propagan bien en los sólidos y en los líquidos, mal en los gases y nada en el vacío. En el ojo cumple las leyes del movimiento ondulatorio, como reflexión, refracción, difracción e interferencias. A lo largo de su trayecto los ultrasonidos pierden parte de su energía, que se traduce en una disminución de la amplitud vibratoria y una limitación de la penetración. Esto es debido a la absorción y a las reflexiones que se producen en las distintas interfases. La absorción aumenta con la frecuencia y la reflexión depende de la impedancia acústica.

La dependencia acústica (z), es el producto de la velocidad de propagación de los ultrasonidos en el medio por densidad; y representa la resistencia de un tejido frente a los ultrasonidos. Así, cuando un fascículo ultrasónico atraviesa la superficie de separación entre dos medios de distinta densidad, una parte se refleja y otra se sigue a través del segundo a distinta velocidad. El coeficiente de refracción depende de la independencia diferencial entre los dos medios. Al aumentar ésta, la intensidad reflejada es también mayor (5,10,33).

APLICACIONES DIAGNOSTICAS

Los ultrasonidos pueden utilizarse, como método diagnóstico, de dos formas: a) Método transverso y b) Método de eco. El primero requiere situar el emisor y el receptor a uno y otro lado del cuerpo a explorar, por lo que carece de utilidad en oftalmología. En el segundo, la sonda exploradora es a la vez el emisor y el receptor y se basa en la captación y transformación de los ultrasonidos reflejados en un medio heterogéneo. Un transductor emite breves impulsos discontinuos que inciden en las superficies de separación de los medios, refractándose una parte y reflejándose la otra. Como el ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión, para que el haz reflejado sea captado por la sonda es preciso que la incidencia sea perpendicular a la superficie reflejante. Las ondas reflejadas captadas por el transductor y convertidas en impulsos eléctricos que tras su amplificación, aparecen en una pantalla catódica (4,18,20).

El campo ultrasonoro es el espacio que ocupa el fascículo ultrasónico desde que sale de la sonda hasta que desaparece. En la primera parte del recorrido, el haz es estrecho y sus márgenes paralelos, recibiendo el nombre de campo próximo; después comienza a diverger y recibe el nombre de campo lejano, hasta su desaparición. La energía ultrasónica varía a lo largo del trayecto, siendo máximo en la unión de ambos campos (4,18,20).

La longitud teórica del campo próximo depende del diámetro del emisor y de la frecuencia vibratoria. En la práctica, para alargarlo, se aumenta sólo el tamaño de la sonda, ya que al ampliar la frecuencia la absorción será mayor y el fascículo se ahueca antes. También influye la forma del transductor; los focalizados acortan el campo próximo y concentran mayor energía (4,18,20).

ULTRASONIDO EN OFTALMOLOGIA

METODOS ECOGRAFICOS

Los métodos ecográficos con aplicación en oftalmología son:

a) Método "A". El emisor no se mueve y el fascículo atraviesa el globo realizando un estudio unidimensional del mismo. Los ecos aparecen en una pantalla, sobre la línea isoelectrica, en forma de inflexiones que corresponde a cada una de las superficies de rebote. Su altura depende de la densidad ecógena de las mismas (19,31). La amplitud aparece representada en el eje de las ordenadas y el tiempo en el de las abscisas. Así, estudiando la

altura de los ecos, al variar la potencia emisora nos permit distinguir tejidos de distinta impedancia y al mismo tiempo realizar biometrías de las distintas estructuras, ya que sabemos lo que tarda el fascículo en recorrer y sabemos la velocidad de los ultrasonidos en el medio, podremos calcular la distancia que los separa. b) Método "B". En este método el emisor se mueve automáticamente en vaivén, efectuando un barrido en un plano que nos proporciona una verdadera ecotomografía bidimensional. La biometría será de gran utilidad para observar la evolución o tendencia de un globo ocular hacia la ptísis, así como para confirmar el diagnóstico clínico. El inicio de una atrofia ocular viene representado por una disminución del eje anteroposterior, que puede ir acompañado de otras imágenes características de la evolución ptísica, como engrosamiento coroideo, hemorragia vítrea y desprendimiento de retina (4,18,20,30,32).

En el inicio de los 70's Kats, Jackson, Coleman, Kenneth, Hoffer, Richard y Brinkhorst desarrollaron el primer instrumento de ultrasonido específicamente para medir la longitud axial (LA) (4,18,20,30,32).

OCULOMETRIA

Distintas fórmulas permiten calcular la refracción ocular. en 1973 Gernet recomendó la siguiente (4,18,20,32):

$$D = 1 / L - r$$

Donde:

D= número de dioptrías

L= longitud axial del globo obtenida por ecometría y

r= el radio de la curvatura corneal, medido por queratometría

Actualmente se utiliza la biometría para calcular el poder de los lentes intraoculares. Se han investigado distintos métodos que permiten determinar el poder dióptrico del implante intraocular para transformar en emétrope un ojo afáquico (4,18,20,30,32).

Las fórmulas más utilizadas son las siguientes:

a) Brinkhorst: (30,32).

$$Dem = 1.000n [n_2r - (n_1 - 1)LAX] / (LAX - PCA) (n_2 * r - [n_1 - 1] * PCA)$$

Donde:

Dem = poder dióptrico de la LIO.

n = índice de refracción

n₂ = índice de refracción del humor acuoso y cuerpo vítreo

(1336 m/seg)

n₁ = índice de refracción de la córnea (1,3375 mm)

r = radio corneal en mm, se mide con el queratómetro

La = longitud axial del globo ocular en mm

PCA = profundidad de la cámara anterior, expresada en mm

b) Sanders, Retzlaff y Kraf, más conocida como SRK (20,30,32).

$$P = (A - B) * (L - C) * K.$$

Donde:

P = poder dióptrico del implante

A = constante que varia según el diseño del LIO y del fabricante.

