

1.MATERIAL

1.1. MATERIAL HUMANO, MUESTRA OBJETO DEL ESTUDIO

El presente estudio consiste en el análisis prospectivo de las enfermedades coroidoretinianas a través del ecógrafo tridimensional. Se analizaron todas las ventajas de esta técnica con relación a los otros ecógrafos convencionales. En todos los pacientes se ha realizado ecografía tridimensional. Todos los pacientes han sido examinados y controlados en el Instituto de Microcirugía Ocular (IMO), durante el período comprendido entre 2 de febrero de 1999 hasta el 3 de mayo de 2000.

Fueron examinados 73 pacientes de los cuales 47 presentaban melanomas de coroides, 11 desprendimiento hemorrágico de coroides, 15 presentaban desprendimiento de retina total y proliferación vítreo retiniana. Se ha realizado un estudio prospectivo de todos los pacientes entre los años 1999 y 2000 siguiendo el protocolo de los "criterios de inclusión" diseñado para este estudio.

1.1.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Se incluyeron en la muestra todos aquellos pacientes con melanomas de coroides, desprendimiento total de la retina y desprendimiento masivo de coroides remitidos al IMO en el período de comprendido entre 2 de febrero de 1999 hasta el 3 de mayo de 2000.

1.1.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

A su vez fueron excluidos del estudio todos aquellos pacientes que cumplían una o varias de las siguientes condiciones:

- a) Incumplimiento de cualquiera de los criterios de inclusión.

- b) Enfermedades sistemáticas graves.
- c) Enfermedades del colágeno u otras patologías autoinmunes.

1.2. INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA LLEVAR A CABO EL ESTUDIO

1.2.1. Material utilizado en la primera visita y en los sucesivos controles.

- *Agudeza visual:*

- Optotipos de Snellen proyectados en un monitor de televisión con el sistema Mentor.

- *Refracción:*

- Caja de lentes estándar.

- Retinoscopio de punto. Welch-Allyn.

- *Biomicroscopia:*

- Lámpara de hendidura.

Haag-Streit 900. Z 2981. Bloss. Berna. Suiza.

- *Presión intraocular:*

- Tonometro de aplanamiento de Goldmann, incluido en la lámpara de hendidura.

- *Fondo de ojo:*

- Oftalmoscopio binocular indirecto.

All pupil indirect. Keeler Limited. Clewer Hill Road, Windsor, Berks. Inglaterra.

- Lente oftalmoscopía indirecta.

Lente de 28 dioptrías doble esférica Volk. Mentor. Ohio. Estados Unidos.

- *Fotografías de polo posterior:*

- Retinógrafo y Angiógrafo.

IMAGnet for windows - Versión 1.52, 1997. Topcon Corporation

1.3. Tratamiento farmacológico:

Los medicamentos utilizados antes, durante y después del tratamiento, son los siguientes:

- Fenilefrina

Colircusí Fenilefrina® - 10ml

Alcon Cusí, S.A. El Masnou - Barcelona. España.

- .•Tropicamida

Colircusí Tropicamida® - 5 ml

Alcon - Cusí S.A.

El Masnou. Barcelona. España.

- Ciclopentolato.

Colircusí cicloplégico® - 10 mL.

Ciclopentolato clorhidrato 10mg /ml.

Alcon - Cusí S.A. El Masnou. Barcelona. España.

- Fluoresceína

Fluoresceína Oculos® 20% - 3 mL.

Vía Intravenosa

Ciba Vision, S.A. - Barcelona.

- Tetracaína

Colircusí anestésico® 0,50% - 10ml.

Tetracaína clorhidrato 1mg / mL.

Oxibuprocaína clorhidrato 4 mg / mL.

Alcon Cusí, S.A. El Masnou. Barcelona. España.

- Methocel 2%® - 30g

Ciba Vision, S.A. - Barcelona.

- Lubrificante Hidrosoluble no graso
Geleco® - 250 ml
E. Carreras Ginjaume - farmacéutico
División Cosmética, S.A. Zyma Farmacéutica, S.A.

1.4. ECOGRAFÍA

1.4.1. Ecógrafo A y B:

OTI Ophthalmic Technologies Inc. i-Scan.
Topcon.
Ontario - Canada.

1.4.2. Ecógrafo tridimensional

En el estudio tridimensional de las enfermedades coriorretinianas fue utilizado un ecógrafo tridimensional comercialmente conocido como: 3D i-scan, Ophthalmic Technologies Inc, Toronto, Ontario. El ecógrafo 3D utiliza un transductor convencional de brillo combinado a un agarradero motorizado y rotatorio y también un sistema para procesar las imágenes computerizadas, que después de almacenadas, es posible su visualización de manera interactiva. El 3D i-scan consiste en una combinación de una unidad A y B con un montaje de un escáner motorizado en la sonda B que está ajustada para hacer el trabajo 3D.

La sonda, es la misma de una ecógrafo B convencional que opera en una frecuencia de 10 MHz, con una resolución axial de 0.1mm, punto focal de 25 mm y una profundidad total de la imagen de 50mm. Para procesar la imagen se utiliza un "soft-ware" propio (3D i-scan) unido a un ordenador (Power MacIntosh 7500/100, Apple Computers, Cupertino, Calif).

2. MÉTODOS

2.1. HISTORIA CLÍNICA

En la primera visita se recogieron datos de filiación:

- Nombre.
- Edad.
- Sexo.
- Dirección y teléfono.
- Profesión.
- Antecedentes patológicos y/o quirúrgicos.
- Antecedentes oftalmológicos personales (incluida la corrección óptica con gafas o lentes de contacto).
- Antecedentes oftalmológicos familiares.
- Alergias medicamentosas.
- Tratamientos médicos en curso.

Todos estos datos fueron a su vez incluidos en la historia clínica del paciente, a la que se le adjudicó el correspondiente número de identificación.

2.2. EXPLORACIONES OFTALMOLÓGICAS

En el mismo momento de la primera visita se llevaron a cabo las siguientes determinaciones:

- Agudeza visual sin corrección: expresando los resultados en escala decimal.
- Refracción sin cicloplejia: mediante esquiascopia y comprobación posterior subjetiva.
- Agudeza visual con su mejor corrección.
- Biomicroscopía del segmento anterior: estudio de los anejos, la conjuntiva, la córnea, el iris y la transparencia del cristalino.

Todas estas pruebas se realizaron antes de instilar ningún fármaco sobre los ojos del paciente. Una vez finalizadas, se administraron tópicamente dos gotas de colírio de tropicamida en cada ojo con una frecuencia de 10 minutos, durante media hora. Pasada la media hora, se procedía a determinar los siguientes valores:

- Refracción con cicloplejia: mediante retinoscopio de punto.
- Biomicroscopía de la cámara posterior del segmento anterior y del cristalino.
- Fondo de ojo: en condiciones de midriasis máxima, con descripción detallada de las alteraciones coriorretinianas.

Las exploraciones anteriormente descritas fueron llevadas a cabo por:

- Optometrista (siempre el mismo): agudeza visual, refracción, tonometría.
- Oftalmólogo (siempre el mismo): biomicroscopía, fundoscopia, ecografía.

2.4. TÉCNICA DEL EXAMEN EN EL ECÓGRAFO TRIDIMENSIONAL

Todas las imágenes fueron hechas en una velocidad de sonido de 1532m/s. La ganancia del ecógrafo fue ajustada de manera apropiada antes de la adquisición de la imagen tridimensional. Fue utilizada una ganancia de 72 decibelios para todos los pacientes.

Para obtener las imágenes tridimensionales la sonda B es unida a un sistema de rotación posicionado gentilmente contra el párpado del paciente. La sonda es colocada en una posición para que se consiga una imagen coronal de la estructura a ser examinada evitando la lente, es decir, la técnica standard para conseguir una imagen bidimensional en un ecógrafo B.

Una solución de metilcelulosa a 1% fue utilizada como substancia transmisora del sonido en la punta de la sonda B contra el párpado de todos los pacientes. El área de interés fue localizada centralmente en el monitor.

El transductor hace una rotación de 180°, en un ángulo de 50°, a una distancia del plano a ser examinado de 25 mm y el área que el transductor consigue abarcar es de 3,75 cm².

La rotación de la sonda tiene una duración de 5, 7,5 o 15 segundos dependiendo de la elección hecha anteriormente y retorna a su posición inicial. Hemos elegido la velocidad de 7,5 segundos para todas las imágenes. El sistema emite un sonido avisándonos el inicio y el final del escáner y durante todo este tiempo la fijación del paciente debe ser mantenida. La sonda puede ser retirada después del segundo sonido.

Se orienta el paciente para que fije con el otro ojo en un punto localizado en la pared delante de su visión, si estuviera sentado, o en un punto en el techo, si estuviera en posición supina.

La secuencia de 201 imágenes almacenadas es reconstruida en una única imagen tridimensional utilizando un sistema de algoritmo que genera una geometría cartesiana precisa. Este proceso de reconstrucción de la imagen requiere 55 segundos.

La sonda B es acoplada en el escáner monitorizado y ajustada a través de un anillo. El paciente a ser examinado puede estar sentado o tumbado en una silla ajustable. El operador normalmente utiliza las dos manos para obtener más estabilidad mientras sostiene el escáner.

