



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

SECRETARIA DE SALUD DEL DISTRITO FEDERAL
DIRECCION DE EDUCACION E INVESTIGACION
SUBDIRECCIÓN DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

CURSO UNIVERSITARIO DE ESPECIALIZACIÓN EN
IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

**"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

PRESENTADO POR
DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

PARA OBTENER EL DIPLOMA DE ESPECIALISTA EN
IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

DIRECTORES DE TESIS
DRA. MARGARITA FUENTES GARCÍA.
DR. JUAN CARLOS HERNÁNDEZ CHAVOLLA.
DRA. ALICIA LAVALLE GRAEF.

- 2014 -



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

SECRETARIA DE SALUD DEL DISTRITO FEDERAL
DIRECCION DE EDUCACION E INVESTIGACION
SUBDIRECCIÓN DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

CURSO UNIVERSITARIO DE ESPECIALIZACIÓN EN
IMAGENOLOGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

**"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

PRESENTADO POR
DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

PARA OBTENER EL DIPLOMA DE ESPECIALISTA EN
IMAGENOLOGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

DIRECTORES DE TESIS
DRA. MARGARITA FUENTES GARCÍA.
DR. JUAN CARLOS HERNÁNDEZ CHAVOLLA.
DRA. ALICIA LAVALLE GRAEF.

- 2014 -

**"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

Vo.Bo.
DRA. MARGARITA FUENTES GARCÍA.

PROFESOR TITULAR DEL CURSO UNIVERSITARIO
DE IMAGENOLÓGIA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

Vo. Bo.
DR. ANTONIO FRAGA MUORET

DIRECTOR DE EDUCACIÓN E INVESTIGACIÓN

**"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

Vo.Bo.
DRA. MARGARITA FUENTES GARCÍA.

PROFESOR TITULAR DEL CURSO UNIVERSITARIO
DE IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

Vo. Bo.
DR. ANTONIO FRAGA MUORET

DIRECTOR DE EDUCACIÓN E INVESTIGACIÓN

**"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

Vo.Bo.
DRA. JUAN CARLOS HERNÁNDEZ CHAVOLLA

PROFESOR ADJUNTO DEL CURSO UNIVERSITARIO
DE IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

Vo. Bo.
DRA. ALICIA LAVALLE GRAEF

MÉDICO ADSCRITO AL SERVICIO DE OFTALMOLOGÍA
HOSPITAL GENERAL DE XOCO

**HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN
PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

DR. MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

Vo.Bo.
DRA. JUAN CARLOS HERNÁNDEZ CHAVOLLA

PROFESOR ADJUNTO DEL CURSO UNIVERSITARIO
DE IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPEÚTICA.

Vo. Bo.
DRA. ALICIA LAVALLE GRAEF

MÉDICO ADSCRITO AL SERVICIO DE OFTALMOLOGÍA
HOSPITAL GENERAL DE XOCO

DEDICATORIA Y AGRADECIMIENTOS.

Esta tesis la dedico con mucho cariño.

A ti **Dios** que me has dado la oportunidad de vivir una experiencia inolvidable en el ámbito personal y profesional, permitiéndome conocer grandes amigos que siempre se quedaran conmigo; así como darme una gran familia que siempre estuvo a mi lado en los buenos y malos momentos.

A mi **madre**; la **Sra. Ignacia Vela**, que me dio la vida y siempre me enseñó que por mal tiempo que venga siempre hay una luz en el camino; eres la persona más importante en mi vida, siempre me cuidaste, me soportaste, me toleraste, me apoyaste y creíste en mí; simplemente **“TE AMO”**. A mi hermano **“Carlos”** que a pesar de nuestras diferencias siempre nos apoyamos para salir adelante, gracias por tus consejos. Agradezco a mi **papá** que me acompañó en este largo camino de mi educación.

A mis **maestros (Dr. Daniel Flores Sorcia, Dr. Samuel David Mecinas Jiménez, Dra. Elisa López Rodríguez y Dr. Juan Carlos Hernández Chavolla)** que compartieron sus conocimientos y confiaron en mí; me enseñaron cosas que van más allá de una residencia y cómo afrontar una vida. ¡Nunca los olvidare!

Agradezco a todos mis **compañeros de residencia** que se volvieron mis amigos y me toleraron estos años; a **mis amigos de carrera** (mis hermanos) y todos aquellos que me acompañaron en este camino.

Agradezco a la **Familia Ramírez Morales** que compartieron gran parte de este camino conmigo; sobre todo a aquella persona que me apoyo y me dio una gran lección de la vida; gracias por haberme dado tu valiosa compañía.....¡Lo mejor de Dios y de la vida es para ti!

Agradezco a la **Dra. Alicia Lavalle Graef** por brindarme su apoyo, su tiempo y compartió sus conocimientos para poder realizar este trabajo, ¡Sin usted no hubiera sido posible!.

Le doy gracias a la vida que me puso en este lugar, que me dio una gran familia y me permitió conocer a grandes personas en la residencia; **por dejarme caer y sobre todo por que me enseñó a levantarme; saber que no hay imposibles y a no rendirme.**

MARIO ALBERTO GÓMEZ VELA.

“Así, vive tu vida de modo que el temor de la muerte no pueda entrar nunca en tu corazón. No importunes a nadie acerca de su religión, respeta a los demás y sus puntos de vista. Y exige que ellos respeten el tuyo.

Ama tu vida, perfecciónala. Embellece todas las cosas de tu vida. Trata de prolongar tu vida y de hacer su propósito en el servicio de tu pueblo. Prepara una noble canción fúnebre para el día cuando des el paso de la vida a la muerte.

Siempre ofrece una palabra o un saludo cuando te reúnas, o veas de paso a un amigo, incluso a un extraño, cuando te encuentres en un lugar solitario. Demuestra respeto a todas las personas y no te arrodilles ante nadie.

Cuando te levantes en la mañana da gracias por la comida y por el gozo de vivir. Si no vez razón alguna para dar las gracias, el fallo se encuentra solo en ti mismo. No abuses de nadie ni de nada, pues abusar cambia a los sabios en tontos y roba la visión de cada espíritu.

Cuando llegue la hora de tu muerte, no seas como aquéllos cuyos corazones están llenos de temor a la muerte, de modo que cuando llega su momento lloran y rezan por un poco más de tiempo, para vivir sus vidas una vez más, de una manera distinta.

Canta tu canción fúnebre y muere como un héroe regresando a casa.”

Chief Tecumseh (Crouching Tiger) Shawnee Nation 1768-1813.

ÍNDICE:

RESUMEN	10
I. INTRODUCCIÓN.	11
II- ANTECEDENTES:	12
GLAUCOMA.	12
LA PRESIÓN INTRAOCULAR Y EL HUMOR ACUOSO.	12
GLAUCOMA PRIMARIO DEL ÁNGULO ABIERTO DE PRESIÓN NORMAL.....	13
FISIOPATOLOGÍA DEL GLAUCOMA DEL ÁNGULO ABIERTO.	14
EL GLAUCOMA COMO PROBLEMA DE SALUD PÚBLICA.	14
LA ECOGRAFÍA DOPPLER Y EL GLAUCOMA.....	19
FÍSICA DE LA ECOGRAFÍA DOPPLER.	22
ANATOMÍA ECOGRÁFICA DEL OJO.....	39
TÉCNICA ECOGRÁFICA.	43
EL COMPLEJO MIOINTIMAL.....	44
III. JUSTIFICACIÓN.	47
IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	47
V. HIPÓTESIS.....	48
VI. OBJETIVOS.....	48
VII. METODOLOGÍA.	49
A. PERIODO DEL ESTUDIO.....	49
B. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, NO INCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN.	50
C. DISEÑO DE LA MUESTRA.	50
D. DEFINICIÓN CONCEPTUAL Y OPERACIONAL DE VARIABLES.	51
E. DISEÑO DEL ESTUDIO.....	52
f. ANALISIS ESTADÍSTICO.....	52
g. INSTRUMENTOS PARA RECOLECCION DE DATOS	52
H. MEDIDAS DE BIOSEGURIDAD PARA EL PACIENTE	53
VIII. RESULTADOS.....	54
VIII. DISCUSIÓN.	57
IX CONCLUSIONES.	59
X. BIBLIOGRAFÍA.	60
XI. ANEXOS.	63
a.TABLAS, GRÁFICOS Y FIGURAS.....	63
b. HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.	74
c. CARTA DE CONSETIMIENTO INFORMADO.	75

"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar los cambios hemodinámicos con ecografía Doppler en pacientes con glaucoma de ángulo abierto en el Hospital De Especialidades de la Ciudad De México "Dr. Belisario Domínguez", durante el periodo de 1 de enero al 30 de junio del 2013.

MATERIAL Y METODOS: Se realizo un estudio prospectivo, descriptivo y transversal en la secretaria de Salud del Gobierno del Distrito Federal, los estudio de ecografía **Doppler** se realizaron en el Hospital de Especialidades de la Ciudad De México en 30 pacientes con glaucoma de ángulo abierto, utilizando equipo de ultrasonido General Electric Logiq pro 6.

RESULTADOS: Se observo que 23 pacientes (76%) presentaron hipertensión intraocular en un ojo (derecho o izquierdo), de los cuales 17 pacientes (56%) muestran incremento en el índice de resistencia, 2 atrofia del nervio óptico izquierdo, 11 pacientes (36%) con disminución de la velocidad del flujo de la arteria central de la retina y 19 pacientes se observo engrosamiento del complejo miointimal de la carótida común derecha (63%) y en 18 paciente de la carótida común izquierda (60%);

CONCLUSIONES: El glaucoma de ángulo abierto es una patología frecuente en la consulta oftalmológica y considerada como problema de salud pública. La ecografía a escala de grises, con aplicación de Doppler color y espectral es una herramienta útil en la evaluación de la hemodinámica en la arteria central de la retina. El aumento de grosor del complejo miointimal podría ser considerado, al igual que sucede en las enfermedades cardio y cerebrovasculares, como un factor predictivo en el desarrollo de la enfermedad; sin embargo se requieren más estudios para su evaluación en forma longitudinal en pacientes con glaucoma de ángulo abierto.

PALABRAS CLAVE: Glaucoma de ángulo abierto, ecografía Doppler, índice de resistencia, complejo miointimal.

I. INTRODUCCIÓN.

El glaucoma primario de ángulo abierto es una neuropatía óptica común que se encuentran a diario en la práctica oftalmológica. Su prevalencia de glaucoma está aumentando en todo el mundo. La prevalencia se estima a que llegue a 79,6 millones en 2020, afectando a todos los países, aunque los mayores incrementos se espera que estén en China y la India, que en conjunto representan casi el 40% de los casos en todo el mundo. Más de 4,5 millones de pacientes presentan ceguera secundaria al glaucoma primario de ángulo abierto en 2010, una cifra que se prevé que aumente a 5,9 millones en 2020. El Estudio de Los Angeles Latino Eye Study (LALES) se enfoca en la prevalencia de las enfermedades oculares en los latinos. La población de estudio consta de pacientes, principalmente de ascendencia mexicana, que vive en la comunidad de La Puente en la ciudad de Los Ángeles. Las características demográficas y socioeconómicas de esta población son similares a los de las poblaciones. Demostrando que los que tienen ascendencia mexicana muestran un mayor riesgo para el desarrollo de glaucoma de ángulo abierto. La ecografía a escala de grises y con Doppler es una herramienta útil, debido a que es un método económico, accesible, inocuo, fácil de realizar y precisa. El presente informe reporta los hallazgos relevantes de la ecografía en el glaucoma de ángulo abierto.

II-. ANTECEDENTES:

GLAUCOMA.

Bajo el término de glaucoma se agrupan en realidad varias afecciones oculares muy variadas por su determinismo, su expresión clínica, su modo de evolución y su tratamiento. Así como es imposible elegir una definición común, se puede simplificar diciendo que son las que conciernen a situaciones clínicas en las cuales un exceso de presión intraocular altera y destruye la cabeza del nervio óptico y puede conducir a la ceguera en ausencia de tratamiento. De hecho, es mejor considerar que la presión intraocular representa un factor de riesgo mayor del glaucoma, pero puede no ser el único y los glaucomas llamados «a presión normal» no son excepcionales.

LA PRESIÓN INTRAOCULAR Y EL HUMOR ACUOSO.

La presión intraocular (PIO) se mide fácilmente en la consulta oftalmológica, en algunos segundos, con un tonómetro situado al lado de la lámpara de hendidura o con aparatos «sin contacto» con proyección de aire. Se expresa en milímetros de mercurio (mmHg) y en el 90% de los individuos oscila entre 10 y 21mmHg. Se admite una situación llamada de hipertensión intraocular más allá de una PIO de 21mmHg. Sin embargo, varios factores pueden falsear esta medida, principalmente el grosor de la córnea central, que provoca una sobrevaloración de la PIO cuando es importante y a la inversa.

La elevación de la PIO es la consecuencia de una alteración del trayecto del humor acuoso en el interior del globo ocular:

- éste es secretado por los procesos ciliares, glándulas situadas detrás del iris, a nivel del cuerpo ciliar;
- pasa de la cámara posterior (entre el iris y el cristalino) a la cámara anterior a través de la pupila;
- se evacúa por el ángulo iridocorneal por un filtro de excreción microscópico, el trabéculum.

El trabéculum se une a un canal circular intraescleral, el canal de Schlemm, que evacúa por varios canales colectores hacia las venas de la órbita. Una pequeña cantidad de humor acuoso escapa de la evacuación trabecular y es reabsorbida directamente por el iris y el músculo ciliar (vía llamada uveoescleral).

GLAUCOMA PRIMARIO DEL ÁNGULO ABIERTO DE PRESIÓN NORMAL.

En algunas circunstancias, el globo ocular del paciente presenta al mismo tiempo una excavación papilar patológica y alteraciones del campo visual típicas del glaucoma, mientras que la PIO nunca es superior a 20mmHg. Muchos de estos casos reaccionan favorablemente con la disminución de la PIO (por ejemplo pasando de 16 a 12mmHg), lo que confirmaría una tolerancia a la presión más baja en los pacientes que desarrollan este tipo particular de Glaucoma Primario de Ángulo Abierto (GPAA). En los demás casos, la disminución de la presión no es eficaz para parar o frenar la enfermedad, lo que tal vez haya incitado a algunos a evocar una hipótesis isquémica como origen de este tipo de glaucoma. Se puede, por lo tanto, consultar al médico general ó cardiólogo, para buscar una hipotensión

arterial (realizando en ocasiones un Holter de la presión arterial), un vasoespasmio o una suboclusión carotídea, con su correspondiente tratamiento específico.

FISIOPATOLOGÍA DEL GLAUCOMA DEL ÁNGULO ABIERTO.

El obstáculo al vaciado del humor acuoso se sitúa a nivel trabecular, por lo tanto, más allá del propio ángulo iridocorneal. Los mecanismos íntimos de esta alteración son todavía discutibles. En cualquier caso, cuando el oftalmólogo explora el ángulo iridocorneal con una técnica llamada gonioscopia, éste está normalmente abierto y no se observa ninguna modificación anatómica ¹.

EL GLAUCOMA COMO PROBLEMA DE SALUD PÚBLICA.

El glaucoma primario de ángulo abierto es una neuropatía óptica común que se encuentran a diario en la práctica oftalmológica. Su prevalencia de glaucoma está aumentando en todo el mundo. Se estima que 60,5 millones de personas (2,65% de la población mundial mayor de 40 años) sufría de glaucoma en 2010. De ellos, se estima que 44,7 millones tenían glaucoma primario de ángulo abierto. La prevalencia se estima a que llegue a 79,6 millones en 2020, afectando a todos los países, aunque los mayores incrementos se espera que estén en China y la India, que en conjunto representan casi el 40% de los casos en todo el mundo. Más de 4,5 millones de pacientes presentan ceguera secundaria a el glaucoma primario de ángulo abierto en 2010, una cifra que se prevé que aumente a 5,9 millones en 2020 ^{2,3}.

La prevalencia de glaucoma, que aumenta con la edad y varía según la etnia. Es más frecuente entre las personas de ascendencia africana, que tienen la

prevalencia casi 3 veces mayor en comparación con sujetos de raza blanca. La prevalencia de glaucoma primario de ángulo abierto entre latinos es comparable a la de los individuos de raza negra y 3 veces a 4 veces mayor que la observada entre los blancos. La prevalencia entre las mujeres negras en el Baltimore Eye Study, aumentó de 2,24% entre los jóvenes de 50 a 54 años a 5,89% entre los de 70 a 74 años y de 9,82% en los > 80 años. Entre los latinos en los Estados Unidos, la prevalencia fue 16 veces más alta entre aquellos mayores de 80 años en comparación con los mayores de 40 a 49 años y 13 veces superiores a los 50 años. Dado que el glaucoma frecuentemente es asintomático, especialmente en las primeras etapas, la mayoría de las personas con glaucoma permanecen sin diagnosticar y esto se debe porque hay una baja conciencia pública sobre este padecimiento y sus factores de riesgo, incluso en las sociedades desarrolladas ^{2,4}. En el Baltimore Eye Study, se observó que el riesgo de desarrollar glaucoma de ángulo abierto para los pacientes con una presión intraocular de 35mmHg o más fue 39 veces mayor en comparación con un grupo de referencia con presión intraocular de menos de 17mmHg ⁴.