B = 2.5 mm (constante promedio de PCA)

L = longitud axial en mm

C = 0.9 (constante promedio del espesor de la retina)

K = Vértice corneal medido en mm, o dioptrías prismáticas

De tal manera la fórmula queda expresada de la siguiente manera (20,30,32):

$$P = (A - 2.5) * (L - 0.9) * K$$

DESARROLLO DEL CALCULO DEL PODER DEL IMPLANTE

En 1949, Ristey introdujo su primer lente. Al mismo tiempo se introdujo en el campo del cálculo del poder de los lentes intraoculares (7,20,28,31).

FORMULAS TÉCNICAS TEMPRANAS.

En (1967), Fydodorov presentó su fórmula teórica basada sobre óptica geométrica, utilizando queratometría y scan "A". Colebrander (1973), publicó su primera fórmula sobre el cálculo del poder de los lentes intraoculares; luego Thijsseen van Dear.

lijde y Brinkhorst, publicaron fórmulas teóricas basadas en óptica geométrica aplicadas a ojos esquemáticos con constantes teóricas. Estas fórmulas son aparentemente idénticas excepto por factores de corrección, todas ellas pueden ser algebraicamente transformadas a:

$$P = n/L-PCA - n*K/n-K*PCA.$$

Donde:

P = poder

n = índice de refracción

L = longitud axial mm

PCA= profundidad de la cámara anterior

K = vértice corneal en mm (7,20,28,31).

METODOLOGIA

A. TIPO DE ESTUDIO

Estudio observacional descriptivo.

B. SUJETO A ESTUDIAR

Población guatemalteca de 40 años en adelante, que asisten a la consulta de ojos del Hospital Rodolfo Robles.

C. TAMAÑO DE LA MUESTRA

El tamaño de la muestra fue determinado utilizando a todos los pacientes asistentes a la clínica de ultrasonografía del Hospital de Ojos y Oídos "Dr. Rodolfo Robles V", para el estudio de Biometría, siendo todas ellas personas de ambos sexos y mayores de 40 años de edad, con patología de catarata; en total se evaluaron 501 ojos durante el período de agosto a diciembre de 1995.

D. CRITERIOS DE INCLUSION

1. Mayores de 40 años
2. Ambos sexos
3. Con patología de catarata
4. Pacientes del Hospital "Dr Rodolfo Robles"

E. CRITERIO DE EXCLUSION

1. Que tengan cirugía oftalmológica previa.

VARIABLES A ESTUDIAR

Edad: Tiempo que ha vivido una persona desde su nacimiento, hasta los años cumplidos a la fecha de la investigación, años de edad, de tipo numérico continuo.

Sexo: Condición orgánica que diferencia al hombre de la mujer, puede ser masculino o femenino, nominal.

Cristalino: estructura semitransparente lenticular, que contribuye a enfocar los rayos luminosos sobre la retina, situado detrás de la pupila, sus dimensiones son en (mm), es de tipo numérica continua.

Profundidad de la cámara anterior: espacio lleno de humor acuoso, limitado adelante por la córnea y atrás por el iris, su dimensión es (mm), de tipo numérica continua.

Queratometría: Procedimiento por medio del cual se mide el espesor de la córnea, sus dimensiones son en dioptrías prismáticas, de tipo numérica continua.

Longitud axial: es la medición del ojo en su relación antero posterior, sus dimensiones son en (mm), es de tipo numérica continua.

Poder de los lentes intraoculares: el poder de los lentes es determinado a través de la fórmulas SRK II y B II, las dimensiones son en dioptrías, y es de tipo numérica continua.

Dioptría: unidad de medida de la fuerza de refracción de una lente o un prisma.

G. INSTRUMENTOS DE MEDICION

Ultrasonido ocular: marca Cooper Vison, mod: ultrascan B 2000, incluye CPU, con modo B, modo A y biómetro, monitor incorporado al CPU, monocromático, teclado, impresora, cámara fotográfica, sondas o transductores. La sonda utilizada para la finalidad del estudio es la denominada Soft Touch de 10 Mhz, con una desviación estándar de 0.1 mm, esta sonda también es llamada biómetro.

H. RECURSOS

Económicos: Proporcionados por el estudiante investigador, como transporte, alimentos, depreciación de vehículo.

Humanos: Personal de archivo del Hospital Rodolfo Robles

Materiales: Historias clínicas de pacientes asistentes a la consulta de la clínica de ultrasonido.

Ultrasonido del HRR

Computadoras de la unidad de investigaciones CESSIAM.

Papelería

Diskettes de computadora

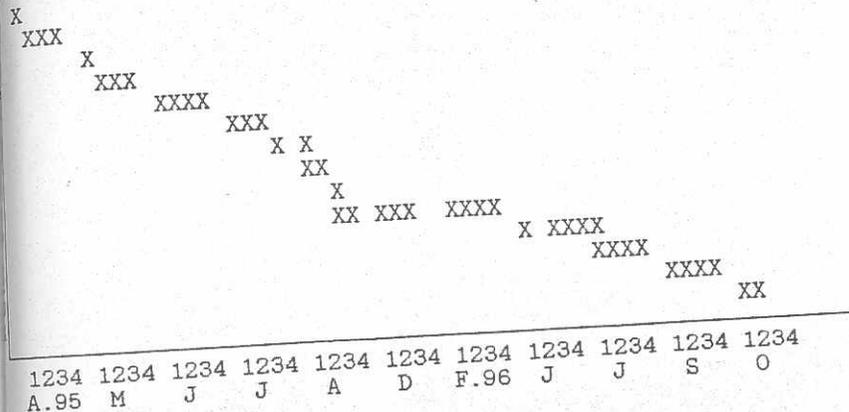
EJECUCION DE LA INVESTIGACION

El presente estudio se llevó a cabo en el Hospital de Ojos y en la clínica "Dr. Rodolfo Robles V", se les realizó el procedimiento de ultrasonido a 501 ojos de pacientes consultantes a la clínica de ultrasonido de dicho hospital, 103 pacientes evaluados de ambos ojos y 295 pacientes solamente un ojo evaluado, para un total de 398 pacientes evaluados. Dichos pacientes eran todos de 40 o más años, de ambos sexos y con patología de catarata. El estudio se realizó durante los meses de septiembre a diciembre de 1995.