Una vez reconstruida la imagen, esta puede ser revisada, ya que aparece en la pantalla, dentro de un cubo, en el modo 'reconstrucción multitrazado'. Este está orientado según lo que fue visto por la sonda, es decir, lo visto en el campo próximo aparece delante y lo visto más lejano parece más atrás.

Si activamos la función superficie enlucida nos aparece una imagen como nos muestra la fig(3 tec) que también puede ser ajustada y optimizada cambiando los valores umbral, profundidad y sombra.

Cuando los valores del umbral son elevados la superficie es detectada por el voxel más alto del rayo de distribución y por lo tanto el vítreo aparece progresivamente como una superficie transparente.

Cuando el umbral está bien ajustado, el vítreo aparece como una superficie completamente clara, y la retina estará más bien definida. La visualización de la retina puede ser dificultada por estructuras brillantes del segmento anterior presentes en el

campo de visión, es decir por la córnea o párpados. Estas estructuras pueden ser quitadas para una mejor visualización de la retina y coroides empujando el ratón sobre la cara anterior del cono.

2.4.1. Técnica de medición de volúmenes

El volumen total consiste en definir el contorno de cada corte sectorial de las imágenes obtenidas. El trazado fue hecho manualmente con el ratón, controlando la posición del cursor.

La medición del volumen de los tumores fue hecha a través de un software especial, cálculo de trazado y área. Hemos trazado el contorno del tumor en planos paralelos con distancias predefinidas de 1 mm. El volumen fue obtenido automáticamente por el ordenador sumándose estos contornos.

La ventana de medición nos indicará al final la distancia circunferencial del contorno en milímetros, el área encerrada por el contorno en milímetros cuadrados y el volumen acumulado en milímetros cúbicos. Cada volumen medido de un corte único es computado por la multiplicación del área de contorno y por la distancia entre los planos. Y si hacemos más y más contornos en diferentes planos, conseguimos el volumen total acumulado.

2.4.2. Técnica de las medidas lineares:

Las medidas lineares de los tumores fueron hechas a través de un software especial (a-profile). Con el ratón del ordenador se fijan dos marcadores móviles, en un corte previamente elegido de una imagen tridimensional. Uno de los marcadores es colocado en la superficie anterior del tumor y el otro en la superficie posterior. El ordenador diseña una línea entre estos marcadores y se obtiene un trazado, en función de la distancia, que es mostrado como un gráfico linear en la pantalla.

2.4.3. Técnica de medida del área:

La medida del área de los tumores fue hecha a través de un software especial, cálculo de trazado y área. Se hizo un trazado linear, en los cortes obtenidos de las imágenes bidimensionales, previamente almacenados, contornando la superficie de los tumores. La distancia entre un corte y otro fue de 1mm y toda la superficie del tumor fue valorada.

2.5. TÉCNICA DE RETINOGRAFÍA Y ANGIOGRAFÍA:

Después de una buena midriasis y una inyección intravenosa de 3 ml de fluoresceína al 20% se ha utilizado la técnica estándar de retinografía y angiografía realizando campos fotográficos según la extensión de las lesiones.

2.6. CRITERIOS DIAGNÓSTICOS ECOGRÁFICOS UTILIZADOS PARA LOS MELANOMAS :

2.6.1. Ecógrafo A:

- 1- Eco inicial elevado, seguido de inflexiones intermedias que se unen a la pared posterior y que decrecen en amplitud con un ángulo Kappa muy pronunciado (atenuación homogénea mayor al 50%), eco prominente en la base de la lesión (representando esclera).
- 2- Reflectividad interna media-baja.
- 3- Movimiento vascular espontáneo dentro del tumor.

2.6.2. Ecógrafo B:

- 1- Masa subretiniana sólida, blanca y convexa, de elevada densidad.
- 2- Excavación de coroides.
- 3- Silencio orbitario.
- 4- Clásica forma en champiñón (cuando hay una rotura de la membrana de Bruch).

2.6.3. Criterios diagnósticos angiográficos utilizados para los Melanomas:

- 1- hiperfluorescencia en las fases arterial tardía o venosa precoz.
- 2- Hiperfluorescencia progresiva en las fases venosa tardía y de recirculación.
- 3- Hiperfluorescencia tardía.
- 4- Hiperfluorescencia de los "Pinpoint foci" o "hot spots" (principalmente en los melanomas pequeños).
- 5- Doble circulación (cuando hay rotura de la membrana de Bruch) en los melanomas grandes.

2.6.4. Criterios clínicos utilizados para el diagnóstico de los melanomas:

- 1- Lesión elevada y pigmentada en el fondo del ojo.
- 2- Líquido subretiniano.
- 3- Pigmentos anaranjados en la lesión.
- 4- Lesión en forma de "collar button".
- 5- Ausencia de drusas.

2.7. GRUPOS DE ESTUDIO

Se establecieron los siguientes grupos de estudio.

Según la enfermedad:

- Grupo 1: Melanoma de coroides.
- Grupo 2: Desprendimiento total de retina.
- Grupo 3: Desprendimiento hemorrágico masivo de coroides.

2.8. RECOGIDA DE DATOS

Todo el tratamiento informático de base de datos se ha realizado con el programa Microsoft Excel (del paquete Office para Windows 95).

Como no teníamos las medidas bidimensionales, hicimos una simulación de un examen médico, como si fuera un ecógrafo bidimensional con el programa Microsoft Excel.

Con el sistema de coordenadas espaciales (x, y, z) y utilizando la fórmula $= (x/a)^2 + (y/b)^2 + (z/c)^2 = 1$ para el elipsoide, dónde: "a" 1/2 de la profundidad, "b" es el rayo (1/2 del diámetro), "c" la 1/2 de la altura. A partir de esta fórmula llegamos al valor del volumen y del área de un elipsoide.

Para conocer la profundidad "a" utilizamos la fórmula: $a = 3/4 V / cb$.

Podemos calcular tanto la altura como el diámetro de un tumor que tiene como área máxima ($w = 0$) y esta será el área simulada máxima ($A_{máx}$):

$$A^{sim}(w = 0) = A_{máx} = .b/c.c^{sim}.c^{sim}$$

Con los valores de a^{sim} , b^{sim} y c^{sim} se puede calcular el volumen simulado:

$$V_{sim} = 4/3. .a^{sim}.b^{sim}.c^{sim}$$

Aplicamos esta fórmula para los números randomizados (w^1, w^2, w^3, w^4, w^5), con una distribución uniforme, en un intervalo (-1,1).

Seleccionamos los valores máximos del área encontrada que representará el área máxima ($A_{máx}$). Estos cinco cortes y la selección de la medida máxima simulan la acción del medico buscando la máxima medida dentro 5 medidas bi-dimensionales.

Se realizó un estudio prospectivo que incluyó 47 ojos de 47 pacientes con melanoma de coroides, 15 ojos de 15 pacientes con desprendimiento total de la retina y 11 ojos de 11 pacientes con desprendimiento masivo de coroides sometidos a una valoración a través del ecógrafo tridimensional. Los pacientes fueron distribuidos en tres grupos dependiendo de la enfermedad:

- Grupo 1: Pacientes con melanomas de coroides
- Grupo 2: Pacientes con desprendimiento total de retina
- Grupo 3: Pacientes con desprendimiento masivo de coroides

La Edad Media De Los Pacientes En Cada Uno De Los Grupos Fue:

- Grupo 1: 58,3 años
- Grupo 2: 43,4 años
- Grupo 3: 77,9 años

La Distribución Total Por Sexos En Cada Uno De Los Grupos Fue:

- Grupo 1: 34 mujeres (72,3%) / 13 hombres (27,6%).
- Grupo 2: 6 mujeres (40%) / 9 hombres (60%).
- Grupo 3: 7 mujeres (63,6%) / 4 hombres (36,4%)

En El Grupo 1 La Distribución Según La Edad (Jóvenes: Pacientes Menores De 50 Años, Mayores: Pacientes Mayores De 50 Años) Fue:

- Jóvenes: 14 (29,7%)
- Mayores: 33 (70,2%)

En El Grupo 2 La Distribución Según La Edad Fue:

- Jóvenes: 15 pacientes (100%)
- Mayores: ninguno

En El Grupo 3 La Distribución Según La Edad Fue:

- Jóvenes: ninguno
- Mayores: 11 pacientes (100%)

En El Grupo 1 La Distribución Según El Tratamiento Fue:

- Endoresección: 8 ojos
- Enucleación: 2 ojos
- Radioterapia (Ru 106 o I 125): 30 ojos
- Termoterapia: 6 ojos
- Radioterapia + Termoterapia (Técnica Sandwich): 1 ojo

Cambios En La Agudeza Visual Del Grupo 1 Antes Y Después Del Tratamiento:

1- Disminución de la agudeza visual en 21 ojos (46,6%).

- Endorresección: 3 ojos (37,5%)
- Radioterapia: 14 ojos (46,6%)
- Termoterapia: 3 ojos (50%)
- Técnica Sandwich: 1 ojo (100%)

2- Agudeza visual sin cambios en 18 ojos (40,0%).