La prevalencia de glaucoma contribuye a los costos significativos, se clasifican como directos e indirectos. En los costos directos se incluyen medicación hipotensora ocular, consulta oftalmológica y visitas hospitalarias, así como los procedimientos relacionados con el glaucoma. Los costos indirectos reflejan la pérdida de productividad, tales como días de ausencia del trabajo, y puede incluir los costos de productividad a cargo de los cuidadores como familiares y amigos. Estimaciones de costos directos para aproximadamente 2 millones de ciudadanos norteamericanos y 300 000 ciudadanos australianos con glaucoma son de \$ 2,9

mil millones y \$ 144,2 millones de dólares respectivamente. Sin embargo, estas cifras probablemente subestiman los verdaderos costos sociales, ya que cerca de la mitad de los pacientes con glaucoma no se diagnostican. El costo promedio de vida de un tratamiento médico en la cohorte de glaucoma era \$ 1688 dólares mayor que en el grupo control sin glaucoma durante su vida útil esperada (media = 12,3 años) En resumen, la carga económica del glaucoma es significativa y aumenta a medida que la enfermedad empeora ².

GLAUCOMA EN LA POBLACIÓN LATINA: "LOS ANGELES LATINO EYE STUDY" (LALES).

Existen grandes diferencias en la prevalencia de glaucoma entre los diferentes grupos raciales. Pocos estudios se han enfocado en los latinos, el grupo minoritario más grande y de más rápido crecimiento en la población de los Estados Unidos ^{4,5}. El Estudio de Los Angeles Latino Eye Study (LALES) se enfoca en la prevalencia de las enfermedades oculares en los latinos. La población de estudio consta de pacientes, principalmente de ascendencia mexicana, que vive en la comunidad de La Puente en la ciudad de Los Ángeles. Las características demográficas y socioeconómicas de esta población son similares a los de las poblaciones mexicanas y centroamericanas ⁵.

El estudio realizado por Varma y cols. (2012) tuvo como objetivo estimar la incidencia de glaucoma de ángulo abierto y la hipertensión ocular entre los latinos de 40 años de edad y mayores durante un periodo de 4 años. Es un estudio longitudinal. En los que se realizaron exámenes oftalmológicos integrales

incluyendo la presión intraocular, prueba de campo visual, y de fondo de ojo, se realizaron en dos exploraciones de referencia y el examen de en el cuarto año del estudio. El glaucoma de ángulo abierto se definió como la presencia la anomalía de un ángulo abierto y un campo visual glaucomatoso o la evidencia de daño del disco óptico por el glaucoma, o ambas, cuando no está presente en la línea base. La hipertensión ocular incidente se define como una presión intraocular más de 21 mm Hg y la ausencia de daño del nervio óptico o resultados anormales en el campo visual. Entre los 393 participantes (edad media, $54,7 \pm 10,5$ años) con datos completos para el diagnóstico de glaucoma, tanto basal y el examen de seguimiento, la incidencia de glaucoma de ángulo abierto en 4 años de seguimiento fue identificado en 87 personas (4 años de incidencia, 2,3%, al 95% intervalo de confianza, 1,8% al 2,8%). La Incidencia de hipertensión ocular en 4 años de seguimiento fue identificado en 124 personas (tasa de incidencia de 3,5%, 95% intervalo de confianza, el 2,9% al 4,1%). En los participantes con glaucoma de ángulo abierto en un ojo, el riesgo de desarrollo en el ojo contralateral durante el periodo de 4 años fue 5 veces mayor que el riesgo para las personas sin glaucoma de ángulo abierto en cualquier ojo al inicio del estudio. En los participantes con hipertensión ocular en un ojo, el riesgo de desarrollo en el otro ojo era 10 veces mayor que el riesgo para las personas sin hipertensión ocular en uno de los ojos en el momento basal. Las tasas de incidencia de glaucoma de ángulo abierto y de hipertensión ocular fueron mayores en los ancianos que en los jóvenes latinos. Obtuvieron como conclusión que la incidencia de glaucoma de ángulo abierto en los latinos es más alta que en los blancos no hispanos, pero inferior a la de los afro-caribeños. La tasa de incidencia relativamente alta de

glaucoma de ángulo abierto subraya la necesidad de programas de detección de la comunidad en este origen, de más rápido crecimiento de la población de Estados Unidos ⁷.

Jiang y Varma (2012) en su publicación *Baseline Risk Factors that Predict the Development of Open Angle Glaucoma in a Population : The Los Angeles Latino Eye Study* mencionan que la presión intraocular basal media es de 14mmHg en los latinos, el aumento continuo de la presión intraocular es un factor de riesgo importante para el desarrollo de glaucoma de ángulo abierto. Las alteraciones estructurales como de mayor diámetro axial y pérdida del espesor corneal central se identificaron como factores de riesgo importantes. La falta de seguro de salud reduce el acceso a la atención ocular y aumenta la posibilidad de padecer glaucoma primario de ángulo abierto y de la reducción de la probabilidad de la detección temprana y de tratamiento ⁷.

El estudio LALES ha proporcionado datos sobre la enfermedad ocular entre los latinos de ascendencia mexicana. La identificación de factores asociados con el desarrollo de estas enfermedades en esta población tiene implicaciones cruciales para posibles intervenciones clínicas y de salud pública. Además, la comprensión de las características particulares de glaucoma en la población latina es crucial para corregir diagnóstico y manejo. Por otra parte, aunque los factores de riesgo como el aumento de la edad y los antecedentes familiares encajan en los modelos actuales de glaucoma de ángulo abierto y de hipertensión ocular, la importancia biológica de las otras variables demográficas que han surgido a partir de resultados de este estudio, con el análisis adicional, pueden proporcionar importantes conocimientos sobre los mecanismos fisiopatológicos subyacentes

tanto en el glaucoma de ángulo abierto como en la hipertensión ocular, lo que puede mejorar la comprensión del proceso de glaucoma-enfermedad^{5,6,7,8,9}.

LA ECOGRAFÍA DOPPLER Y EL GLAUCOMA.

El glaucoma primario de ángulo abierto es una que tiene un origen multifactorial. Aunque el incremento de la presión intraocular es el factor más conocido y más importante causante, se ha demostrado mucho interés en otros factores de riesgo y su asociación potencial con la enfermedad. El debate se ha centrado en los trastornos de la perfusión de la cabeza del nervio óptico por su mecanismo y patogénesis. Inicialmente se basa en la especulación, la historia clínica del paciente y la observación cuidadosa. Sin embargo en los últimos 30 años se ha producido un aumento gradual de los métodos disponibles para investigar la hemodinámica del ojo. Ha habido un interés particular en la investigación de los parámetros vasculares en el glaucoma de tensión normal, con el objetivo de compararlos con los patrones del glaucoma de ángulo abierto de presión alta. La ecografía y el Doppler color del ojo permite su evaluación en tiempo real; su vascularidad puede ser evaluada de forma individual y los cambios de frecuencia en la imagen de Doppler color y espectral se reciben de un volumen de muestra específico. Este volumen de muestra se coloca sobre una arteria de interés para su evaluación con el Doppler espectral. La onda espectral representa la frecuencia acumulada en el volumen de muestra y se obtiene una onda de tiempo-velocidad. La velocidad pico sistólica y pico diastólica son mediciones dependientes del ángulo que existe entre el transductor y la arteria (ángulo del Doppler). La fórmula utilizada para calcular la velocidad de la sangre toma en consideración este

ángulo. Debido a que la velocidad pico sistólica y la pico diastólica son dependientes del ángulo de Doppler, ambos son considerados, a un grado, como dependiente del operador. Para relacionar la presión sistólica y la diastólica a velocidades entre sí, el índice de resistencia (Índice de Pourcelot) es utilizado. Esta relación es independiente del ángulo y es considerado como un buen método para cuantificar la resistencia vascular de la circulación, en este caso se enfoca a la arteria central de la retina. Esta medición ha demostrado ser reproducible y confiable. La ecografía a escala de grises y con Doppler es una herramienta útil , debido a que es un método económico, accesible, inocuo, fácil de realizar y precisa ^{10, 11,12}.

La disminución de la perfusión ocular se analiza como factor que contribuye a la progresión del glaucoma de ángulo abierto (Maumenee 1983, Pillunat et al 1989 y Schmidt 1997). Tradicionalmente el glaucoma relacionado a la atrofia de la cabeza del nervio óptico, que se cree que está relacionada con el aumento crónico de la presión intraocular (Goldmann 1972). En la mayoría de los pacientes con glaucoma los valores de la presión intraocular se puede medir, sin embargo hay un número significativo de pacientes que muestra una progresión de la enfermedad aunque la presión intraocular parece ser compensada en el intervalo normal por debajo de 20mmHg (Pullinat et al 1989 y Klinmuller et al 2000). Este subtipo de glaucoma primario de ángulo abierto, el llamado glaucoma de presión normal, está relacionado con la perfusión reducida de la cabeza del nervio óptico (Schmidt 1997, Boehm 1999 y Schumann 2000). El glaucoma como un ejemplo de la importancia de la perfusión ocular en la fisiopatología de las enfermedades oculares, subraya la necesidad de métodos fiables para la medición y evaluación

de la hemodinámica ocular. Existen tres métodos bien establecidos en la clínica y la investigación: la angiografía de fluorescencia, la medición del flujo sanguíneo ocular por el método de Langham y la flujometría Doppler con láser. Todos estos métodos pueden estimar indirectamente la perfusión ocular y dependen de diversas variables. Sin embargo con la ecografía con Doppler color y espectral, desarrollados a finales de la década de los 80, permite la medición de la velocidad de flujo de las arterias y venas intraorbitarias (Lieb et al 1991, Baxter y Williamson 1995 y Klingmuller et al 2000). Se han publicado estudios que demostraron una reducción del flujo en las arterias ciliares posteriores en paciente con glaucoma de presión normal (Chung et al 1999, Klingmuller et al 2000); es altamente reproducible y fiable ¹⁰. Ya que compensa muchas de las desventajas de los otros métodos. Permite una determinación localizada de la perfusión ocular y también la evaluación de la perfusión de todo el ojo (Jansson et al 1999). La evaluación dura 20 min por cada ojo, es cómodo para el paciente y no se necesita cooperación especial; es un método no invasivo ¹².

Ehrlich et al (2011) en su publicación *Repeatability of Retrobulbar Blood Flow Velocity Measured Using Color Doppler Imaging in the Indianapolis Glaucoma Progression Study*, realizaron un estudio transversal, observacional de pacientes glaucoma de ángulo abierto. Se examinaron las velocidades del flujo sanguíneo retrobulbar y el índice de resistencia medido con la ecografía Doppler. Se obtuvieron dos mediciones de referencia 1 a 2 semanas de diferencia en el mismo momento del día para todos los participantes. Se midieron las velocidades picosistólicas / telediastólicas, así como el índice de resistencia en la arteria oftálmica, central de la retina y arterias ciliares cortas posteriores nasal y

temporal. Obteniendo como resultados a Ciento dieciséis pacientes con glaucoma de ángulo abierto [edad media de 65,9 y (\pm 10.9 años), 60% mujeres]. En la arteria oftálmica, el índice de resistencia estaba por encima de 0,82. En la arteria central de la retina, el índice de resistencia se encontró con valores mayores de 0,8. Concluyendo que la ecografía Doppler es un método reproducible y confiable para el estudio del glaucoma ¹³.

FÍSICA DE LA ECOGRAFÍA DOPPLER.

El término Doppler deben ser capitalizados, ya que es un epónimo nombre de Christian Johann Doppler (1803-1853), el físico austríaco que describió por primera vez el "efecto Doppler" ¹⁴. Las técnicas de ecografía Doppler han estado disponibles para los médicos durante casi 40 años. El efecto Doppler es definido como la propagación del sonido en los tejidos humanos y con las velocidades observadas para la vasculatura humana produce cambios en las frecuencias de las señales de eco de retorno. Estas señales pueden ser procesadas de una manera que permite al observador a determinar la condición del flujo de la sangre. La instrumentación para la ecografía Doppler ha evolucionado en las aplicaciones clínicas del ultrasonido. Cada desarrollo (por ejemplo, impulsos de onda Doppler, Doppler color), ha sido motivada por el deseo de proporcionar más información clínica sobre el flujo en el cuerpo. Los algoritmos utilizados son complejos, pero microelectrónica han hecho que estos métodos una realidad, a un costo razonable. Una persona común detecta el efecto Doppler de pie al lado de una calle con el paso del tráfico. Al notar el tono del sonido que emana de los vehículos (bocinas, música, sonidos del motor) y prestando atención a la cambio

de tono a medida que cambia la dirección del vehículo se acerque hacia el observador se aleja, se experimenta el efecto Doppler. El grado en que la frecuencia del sonido procedente de la superficie de juego vehículo cambios es directamente proporcional a la velocidad del vehículo. Por ejemplo, los cambios de frecuencia Doppler (arriba y abajo) aumentará a medida que uno se mueve desde una calle residencial a una carretera o pista de carreras. ^{14,15}.

El cambio en la frecuencia está relacionado con la contracción o expansión de longitudes de onda por delante o por detrás del objeto en movimiento que emiten sonido. La longitud de onda del sonido, λ , es la velocidad de propagación del sonido, c , dividido por la frecuencia del sonido, f . Como la velocidad del sonido se define en unidades de longitud dividida por el tiempo y la frecuencia es el número de ciclos por unidad de tiempo, longitud de onda se expresa en unidades de longitud. La velocidad del objeto en movimiento, v , es también en unidades de longitud dividida por el tiempo. A medida que el sonido se emite desde el objeto en movimiento, las longitudes de onda observada en los puntos a cada lado del objeto se alargan (λ_l) o acortado (λ_s). Debido a la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia, el observador detecta una frecuencia diferente de la emitida por el objeto cuando tiene velocidad cero:

$$\lambda_l = \frac{c + v}{f} = \frac{c}{f - \Delta f} \quad (1) \quad \lambda_s = \frac{c - v}{f} = \frac{c}{f + \Delta f} \quad (2)$$

En las ecuaciones (1) y (2), f es la frecuencia del sonido emitido por el objeto y sería detectado por el observador si el objeto estuviese en reposo. $\pm \Delta f$ representa un efecto Doppler inducido por desplazamiento de frecuencia, la señal depende de la dirección en la que el objeto se desplaza con respecto al observador. Tenga en

cuenta que estas ecuaciones se aplican a la condición específica de que el objeto está viajando, ya sea directamente hacia o en dirección opuesta al observador. En el caso de la dispersión de las ondas de sonido de vuelta de los objetos móviles (por ejemplo, células rojas de la sangre) en el cuerpo, la derivación de la ecuación Doppler puede seguir a la de Wells. Dado que el ultrasonido se utiliza en un método de transmisión de eco, hay un efecto de Doppler con el sonido que llega al objeto dispersión y un efecto Doppler como el sonido que se refleja desde el objeto hacia el transductor del equipo. En el ultrasonido., el tiempo de ida y vuelta para el sonido está relacionada con la profundidad y la velocidad del sonido en el tejido.

Como se observa en las ecuaciones (1) y (2), existe una relación inversa entre la frecuencia y la longitud de onda del sonido transmitido a las células rojas de la sangre. La velocidad del sonido es una constante ($c_{\text{tejido}} = 1.540 \text{ m seg}^{-1}$) en esta relación. La frecuencia de la incidencia del sonido en el glóbulo rojo se cambie debido a la velocidad relativa de los glóbulos rojos se añade a la velocidad de propagación del sonido. Las variables se pueden variar la forma de la frecuencia transmitida, f_0 , y un término de velocidad objeto:

$$f_0 = \frac{c}{\lambda_0} \rightarrow \lambda_0 = \frac{c}{f_0}. \quad (3) f_{\text{RBC}} = \frac{c + v_{\text{RBC}}}{\lambda_0} = f_0 + \frac{v_{\text{RBC}}}{\lambda_0}. \quad (4)$$

En las ecuaciones (3) y (4), f_0 es la frecuencia del sonido producido en un transductor y se propaga hacia un glóbulo rojo, c es la velocidad del sonido en el tejido (que se supone 1.540 m seg^{-1}), y es λ_0 la longitud de onda del sonido enviado inicialmente hacia las células rojas de la sangre. La frecuencia del sonido

como es percibido por los glóbulos rojos se define en la ecuación (4) como f_{RBC} , y la velocidad de los glóbulos rojos es v_{RBC} .