Procedimiento: Se utilizó la sonda transductora llamada Soft Touch de 10 Mhz. Como recurso primario se utilizó a los pacientes que asisten voluntariamente a la consulta externa del Hospital de Ojos, clínica de ultrasonido, con diagnóstico de catarata. Se aplicó al paciente el tipo de procedimiento que se le realizó, el cual consistió en aplicar dos gotas de anestesia tópica en el ojo a ser evaluado. Seguidamente al extremo distal de la sonda se le aplicaron dos a tres gotas de lágrimas naturales al 5%, se le pidió al paciente que adoptara una actitud cómoda y tranquila, se le pidió también que fijara la mirada hacia un punto determinado a una distancia aproximada de 5 m. Se situó el transductor sobre la córnea a la altura del eje visual, en el monitor se observaron los ecos ultrasónicos emanados del ojo en el momento del examen; la computadora estimó la longitud axial del ojo, la profundidad de la cámara anterior y al mismo tiempo se introdujeron al banco de datos los valores de las constantes de los diferentes lentes intraoculares existentes, también se

introdujeron los datos de queratometría. Con todos los valores y mediciones archivados en la memoria de la computadora, además de las fórmulas de cálculo de poder de lentes intraoculares --ya existentes en la memoria de dicha computadora-- la misma operó todos los datos calculándolos con las fórmulas, dando como resultado el poder del lente intraocular. El procedimiento se llevó a cabo sin complicaciones.

GRAFICA DE GRANT



ACTIVIDADES

1. Selección del tema del proyecto de investigación.
2. Elaboración del anteproyecto del tema de investigación.
3. Búsqueda de asesores y revisor.
4. Recopilación de datos bibliográficos.
5. Elaboración del protocolo del tema de investigación.
6. Aprobación del proyecto de estudio, por asesores y revisor.
7. Aprobación del proyecto de estudio por el Centro de Estudios en Sensoriopatías, Senectud e Impedimentos y Alteraciones Metabólicas (CeSSIAM).
8. Aprobación del proyecto de estudios por la oficina de Derechos Humanos.
9. Aprobación del proyecto por la Unidad de Tesis Universidad de San Carlos de Guatemala (USAC).
10. Ejecución del trabajo de campo.
11. Recopilación de datos, elaboración de tablas y gráficas.
12. Análisis y discusión de resultados.
13. Elaboración de conclusiones, recomendaciones y resumen.
14. presentación del informe final.

PRESENTACION DE RESULTADOS

El presente estudio fue realizado en el hospital de ojos yídos Dr. "Rodolfo Robles V", la muestra estudiada fue de 398 pacientes, para un total de 501 ojos evaluados, por medio de ultrasonido ocular; a los cuales se les realizó la medición de la profundidad de la cámara anterior (PCA), la longitud axial del ojo (LA) y una queratometría, para determinar el poder del lente intraocular (LIO).

La unidad de análisis usada en este estudio son ojos evaluados y la distribución de casos que se hace en las tablas que se presentan a continuación corresponden al número de ojos evaluados.

La distribución de ojos por pacientes y sexo se presenta en la Tabla 1. Se estudiaron 208 casos (42%) de sexo masculino y 293 casos (58%) del sexo femenino. La distribución por edad fue la siguiente: de 40 a 49 años (43 casos); de 50 a 59 años (51 casos); de 60 a 69 años (140 casos); de 70 a 79 años (181 casos); de 80 a 89 años (181 casos) y de 90 a 99 años (5 casos).

La proporción por ojo fue la siguiente: 264 casos correspondieron al ojo derecho y 237 casos correspondieron al ojo izquierdo. La distribución de ojos por sexo y edad se presenta en la Tabla 2. En hombres la mayor proporción de ojos fue del lado derecho, 112 casos (54%), y 96 casos (46.2%), para el ojo.

izquierdo. Para mujeres hubo 152 casos (52%), para el ojo derecho y 141 casos (48.1%), para el ojo izquierdo.

Por edad, la mayor proporción de ojos se estudiaron en sujetos entre los 70 a 79 años de edad; la edad promedio (\pm desviación estándar) para hombres fue 68 ± 11.7 años y para las mujeres la edad promedio fue de 69 ± 11.4 años.

En la Tabla 3, encontramos para el sexo masculino en edades entre 70 a 79 años de edad, que la PCA tuvo una media de 3.201 mm, con una desviación estándar de 0.498 mm para las edades de 80 a 89 años de edad la media fue de 2.941 mm, con una desviación estándar de 0.384 mm. Para el sexo femenino, la mayor frecuencia se presentó entre las edades de 90 a 99 años de edad, con una media de 3.150 y una desviación estándar de 0.058 y la menor frecuencia fue entre las edades de 70 a 79 años de edad con una media de 2.957 con una desviación estándar de 0.359. El promedio \pm DE de PCA fue: 3.1 ± 0.5 mm, para el sexo masculino y de 3.0 ± 0.4 mm, para el sexo femenino.

El intervalo de PCA con mayor frecuencia fue de 2.5 mm a 2.9 mm, obteniendo 94 casos (45.2%), para el sexo masculino y 153 casos (52.2%) para el sexo femenino, haciendo un total de 247 casos (49.3%), para ambos sexos (Tabla 4).