- Endorresección: 5 ojos (62,5%)
- Radioterapia: 12 ojos (40%)
- Termoterapia: 2 ojos (33,3%)

3- mejoría de la agudeza visual en 6 ojos (13,3%).

- Radioterapia: 5 ojos (16,6%)
- Termoterapia: 1 ojo (16,6%)

Fueron excluídos los 2 ojos enucleados en la valoración de la agudeza visual.

En La Simulación Del Volumen Según El Tratamiento Y Su Relación Con El Volumen Real En Los Melanomas De Coroides Fue (Gráfico 1):

- Endoresección: volumen medio real de 465 mm^3 / volumen medio simulado de 397 mm^3 . Subestimación de 12,7%.
- Enucleación: volumen medio real de 827 mm^3 / volumen medio simulado 810 mm^3 . Subestimación de 2%.
- Radioterapia (Ru 106 o I 125): volumen medio real de 197 mm^3 / volumen medio simulado de 187 mm^3 . Subestimación de 5,1%.
- Termoterapia: volumen medio real de 47 mm^3 / volumen medio simulado de 45 mm^3 . Subestimación de 4,3%.
- Técnica sandwich (Ru 106 + Termoterapia): volumen medio real de 505 mm^3 / volumen medio simulado de 503 mm^3 . Subestimación de 0,4%.

Porcentaje De Reducción Del Volumen Medio Real Y Del Volumen Medio Simulado En Relación Al Tratamiento En La Segunda Medida De Los Melanomas De Coroides (Gráfico 2):

- Endorresección: 100%
- Radioterapia: 51,4% en relación al volumen medio real inicial o 48,6% de reducción tumoral / 50,3% en relación al volumen medio simulado inicial o 49,7 de reducción tumoral.
- Termoterapia: 11,5% en relación al volumen medio real inicial o 88,5% de reducción tumoral / 11,9% en relación al volumen medio simulado inicial o 88,1% de reducción tumoral.

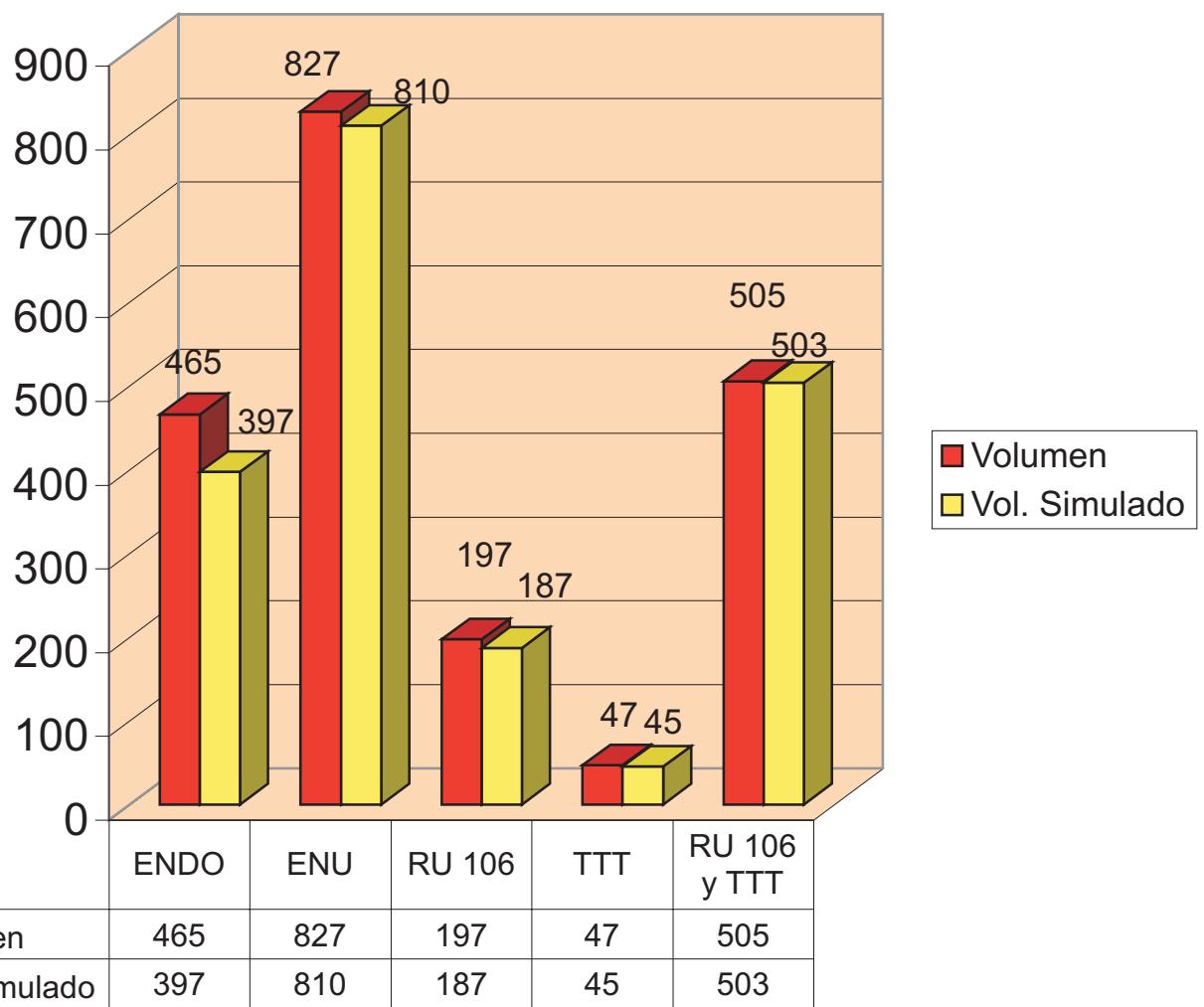
Porcentaje De Reducción Del Volumen Medio Real Y Del Volumen Medio Simulado En Relación Al Tratamiento En La Tercera Medida De Los Melanomas De Coroides (Gráfico 3):

- Radioterapia: 27,8% en relación al volumen medio real o 72,2% de reducción tumoral / 26,9% en relación al volumen medio simulado inicial o 73,1% de reducción tumoral.
- Termoterapia: 100% tanto en relación con el volumen medio real cuanto con el volumen medio simulado inical.

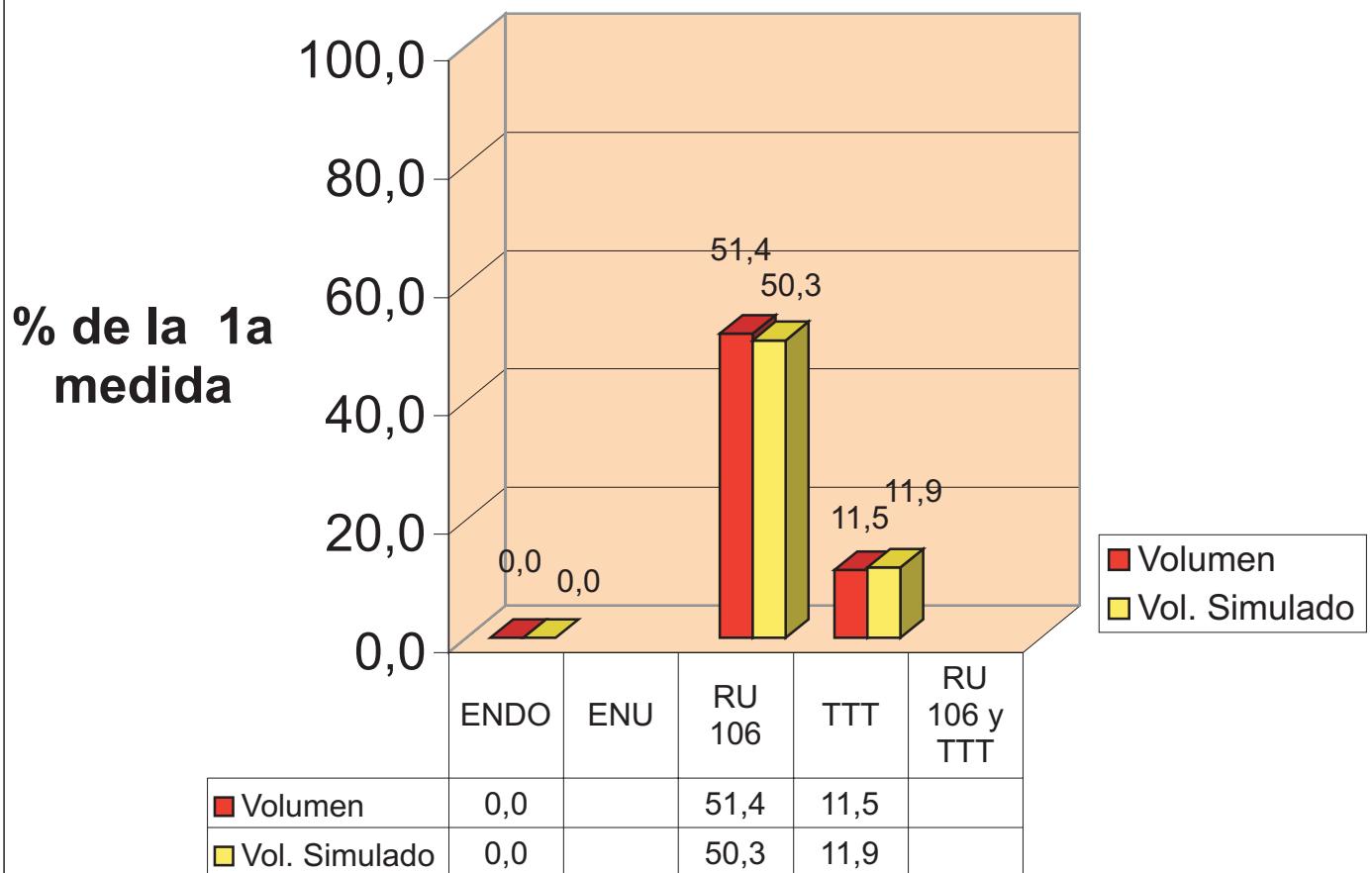
En La Simulación De La Altura Media Real Según El Tratamiento Y Su Relación Con La Altura Media Simulada De Los Melanomas De Coroides Fue (Gráfico 4):

- Endoresección: altura media real de 9,3 mm / altura media simulada de 8,8 mm.