El sonido es reflejado de nuevo hacia el transductor en el eco de los glóbulos rojos. La frecuencia de sonido que llega de vuelta en el transductor se desplaza de nuevo en proporción a la velocidad de los glóbulos rojos:

$$\begin{aligned} f' &= f_{RBC} + \frac{v_{RBC}}{\lambda_{RBC}} \\ &= f_0 + \frac{v_{RBC}}{\lambda_0} + \frac{v_{RBC}}{\lambda_{RBC}}. \end{aligned} \quad (5)$$

La ecuación para la frecuencia de retorno hacia el transductor, f' , se puede reescribir de nuevo con respecto a la frecuencia original, f_0 , y las longitudes de onda de las ondas entrantes y salientes.

Estas relaciones están sustituidos en la ecuación siguiente para poner todo en términos de la velocidad de los glóbulos rojos, v_{RBC} , la frecuencia original, f_0 , y la velocidad de propagación del sonido, c :

$$\begin{aligned} f' &= f_0 + \frac{v_{RBC}}{\lambda_0} + \frac{v_{RBC}}{\lambda_{RBC}} \\ &= f_0 + \frac{v_{RBC} \cdot f_0}{c} + \frac{v_{RBC} \cdot f_{RBC}}{c} \\ &= f_0 + \left(\frac{v_{RBC}}{c} \right) (f_0 + f_{RBC}) \\ &= f_0 + \left(\frac{v_{RBC}}{c} \right) \left(f_0 + f_0 + \frac{v_{RBC}}{\lambda_0} \right) \\ &= f_0 + \left(\frac{v_{RBC}}{c} \right) \left(2 \cdot f_0 + \frac{v_{RBC} \cdot f_0}{c} \right) \\ &= f_0 + 2f_0 \left(\frac{v_{RBC}}{c} \right) + f_0 \left(\frac{v_{RBC}}{c} \right)^2. \end{aligned} \quad (6)$$

La frecuencia de desplazamiento Doppler, f_D , es la diferencia entre la frecuencia devuelto, f' , y la transmite (u original) de frecuencia, f_0 . Restando f_0 de ambos lados se obtiene el resultado final:

$$\begin{aligned} f_D &= f' - f_0 \\ &= f_0 + 2f_0\left(\frac{v_{RBC}}{c}\right) + f_0\left(\frac{v_{RBC}}{c}\right)^2 - f_0 \quad (7) \\ &= \frac{2f_0v_{RBC}}{c} + f_0\left(\frac{v_{RBC}}{c}\right)^2. \end{aligned}$$

Desde $v_{RBC} \ll c$,

$$f_D \cong \frac{2f_0v_{RBC}}{c}. \quad (8)$$

El término que se eleva al cuadrado en el extremo de la ecuación (7) se puede aproximar como cero si la relación de la velocidad de células rojas de la sangre y la velocidad del sonido es bajo. Desde v_{RBC} es generalmente menor que 0,1% de la velocidad del sonido, c , esta suposición es razonable. Si f_D es positivo o negativo depende del signo del término de velocidad, v_{RBC} . f_D es directamente proporcional a la velocidad (por ejemplo, si $v_{RBC} = 0$, entonces $f_D = 0$).

Consideremos ahora el hecho de que la velocidad relativa (que se indica como v_r) entre los glóbulos rojos y el transductor es dependiente del ángulo de una línea recta (la línea hacia abajo que el sonido se desplaza) y los glóbulos rojos y la dirección del movimiento de glóbulos rojos. En otras palabras, si los glóbulos rojos fueron desplazando directamente hacia el transductor (o en dirección opuesta), la velocidad relativa sería en un máximo (o el máximo negativo). Cuando $\cos 0^\circ = 1$, $v_r = v_{RBC}$ a 0° ; cuando $\cos 180^\circ = -1$, $v_r = -v_{RBC}$ a 180° . Desde $\cos 90^\circ = 0$, $v_r = 0$ a 90° .

Tapando esta relación en la ecuación 8, se obtiene la ecuación Doppler:

$$f_D = \Delta f = \frac{2 \cdot f_0 \cdot v_r}{c} \quad (9)$$

$$= \frac{2 \cdot f_0 \cdot v_{RBC} \cdot \cos \theta}{c}.$$

Esta ecuación puede reordenarse para resolver por la velocidad de las células rojas de la sangre:

$$v_{RBC} = \frac{f_D}{f_0} \cdot \frac{c}{2 \cdot \cos \theta} \quad (10)$$

$$= \left(\frac{f' - f_0}{f_0} \right) \cdot \frac{c}{2 \cdot \cos \theta},$$

Donde la velocidad se calcula por la relación de la frecuencia de desplazamiento Doppler de la frecuencia de transmisión original, multiplicado por la velocidad del sonido y dividido por dos y la corrección del ángulo. Estas estimaciones se obtienen con diferentes algoritmos y arreglos de los equipos, proporcionan valiosos datos clínicos. Sin embargo, siempre se debe considerar que hay una serie de aspectos que complica cuando la evaluación de estos datos. Algunos de estos aspectos están relacionados con la geometría del vaso sanguíneo y el haz de ultrasonidos; otras están relacionadas con las velocidades de flujo variables sanguíneos a través de la luz del vaso y la variación de la velocidad del flujo sanguíneo con el ciclo cardíaco. Además, ciertos compromisos se utilizan para lograr una medición eficiente de velocidad de la sangre que se puede resolver en el tiempo y en el espacio ^{15, 16, 17}.

En la ecografía Doppler existen tres modalidades que se deben realizar. La primera modalidad es el modo tradicional modo B o examen de escala de grises, en el que no se utiliza Doppler. La segunda modalidad se le agrega el Doppler color a la zona de explorada. Esta modalidad produce una imagen que muestra el flujo

sanguíneo en los vasos. La tercera modalidad es el Doppler espectral en el cual se da un análisis cuantitativo sobre la velocidad, pulsatilidad y la resistencia de un vaso ^{14,15,16,17}.

Conceptualmente hablando, la tecnología más simple para la detección de flujo con la ecografía, se encuentra el Doppler de onda continua. El término de onda continua significa que el sonido es emitido desde un transductor de transmisión 100% del tiempo. Sonido que hace eco de entonces debe ser detectado por un segundo transductor receptor. Un instrumento de onda continua tiene un arreglo mediante el cual los dos transductores tienen una cierta superposición de los haces, lo que resulta que las señales en una región de interés en el desplazamiento Doppler pueden ser detectadas. Las frecuencias de desplazamiento Doppler se obtienen por comparación de la señal transmitida con la señal recibida.

En la ecuación (9), la frecuencia de la señal diferencia, f_D , puede estar en la dirección positiva o la negativa, dependiendo de la dirección del flujo con respecto a los transductores. Un esquema de detección de cuadratura se utiliza para producir una salida que diferencia entre el flujo de avance y retroceso. Para la detección de cuadratura usado en la ecografía Doppler, las señales de eco se envían a través de demoduladores. De manera similar a la detección de efecto Doppler se ha descrito anteriormente, el demodulador es un circuito que mezcla en una frecuencia de la señal de referencia a la entrada y filtra los componentes de alta frecuencia de la señal mezclada resultante. De este modo, esta salida refleja tanto las frecuencias de desplazamiento Doppler y la referencia. El detector de cuadratura utiliza dos de estos circuitos demoduladores, con la diferencia en la

fase de la señal de referencia es un cuarto del periodo (de ahí el nombre de detector de cuadratura). La fase relativa de la salida de los dos circuitos demoduladores depende de si la señal de entrada, f_D , es mayor o menor que la frecuencia de referencia, que a veces se llama la frecuencia piloto. La señal puede simplemente ser segmentados en canales directo o inverso. En muchos instrumentos, estos canales directo e inverso se reproduce en altavoces opuestas (izquierda y derecha). Las frecuencias de desplazamiento Doppler (en el rango audible) se perciben en estéreo.

Las frecuencias de desplazamiento Doppler devueltos desde un vaso no son de una sola frecuencia. Una gama de frecuencias correspondientes a una gama de velocidades del flujo sanguíneo está presente en la señal retrodispersa. El término de ampliación espectral se usa para referirse al hecho de que las frecuencias de desplazamiento Doppler no se limitan a un rango estrecho, sino que existen en un amplio intervalo de frecuencias (desplazamiento de frecuencia cero hasta el máximo). Esta gama de frecuencias también variará con el tiempo y la duración del ciclo cardíaco. La salida del circuito de detección en cuadratura se alimenta típicamente en un analizador de espectros, en los segmentos a su vez el contenido de frecuencia de la señal de acuerdo con la fuerza relativa de la señal en cada intervalo de frecuencia. Un espectro de frecuencia instantánea se representa gráficamente frente al tiempo (a veces en un movimiento de la pantalla).

El término ampliación espectral se usa para describir una frecuencia creciente extendido bajo ciertas condiciones. Una forma de ver la ampliación espectral es comparar la frecuencia de desplazamiento Doppler máximo (F_{max}) en un punto

dato en el tiempo con la frecuencia de desplazamiento Doppler media (f_{mean}) en el mismo punto en el tiempo. Un intervalo más estrecho espectral daría lugar a un f_{mean} que está más cerca en valor a $f_{\text{máx}}$. Una gama más amplia espectral se traducirá en un f_{mean} que está en algún lugar entre F_{max} y sin desplazamiento de frecuencia Doppler. Hay dos posibles razones para la ampliación del espectro. Una posible explicación es un conjunto de velocidades de flujo existentes en un amplio intervalo, produciendo de ese modo una amplia gama de frecuencias de desplazamiento Doppler. Tal condición de flujo puede tener implicaciones diagnósticas. El otro mecanismo que pueda producir el ensanchamiento espectral es la geometría del transductor y el haz de ultrasonido interrogar al recipiente. Si el haz es estrecho pero el transductor está situado cerca del recipiente y tiene una huella de ancho, hay múltiples ángulos de haz entre el transductor y el recipiente. En las ecuaciones (9) y (10), se supuso que había un solo ángulo Doppler, θ . Sin embargo, con múltiples ángulos, el efecto que se produce es una gama de frecuencias de desplazamiento Doppler. Este efecto se denomina a veces como intrínseca ampliación espectral y puede ser mitigado mediante el uso de un ángulo Doppler tan lejos como sea posible de 90° .

La ecografía Doppler de onda pulsada es una extensión de las ideas desarrolladas por Doppler de onda continua., pero el sonido ahora latía en lugar del sonido continuo. En la ecografía en modo B, la ecuación de intervalo de pulso-eco se utiliza para determinar la profundidad de los ecos de retorno con el propósito de la asignación de estos datos a una imagen de dos dimensiones. La distancia entre el transductor y el objeto producir un eco (d) en un momento determinado (t_{echo}) representa el viaje redondo de sonido desde y hacia dicho objeto:

$$t_{\text{echo}} = \frac{2 \cdot d_{\text{object}}}{c} \Rightarrow d_{\text{object}} = \frac{t_{\text{echo}} \cdot c}{2}. \quad (11)$$

La ecuación rango de pulso-eco puede ser usado para localizar la profundidad de las frecuencias de desplazamiento Doppler. Aunque esto proporciona enormes ventajas clínicas, debido a que los desplazamientos Doppler están siendo muestreada a lo largo del tiempo, la detección de cambios de frecuencia está sujeta a aliasing debido al muestreo insuficiente. La disposición ahora utiliza un único pulso eco transductor, y este es típicamente el mismo transductor usado para imágenes en modo B. Cuando se opera en el modo de pulsos de onda Doppler, el transductor se utiliza para transmitir un pulso a un eje definido por el operador. Un tren de impulsos (de ocho a 20 pulsos enviados secuencialmente) se transmite abajo de este eje a la muestra un volumen a una profundidad definida por el ancho del haz del transductor y la puerta de distancia. La puerta de distancia, que puede ser ajustado por el operador, es un medio por el cual los ecos de retorno de un intervalo de tiempo particular (y por lo tanto relacionada con la profundidad a lo largo de la línea del haz) se separan para el análisis por la instrumentación Doppler. Además, el instrumento ofrece al operador la oportunidad de corregir la velocidad calculada (a partir de la ecuación [10]) mediante la estimación del ángulo de incidencia entre el eje del haz de ultrasonido y la dirección principal de flujo sanguíneo en el vaso. Este es un ajuste manual realizada por el operador. El efecto de ajustar el "ángulo Doppler" en el escáner se ve en la pantalla mediante un cambio de velocidad (eje y) como la escala de ángulo Doppler se ajusta. Los mayores errores en la estimación de la velocidad se ve cuando este ángulo se aproxima a 90 °. Debido a esto, el operador puede

ajustar el eje del haz para dar cabida a un ángulo más apropiado entre el vaso sanguíneo y la muestra. Los ángulos Doppler entre 30 ° y 60 ° proporcionan el error mínimo en la estimación de la velocidad.

El Aliasing se produce cuando la velocidad a la que se envían pulsos en el área explorada, para obtener la información de cambio de fase es menor que dos veces fD. El aliasing es un fenómeno que ocurre en cualquier tipo de muestreo discreto y se discute en muchos textos con respecto a las modalidades de imágenes digitales. Los puntos de datos de la muestra y el circuito de retención se obtienen a intervalos específicos de tiempo (Dt). Debido a que se trata de muestras discretas, los criterios de Nyquist dictan que debe haber al menos dos muestras por período de la frecuencia máxima. Cualquier cosa menor resultará en una frecuencia artificialmente inferior siendo reconstruido a partir de la muestra y mantener los datos. La frecuencia de muestreo es dictada por la profundidad de la puerta de distancia en el cuerpo. Esta tasa de muestreo, también conocida como la frecuencia de repetición de impulsos (PRF), puede alcanzar sólo un máximo que es permitido por el tiempo de ida y vuelta entre el transductor y la profundidad de puerta de distancia (idéntica a la ecuación de intervalo de pulso-eco). Esto se expresa en la forma de una ecuación:

$$PRF = \frac{1}{RTT} = \frac{c}{2 \cdot range\ gate\ depth}, \quad (12)$$

donde PRF es en muestras por segundo, RTT es el tiempo de ida y vuelta en segundos, c es la velocidad de propagación del sonido en el tejido (1.540 m / seg), y la profundidad de puerta de distancia es en metros. El Doppler máxima desplazada frecuencia que puede ser detectada sin aliasing es ½ veces la PRF:

$$f_{Dmax} = \frac{PRF}{2} = \frac{c}{4 \cdot range\ gate\ depth}, \quad (13)$$

donde f_{Dmax} está en hertz. Poner esto en el contexto de la ecuación Doppler (ecuación [10]), la velocidad máxima que puede ser detectado sin aliasing es la siguiente:

$$v_{max} = \frac{c^2}{8 \cdot range\ gate\ depth} \cdot \frac{1}{f_0 \cdot \cos \theta}. \quad (14)$$

Las ecuaciones (12) - (14) se puede utilizar para ilustrar cómo la velocidad máxima detectable (sin aliasing) va a cambiar bajo condiciones variables. Cualquiera de los siguientes cambios permitirá v_{max} para aumentar (otros efectos también se indican):

- La reducción de la profundidad de la puerta de distancia permitirá un aumento en la PRF.
- Reducción de la frecuencia del pulso transmitido, f_0 , se reducirá la frecuencia de desplazamiento Doppler.
- Disminuyendo el ángulo, θ , entre el eje del haz y el eje del recipiente reducirá la frecuencia de desplazamiento Doppler.

Algunos instrumentos pueden ser configurados en lo que se llama el modo de alta PRF. En este modo, el instrumento aumentará PRF más allá del límite descrito por la Ecuación. El efecto neto es que un nuevo pulso de transmisión se pondrá en marcha antes de la llegada del eco anterior. El resultado es que una puerta de distancia situado profundamente en el cuerpo tendrá una puerta de distancia adicional correspondiente al pulso más recientemente lanzado a poca profundidad. Esta puerta rango adicional se indica en el instrumento para que el operador

pueda evitar los vasos superficiales y evitar que la información del flujo inesperado de ser retratado.

Durante la aplicación, a menudo hay una cierta señal Doppler que se origina en regiones fuera del vaso sanguíneo. Esta señal puede ser el resultado de los movimientos del paciente voluntario o involuntario. Estas señales están representadas por cambios de muy baja frecuencia Doppler, y los filtros de la pared se utilizan para eliminar estas señales. Filtros de pared se conocen como filtros de paso alto. Esto significa que las frecuencias por debajo de un umbral de frecuencia se eliminan de la señal. En algunos casos, el operador tiene el control de la frecuencia umbral y ajustar esto arriba o hacia abajo, dependiendo de la situación clínica. En otros instrumentos, el filtro de pared se ajusta automáticamente por la configuración anatómica para el que se fija el scanner. En situaciones en las que los caudales (o velocidades) son muy bajas, un filtro de pared fijado con demasiado alto de un umbral posible que elimine estas frecuencias de desplazamiento Doppler. Los operadores deben prestar atención para asegurarse de que la configuración del instrumento apropiado se utiliza ¹⁵.