Se obtuvieron seis casos (2.4%) con valores de PCA por ojo y por arriba de los límites aceptados de normalidad, cuales están entre <2.5 y >4.5 ; cuatro casos (1.4%) en el femenino con PCA menor de 2.4 mm y 2 casos (1.0%) en el masculino con valores de PCA mayores de 4.5 mm.

En la Tabla 5, se presentan datos de longitud axial (LA) y observamos que para el sexo masculino las edades entre 60 a 69 años de edad se encontró una media fue de 24.55 mm, con una desviación estándar de 2.94 mm y la menor frecuencia se encontró entre las edades de 80 a 89 años de edad para una media de 23.94 mm con una desviación estándar de 0.71 mm. Para el sexo femenino la mayor frecuencia fue entre 40 a 49 años de edad para una media de 24.52 mm, con una desviación estándar de 4.42 mm y la menor frecuencia fue entre las edades de 50 a 59 años de edad para una media de 23.25 mm, con una desviación estándar de 0.67 mm.

Al analizar la Tabla 6, según la categoría de longitud axial (LA), el promedio observado en el sexo masculino fue de 24.4 mm, con una desviación estándar de 2.19 mm. Para el sexo femenino la media fue de 23.7 mm, con una desviación estándar de 2.0 mm. Se encontró que la mayor proporción encontrada en la distribución de LA, fue en el intervalo entre 22.00 a 23.9 mm, con 104 casos (50%), en el sexo masculino y 222 casos (75.8%) para el sexo femenino. La mayor proporción de casos se encontró en el intervalo de 20.00 a

21.9 mm, con 1.0% y 1.7%, para hombres y mujeres respectivamente.

En la gráfica 1.a, sobre el cálculo del poder del lente intraocular (LIO) por medio de la fórmula B-II, observamos que el poder en los diferentes intervalos de PCA cambia en sentido ascendente según la PCA. Se observa que el poder oscila entre 15 y 17 dioptrías, y que a menor valor de la PCA es menor el poder y que a mayores valores de PCA es mayor el poder en dioptrías del lente calculado. En la gráfica 1.b, relacionado con el cálculo del poder del lente intraocular (LIO), por medio de la fórmula SRK-II, se encontró que el poder de los lentes aumenta conforme disminuye el valor de la PCA, los valores de los poderes en la gráfica se observan de forma simétrica, encontrándose los valores de los poderes entre 17 a 20 dioptrías.

En la Gráfica 2, se presenta la diferencia en el poder, entre las fórmulas SRK-2 y B-II por categoría de PCA. En el límite inferior de la PCA encontramos que si hay diferencia significativa ($p < 0.05$) en el poder de los lentes intraoculares, calculado con las dos fórmulas; cuando la PCA disminuye es cuando encontramos una diferencia significativa en el cálculo del poder de los lentes intraoculares calculado con ambas fórmulas; a medida que la PCA aumenta, la diferencia en poder en dioptrías calculado con ambas fórmulas se hace menor.

se observa en el límite superior e incluso fuera de ese límite donde el cálculo con ambas fórmulas se hace igual.

TABLA 1

DISTRIBUCION POR EDAD Y SEXO DE 501 OJOS EVALUADOS DE 398 PACIENTES EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V." DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE DE 1995

EDAD	MASCULINO		FEMENINO		TOTAL	
40 - 49	21	10.1%*	22	7.5%*	43	8.6%*
50 - 59	27	13.0%	24	8.2%	51	10.2%
60 - 69	50	24.0%	90	30.7%	140	27.9%
70 - 79	82	39.4%	99	33.8%	181	36.1%
80 - 89	27	13.0%	54	18.4%	81	16.2%
90 - 99	1	0.5%	4	1.4%	5	1.0%
TOTAL	208	4105%	293	58.5%	501	100%

Fuente: Archivo de datos

* Porcentaje de columna

TABLA 2

DISTRIBUCION DE OJOS POR SEXO Y GRUPO ETAREO, DE 501 OJOS DE 398 PACIENTES EVALUADOS EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V." DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE DE 1995

EDAD	MASC(n=208)		FEM(n=293)	
	* OD	** OS	OD	OS
40 A 49	10(8.9%)	11(11.5%)	13(8.6%)	9(6.4%)
50 A 59	19(17.0%)	8(8.3%)	13(8.6%)	11(7.8%)
60 A 69	24(21.4%)	26(27.1%)	47(30.9%)	43(30.5%)
70 A 79	46(41.1%)	36(37.5%)	53(34.9%)	47(33.3%)
80 A 89	12(10.7%)	15(15.6%)	24(15.8%)	29(20.6%)
90 A 99	2(1.3%)	0(0.0%)	2(1.3%)	2(1.3%)
TOTAL	112(53.8%)	96(46.2%)	152(51.9%)	141(48.1%)

Fuente: archivo de datos

* ojo derecho

** ojo izquierdo

TABLA 3

PROMEDIO, MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE PCA, POR SEXO Y GRUPO ETAREO, EN 501 OJOS EVALUADOS DE 398 PACIENTES MAYORES DE 40 AÑOS DE EDAD, EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V." DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE DE 1995

EDAD	P.C.A.			
	M		F	
	X*	DE**	X	DE
40 A 49	3.176	0.453	3.068	0.517
50 A 59	3.144	0.483	3.004	0.468
60 A 69	2.978	0.370	3.106	0.408
70 A 79	3.201	0.498	2.957	0.359
80 A 89	2.941	0.384	3.011	0.441
90 A 99	3.100	-----	3.150	0.058

Fuente: archivo de datos

* = Media

** = Desviación Estándar

TABLA 4

DISTRIBUCION DE LA PROFUNDIDAD DE LA CAMARA ANTERIOR POR SEXO, EN 501 OJOS EVALUADOS DE 398 PACIENTES EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V." DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE 1995