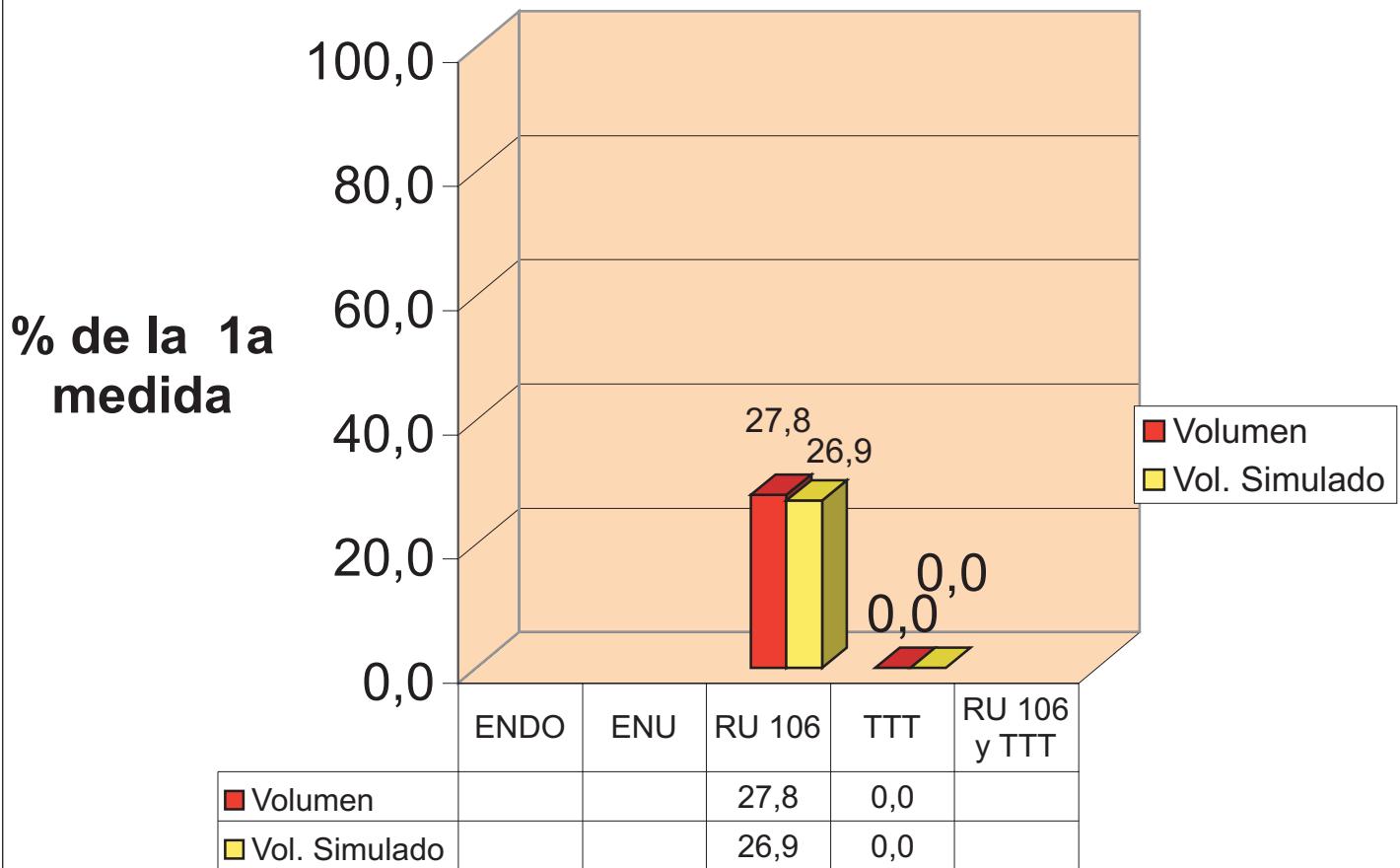
1a medida: Volúmenes



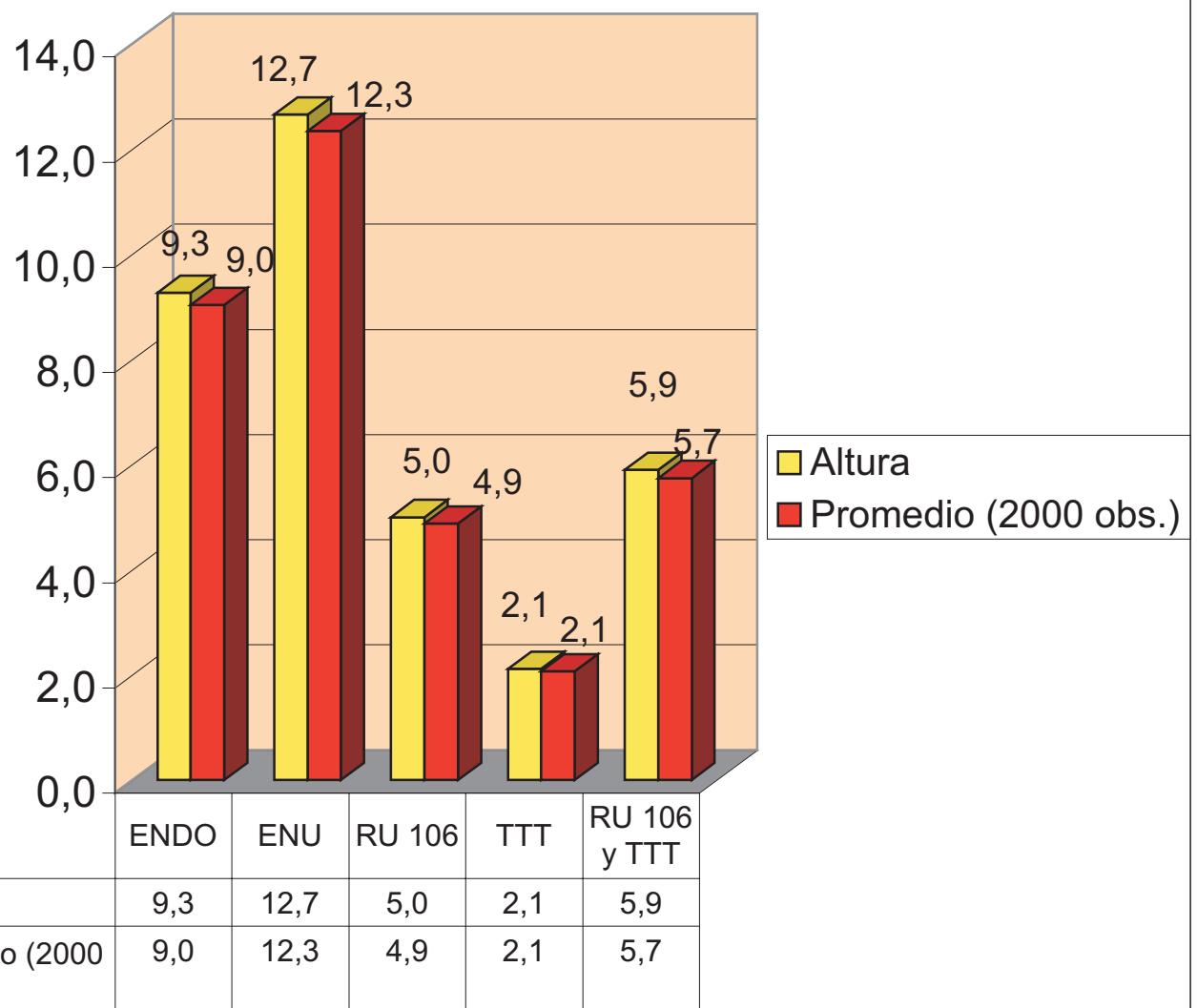
2a Medida: Reducción de Volúmenes



3a Medida: Reducción de Volúmenes



1a Medida: Alturas



- Enucleación: altura media real de 12,7 mm / altura media simulada de 12,6 mm.
- Radioterapia (Ru 106 o I 125): altura media real de 5,0 mm / altura media simulada de 4,9 mm.
- Termoterapia: altura media real de 2,1 mm / altura media simulada de 2,1 mm.
- Técnica Sandwich: altura media real de 5,9 mm / altura media simulada de 5,9 mm.