El espectro Doppler es una forma de onda tiempo-velocidad que representa la variación en intravasculares velocidades del flujo sanguíneo durante el ciclo cardiaco. El tiempo se representa a lo largo del eje horizontal, y desplazamiento de frecuencia (velocidad) se representa en el eje vertical. La intensidad o brillo (también conocida como la velocidad de trama de escala de grises) de la línea espectral representa el número de células rojas de la sangre que se refleja el haz de ultrasonido en cada velocidad. La anchura de la línea espectral representa el rango de velocidades dentro de un vaso. La anchura puede variar durante el ciclo

cardíaco normal, el estrechamiento durante la sístole y la diástole en ensanchamiento ¹⁵.

La ventana espectral es la zona despejada entre la línea espectral y la línea base. El ensanchamiento espectral se observa normalmente en presencia de alta velocidad de flujo, en la ramificación de un vaso, o en vasos de pequeño diámetro. El ángulo se coloca paralela al vaso, sin embargo, esta colocación puede introducir errores en el cálculo de la velocidad final, especialmente cuando el ángulo Doppler (Θ)-el ángulo entre el haz Doppler real y el Doppler de línea es mayor que 60° .

Para entender por qué Θ debe permanecer a menos de 60° , es necesario saber cómo el ángulo se utiliza en el cálculo de la velocidad. A medida que aumenta Θ desde 0° a 60° , $\cos\Theta$ disminuye 1 a 0,5, sin embargo, a medida que aumenta Θ de 60° a 90° , $\cos\Theta$ disminuye desde 0,5 hasta 0. Tenga en cuenta que existe un cambio incremental en el mayor valor de $\cos\Theta$ como el ángulo aumenta, este cambio desproporcionado aumenta progresivamente como el ángulo se aproxima a 90° . Por lo tanto, cuando Θ es mayor que 60° , pequeñas variaciones en la colocación de la línea de la muestra se magnifican en la ecuación de la velocidad, y las estimaciones de la velocidad ya no son fiables o reproducibles.

Las características de forma de onda y la Información.- Cada forma de onda espectral tiene características morfológicas que proporcionan información con respecto a información de dirección, la velocidad y la aceleración. La información de dirección se determina sobre la base de la forma de onda si se encuentra por encima o por debajo de la línea de base; la información de la velocidad se determina en función de la distancia desde la línea de base en cualquier punto

dado en la curva; y de la aceleración se obtiene a partir de la pendiente de la curva (es decir, la tasa de cambio de velocidad), con cambios en la aceleración de ser marcados por los picos de forma de onda, o puntos de inflexión. Estos puntos de inflexión (cambios de aceleración) generan característicos sonidos audibles en la ecografía Doppler.

Dirección del flujo.- La dirección del flujo de sangre puede ser descrito de dos maneras fundamentalmente distintas. La primera es para describir el flujo con respecto al sistema circulatorio. Los términos anterógrado y retrógrado se utilizan para describir el flujo en este contexto. El segundo es para describir el flujo con respecto al transductor del ultrasonido. En este contexto, el flujo se describe como un movimiento hacia o lejos del transductor. El Doppler color arbitrariamente muestra el flujo de sangre hacia el transductor como el rojo y el flujo de la sangre desde el transductor como azul. En espectral Doppler, el flujo de sangre hacia el transductor se muestra encima de la línea de base y el flujo de sangre desde el transductor se muestra debajo de la línea de base.

El término anterógrado se refiere a la dirección del flujo hacia adelante con respecto a su dirección que se espera en el sistema circulatorio. Por ejemplo, el flujo anterógrado se aleja del corazón en las arterias sistémicas y hacia el corazón en las venas sistémicas. Sin embargo, el flujo ascendente puede ser ya sea hacia o lejos del transductor, dependiendo de la relación espacial del transductor al vaso, por lo tanto, el flujo anterógrado puede aparecer por encima o por debajo de la línea de base, en función del vaso explorado.

El término retrógrado se refiere a que el flujo se dirige en la dirección inversa con respecto a su dirección esperada en el sistema circulatorio. Por ejemplo, el flujo

retrógrado puede ser observado en la hipertensión portal grave, en el que el flujo venoso portal invierte la dirección. Sin embargo, el flujo retrógrado puede ser ya sea hacia o lejos del transductor.

El índice de resistencia (RI) se puede calcular a partir de mediciones espectrales usando la ecuación $RI = (PSV - EDV) / PSV$, donde PSV es la velocidad sistólica máxima y EDV es la velocidad diastólica final. El índice de pulsatilidad (PI) se puede calcular mediante la ecuación $PI = (PSV - EDV) / MV$, donde MV es la velocidad media del flujo durante el ciclo cardiaco. El RI y el PI proporcionan información acerca del flujo de sangre y la resistencia que no puede ser obtenida a partir de mediciones de velocidad absoluta solo. Los efectos de la variación en la angulación y tamaño del vaso se anulan en el cálculo de estos índices. Varias formas de onda anormales pueden ser comparados por el cálculo de la RI y PI. Eventos fisiológicos que alteran la resistencia vascular y por lo tanto afectar las formas de onda son el ejercicio, cambios en la orientación gravedad y el nivel de estrés, y la digestión ^{15,16}.

En flujo de tapón, todas las células rojas de la sangre se mueven a la misma velocidad, produciendo un frente de onda plano. El espectro Doppler de este patrón de flujo se caracteriza por una línea espectral estrecha y una ventana espectral clara, que representan la ausencia de velocidades más bajas. Esa forma de onda normalmente se ve en las grandes arterias, tales como la aorta.

En el flujo laminar, las células rojas de la sangre que se encuentran adyacentes a la pared del vaso, se mueven a una velocidad más lenta que las células rojas centrales, debido a la fricción ofrecida por la pared del vaso. Esta diferencia en las velocidades de flujo produce un frente de onda parabólica. En la ecografía Doppler

espectral, el flujo laminar aparece como un ensanchamiento de la línea espectral y de llenado de la ventana espectral. Esa forma de onda generalmente se ve en vasos con un diámetro de menos de 5 mm.

El flujo turbulento se compone de una amplia gama de velocidades, incluye componentes de flujo invertido, y se apreciará fácilmente como varios colores en imágenes de Doppler color. En los espectros, un patrón de flujo turbulento es visible como ensanchamiento espectral con componentes por debajo de la línea de base. El flujo turbulento se considera normal cerca de las bifurcaciones de los vasos (por ejemplo, el bulbo carotideo), pero en otros lugares es sugestiva de anomalía.

El flujo venoso normal se ve afectado por ondas de pulsaciones que resultan de los movimientos cardiacos y por los cambios fásicos asociados con la respiración. La visibilidad de las fases respiratorias en la forma de onda venosa depende de muchos factores, incluyendo la distancia de la vena del pecho. Venosa constituyen formas de onda S, V, D. S es la onda sistólica, que resulta de la presión negativa intraatrial con el movimiento del septo atrioventricular hacia la punta del corazón. La onda V es el resultado de la presión positiva intraatrial creado por el llenado excesivo de la aurícula derecha. D es la onda diastólica, que resulta de la presión negativa intraatrial causado por la apertura de la válvula tricúspide. La onda de presión positiva refleja una intraatrial durante la sístole auricular^{14,15,16}.

ANATOMÍA ECOGRÁFICA DEL OJO.

Las referencias ecográficas de los ojos son el cristalino, la pared posterior del globo, y el nervio óptico. Otras estructuras visibles incluyen el hueso orbital, la córnea, el iris, la pupila, la cámara anterior, y el cuerpo vítreo. Los huesos orbitales rodean el globo y aparecen hiperecogénicos con sombra acústica posterior en el ultrasonido, similar a otras estructuras óseas que impiden el paso del haz de ultrasonidos y crear un artefacto posteriormente. Los huesos orbitales deben tener un borde liso y afilado y cualquier interrupción puede sugerir una fractura orbital. La cámara anterior es una estructura llena de fluido que está limitada por el iris y la córnea y aparece anecoica en la ecografía a causa de su contenido líquido. La córnea es la estructura primero visualizada en la ecografía porque se encuentra más hacia delante y protege el iris, la pupila y la cámara anterior. Esta aparece como una línea ecogénica convexa y fina que recubre la anterior del ojo. La cámara posterior es una zona pequeña que existe entre el iris y el cristalino. También está lleno de líquido, por lo que aparece en la ecografía anecoica. La pupila se puede visualizar como una estructura oblonga que se sienta en el centro del iris justo anterior al cristalino. El cristalino es una estructura biconvexa hiperecoica que se encuentra detrás de la pupila y el iris, unido periféricamente por el cuerpo ciliar. Esto ayuda para refractar la luz que se enfoca sobre la retina. El cuerpo vítreo está situado entre el cristalino y la pared posterior del ojo. Es normalmente anecoico en el ultrasonido y se llena de humor vítreo. La retina comprende la pared posterior del ojo y es normalmente adherente a la esclerótica. Aparece como una línea suave y sin interrupción adosada a la pared posterior del

globo^{17,18,19}. Las estructuras posteriores al globo que pueden ser vistas fácilmente por ecografía son el nervio óptico y el espacio retrobulbar.

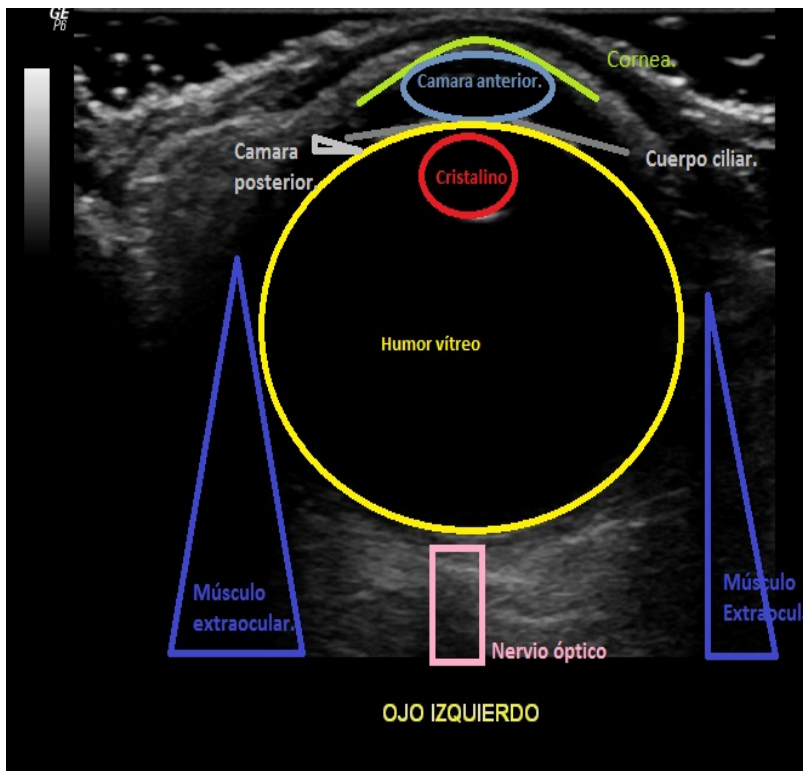
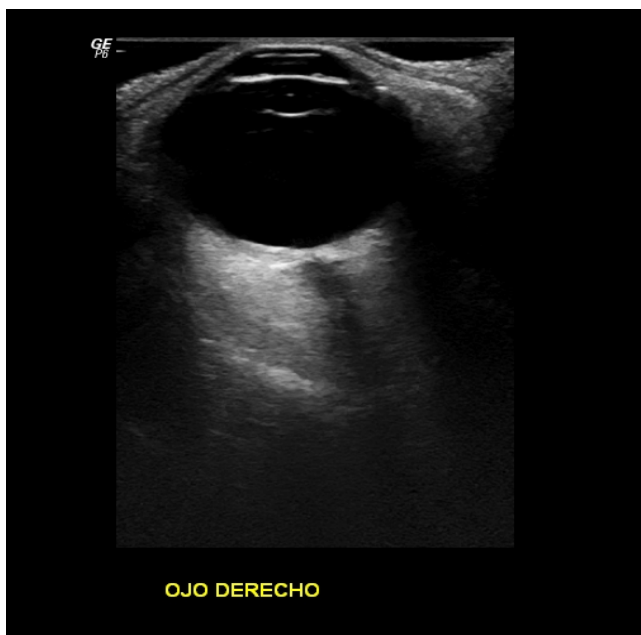


Fig 1. Anatomía ecográfica del ojo. Estudio de ultrasonido de ojo a escala de grises (a) y su señalización con las estructuras anatómicas.



El suministro de sangre al ojo es principalmente de la arteria oftálmica, que emite su primera rama, la arteria central de la retina. La arteria central de la retina y la vena se pueden identificar dentro de la vaina del nervio óptico mediante Doppler color. El Doppler espectral puede utilizarse para obtener formas de onda que representan la velocidad de flujo dentro de los vasos sanguíneos. Estas formas de onda se pueden utilizar para diferenciar arterial del flujo de sangre venosa.

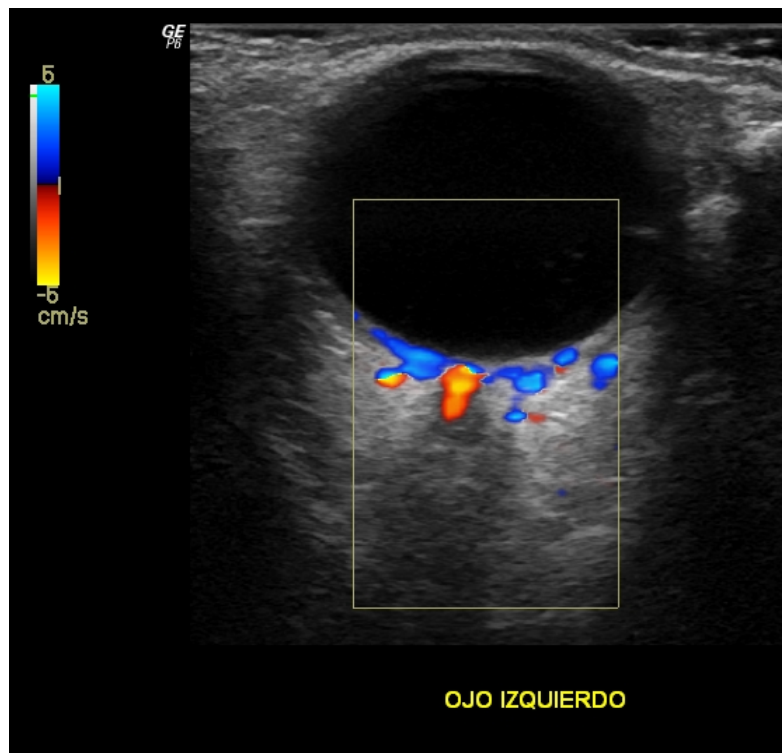


Fig 2. Estudio de ultrasonido con aplicación de Doppler color en donde se observa a la arteria central de la retina en la cabeza del nervio óptico

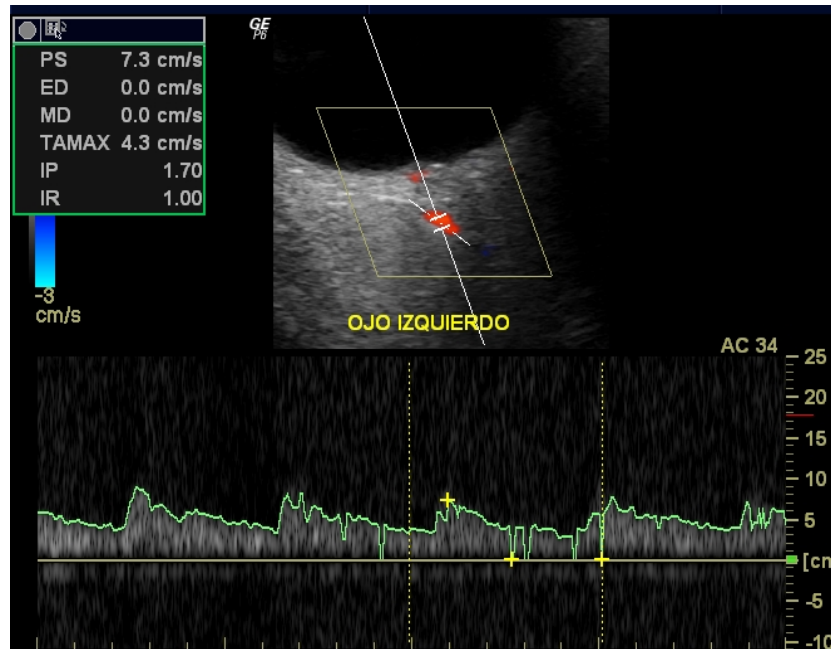


Fig. 3 Estudio de ultrasonido con aplicación de Doppler color y análisis espectral, representando el espectro normal del ojo.