P.C.A.**	MASCULINO		FEMENINO		TOTAL	
< de 2.5	0	0.0%*	4	1.4%*	4	0.8%*
2.5 A 2.9	94	45.2%	153	52.2%	247	49.3%
3.0 A 3.4	70	33.7%	82	28.0%	152	30.3%
3.5 A 3.9	31	14.9%	45	15.4%	76	15.2%
4.0 A 4.4	10	4.8%	8	2.7%	18	3.6%
> de 4.5	3	1.4%	1	1.4%	4	0.8%
TOTALES	208	41.5%	293	58.5%	501	100 %

Fuente: Archivo de datos

* porcentaje de columna

** P.C.A. profundidad de la cámara anterior

TABLA 5

DISTRIBUCION DE LA MEDIA Y DESVIACION ESTANDAR DE PCA, POR SEXO Y GRUPO ETAREO, EN 501 OJOS EVALUADOS DE 398 PACIENTES MAYORES

DE 40 AÑOS DE EDAD, EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V." DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE DE 1995

EDAD	L.A***				
	M		F		
	X*	DE**	X	DE	
40 A 49	24.547	1.471	24.529	4.420	
50 A 59	24.129	1.015	23.258	0.670	
60 A 69	24.550	2.959	23.897	2.457	
70 A 79	24.405	2.405	23.681	1.628	
80 A 89	23.947	0.713	23.281	0.639	
90 A 99	24.110	-----	24.450	0.089	

Fuente: archivo de datos

* = media

** = desviación estandar

*** = longitud axial del ojo

TABLA 6

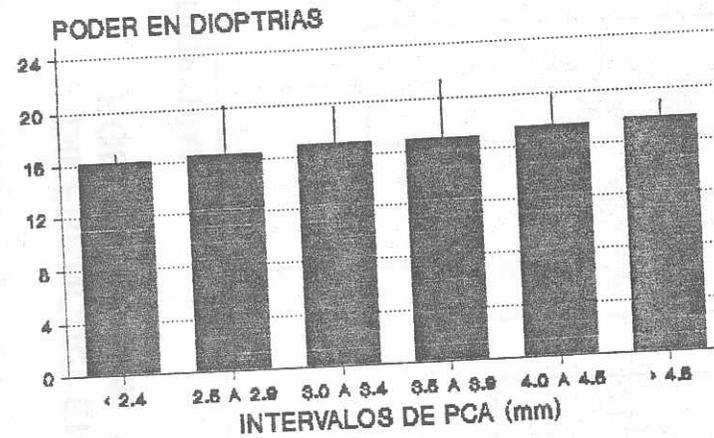
DISTRIBUCION DE LONGITUD AXIAL POR SEXO, EN 501 OJO EVALUADOS DE 398 PACIENTES, EN EL HOSPITAL "DR. RODOLFO ROBLES V.", DURANTE LOS MESES DE AGOSTO A DICIEMBRE DE 1995

CATEGORIA POR L.A.*	MASCULINO		FEMENINO		TOTAL	
	#	%	#	%	#	%
20 A 21.9	2	1.0	5	1.7	7	1.4
22 A 23.9	104	50.0	222	75.8	326	65.1
24 A 25.9	87	41.8	57	19.5	144	28.7
26 A MAS	15	7.2	9	3.1	24	4.8
TOTAL	208	42.0	293	58.5	501	100.0