Porcentaje De Reducción De La Altura Media Real Y De La Altura Media Simulada En La Segunda Medida De Los Melanomas De Coroides (Gráfico 5):

- Endoresección: 0% en relación a la altura media real o 100% de reducción tumoral/ en relación a la altura media simulada inicial o de reducción tumoral.
- Radioterapia: 69,7% en relación a la altura media real o 30,3% de reducción tumoral/ 69,2% en relación a la altura media simulada inicial o 30,8% de reducción tumoral.
- Termoterapia: 15% en relación a la altura media real o 85% de reducción tumoral/ 15,1% en relación a la altura media simulada inicial o 84,9% de reducción tumoral.

Porcentaje De Reducción De La Altura Media Real Y De La Altura Media Simulada En La Tercera Medida De Los Melanomas De Coroides (Gráfico 6):

- Radioterapia: 55,2% en relación a la altura media real o 44,8% de reducción tumoral/ 54,9% en relación a la altura media simulada inicial o 45,1% de reducción tumoral.
- Termoterapia: 0% en relación a la altura media real o 100% de reducción tumoral/ 0% en relación a la altura media simulada inicial o 100% de reducción tumoral.

En El Gráfico 7 La Relación Volumen / Altura De Los Pacientes Con Melanoma De Coroides En La Primera Medida:

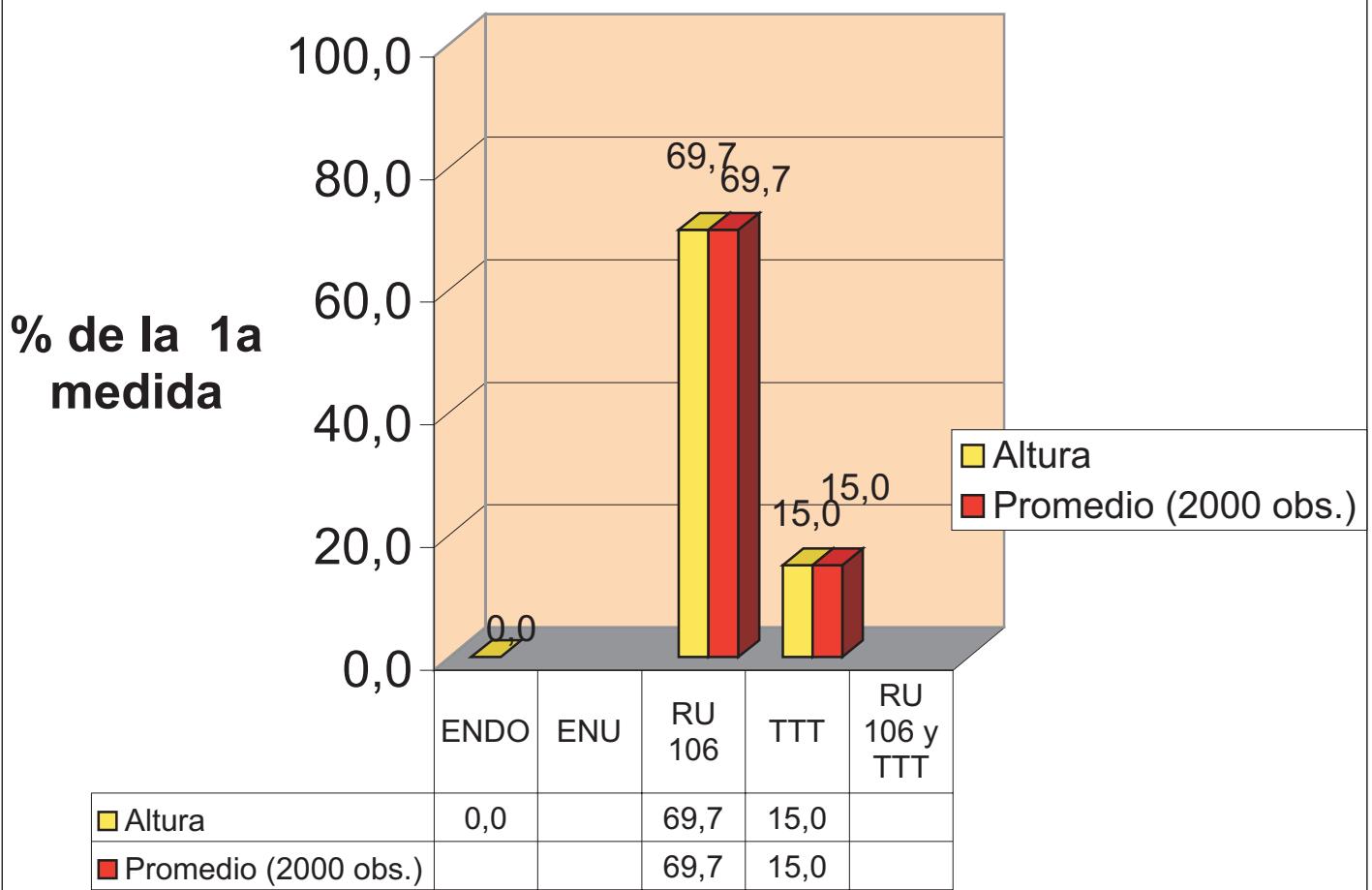
- Grandes variaciones de volúmenes para una misma altura.
- Grandes variaciones de altura para un mismo volumen.

En El Grupo 2 La Distribución Según La Causa Del Desprendimiento Total De La Retina Fue:

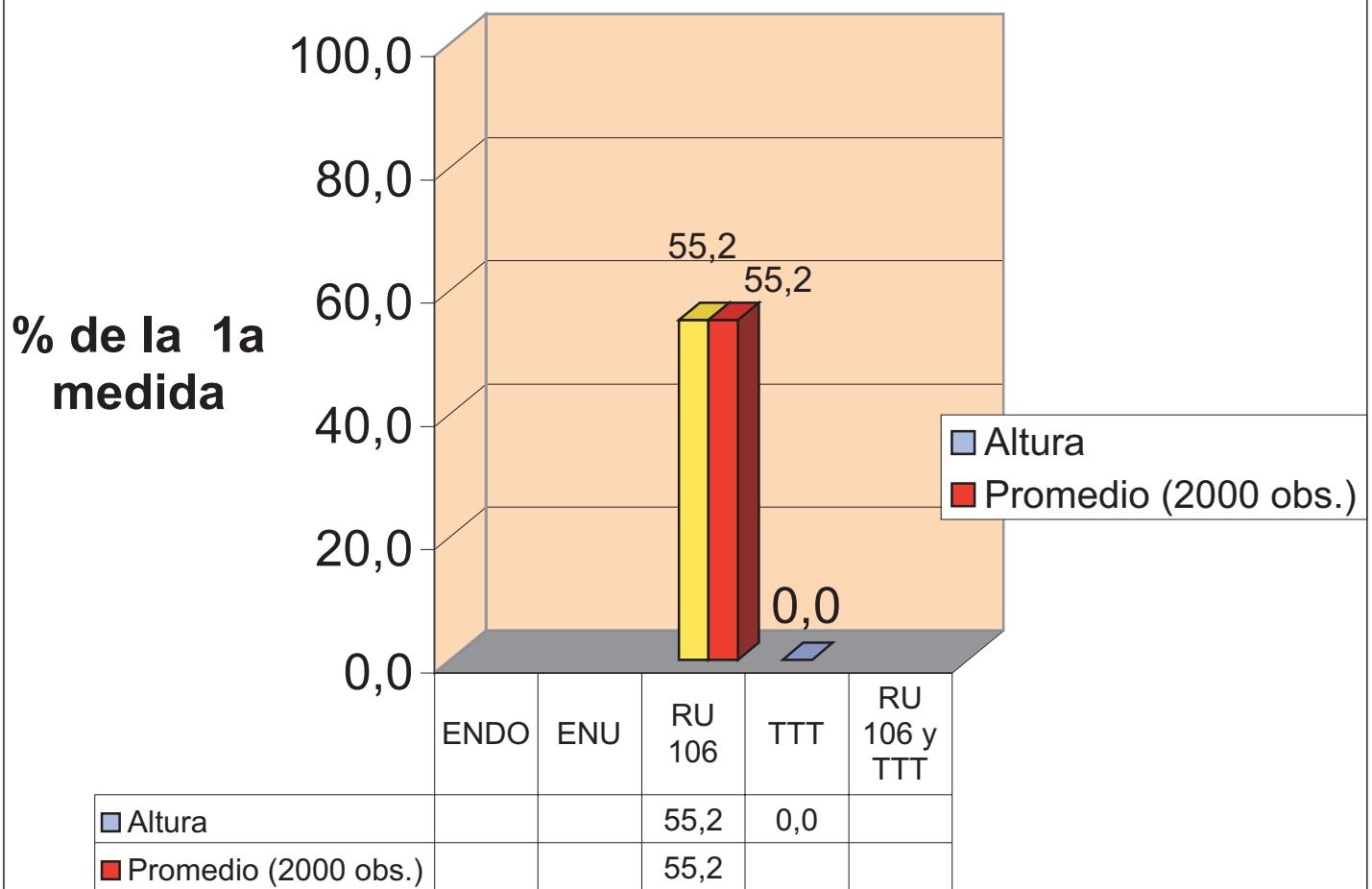
- 5 pacientes (33%): desprendimiento total de retina pos-traumático: en 4 pacientes el traumatismo fue no perforante y en 1 paciente el traumatismo fue perforante con cuerpo extraño intra-ocular.
- 7 pacientes (13,3%): desprendimiento total de retina en pacientes alto miopes con degeneración empalizada y alto grado de degeneración vítreo.
- 1 paciente (6,6%): desprendimiento total de retina en paciente pseudofáquico, sometido a una facoemulsificación con implante de lente intra-ocular seis meses antes.