El nervio óptico aparece hipoecoico y se extiende por detrás del globo, mientras que la vaina que rodea al nervio es hiperecoica. La cabeza del nervio óptico puede medir 3 mm posterior de la retina ^{12,17,18,19,20}.

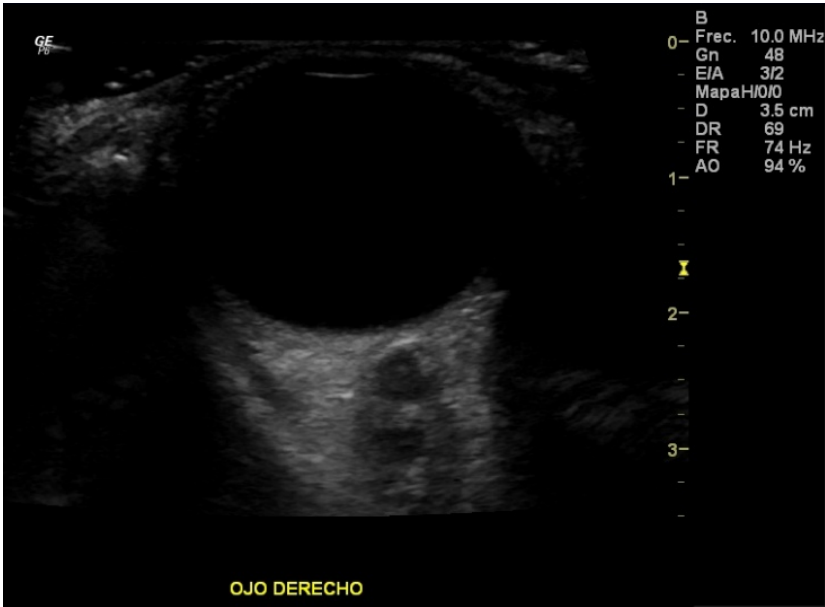


Fig. 4 Estudio de ultrasonido a escala de grises del ojo derecho posterior al ojo se observa una imagen redonda, hipoecoica y circunscrita que corresponde a la cabeza del nervio óptico.

TÉCNICA ECOGRÁFICA.

Cuando es realizada por un examinador entrenado, la ecografía del ojo es una herramienta útil en el diagnóstico de las condiciones del globo ocular. Es barato, accesible, inocuo, fácil de realizar, preciso, y puede llevarse a cabo en tiempo real. No utiliza radiación, y la sedación no es necesaria. Sus principales indicaciones son la opacificación de medios transparentes que resultan de las cataratas, hemorragia vítrea o miosis extrema y lesiones tales como masas de pared posterior y desprendimiento de retina. Las contraindicaciones para la ecografía ocular son raras, la principal es cuando se sospecha ruptura globo ocular en pacientes con trauma o que recientemente se sometió a una cirugía, ya que puede provocar la extrusión del contenido ocular. Las lentes de contacto deben retirarse antes de realizar una ecografía. Los pacientes son instruidos acerca de los movimientos oculares necesarios para llevar a cabo con los párpados cerrados. Por lo general es útil para explicar el examen y lo que se le pide que haga antes de que cierren los ojos. Los pacientes se colocan en posición supina, con los párpados cerrados. El uso de una cantidad generosa de gel ayuda a mejorar el contacto con el transductor. Debido a la ubicación superficial del ojo, transductores lineales de alta frecuencia (7,5 a 13,0 MHz) se debe utilizar. Las imágenes del ojo se deben realizar en 2 planos para garantizar una evaluación completa de la órbita y las estructuras adyacentes. La exploración debe comenzar en el plano transversal en todo el párpado y las referencias ecográficas anatómicas (el cristalino, estructuras posteriores y el nervio óptico). El transductor debe ser desplazado por arriba y por abajo para evaluar completamente la órbita. Esto permite una exploración completa del ojo y de todas sus estructuras. Después de

las imágenes transversales, el transductor debe ser girado 90 ° en una posición sagital y el transductor desplazado medial y lateralmente, una vez más se evalúan completamente todas las estructuras. Una técnica alternativa es que el operador mantenga el transductor estático sobre la posición de la línea media del ojo y el paciente deberá mover el globo ocular. Esta técnica permite al operador observar el ojo en movimiento en los 4 cuadrantes, confirmando conservación de la función del músculo extraocular. Esta técnica también da al examinador la capacidad de explorar a toda la. También puede ayudar en el diagnóstico de subluxaciones lente sutiles y para diferenciar patología de artefactos. El movimiento del ojo permite que el haz de sonido al viajar a través de toda la órbita y provocar un artefacto que desaparecerá, mientras que una verdadera anomalía permanecerá. Una vez que el globo entero, incluyendo la cámara anterior, vítreo, la retina, y la órbita posterior, ha sido explorado, el nervio óptico se puede medir. Esta medición se lleva a cabo mediante la obtención de una imagen de la línea media del globo en el eje transversal, de modo que el nervio óptico es claramente visualizado posterior a la retina. La imagen se congela y se realiza una medición 3 mm posterior a la retina a lo largo del eje paralelo del nervio óptico. Entonces una medición del eje corto se toma de la vaina del nervio. Cualquier medición de más de 5 mm se considera anormal ^{12,17,19,20}.

EL COMPLEJO MIOINTIMAL.

Se estima que 17,1 millones de personas murieron de enfermedad cardiovascular en 2004, lo que representa el 29% de todas las muertes globales. De estas muertes, casi 7,2 millones fueron causados por la enfermedad de la arteria

coronaria y 5,7 millones fueron causados por un derrame cerebral. Las estadísticas de mortalidad reportados por la Organización Mundial de la Salud indican que las enfermedades cardiovasculares fue la causa básica de muerte en el 37,3% de todas las muertes en los Estados Unidos en 2003 y que el 32% de las muertes por enfermedades cardiovasculares fueron prematuras o antes de la edad de 75 años (cerca de la esperanza media de vida en los Estados Unidos). La aterosclerosis es bien reconocida como la causa patológica de la mayoría de los eventos cardiovasculares. Debido a que la aterosclerosis comienza temprano en la vida y puede progresar silenciosamente durante décadas, ha habido un gran interés en la identificación de pacientes asintomáticos con alto riesgo en sufrir eventos cardio y cerebro vasculares agudos, y a veces fatales. Los cambios en el grosor del complejo miointimal se han relacionado con la progresión de la aterosclerosis. Además, un aumento del grosor del complejo miointimal se ha demostrado en varios estudios multicéntricos prospectivos que es un factor de riesgo independiente de enfermedad cardiovascular asintomática, infarto de miocardio y accidente cerebro vascular. La Asociación Americana del Corazón recomienda actualmente que el complejo miointimal debe medirse para evaluar el riesgo para la aterosclerosis y las enfermedades cardiovasculares. La evaluación de este con la ecografía no es invasiva, de bajo costo y no exponer a los pacientes a los riesgos asociados con el uso de radiaciones ionizantes o contraste yodado intravenoso. Además, tiene el potencial de identificar la aterosclerosis en la pared del vaso antes de que se desarrolle el estrechamiento de la luz del vaso. En las imágenes longitudinales de la arteria carótida, el complejo miointimal se mide desde la interfaz ecogénica de la íntima con la luz del vaso anecoicas a lo

ecogénico de la adventicia. El complejo mioíntimal es una estructura hipocóica lineal que proporciona un excelente contraste entre la íntima y la adventicia de la pared arterial exterior. Es fácilmente identificable con la ecografía en modo B. No ha habido un acuerdo claro sobre qué segmento de la arteria carótida se debe de medir. Las mediciones en el tercio distal de la arteria carótida común tienden a ser más consistentes y reproducibles; su trayecto es superficial, y típicamente paralela a la superficie de la piel y el transductor. La arteria carótida interna generalmente se extiende oblicuamente a la superficie de la piel y generalmente no es tan recto como la carótida común, lo que hace más difícil la medición consistente. El grosor del complejo mioíntimal va aumentando con la edad, sin embargo aunque no existe un consenso, se considera que un grosor menor a 0.8mm se correlaciona bien con la ausencia de la enfermedad coronaria; mientras que un grosor por encima de este nivel se asocia a enfermedad coronaria cada vez más grave ²¹.

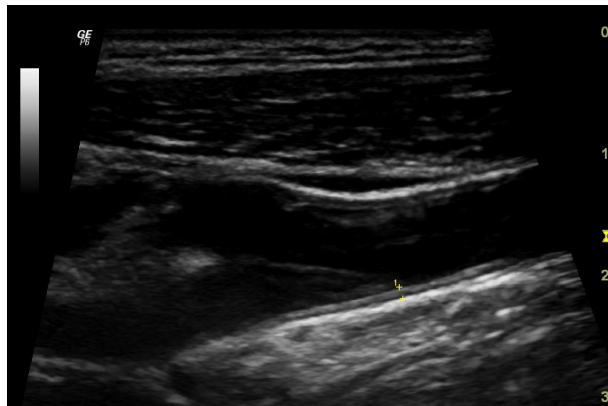


Fig 5. Estudio de ultrasonido a escala de grises de el tercio distal de la arteria carótida derecha el cual muestra al complejo mioíntimal.

III. JUSTIFICACIÓN.

El glaucoma de ángulo abierto es un problema de salud pública, segunda causa de ceguera y después de la catarata la segunda causa de consulta oftalmológica. En nuestro país no existe algún estudio acerca de la evaluación por ecografía Doppler en pacientes con glaucoma de ángulo abierto; así como el papel que juega el complejo miointimal en la patogénesis de este padecimiento. Dado a que la Secretaria de Salud del Gobierno Del Distrito Federal cuenta con los elementos necesarios, los datos disponibles y la capacidad de realizarlo; es imperativo realizar investigación con la trascendencia de proporcionar información acerca de los cambios en el complejo miointimal, de los parámetros hemodinámicos de la carótida interna y la arteria central de la retina en los pacientes con glaucoma de ángulo abierto. Y debido a su relevancia se obtengan datos reproducibles y fiables a mediano plazo para la adecuada evaluación y manejo de esta enfermedad.

IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El estudio se realizo en la secretaria de Salud del Gobierno del Distrito Federal, los estudio de ecografía Doppler se realizaron en el Hospital de Especialidades de la Ciudad De México el cual cuenta con dos equipos de ultrasonido de la marca General Electric Logiq pro6 y con transductores lineales de alta resolución de 11MHz y software específico de ultrasonido a escala de grises y con Doppler color y espectral. En la Secretaria De Salud Del Gobierno Del Distrito Federal se observa que el 70% de la consulta oftalmológica, por lo que se realiza el siguiente planteamiento:

¿Cuáles son los hallazgos hemodinámicos con imagen de doppler carotideo y de la arteria central de la retina en pacientes con glaucoma de ángulo abierto de la Secretaria de Salud Del Gobierno del Distrito Federal?.

V. HIPÓTESIS.

En pacientes con glaucoma de ángulo abierto presenta cambios hemodinámicos caracterizados por disminución de la velocidad e incremento del índice de la resistencia de la arteria central de la retina, así como cambios en el grosor del complejo miointimal en la neuropatía óptica condicionada por el glaucoma.

VI. OBJETIVOS.

a. General.

- Evaluar los cambios hemodinámicos con ecografía Doppler en pacientes con glaucoma de ángulo abierto.

b. Específicos.

- Determinar la relación del grosor del complejo miointimal y el glaucoma de ángulo abierto.
- Evaluación de los hallazgos hemodinámicos de la arteria carótida interna y central de la retina.
- Correlacionarlas dimensiones de la cabeza del nervio óptico con el grosor del complejo miointimal.

- Comparar los hallazgos hemodinámicos de la arteria central de la retina y carótida interna con los resultados de la tonometría óptica.

VII. METODOLOGÍA.

A. PERIODO DEL ESTUDIO.

Se realizó un estudio de investigación clínica, sistemática, descriptiva, prospectiva y transversal; en la cual el universo será formado por 30 pacientes derechohabientes de la Secretaría De Salud Del Gobierno del Distrito Federal que padecen glaucoma de ángulo abierto de presión alta y presión normal, sin importar si son de reciente diagnóstico o con diagnóstico previo. Los cuales serán evaluados en el Hospital de Especialidades De La Ciudad De México " Dr. Belisario Domínguez" por medio del estudio de ecografía Doppler carotídeo, con énfasis en la medición del complejo miointimal en el tercio superior de la arteria carótida común y de la evaluación hemodinámica de la arteria carótida interna. Así como ecografía Doppler ocular poniendo interés en la medición de la cabeza del nervio óptico y los parámetros hemodinámicos de la arteria central de la retina; utilizando un equipo de ultrasonido con transductor lineal de 11MHz General Electric Logiq 6 Pro con protocolo para Doppler carotídeo y de partes blandas. Se realizará medición de la presión intraocular por medio de la tonometría ocular bilateral con un equipo Canon Full Tonometer, obteniendo los datos de su última medición reportada en su expediente. Durante el periodo de Enero a el mes de Junio del 2013.

B. CRITERIOS DE INCLUSIÓN, NO INCLUSIÓN Y ELIMINACIÓN.

Criterios de inclusión.

- Pacientes mayores de 40 años de ambos géneros con diagnóstico de Glaucoma de ángulo abierto de reciente diagnóstico o bajo tratamiento que sean derechohabientes a la Secretaria De Salud Del Gobierno del Distrito Federal.

Criterios de no inclusión.

- Pacientes que no sean derechohabientes a la Secretaria De Salud Del Gobierno del Distrito Federal.
- Pacientes quienes no se tenga confirmado el diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto.
- Pacientes que no cumplan los requerimientos clínicos para su evaluación por ecografía (cirugías oculares recientes, antecedente de trauma ocular o de alteraciones oculares con cinética).

Criterios de eliminación.

- Pacientes con diagnósticos de Glaucoma juvenil, secundario a esteroides o de ángulo cerrado.

C. DISEÑO DE LA MUESTRA.

Tamaño de la muestra.

La muestra será formada por 30 pacientes derechohabientes a la Secretaria de Salud del Gobierno del Distrito Federal que padecen glaucoma de ángulo abierto, sin importar si son de reciente diagnóstico o con diagnóstico previo.

D. DEFINICIÓN CONCEPTUAL Y OPERACIONAL DE VARIABLES.

Variable.	Tipo.	Definición operacional.	Escala de Medición.	Calificación.
Genero.	Independiente.	Características del individuo.	Cualitativo.	Masculino. Femenino.
Edad.	Independiente.	Tiempo transcurrido desde el nacimiento hasta la fecha del estudio.	Cuantitativo.	Años.
Glaucoma de ángulo abierto de presión alta.	Independiente	Glaucoma que presenta una presión intraocular es superior a 21mmHg en dos mediciones consecutivas.	Cuantitativo	mmHg.
Glaucoma de ángulo abierto de presión normal.	Independiente.	Glaucoma que presenta una presión intraocular ente valores de 11 a 20mmHg en dos mediciones consecutivas.	Cuatitativo.	mmHg.
Velocidad picosistólica de la arteria carótida interna.	Dependiente.	Velocidad del flujo de la arteria carótida interna detectada por el equipo de ultrasonido.	Cuantitativo.	Cm/s.
Índice de resistencia de la arteria carótida interna.	Dependiente.	Definida como la velocidad picosistólica menos la velocidad picodistólica dividido entre la velocidad picosistólica; determina la resistencia vascular del vaso estudiado.	Cuantitativo.	Menor a 0.72.
Velocidad picosistólica de la arteria central de la retina.	Dependiente.	Velocidad del flujo de la arteria central de la retina detectada por el equipo de ultrasonido.	Cuantitativo.	Cm/s.
Índice de resistencia de la arteria central de la retina.	Dependiente.	Definida como la velocidad picosistólica menos la velocidad picodistólica dividido entre la velocidad picosistólica; determina la resistencia vascular del vaso estudiado.	Cuantitativo.	Menor a 0.72
Grosor del complejo mointimal.	Dependiente.	Definido como un parámetro predictor en las enfermedades cardiovasculares.	Cuantitativo.	Menor a 0.8mm
Dimensión de la cabeza del nervio óptico.	Dependiente.	Definido como parámetro estructural en la neuropatía del nervio óptico secundario a glaucoma.	Cuantitativo.	3-5 mm.
Presión intraocular.	Dependiente.	Definida como la es la presión que ejercen los líquidos oculares contra la pared del ojo, la cual es necesaria para que este órgano se mantenga distendido.	Cuantitativo.	mmHg

E. DISEÑO DEL ESTUDIO.

Se realizara el estudio de ecografía Doppler carotideo y ocular, previa autorización del paciente bajo consentimiento informado, con enfoque a la medición del complejo miointimal en el tercio distal de la arteria carótida común, así como la determinación de la velocidad picosistólica e índice de resistencia de la arteria carótida interna y central de la retina de forma bilateral. Se obtendrá los valores de la última valoración de la presión del globo ocular por medio de tonometría a través del expediente clínico. De enero del 2013 al 30 de junio del 2013.