Fuente: Archivo de datos

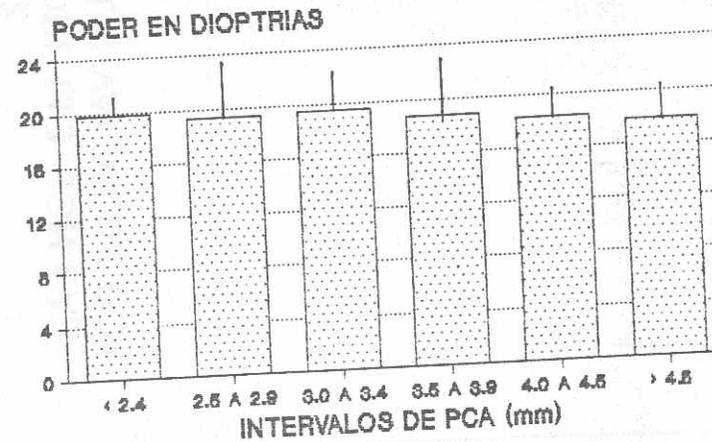
* LA = Longitud Axial del ojo

GRAFICA No.1
A) PODER DEL LENTE INTRAOCULAR ESTIMADO POR LA FORMULA BINKHORST II



PCA = PROFUNDIDAD DE CAMARA ANTERIOR
FUENTE: ARCHIVO DE DATOS

B) PODER DEL LENTE INTRAOCULAR ESTIMADO POR LA FORMULA SRK II



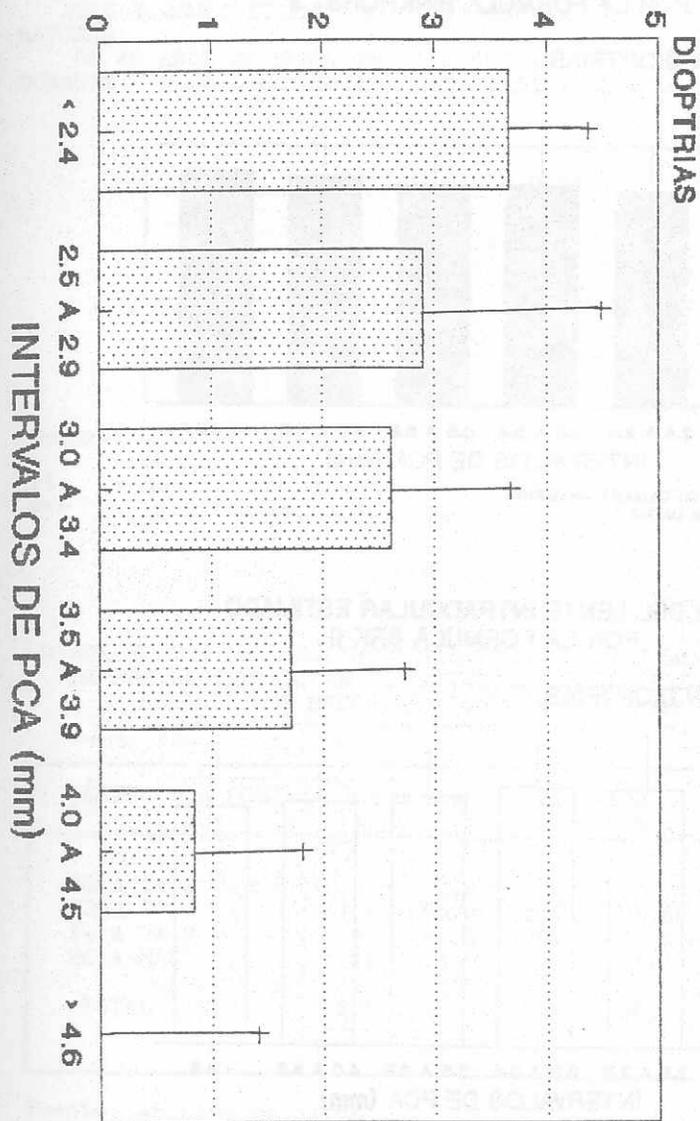
PCA = PROFUNDIDAD DE CAMARA ANTERIOR
FUENTE: ARCHIVO DE DATOS

ANALISIS Y DISCUSION DE RESULTADOS

El motivo de la investigación de este trabajo de tesis fue evaluar la profundidad de la cámara anterior como una fuente de variación en el cálculo del poder de lentes intraoculares en pacientes con cataratas. La patología de catarata es una enfermedad que se presenta con mayor frecuencia en la vejez y que al mismo tiempo es una de las principales causas de ceguera en la etapa de la vida, por ello en la actualidad se utilizan técnicas y aparatos para brindar un mejor diagnóstico y a la vez la mejor atención y tratamiento al paciente. En nuestro estudio se utilizó el ultrasonido ocular para determinar la longitud axial (LA) y la profundidad de la cámara anterior (PCA); el espesor corneal fue determinado por queratometría. Estos valores fueron utilizados en dos diferentes fórmulas de predicción para calcular el poder del lente intraocular artificial con que se reemplaza el lente natural (cristalino).

El estudio fue realizado en 398 pacientes de ambos sexos, mayores de 40 años de edad, de los cuales se estudió un total de 796 ojos. A dichos pacientes se les calculó el poder del lente con dos fórmulas, la de Sanders, Retzlaff y Kraff (SRK-II), y la de Brinkhorst (B-II). Al realizar la comparación entre poderes calculados con las dos fórmulas, la diferencia es significativa cuando la profundidad de la cámara anterior es < 3 , lo que indica diferencia significativa entre fórmulas y no se pueden utilizar indistintamente. Los poderes para ambas fórmulas se

GRAFICA 2
DIFERENCIAS EN PODER DEL LIO CON LAS
FORMULAS SRK Y BI, SEGUN VALOR DE PCA



hacen iguales conforme aumentan los valores de la PCA, esto significa que estadísticamente las dos fórmulas sean iguales cuando la PCA es mayor o igual a 3.5 mm y en determinado momento podrían utilizarse ambas fórmulas indistintamente. En relación al promedio entre ambas fórmulas según la PCA, se observó que existe una diferencia en dioptrías entre 2 y 3, cuando el valor de la PCA disminuye; de tal manera se demostramos que sí existe una diferencia estadística entre el poder calculado de ambas fórmulas. Podemos mencionar que la PCA sí hace una diferencia en el cálculo del poder de los lentes intraoculares; también mencionamos que el uso de B-II tiene mayor validez en los extremos de la PCA, debido a que esta fórmula utiliza el valor exacto de la PCA, mientras que la SRK-II utiliza un valor promedio de PCA.

En relación a la profundidad de la cámara anterior, la mayor proporción de casos fue en el intervalo de 2.5 mm a 2.9 mm, de tal manera que la población estudiada en el hospital "Dr. Rodolfo Robles V.", como una parte de la población guatemalteca, la PCA se encuentra entre los límites de la normalidad, con mayor frecuencia de casos de PCA encontrados en los intervalos inferiores normales. Otros estudios realizados en japoneses reportaron valores de profundidad de la cámara anterior que son similares a este estudio; según este hallazgo se tiene que tener especial atención con dichos pacientes, ya que en determinado momento pudieran tener patología asociada con PCA estrecha, y

surgir complicaciones especialmente cuando se realizara cirugía de catarata.

Podemos mencionar que la longitud axial en nuestra población estudiada, se encontró dentro de los límites de normalidad, esto es en relación a los límites establecidos mundialmente, o bien en relación a otras poblaciones.

CONCLUSIONES:

1. La profundidad de la cámara anterior (PCA), constituye una fuente de variación en el cálculo del poder del lente intraocular (LIO).
2. La tendencia de la profundidad de la cámara anterior, en la población de pacientes evaluados, se encontró en el límite inferior bajo.
3. Hay diferencia en el poder calculado con diferentes fórmulas: cuando la PCA es $<$ de 3 mm, la fórmula B-II sobrestima el poder y obviamente la SRK-II lo subestima.
4. La fórmula B-II se utiliza normalmente cuando la profundidad de la cámara anterior está fuera de los límites de la normalidad, ahora en nuestro estudio se demostró que la B-II tiene también aplicabilidad en profundidad de cámara anterior en límites normales, especialmente en PCA normales bajas.
5. Cuando la PCA es $>$ 4.5 mm no existe diferencia entre el poder calculado con las dos fórmulas.