En El Grupo 3 La Distribución Según La Causa Del Desprendimiento Hemorrágico Masivo De Coroides Fue:

2a Medida: Reducción de Alturas a



3a Medida: Reducción de Alturas a



- 5 pacientes: desprendimiento hemorrágico masivo de coroides durante una facoemulsificación con implante de lente intra-ocular.
- 3 pacientes: desprendimiento hemorrágico masivo de coroides durante cirugía combinada de trabeculectomía y facoemulsificación con implante de lente intra-ocular.
- 1 paciente: desprendimiento hemorrágico masivo de coroides después de una queratoplastia penetrante.
- 1 paciente: desprendimiento hemorrágico masivo de coroides después de una trabeculectomía.
- 1 paciente: desprendimiento hemorrágico masivo de coroides después de una cirugía combinada de facoemulsificación con implante de lente intra-ocular y una queratoplastia penetrante.

Se utiliza una prueba estadística ZETA para comparar el promedio de 2000 simulaciones de medidas bidimensionales con el promedio de medidas tridimensionales separados por tratamientos.

Se trabaja con la hipótesis cero (H_0) en la cual la medida tridimensional tiene el mismo promedio de la medida bidimensional, y la hipótesis contraria (H_1) en la cual el promedio de las dos medidas son diferentes.

Cuando el valor de p es menor de 0,05 se puede rechazar H_0 con una seguridad del 95% (o un error de 5%). Si el valor de p está entre el 0,05 y 0,10, se puede rechazar H_0 con una seguridad del 90% (o un error del 10%). Si el valor de p es mayor de 0,10 no podemos rechazar que las medidas sean iguales.

En el gráfico 8 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones bidimensionales de volúmenes y el promedio de los volúmenes medidos a través del ecógrafo tridimensional en la 1^a medida.

1a Valor de
medida P

ENDO	0,058573
ENU	0,182375
RU 106	0,001681
TTT	0,114701
RU 106 y TTT	0,254403

En el gráfico 9 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones bidimensionales de volúmenes y el promedio de los volúmenes medidos a través del ecógrafo tridimensional en la 2^a medida.

2a Valor de
medida P

RU 106	0,00218
TTT	0,250263

En el gráfico 10 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones bidimensionales de volúmenes y el promedio de los volúmenes medidos a través del ecógrafo tridimensional en la 3^a medida.

3a Valor de
medida P

RU 106	0,094924
--------	----------

En el gráfico 11 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones de alturas máximas y el promedio de las alturas máximas medidas a través del ecógrafo tridimensional en la 1^a medida.

1a Valor de
medida P

ENDO 0,048052
ENU 0,199986
RU 106 0,001194
TTT 0,075333
RU 106 y 0,276317
TTT

En el gráfico 12 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones de alturas máximas y el promedio de las alturas máximas medidas a través del ecógrafo tridimensional en la 2^a medida.

2a Valor de
medida P

RU 106 0,495062
TTT 0,485714

En el gráfico 13 se tiene el promedio de las 2000 simulaciones de alturas máximas y el promedio de las alturas máximas medidas a través del ecógrafo tridimensional en la 3^a medida.

3a Valor de
medida P

RU 106 0,498932

La ecografía es primariamente una modalidad diagnóstica para los tejidos blandos, comparable a los rayos X para el tejido óseo.

A lo largo del desarrollo de la ecografía oftalmológica, se debatieron varios estudios respecto a las ventajas y méritos de la ecografía A versus la ecografía B. Sin embargo, había el agravante de que los primeros aparatos no eran estandarizados y los dos modos (A y B) no eran semejantes. En 1960 los ecógrafos A y B fueron combinados con gran éxito en la clínica oftalmológica hasta culminar con la estandarización de la ecografía.

La ecografía estandarizada es un método especial de diagnóstico ecográfico que fue desarrollado durante 16 años de extenso trabajo clínico y estudios experimentales con el propósito de diferenciar los tejidos oculares.^{57-63,65-68,70,72,74-79,83-85,87}

La ecografía estandarizada es una combinación del ecógrafo A y B de contacto basado en una estandarización de la instrumentación y de la técnica. La estandarización del ecógrafo A fue llevada a cabo por Ossoinig^{64,80} mientras que la estandarización del ecógrafo B fue desarrollada por Coleman y Bronson⁸⁹⁻⁹².

La estandarización permite que todo examinador obtenga la misma ecografía cuando se examina un determinado tipo de tejido, logrando resultados que pueden ser repetidos y comparados, y de este modo utilizar la gran experiencia colectiva obtenida a través de este método diagnóstico.⁸²

A pesar de la disponibilidad comercial y de los avances técnicos conseguidos por los ultrasonidos durante la década de 60, los oftalmólogos no empezaran a apreciar el potencial diagnóstico de la ecografía en larga escala hasta el desarrollo de la vitrectomía⁷³.

Con la llegada de nuevas técnicas quirúrgicas, aumentó la importancia de la ecografía al valorar las alteraciones vítreas. La ecografía puede ser de gran ayuda para los cirujanos de segmento posterior, cuando tienen que decidir la viabilidad de la cirugía, o

a la hora de planear el procedimiento quirúrgico. En las hemorragias vítreas, por ejemplo, se puede valorar con la ecografía el tipo y el origen de la hemorragia, así como la presencia de membrana o desprendimiento de retina tracional. En los pacientes diabéticos, la ecografía tiene gran importancia en la retinopatía proliferativa asociada a desprendimiento de retina y hemorragia vítreo.⁸⁷

Los ecógrafos más utilizados en la oftalmología son los del tipo A y B, para obtener la máxima cantidad de información diagnóstica. La ecografía A y la B aportan informaciones acústicas diferentes. A través de la ecografía B se tiene una documentación topográfica y a través de la ecografía A se valora la estructura interna, reflectividad y atenuación de los tejidos.

A través de la ecografía se detectan las diferencias de impedancia acústica o interfases acústicas distintas, como por ejemplo: desplazamiento o distorsión anatómica, anomalías en las interfases en la presencia de una condensación o destrucción, localizaciones alteradas de interfases normales, presencia de tejido en exceso como una masa hiperplásica o neoplásica, pérdida de tejido en los casos de atrofia, ecos anormales y sombras en la presencia de cuerpos extraños o tumores de alta reflejividad, y una variedad de densidades tisulares internas⁶³.

Las principales indicaciones de la ecografía son: evaluar los detalles intraoculares oscurecidos por opacidades cornea, pupilar, lente o vítreo; diferenciar un tejido sólido o no-homogéneo de una masa quística o homogénea; biometría, es decir, determinación del tamaño, profundidad o grosor de los componentes oculares; evaluar masas retrobulbares de los tejidos blandos, como la presencia de un exoftalmo; identificar, localizar, y medir cuerpos extraños no-radiopacos.⁶⁴

Los cuerpos extraños tienen una alta reflectividad porque su impedancia acústica es notablemente diferente de los tejidos presentes alrededor. Cuando la sonda está en una posición perpendicular a la superficie del cuerpo extraño, un eco extremadamente fuerte puede ser visto en la pantalla. La angulación de la sonda durante la exploración reduce la longitud del eco y por lo tanto debe ser evitada.

La exacta localización y caracterización de un cuerpo extraño intraocular puede ser conseguida rápidamente con la ecografía. Los metales y cristales tienen una gran impedancia acústica y por lo tanto cualquier cristal o metal mayor que 0.2 mm son normalmente visualizados en una ecógrafo convencional.⁷⁴

Fundamentalmente, la ecografía es un elemento adicional en el vasto armamentarium oftalmológico de pruebas diagnósticas. Por lo tanto, debe estar integrada con la historia clínica y otras pruebas diagnósticas. La ecografía es un examen altamente cinético y revela mucha más información en tiempo real, por lo que la mayoría de oftalmólogos prefiere ejecutar ellos mismos la ecografía y añadir los hallazgos ecográficos a la historia y a los exámenes diagnósticos. La anatomía ocular y la posibilidad de aplicar una alta frecuencia en el escáner hacen que el ojo y la órbita sean un área ideal para la ecografía.⁶¹

En la exploración oftalmológica se tiene el oftalmoscópio indirecto, que ofrece una mayor capacidad de resolución si comparamos con la escala de grises. De un modo parecido, la lámpara de hendidura y la gonioscopia ofrece una excelente resolución, principalmente para visualizar cuerpos extraños en el segmento anterior.