Los datos obtenidos de la exploración ecográfica, de la tonometría se tabularan de la siguiente manera: se formara un grupo en el cual comprenda el grosor del complejo miointimal, índice de resistencia de la arteria carótida interna y de la central de la retina, velocidad de la arteria central de la retina y la dimensión de la cabeza del nervio óptico.

f. ANALISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se llevo a cabo utilizando análisis de frecuencias para las condiciones generales y determinación de media, así como el análisis comparativo de los hallazgos encontrados. Se utilizara el programa SPSS 2.0 para su análisis estadístico.

g. INSTRUMENTOS PARA RECOLECCION DE DATOS

Hoja de recolección de datos especialmente diseñada para el estudio.

Expediente clínico, solo cuando se requirieron datos complementarios.

H. MEDIDAS DE BIOSEGURIDAD PARA EL PACIENTE.

El presente estudio se consideró en su desarrollo la declaración de Helsinki, las normas oficiales sobre la investigación clínica vigente y los estatutos de la Secretaria De Salud Del Gobierno Del Distrito Federal. Se trata de un estudio clínico sin riesgo, dado a que la ecografía es un método de estudio 100% seguro, que no ocupa radiación ionizante, no provoca alteraciones estructurales y es confortable para el paciente en quien se garantizan los derechos y el bienestar de este. Obteniendo datos 100% reproducibles y confiables para su interpretación y diagnóstico emitido.

Para este estudio y durante su realización prevalecerá el criterio de respeto a su dignidad y a la protección de sus derechos y bienestar, se protegerá la privacidad del individuo, así como los datos e informes que proporcionen, serán manejados bajo la observancia de los principios de confidencialidad, reserva y no podrán comunicarse. Se considera en su desarrollo la declaración de Helsinki y se ajustará a la Ley General de Salud y la Ley de información Estadística y Geografía vigentes en nuestro país.

VIII. RESULTADOS.

Durante el periodo comprendido entre el 1 de enero al 30 de junio del 2013 se realizaron estudios de ecografía Doppler ocular y carotídea en el Hospital De Especialidades De la Ciudad de México "Dr. Belisario Domínguez", a un total de 30 pacientes Derechohabientes de la Secretaria de Salud Del Gobierno del Distrito Federal. De los cuales 8 pacientes fueron del sexo masculino (27%) con un intervalo de edad que va de los 45 a los 81 años con una edad media de 69.5 años; y 22 del sexo femenino (73%) el intervalo de edad que va de 40 a los 80 años y edad media de 52.1 años (Tabla1; Grafico 1 y 2).

De los 30 pacientes 10 presentaban hipertensión intraocular del lado derecho (33.3%) y 13 del lado izquierdo (43.3%); el resto (7 pacientes) presentaban presión intraocular normal (23.3%) (Tabla 2 y Gráfico 3).

En los 10 pacientes con hipertensión intraocular del ojo derecho, solamente 3 presentaban disminución de la velocidad de la arteria central de la retina (6.6%) y 7 un incremento en el índice de resistencia (23%) (Gráfico 4, Fig 6); en estos pacientes los hallazgos encontrados en la ecografía Doppler carotídea se observó un aumento del índice de resistencia en solamente un paciente y aumento del grosor del complejo miointimal en 8 pacientes.

En 20 pacientes que presentan una presión intraocular del ojo derecho dentro de los valores normales (de 11 a 20mmHg), la velocidad del flujo de la arteria central de la retina era normal (66.6%); 10 presentaron un aumento del índice de

resistencia de la arteria central de la retina (33.3%) (Gráfico 5; FIG. 7) ; 6 pacientes con aumento del índice de resistencia en la arteria carótida interna derecha y 11 pacientes mostraron engrosamiento del complejo miointimal de la arteria carótida común derecha. En ninguno de estos casos la cabeza del nervio óptico presento alguna alteración estructural.

De los 13 pacientes con hipertensión intraocular del ojo izquierdo, 7 presentaron disminución de la velocidad del flujo en la arteria central de la retina (23.3%), 8 pacientes con incremento en el índice de resistencia de la arteria central de la retina (26.6%) (Gráfico 6; Fig 8); 2 con aumento del índice de resistencia de la arteria carótida interna izquierda y 9 presentan engrosamiento del complejo miointimal en la arteria carótida común izquierda.

En los 17 pacientes con presión intraocular normal en el ojo izquierdo solamente 2 muestran disminución de la velocidad en el flujo de la arteria central de la retina, 7 aumento del índice de resistencia de la arteria central de la retina (Gráfico 7; Fig 9), 3 con aumento del índice de resistencia de la arteria carótida interna y 9 con un incremento en el grosor del complejo miointimal de la arteria carótida común izquierda.

En solo 2 pacientes que presentaban presión intraocular normal del ojo izquierdo se observo la pérdida de volumen de la cabeza del nervio óptico (Fig 10 y 11). El resto no presento alteraciones estructurales en ambos nervios ópticos.

En 19 pacientes se observó el engrosamiento del complejo miointimal, de los cuales los 19 presentaron engrosamiento del complejo miointimal de la arteria carótida común derecha, de los cuales 8 presentaban hipertensión intraocular y 11 PIO normal; y 18 de la carótida común izquierda, de los cuales 9 presentaban hipertensión intraocular y 9 PIO normal (Tabla 3 y gráfico 8; Fig 12 y 13).

VIII. DISCUSIÓN.

El glaucoma de ángulo abierto es un problema de salud pública debido a su alta prevalencia e incidencia en la consulta oftalmológica en la Secretaría de Salud del Gobierno del Distrito Federal; esta neuropatía del nervio óptico presenta una estrecha relación con el aumento de la presión intraocular (valores igual o mayores de 21mmHg); en estadios avanzados se observa una regulación de la presión intraocular, sin embargo los cambios hemodinámicos en la arteria central de la retina continúan, por lo que es necesario la investigación de la hemodinámica de la arteria central de la retina. La ecografía Doppler es un método de estudio accesible, poco costosa y fácilmente reproducible en la cual podemos evaluar el flujo sanguíneo de cualquier arteria o vena, así como la evaluación anatómica de las estructuras que irrigan y drenan. La arteria central de la retina es un vaso que viaja central al nervio óptico.

En el presente estudio desarrollado en el servicio de radiología del Hospital de Especialidades De La Ciudad De México "Dr. Belisario Domínguez" y con apoyo de los diferentes servicios de oftalmología de la Secretaría de Salud Del Gobierno del Distrito Federal, se observo que 23 pacientes (76%) presentaron hipertensión intraocular en un ojo (derecho o izquierdo), de estos se observo que la elevación del índice de resistencia es un parámetro confiable y fácilmente reproducible en la evaluación de la progresión y tratamiento de la enfermedad (17 pacientes que representan el 56%), que se comprobó con la pérdida de volumen del nervio óptico en dos pacientes. La disminución de la velocidad del flujo en la arteria central de la retina se encontró disminuida en solamente 11 pacientes (36%), por

lo que debe tomarse con reserva como factor evaluador y predictivo en la progresión de la enfermedad.

Llama la atención el papel que juega el complejo miointimal; este último representa al endotelio considerado actualmente como el órgano más grande e importante del cuerpo humano debido a las diferentes funciones fisiológicas que desempeña. En 19 pacientes se observó engrosamiento del complejo miointimal de la carótida común derecha (63%) y en 18 paciente de la carótida común izquierda (60%); por lo que se requerirá de mas estudios subsecuentes para evaluar al complejo miointimal como factor predictivo para el desarrollo del glaucoma de ángulo abierto.

Se observó una incidencia y prevalencia del glaucoma de ángulo abierto mayor en mujeres que en hombres, con una relación de mujer:hombre de 4:1. Con una media de edad de 60.8 años. Sin embargo se debe de tomar en cuenta que el hombre por cuestión sociocultural no acude frecuentemente a consultas médicas.

IX CONCLUSIONES.

El glaucoma de ángulo abierto es una patología frecuente en la consulta oftalmológica y considerada como problema de salud pública. La ecografía a escala de grises, con aplicación de Doppler color y espectral es una herramienta útil en la evaluación de la hemodinámica en la arteria central de la retina. El parámetro más confiable en la evaluación de la progresión de la enfermedad es el incremento del índice de resistencia de la arteria central de la retina y se observó en el 56% de los pacientes evaluados; la disminución de la velocidad del flujo de la arteria central de la retina debe considerarse como un parámetro indirecto de progresión de la enfermedad y solo se observó en 36% de los pacientes. El aumento de grosor del complejo miointimal podría ser considerado, al igual que sucede en las enfermedades cardio y cerebrovasculares, como un factor predictivo en el desarrollo de la enfermedad; sin embargo se requieren más estudios para su evaluación en forma longitudinal en pacientes con glaucoma de ángulo abierto.

X. BIBLIOGRAFÍA.

1. Sellem E. Glaucomas de ángulo abierto, por cierre de ángulo, secundarios. EMC - Tratado de medicina 2012;16(2):1-5 [Artículo E – 6-0165].
2. Varma R. Lee P. et.al An Assesment of the health and economic burdens of glaucoma. Amj Ophthalmo 2011; 152: 515-522.
3. Pasquele L. King J. Lifestyle, Nutrition and Glaucoma. Journal of Glaucoma. 18(6); 2009: 423-28.
4. Tiels JM. Sommer A. Racial variant in the prevalence of primary open angle glaucoma The Baltimore Eye Survey. JAMA 1991; 266(3); 369-74.
5. Kim E. Varma R. Glaucoma in latin/ hispanics. Current opinion ophthalmology. 2010;21;100-05.
6. Choundry F. Varma R. Risck Factors for four-year incidence and progression of age- related macular degeneration: The Los Angeles Latino Study. American Journal of ophthalmology; 2011; 152: 385-95.
7. Varma R. Wang D. Four years incidence of open angle glaucoma and ocular hypertension: The Los Angeles Latino Eye study. American Journal of ophthalmology. 2012. 154; 315-25.
8. Jian X. Varma R. Baseline Risk factors that predict to develoment of open angle glaucoma in a population: The Los Angles Latino Study. Ophthalmology. 2012; 119: 2245-53.
9. Francis B. Varma R. Intraocular pressure, central corneal thickness and prevalence of open angle glaucoma: The Los Angles Latino Study. American Journal of ophthalmology. 2008; 146:741-46.

10. Simon R. Color Doppler Imaging of the retrobulbar circulation in glaucoma. Survey of ophthalmology. 1999; 42, supplement 1: 175-82.
11. Zeit O. Mattissen. Estimation of Choroid Perfusion by colour Doppler imaging vs other methods. Ultrasound in Med % Bio. 2012;28;8: 1023-27.
12. Ehrlich R. Harris A. Repeatability of retrobulbar blood flow velocity measured using color Doppler imaging in the Indianapolis Glaucoma Progression Study. Journal of glaucoma. 2011; 20:540-47.
13. Lorenta R. Azpeita J. Us of the eye made easy a comprehensive how to review with ophthalmoscopic correlation. Radiographics. 2012; 32:5 E175-200.
14. Chavhen G. Parra D. Normal Doppler spectral waveforms of major pediatric vessels, specific patterns. Radiographics. 2008: 601-706.
15. Boote E. AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Topics in US: Doppler US techniques: concepts of blood flow detection and flow dynamics. Radiographics. 2003; 23:5 1315-1327.
16. McNaughton D. Doppler us of the Liver made simple. Radiographics. 2011; 31:1; 161-68
17. Kirsch J. Mathr M. Advances in transcranial Doppler US: imaging ahead. Radiographics 2013. 33:1. E1-!4.
18. Berrocal T. US an color Doppler imaging an orbital disease in the pediatric age group. Radiographics. 1996; 16:2, 251-72.
19. Belden A. Color Doppler Us of the orbit. Radiographics. 1995; 15:3 589-608.
20. Leo M. Carmodi K. Sonography Assessment of acute ocular pathology. Ultrasound Clinics. 2011;6, 227-34.

21. Latich I. Scoutt L. Ultrasound Evaluation of Carotid Intima Media Thickness:
The Hows and Whys. *Ultrasound Clin* 6 (2011) 445–461.

XI. ANEXOS.

a.TABLAS, GRÁFICOS Y FIGURAS.

Tabal 1. Distribución por sexo y edad media.

Sexo.	Número de pacientes.	Porcentaje.	Edad media (años).
Masculino.	8	27%	69.5
Femenino.	22	73%	52.1
Total.	30	100%	60.8

Gráfico 1. Porcentaje por sexo.

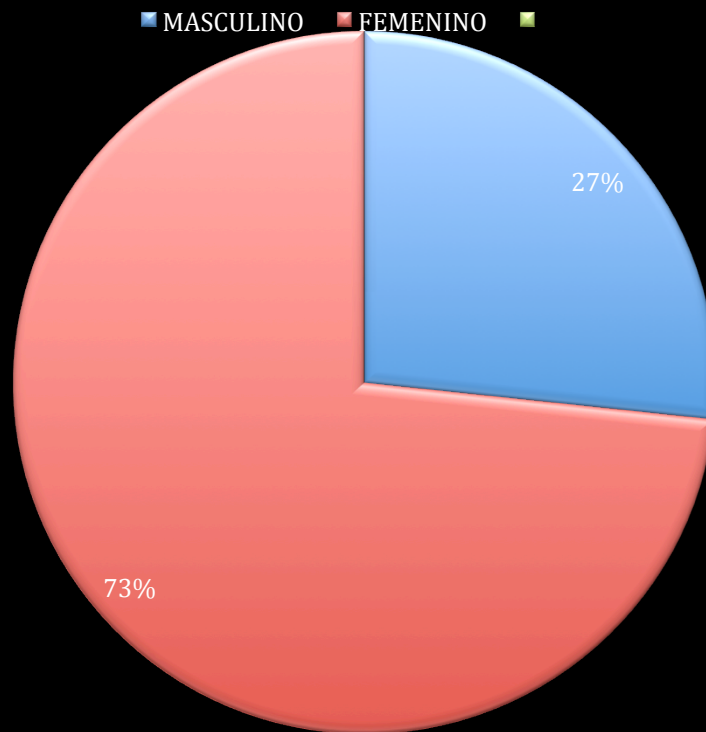


Gráfico 2. Número de pacientes por sexo.

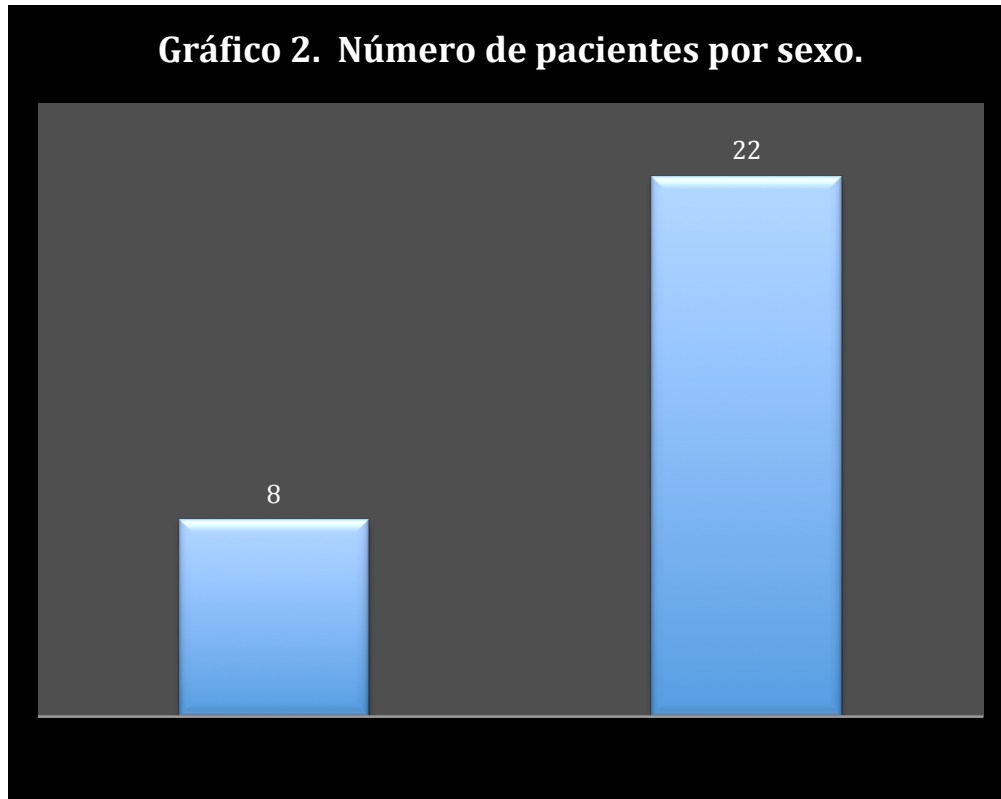


Tabla 2. Pacientes con hipertensión ocular en cada ojo (21 a 25mmHg) y normales.