RECOMENDACIONES:

- Una mejor evaluación clínica y ultrasonográfica podría sugerir cámaras anteriores estrechas.
- En el resultado de biometría verificar el dato de la profundidad de la cámara anterior, para ver la probabilidad y/o la aplicabilidad de la fórmula y así de esa manera brindarle al paciente una mejor visión, más cercana a la normal.
- Realizar estudios sobre la medición de la profundidad de la cámara anterior en Guatemala, por regiones o bien por grupos étnicos.
- Realizar estudios sobre la profundidad de la cámara anterior en la población guatemalteca, en diferentes grupos de edad y sexo.

RESUMEN

La presente investigación fue realizada con el objeto de obtener datos, sobre el uso de la profundidad de la cámara anterior como una fuente de variación en el poder del lente intraocular a utilizar. El estudio se llevó a cabo en la clínica de ultrasonografía del Hospital de Ojos y Oídos "Dr. Rodolfo Robles V.", con el asesoramiento técnico-científico del Centro de Estudios en Sensoriopatías, Senectud e Impedimentos y Alteraciones Metabólicas (CeSSIAM), previamente aprobado por la Facultad de Medicina de la Universidad de San Carlos de Guatemala (USAC).

La muestra fue seleccionada entre los pacientes que asistieron a la consulta externa del hospital mencionado. Se tomaron en cuenta todos aquellos pacientes mayores de 40 años de edad, de ambos sexos y especialmente con patología de catarata. Se evaluaron 501 ojos de 398 pacientes.

Se creó una base de datos con las siguientes variables: longitud axial del ojo, profundidad de la cámara anterior del ojo, edad, sexo, queratometría, poder del lente intraocular calculado por medio de la fórmula SRK-II, y poder del lente intraocular calculado por medio de la fórmula B-II. Las transformaciones y cálculos estadísticos se realizaron con los programas de computación (Dbase III PLUS, EPI INFO 6, Harvard Graphics, Word Perfect).

De los resultados obtenidos en esta investigación podemos mencionar que la mayor proporción de los pacientes evaluados oscilaron entre las edades de 70 a 79 años de edad, 39.4% del sexo masculino y 38.8% del sexo femenino. Con relación a la profundidad de la cámara anterior podemos mencionar que en la población mayor de 40 años, asistente a la consulta externa del Hospital "Dr. Rodolfo Robles V.", la cámara anterior se encuentra en límites normales, con la mayor frecuencia entre los intervalos de 2.5 mm a 2.9 mm. El 45.2% fue para el sexo masculino y el 52.2% para el sexo femenino. Debemos mencionar que se encontraron muy pocos casos por fuera de la normalidad, 1.4% para el sexo femenino, con un valor menor de 2.4 mm. En el límite superior (> 4.5 mm) 1.4% para el sexo masculino y 0.3% para el sexo femenino.

El relación a la hipótesis de estudio, podemos mencionar que el uso de la profundidad de la cámara anterior sí es una fuente de variación en el cálculo del poder de los lentes intraoculares, como se observa en la Gráfica 2, sí existe una diferencia significativa entre los poderes del lente intraocular cuando el cálculo se hace con diferente fórmula, especialmente en las profundidades de cámara anterior, en la cual la diferencia es alrededor de 2.5 a 3.0 dioptrías. También observamos que a medida que la profundidad de la cámara se hace mayor, los poderes se hacen iguales y la diferencia en dioptrías se acerca a cero. Por otro lado, según la información obtenida en nuestra

investigación, queda la iniciativa para nuevos estudios en otro tipo de poblaciones para observar cómo se manifiesta la profundidad de la cámara anterior en otro tipo de edades y de poblaciones.

Con referencia al objetivo número 2, podemos mencionar que no se cumplió con dicho objetivo, la razón de ello radica, en que no se utilizó la fórmula B II en el procedimiento quirúrgico, solamente se utilizó la fórmula SRK II por decisión de los cirujanos del hospital "Dr. Rodolfo Robles V"; de tal manera las refracciones no se realizaron.

BIBLIOGRAFIA

- Alcalá H. Biochemistry of lens plasma, membranes and cytoskeleton. In Maisel H. (ed): The ocular lens; structure, function, and pathology. New York. 1981; p.p 375-383.
- Alexson U. Mitotic-induced cataract. In: The human lens in relation to Cataract. Ciba Foundation. Symposium. Amsterdam, Elsevier, 1973; 19; p.p. 25-43.
- Augusteyn RC. Protein modification in cataract: Possible oxidative mechanisms. In Duncan G (ed): Mechanisms of cataract formation in the human lens. London Academic Press, 1981; pp. 71-115.
4. Baum G, Greenwood J. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. I. Reflective properties. Amer. J. Ophthal, 1958; 660. 596-603.
5. Baum G, Greenwood J. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. II. Ultrasonic slit lamp in the ultra-sonic visualization of soft tissues. Arch J, 1958;60:236-240.
6. Bernardini G, Peracchia C. Gap junction crystallization in lens fibers after an increase in cell calcium. Invest Ophthalmol Vis Sc, 1981;21:291.