Sin embargo, la ecografía proporciona información sobre las estructuras oscurecidas por los medios opacos o en los tejidos blandos retrobulbares. Las ventajas inmediatas de la ecografía son: método no invasivo, no tóxico, proporciona una evaluación de los tejidos en tiempo real y en movimiento, y está basado en una geometría óptica familiar de reflexión, refracción, difracción y absorción⁹⁵.

El desprendimiento de retina total es visto, acústicamente, como una configuración membranosa de alta reflectividad que se extiende desde el nervio óptico hasta la ora serrata en los 360 grados. En la ecografía A el eco de la retina precede al de la coroides y de la esclera y groseramente se aproxima de la amplitud del eco escleral⁹⁶.

El grado de organización de un desprendimiento de retina puede ser valorado con la técnica cinética en tiempo real, y de este modo valorar su operabilidad.

En el desprendimiento de retina total la ecografía B puede fallar en la diferenciación entre una membrana vítreo posterior densa. En estos casos la ecografía A puede medir la

reflectividad de esta estructura membranosa que en el desprendimiento de retina produce ecos de alta reflectividad.

El diagnóstico a través de la ecografía de una proliferación vítreo-retiniana asociado a un desprendimiento de retina, requiere una experiencia considerable. Sin embargo, es posible reconocer una serie de patrones que usualmente son patognomónicos de las alteraciones vítreas o retinianas específicas.^{97,98}

El tejido retiniano produce ecos de alta reflectividad, sin embargo, es importante recordar que el ángulo de incidencia de la sonda es imprescindible para obtener ecos de máxima longitud. Cuando la sonda es perpendicular al desprendimiento de retina, un fuerte eco es visualizado e incluso puede ser detectado con una ganancia de 60 decibelios. Cuando el ángulo de incidencia de la sonda es oblicuo la longitud del eco se reduce y produce errores en la interpretación.

El desprendimiento total de la retina es más fácilmente detectado que el desprendimiento parcial de la retina. El característico patrón 'morning glory' que se extiende desde el nervio óptico hasta la región de la ora serrata, junto con una alta reflectividad de los ecos, usualmente alerta al oftalmólogo, incluso uno inexperto, para el diagnóstico de un desprendimiento total de la retina.⁹⁹

Con la ecografía convencional, podemos localizar las áreas de tracción retiniana, valorar la mobilidad retiniana y detectar áreas de engrosamiento retiniano. Sin embargo, con el uso del ecógrafo tridimensional tenemos todas estas informaciones, añadiendo la rapidez y la posibilidad de obtener informaciones topográficas tal como el tamaño del desprendimiento retiniano en su totalidad y su relación con las estructuras del globo ocular. Y además, se puede rever y discutir los resultados ecográficos sin la presencia del paciente.

El desprendimiento de retina también puede ser a menudo diagnosticado por un oftalmólogo menos entrenado en trabajar con ecografía si aquél no está asociado a hemorragia vítrea.

La ausencia de diabetes, hemorragia vítreo severa, trauma, junto con la clásica imagen de un desprendimiento de retina en la ecografía, son indicios de una gran facilidad de interpretación.

Sin embargo, la alta reflecitividad de las membranas intravítreas hace muchas veces imposible determinar ultrasónicamente cuando una membrana termina y cuando empieza la retina.

La atenuación de los decibelios es útil en la diferenciación diagnóstica de esas estructuras con relativa densidad. Normalmente, las membranas densas asociadas a un desprendimiento de retina, producen fuertes ecos que persisten si reducimos el nivel de los decibelios. Sin embargo, los ecos de las membranas vítreas son en su gran mayoría menos densos y desaparecen antes, es decir, cuando empezamos a bajar los decibelios. Este mismo principio es utilizado en el análisis de los tumores, cuerpos extraños y otras alteraciones.

La ecografía es esencial en todos los pacientes que requieren vitrectomía y tienen opacidad de medios. La determinación de la arquitectura ocular es crucial para una adecuada elección y localización de los instrumentos quirúrgicos. Una valoración previa, que necesite una gran precisión con relación a la localización espacial de las alteraciones intraoculares, requiere una ecografía tridimensional.

La valoración de las informaciones en tiempo real es otro aspecto importante y útil en el ecógrafo B convencional para analizar la movilidad de las membranas vítreas y diferenciarlas de los desprendimientos de retina.

Esta información dinámica, que es frecuentemente muy útil también, para el diagnóstico de alteraciones como desprendimiento de retina y cuerpos flotantes en el vítreo no está disponible en el ecógrafo tridimensional. Y además, los problemas de contacto entre el transductor y los párpados son más frecuentes que en el ecógrafo B convencional. Durante el examen en un ecógrafo B convencional, el examinador puede realizar cambios delicados para asegurar un contacto perfecto del transductor. Estos movimientos no son posibles en un sistema tridimensional lo cual podría interferir con la geometría de la imagen final.

El desprendimiento de coroides, sea seroso o hemorrágico, es fácilmente identificado con la ecografía B convencional. La unión filamentosa entre la coroides y la esclera posibilita que la separación sea más fácil anteriormente, y por consiguiente, siempre se extiende hasta la base del íris pero no en el polo posterior. En la ausencia de una membrana ciclítica, un desprendimiento de retina nunca presenta este patrón ecográfico. El desprendimiento seroso de coroides normalmente se presenta como una elevación membranosa simétrica en las dos mitades del globo y los ecos son libres en su interior.

En el desprendimiento hemorrágico y en el engrosamiento secundario a la efusión, la elevación de la coroides mimetiza una masa sólida en la porción anterior del globo. Sin embargo, el desprendimiento de coroides tiene el aspecto característico de reloj de arena o biconvexo.¹⁰⁰

Hemos observado que los pacientes con patologías que requerían una mayor atención y control estuvieron incómodos durante las ecografías bidimensionales convencionales con relación a las ecografías tridimensionales, principalmente los pacientes con desprendimiento de coroides hemorrágicos totales con una gran elevación de la tensión intra ocular y dolor ocular intensa, que necesitaban controles ecográficos casi diarios para valorar la regresión del sangramiento hasta ser sometidos al tratamiento quirúrgico.

Hemos observado también, que los pacientes con desprendimientos de retina traumáticos con intenso dolor ocular, se beneficiaron con la ecografía tridimensional, por ser esta menos molesta. Si este factor fuera confirmado en largos estudios, esta explicación sería razonable para agilizar el examen ecográfico y por consiguiente, el tiempo total del examen en estas patologías.

Y además, hemos observado que la ecografía tridimensional se mostró particularmente útil en la detección de sitios dónde había menos bolsa de sangramiento, y por consiguiente, sitios más adecuados para la colocación de la cánula de infusión durante la vitrectomía, evitando que ésta se localizara detrás de la retina (en el espacio subrretiniano).

Y añade, como hemos dicho anteriormente, la posibilidad de rever las imágenes y discutir el mejor tratamiento sin presencia del paciente. Visto que en estos casos graves

la valoración de la ecografía se debe hacer con mucha precisión y con una ecografía convencional tardaría mucho más, aumentando la ansiedad y muchas veces la angustia de estos pacientes.

En nuestro estudio fueron examinados 15 pacientes con desprendimiento total de la retina con una edad media de 43,4 años. Cinco pacientes (33%) presentaron desprendimiento total de la retina pos traumático, cuatro de ellos eran traumas no perforantes, uno era perforante con cuerpo extraño intraocular; 4 de estos pacientes eran hombres y 1 un era mujer. Todos eran jóvenes, es decir, menores de 40 años.

Siete pacientes (46,6%) presentaban desprendimiento de retina total con intensa proliferación vitreo-retiniana debido a retinopatía diabética proliferativa. Todos ellos eran pacientes mayores (más de 50 años), 4 pacientes eran hombres y 3 eran mujeres. Dos pacientes (13,3%) eran altos miopes y presentaban desprendimiento total de la retina asociado a degeneraciones periféricas empalizada y alto grado de degeneración vítreo. Los otros dos pacientes eran mujeres con 50 y 53 años.

Un paciente (6,6%) era pseudofáquico y presentaba un desprendimiento total de la retina después de 6 meses de haberse sometido a una facoemulsificación con implantación de lente intraocular.

La ecografía tridimensional fue de gran ayuda en este grupo de pacientes con desprendimiento total de la retina, principalmente en los casos pos traumáticos, en el cual proporcionó una enorme rapidez en la localización espacial del cuerpo extraño intraocular, y también en la localización espacial de las traves vítreas. La rapidez en la obtención de las imágenes fue importantísima en estos casos ya que los pacientes presentaban grandes molestias cuando se manipulaba el globo ocular debido al intenso dolor. También fue de gran ayuda, en los casos de desprendimiento total de retina con intensa proliferación vitreo-retiniana, a medida en que proporcionó una localización espacial más precisa y más rápida de las traves vítreas para un mejor planeamiento quirúrgico y a la hora de elegir un sitio más adecuado para las esclerotomías.