Presión intraocular (mmHg)	Número de pacientes.	Porcentaje.
Ojo derecho (21 a 25mmHg).	10	33.3%
Ojo izquierdo (21 a 25mmHg)	13	43.3%
Presión normal	7	23.3%

Gráfico 3. Pacientes con hipertensión ocular y presión intraocular normal.

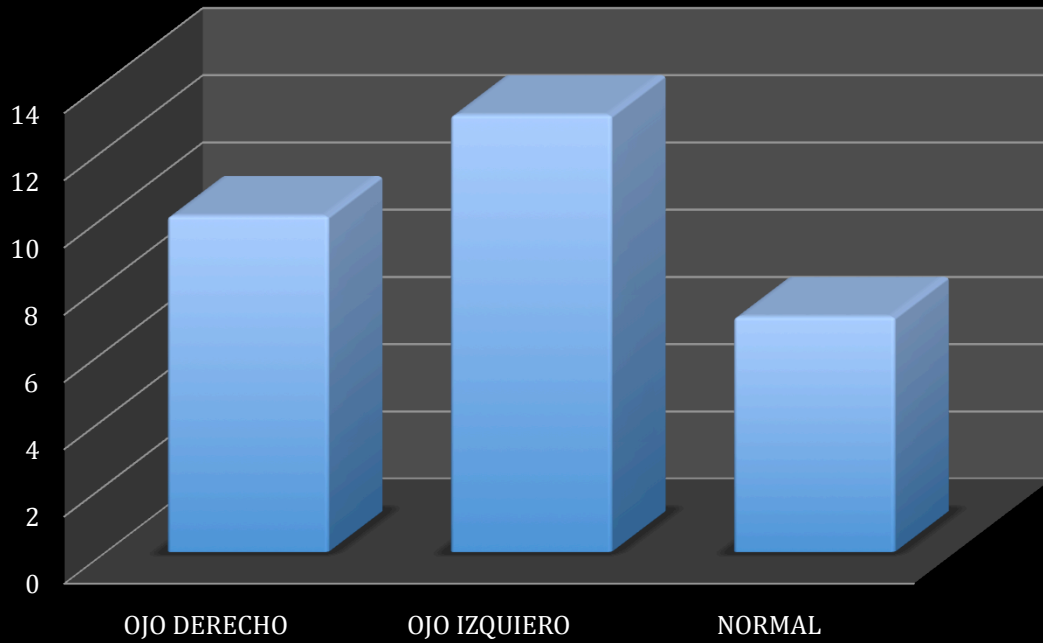


Gráfico 4. Alteraciones hemodinámicas de la ACR del ojo derecho con hipertensión intraocular.

■ DISMUNUCIÓN DE LA VELOCIDAD ACR. ■ AUMENTO DE IR EN LA ACR

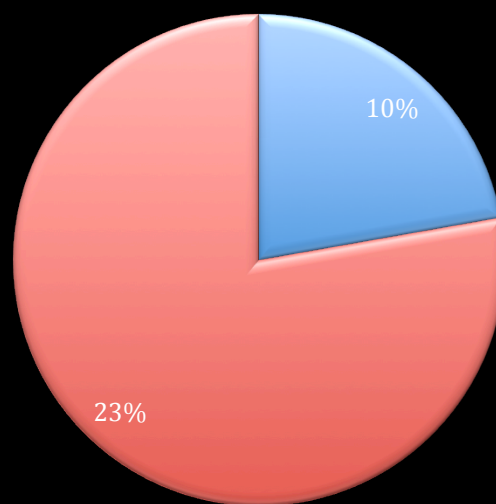




Fig 6. Estudio de ecografía Doppler color y con análisis espectral de paciente femenino de 60 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto. Se observa aumento del índice de resistencia y disminución de la velocidad de la ACR.

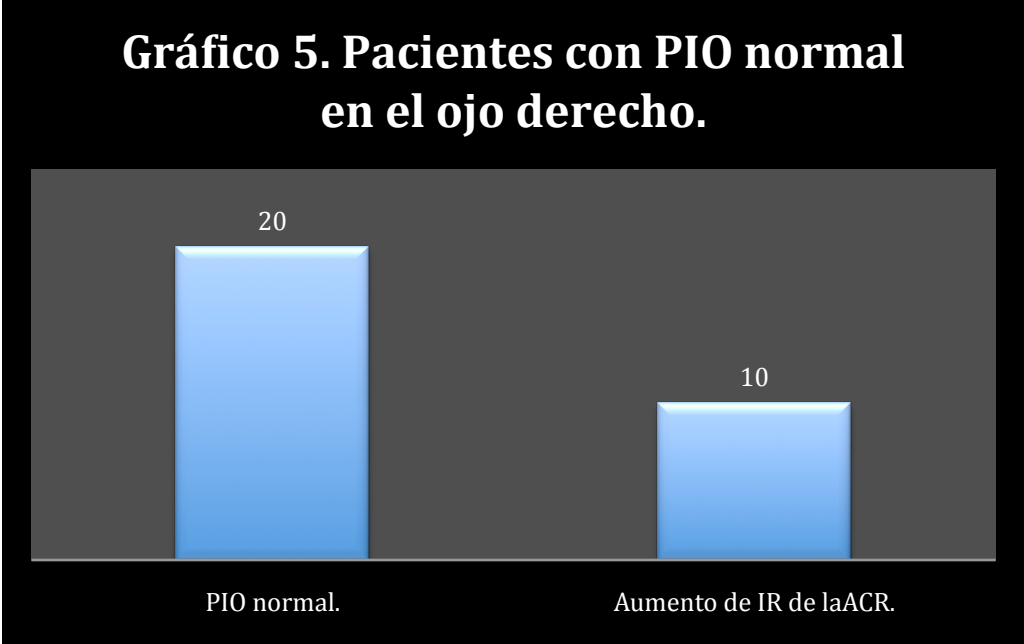
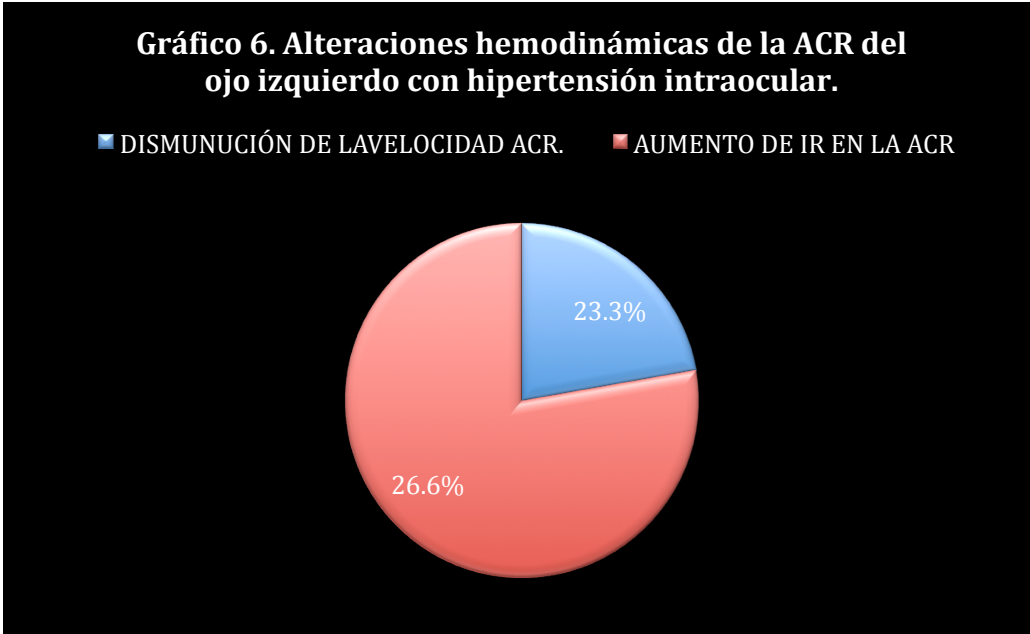




Fig 7. Estudio de ecografía Doppler color y con análisis espectral de paciente masculino de 81 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto. Se observa aumento del índice de resistencia.



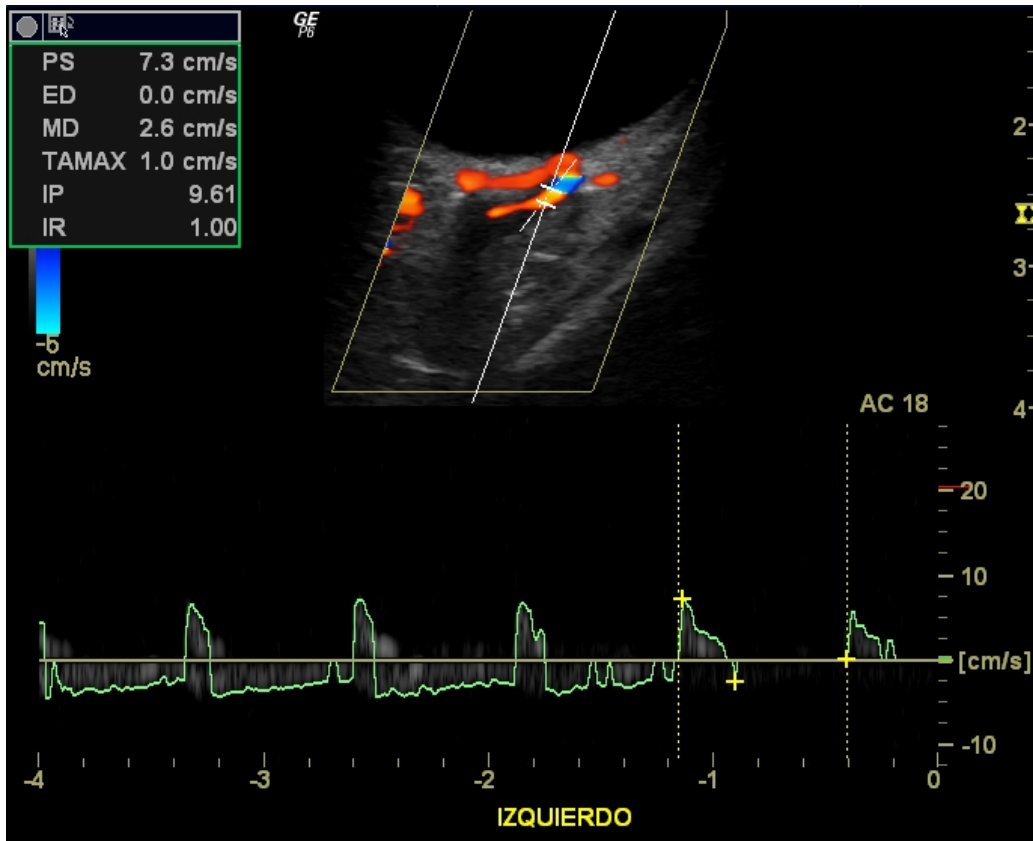
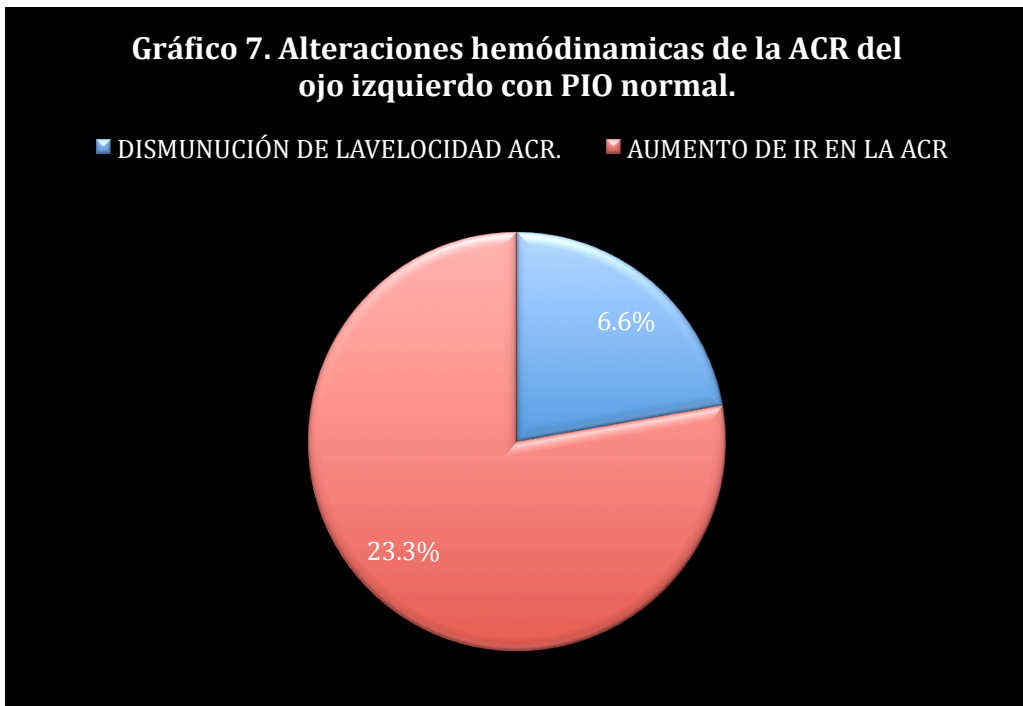


Fig 8. Estudio de ecografía Doppler color y con análisis espectral de paciente femenino de 45 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto. Se observa disminución de la velocidad de la ACR y aumento del índice de resistencia.



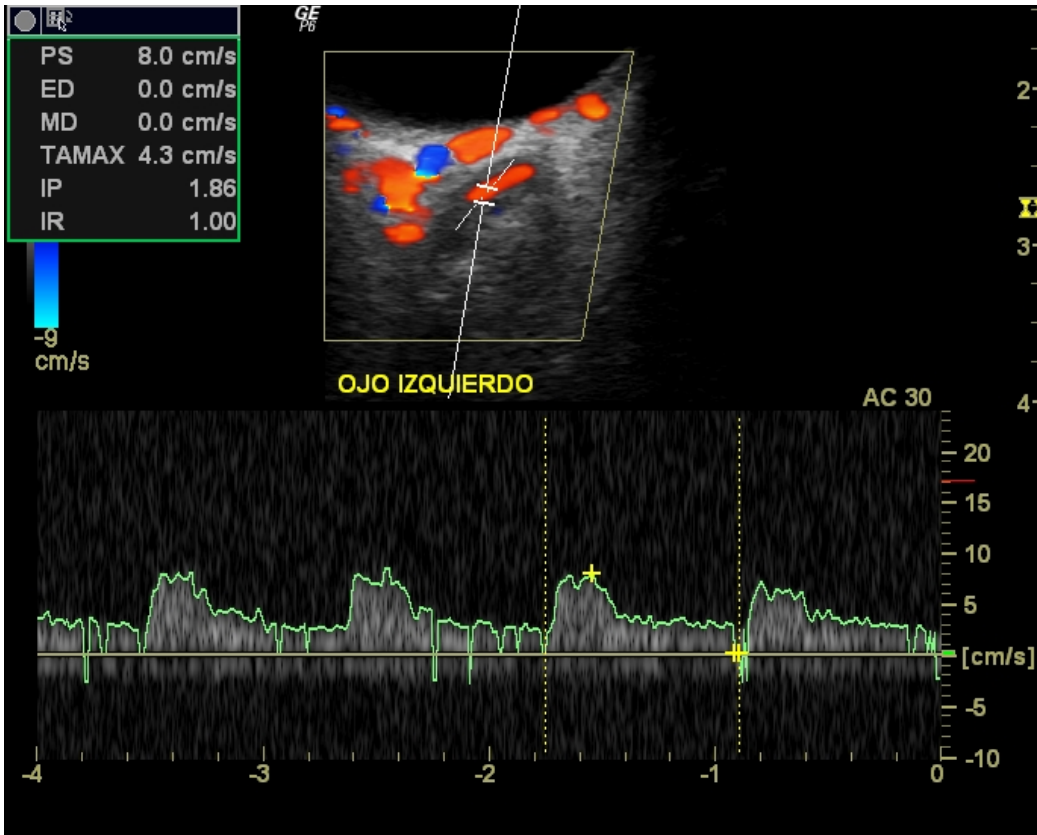


Fig 9. Estudio de ecografía Doppler color y con análisis espectral de paciente femenino de 53 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto de presión normal. Se observa disminución de la velocidad de la ACR y aumento del índice de resistencia.