7. Brinkhorst R. The optical design of intraocular lens implant. *Ophthalmic Surgery*, 1975; 6:17.
8. Bloemendal H. The lens proteins. In Bloemendal H (ed): *Molecular and Cellular Biology of Eye Lens*. New York, John Wiley, 1981; p.p. 1-47.
9. Brewster D. On the structure of the crystalline lens in fishes and quadrupeds, as ascertained by its action on polarized light. *Phil Trans Roy. Soc London*, 1981; 106; 311.
10. Bronson NR. Fischer L. Ophthalmic contact B-scan ultrasonography for the clinic. Westport Intercontinental Publications, 1976; p.p. 382-383.
11. Cecil A. Tratado de Medicina Interna. Tomo II - 17 edición. *Enfermedades Oculares; Parte XXIV*; Nueva Editorial Interamericana SA de CV, México, DF, 1987; p. 2489.
12. Cheng H-M, Chylarck LT Jr. Lens metabolism. In Maisel H (ed): *The Ocular Lens Structure, Function, and Pathology*. New York, Marcel Dekker, 1985; p.p. 2334-2640.
13. Departamento de Archivo y Estadística. *Historias Médicas Consultadas, del Comité Prociegos y Sordos de Guatemala. Instituto de Ciencias de la Visión (ICV), Hospital Rodolfo Robles (HRR) 1994.*
14. Frazier B.S. A-scan Axial Eye Length Measurements. *Basic principles of Ultrasound*, 1995; p.p 1-8.
15. Gaenet H. Biometry of eye by means of ultrasound. *Klin. Mol. Augenherlk*, 1965; 146. 863-874.
16. Ganong F, de Loris J. *Fisiología Médica*. Universidad de California, San Francisco. 11 edición, Cap. Visión. Editorial El Manual Moderno, SA de CV, México, DF, 1988; p.p. 118-138. 8
17. Gernet H. Biometry of the eye by echography. *Augenhellk*, 1967; 151:853-860.
18. Gil del Río E. *Ecometría en Oftalmología*. Congreso Sociedad Oftalmología de Hispano-América. Tenerife, España, 1966; p.p. 26-50.
19. Koibuchi HI, Hayakawa K, Uehara T, Ogido T, Nagataki S, Suzuki M. Anterior Chamber Dimensions in Normal Subjects on Kume Island, Okinawa. Department of Ophthalmology, Faculty of Medicine, Univ. of Ryukyu. *Nippon-Ganka-Gakkai-Zasshi*, 1993; 97(10):1185-92.

20. Kish & Leslie, Wiley J. Survey Sampling. Ultrasonic in Ophthalmology. Symp. New York, Sep 1965; p.p 100.

21. Levitt JM. Problemas visuales en el aula. Publicación de la Organización Panamericana de la Salud, OPS, Oficina Regional de la OMS. Washington, DC, EEUU. 1990; p.p. 1-3.

22. Lim KJ, Hyung SM, Youn DH. Ocular dimensions with aging in normal eyes. Department of Ophthalmology, College of Medicine, Seoul National University, Korea, 1994; 6: p. 102. J Ophthalmol.

23. Mascaró B.F. Aplicaciones clinicas de la ecografía en Oftalmología. Jefe de Servicio de Oftalmología del Hospital de San Rafael de Barcelona. 1960; p.p 12-59.

24. Oftalmología Aplicada. Manual de oftalmología Básica para el Médico no Oftalmólogo y Estudiantes de Medicina. Serie PALTEX, para ejecutores de programas de salud. No. 11, Publicación de la Organización Panamericana de la Salud, OPS, Oficina Regional de la OMS. Washington, DC, EEUU, 1988; p.p. 1-15.

Oh YG, Minell S, Spaeth GL, Steinman WC. The anterior chamber angle is different in different racial groups: A gonioscopic study. Loma Linda University Medical Center; California. J Ophthalmol, 1994;8(1):104-108.

6. Orgul S, Hendrickson P, Flammer J. Anterior chamber depth and pigment dispersion syndrome. University Eye Clinic, Basel, Switzerland. Am-Ophthalmology. 1994 May 15; 117 (5):575-577.

7. Quiros F. Tratado de Anatomía Humana. Editorial Porrúa, México D.F. Tomo II, Cap 13, 1988; p.p. 394-445. 16

8. Retzlaff JA, Sanders DR, Kaff M. Lens Implant Power Calculation. A manual for ophthalmologists and biometrists. 13 ed; Salck Incorporated, New Jersey; 1990; p.p. 1-5, 6-11, 17-18.

29. Restori M, Weight JE, McLeod D. B-scan and C-scan imaging in the orbit. In Proceedings of the III International Symposium on Orbital Disorders. 1969; p. 238.

30. Rodolf G. Ultrasound in Ophthalmologic Diagnosis: With a contribution on physical principles by Johann M. Thijssen, translated by F.C. Blidi; Foreword by Robert Machemer. 1991, Georg Thieme Verlag Stuttgart. New York. Cap. Echographic Diagnosis of Intraocular Diseases. p. 40.

31. Sanchez AJ, Riaño GN, Fernández VL. Cálculo del poder de los lentes intraoculares (LIO), de cámara anterior. Valor de la biometría. Arch. Soc. Esp. Oftal. 1986;50:561-568.
32. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Ultrasonidos en Oftalmología. Ed. Médica Panamericana, Buenos Aires, 1953; p.p. 230-235.
33. Sampaolesii A. Ultrasonidos en Oftalmología. Ed. Panamericana. Buenos Aires, 1983; p.p. 14-18.
34. Saxena S, Agrawal PK, Pratap VB, Nath R, Saxena RC. The Predictive Value of the Relative Lens Position in Primary Angle-Closure. Department of Ophthalmology, King George's Medical College, University of Lucknow, Indian J Ophthalmol. 1993, Dic; 25 (12):453-456.
35. Saxena S, Agrawal PK, Pratap VB, Nath R. Anterior chamber depth and lens thickness in primary angle-closure glaucoma: A case-control study. Department of Ophthalmology, King George's Medical College, Lucknow. Indian J Ophthalmol, 1993,41(2):71-73.
36. Shi-MG. A micodialmeter for measurement of the anterior chamber depth. Department of Ophthalmology, Wenzhou Medical College, Zhejiang Province, China. 1992, 28(2):108-110.
37. Steele CF, Crabb DP, Edgar DF. Effects of different ocular fixation condition on A-scan ultrasound. Applied Vision Research Centre; City University, London, UK. Ophthalmol Physiol-Opt. 1992; 12(4):491-495.