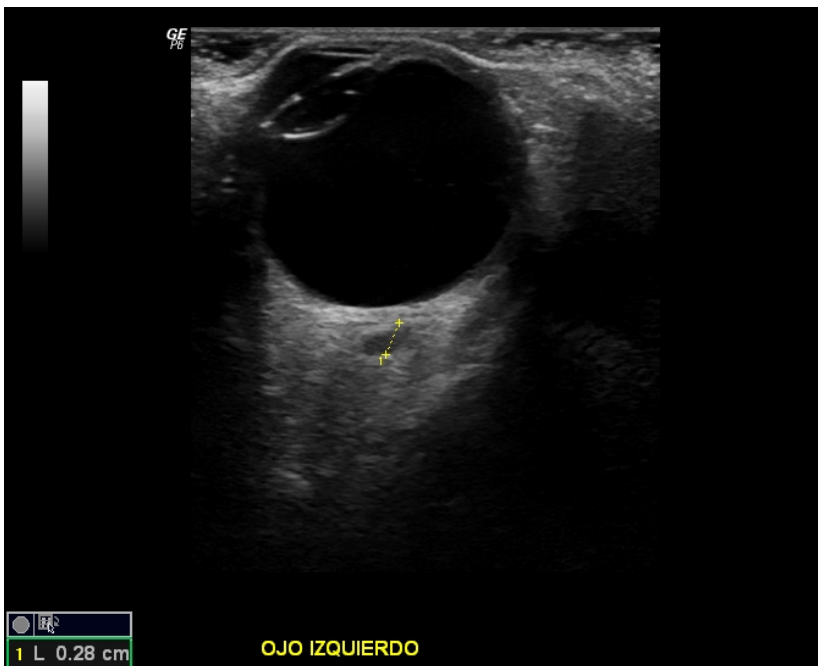


Fig 10. Estudio de ecografía a escala de grises de paciente masculino de 78 años de edad que muestra pérdida de volumen de la cabeza del nervio óptico izquierdo.

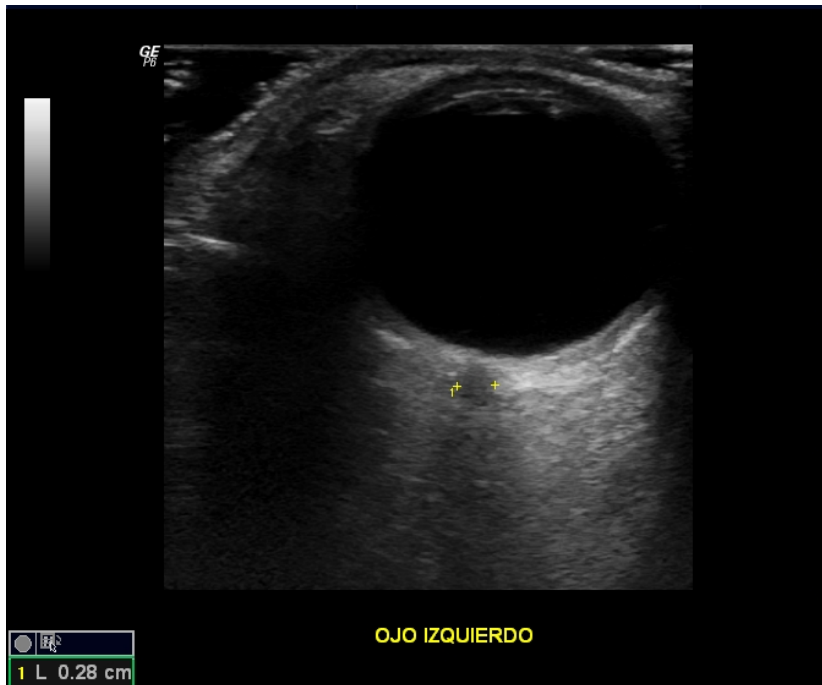
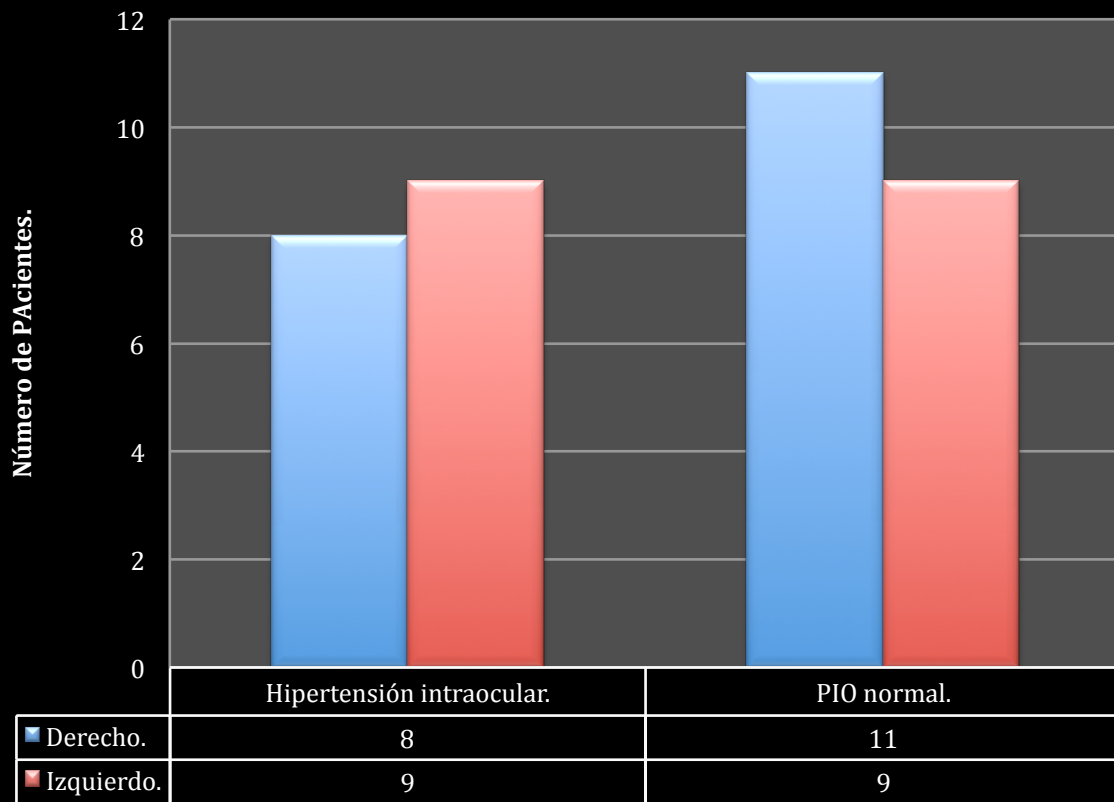


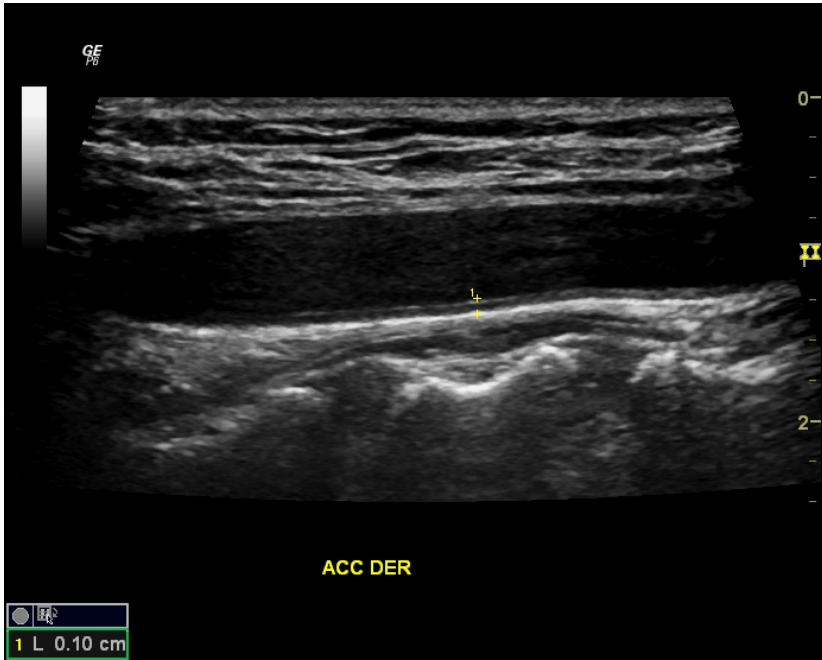
Fig 11. Estudio de ecografía a escala de grises de paciente femenino de 55 años de edad que muestra pérdida de volumen de la cabeza del nervio óptico izquierdo.

Tabla 3. Distribución del engrosamiento del complejo miointimal relacionado a la presión intraocular

Ojo.	Hipertensión intraocular.	PIO normal.	Total.
Derecho.	8	11	19
Izquierdo.	9	9	18

Gráfico 8. Pacientes con engrosamiento del complejo miointimal correlacionado con la PIO.



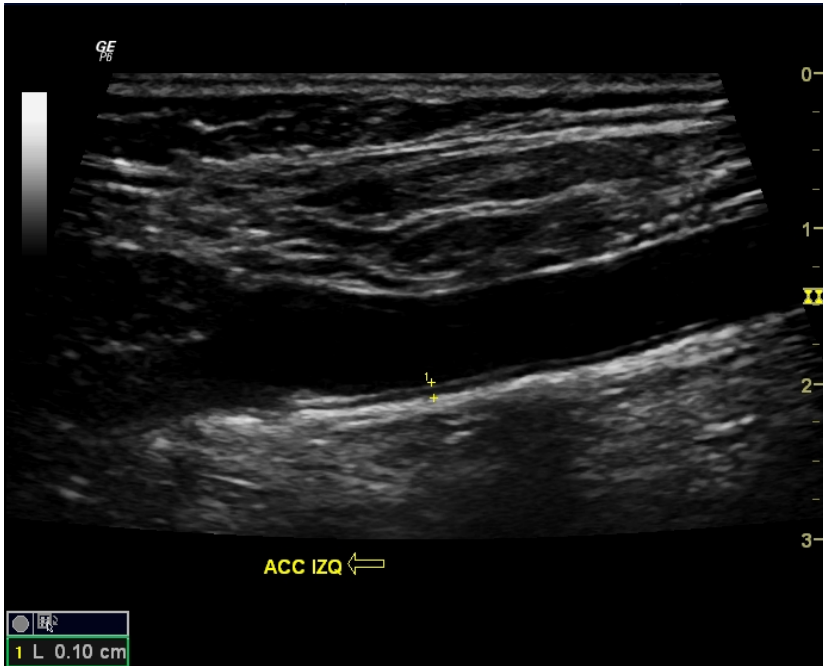


12 a.

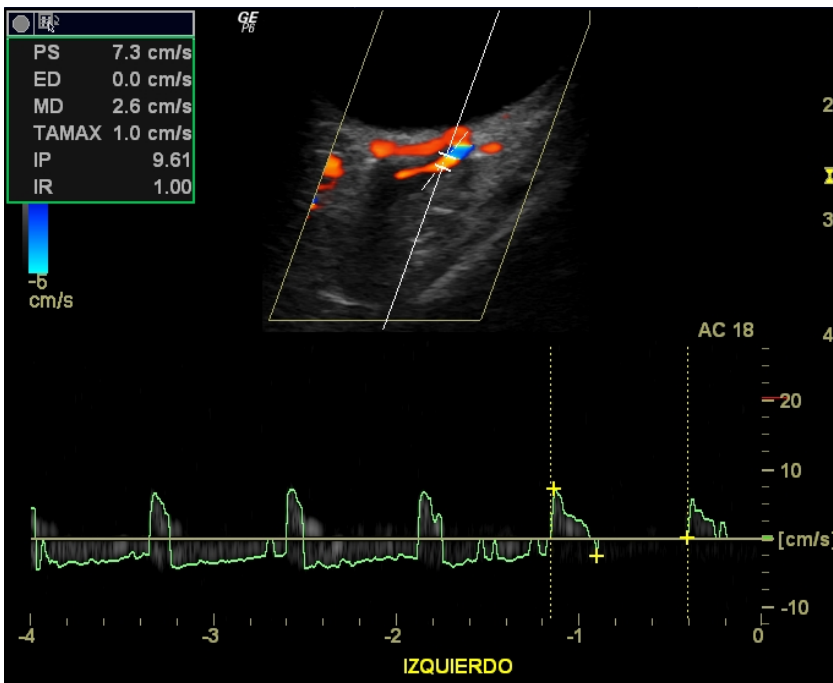


12 b.

Fig 12 a y b. Estudio de ecografía a escala de grises del tercio distal de la arteria carótida derecha y Doppler color y con análisis espectral de la ACR de paciente femenino de 60 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto. Se observa engrosamiento del complejo miointimal, así como aumento del índice de resistencia y disminución de la velocidad de la ACR.



13 a



13 b.

Fig 13 a y b. Estudio de ecografía a escala de grises de la arteria carótida común derecha y Doppler color y con análisis espectral de paciente del ojo izquierdo de femenino de 45 años con diagnóstico de glaucoma de ángulo abierto. Se observa engrosamiento del complejo miointimal y disminución de la velocidad de la ACR y aumento del índice de resistencia.

b. HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

SECRETARIA DE SALUD DEL GOBIERNO DEL DISTRITO FEDERAL.
HOSPITAL DE ESPECIALIDADES DE LA CIUDAD DE MÉXICO "DR. BELISARIO DOMÍNGUEZ"

NOMBRE DEL PACIENTE: _____ FECHA: _____
EDAD: _____ AÑOS GÉNERO: MASCULINO FEMENINO.

DIAGNÓSTICO DE GLAUCOMA: RECIENTE PREVIÓ

TONOMETRÍA:
OJO DERECHO: _____ OJO IZQUIERDO: _____

HALLAZGOS ECOGRÁFICOS.

DIMENSIONES:
OJO DERECHO: _____ OJO IZQUIERDO: _____

ARTERIA CENTRAL DE LA RETINA: DERECHA IZQUIERDA.
VELOCIDAD PICOSITÓLICA: _____
ÍNDICE DE RESISTENCIA: _____

ARTERIA CARÓTIDA INTERNA: DERECHA IZQUIERDA
VELOCIDAD PICOSITÓLICA: _____
ÍNDICE DE RESISTENCIA: _____

GROSOR DEL COMPLEJO MIOINTIMAL:
CARÓTIDA COMÚN DERECHA: _____ CARÓTIDA COMÚN IZQUIERDA: _____

DÍAMETRO DEL NERVIO ÓPTICO:

DERECHO: _____ IZQUIERDO: _____

c. CARTA DE CONSETIMIENTO INFORMADO.

HOSPITAL DE ESPECIALIDADES "DR BELISARIO DOMINGUEZ"
UCIN
**CARTA DE CONSENTIMIENTO BAJO INFORMACIÓN PARA PARTICIPACION EN
PROTOCOLOS DE INVESTIGACION CLINICA**

NOMBRE DEL PACIENTE: _____ **EXPEDIENTE:** _____

A través de este medio y con apoyo en lo previsto en la Ley General de Salud, otorgo al **Hospital de Especialidades "Dr. Belisario Domínguez" SERVICIO DE RADIOLOGIA** mi autorización, para la participación en el protocolo de investigación de **"HALLAZGOS CON ECOGRAFÍA DOPPLER OCULAR Y CAROTIDEO EN PACIENTES CON GLAUCOMA DE ÁNGULO ABIERTO."**

Se me ha explicado en que consiste el estudio de ecografía, forma de realizarlo y tiempo aproximado del estudio, así como sus beneficios en el estudio de mi enfermedad.

Declaro que se me ha informado ampliamente sobre los posibles riesgos, inconvenientes, molestias y beneficios derivados de la participación en el estudio,

Los Investigadores Responsables Dr. Juan Carlos Hernández Chavolla y Dr. Mario Alberto Gómez Vela, a los cuales doy mi consentimiento, me darán información oportuna sobre el estudio y sobre los resultados obtenidos.

Entiendo que conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento que lo considere conveniente, sin que aquello afecte la atención médica que recibo en esta institución.

Se otorga el presente Consentimiento Bajo Información, en la Ciudad de México, Distrito Federal a los _____ días del mes de _____ del año _____.

Nombre: _____ **Firma:** _____

Parentesco: _____ **Identificación:** _____

TESTIGOS

Nombre completo: _____ **Nombre completo:** _____

Firma: _____ **Firma:** _____