La hemorragia masiva de coroides es una de las más severas complicaciones de los traumatismos oculares y cirugías intraoculares, que en la mayoría de los casos resulta en un pobre pronóstico visual y anatómico. Entre los años 60 y 70 los cirujanos

drenaban la hemorragia supracoroidea masiva a través de esclerotomías posteriores²²⁸⁻²³². Este procedimiento era difícil de realizar y en la mayoría de los casos los resultados eran pobres.

A finales de los años 80 empezaban a aparecer los primeros resultados utilizando la vitrectomía para tratar los desprendimientos masivos de coroides. El tiempo en que se debe realizar la cirugía, es un factor importante, muchos cirujanos piensan que la mejor época para drenar la hemorragia está entre 10 y 14 días después de ocurrida la hemorragia. Este periodo sería suficiente para permitir la completa licuefacción del coágulo.²³³⁻²³⁸

La hemorragia masiva de coroides es definida como una hemorragia en el espacio supracoroideo de suficiente volumen incluso para causar una expulsión del contenido intraocular o forzar la aposición de las caras más internas de la retina. Ocurre muy raramente y su efecto devastador está asociado a cirugía intraocular. Ocurre en cerca de 0.2% durante las cirugías de extracción de catarata,²³⁹ queratopatía penetrante²⁴⁰, o cirugía de retina²⁴¹ y también después de las cirugías filtrantes²⁴² para controlar los glaucomas. Las hemorragias supracoroideas también pueden ser vistas después de un trauma²⁴³ ocular o puede ocurrir espontáneamente.²⁴⁴

Factores de riesgos adicionales²⁴⁵ pueden predisponer el desarrollo de una hemorragia masiva de coroides como por ejemplo el glaucoma, la afaquia, la miopía severa, la inflamación y la edad avanzada.

Durante este período de espera, hasta la realización de la cirugía, es muy importante un control diario del paciente para determinar la tensión intra ocular y la evolución del coágulo, midiendo la altura de la bolsa de sangre a través de la ecografía. El seguimiento de los pacientes con hemorragia masiva coroideana es crítico porque tiene grandes posibilidades de complicaciones hasta la vitrectomía. Como por ejemplo, pueden complicar con la aparición de un desprendimiento traccional de la retina durante este periodo.

Por lo tanto las ecografías diarias son de gran importancia en estos pacientes tanto para determinar el día más apropiado para que se realice la vitrectomía, como en el propio planeamiento quirúrgico.

En el grupo de los 11 pacientes examinados con desprendimiento hemorrágico masivo de coroides, 7 (63,6%) de ellos eran mujeres y 4 (36,3%) eran hombres. Las causas de la hemorragia masiva de coroides fueron: 5 pacientes durante una cirugía de extracción de catarata, 3 pacientes durante de una cirugía combinada de trabeculectomía y catarata, 1 paciente después de una queratopatía penetrante, 1 paciente después de una trabeculectomía, 1 paciente después de una cirugía combinada de catarata y queratoplastia penetrante.

Hemos comprobado en este estudio que la ecografía es muy útil en el diagnóstico y en el control de estos pacientes. La ecografía estandarizada es de gran ayuda para establecer un diagnóstico con seguridad. A través de la ecografía se puede determinar la localización y extinción de la hemorragia, así como determinar el estado de la retina y vítreo. Y además, se puede diferenciar, a través de la ecografía, entre un desprendimiento hemorrágico de coroides y una efusión serosa de coroides, utilizamos todos los recursos ecográficos del modo A y B.

Sin embargo, la ecografía tridimensional nos dio en unos pocos segundos, la localización y la extensión espacial exacta y total de las estructuras intraoculares, y por lo tanto, de la hemorragia supracoroidea y su relación anatómica con el globo ocular. Nos fue útil también para encontrar el mejor sitio para la colocación de la cánula de infusión, durante la vitrectomía, evitando su localización en el espacio subretiniano y por consiguiente previniendo todas las complicaciones de este hecho.

Hemos observado que la rapidez en obtener las imágenes es particularmente importante en este grupo de pacientes visto que ellos suelen venir con un gran dolor ocular por la elevada tensión intraocular. Por lo tanto, pedir a estos pacientes que muevan el ojo en varias direcciones, para que se obtenga toda la extensión del contenido ocular en la ecografía B convencional, es muy molesto. Por lo tanto, la ecografía tridimensional se mostró más rápida y menos molesta en este grupo de pacientes.

La ecografía es una prueba complementaria importante en el diagnóstico de los tumores intraoculares. La diferenciación de muchos tipos de tumores es posible a través de la ecografía. La interpretación ecográfica está basada en las varias características de la

lesión, incluyendo posición, forma, tamaño, cambio del tamaño con el tiempo, y alteraciones oculares asociadas, así como la reflectividad ecográfica del tumor.⁶⁰

La ecografía puede ser el único modo de detectar un tumor intraocular en ojos con opacidad de medios. En ojos con una catarata densa o hemorragia vítreo, la ecografía es el método de elección para diagnosticar melanomas malignos de coroides y cuerpo ciliar.⁶⁷⁻⁶⁹

Y además, en ojos con medios transparentes la ecografía convencional proporciona gran ayuda en la determinación del tamaño, forma y características del tumor, estructura interna del tumor, patrón de crecimiento, máxima altura del tumor, en la monitorización del crecimiento o regresión del tumor después del tratamiento, y puede mostrar su asociación con desprendimiento de retina o hemorragia. Estas informaciones son muy importantes para decidir o iniciar el tratamiento adecuado.⁷³

Con la ecografía convencional melanomas de coroides y cuerpo ciliar pueden ser detectados con seguridad, cuando hay una elevación de la esclera de 0.75 mm desde la coroides o 1.5 mm desde el cuerpo ciliar.

Los melanomas pueden ser diferenciados de otras lesiones con una exactitud de más de 95% si su altura desde la esclera es por lo menos de 1.5 mm desde la coroides o 3 mm desde el cuerpo ciliar. Cuando la masa tumoral está elevada a más que 1,5 mm de la pared ocular, la textura interna y la reproducción del eco interno del tumor puede ser valorada y visualizada. Los bordes del tumor son visibles con una ganancia de 60 decibelios.⁸³

Los melanomas de coroides normalmente son visualizados en la ecografía A y B convencional como elevaciones sólidas con una fuerte reflexión de la superficie anterior y una baja amplitud de ecos internos. Un alto grado de interpretación es posible cuando se combinan las eco A y B.

El examen de numerosas características histopatológicas relacionadas a los melanomas fue valorado con relación al pronóstico. Entre ellas se encuentran, la pigmentación del tumor¹⁰¹⁻¹⁰⁵, el tipo celular,⁹⁶⁻¹⁰⁴ el contenido de fibras reticulinas,^{96-99,102,106,107} la actividad mitótica,¹⁰²⁻¹⁰⁵ la ruptura de la membrana de Bruch,^{101,108,109} la extensión

escleral,^{101-103,110} la extensión con relación al nervio óptico,¹⁰² la forma,¹⁰⁹⁻¹¹¹ la localización¹⁰² y el tamaño.^{101-104,109,112}

Estudios relacionados con las características del melanoma y con la supervivencia de los pacientes siempre incluyen medidas del tamaño del tumor como un factor descriptivo o un factor de riesgo independiente¹⁰¹. Varios estudios mostraron los diferentes métodos utilizados para la medición del tamaño del tumor, incluyendo altura,¹¹³⁻¹¹⁵ base,¹¹⁶ dimensión linear más larga,¹¹⁷ área,¹¹⁸ volumen,¹¹⁹⁻¹²⁴ (utilizando varias fórmulas basadas en la dimensión linear), y varias clasificaciones arbitrarias como pequeño, mediano o grande basadas en una combinación altura y base.^{125,126}

Desde hace más de dos décadas que varios autores sugieren que la enucleación puede aumentar más bien que prevenir el desarrollo de metástasis.¹²⁸ En muchos centros de oncología pacientes con melanomas de coroides pequeños y con buena visión son controlados sin ninguna intervención hasta que sea documentado su crecimiento.^{127,129,130} Actualmente, otras modalidades de tratamiento, que no sea la enucleación, son realizadas (radioterapia local, hipertermia, endorresección). Por lo tanto, el manejo del resultado de estos tratamientos, por lo que se refiere al diagnóstico y medidas precisas del tamaño del tumor durante el seguimiento de estos pacientes, son extremadamente importantes. Como las decisiones terapéuticas son basadas en la documentación del crecimiento, la medición ecográfica del tumor es imperativo.

El examen directo del tumor es inconveniente y arriesgado, como ya se sabe, debido a su localización inaccesible, la pobre visualización por las hemorragias que puede causar, y la correlación entre la actividad mitótica, evaluada histológicamente después de una biopsia del tumor, y su crecimiento.

El deseo de equiparar en vivo resultados biométricos con dimensiones verdaderas del tumor provocó estudios en los cuales una fórmula de regresión lineal fue desarrollada entre las ecografías estandarizadas de la altura del tumor y la medida del grosor, utilizando ojos pos enucleados y fijados con formalina. Y a través de este método se podría corregir los errores sistemáticos. Pero la contracción de los tejidos como resultado de la fijación fue un factor de limitación.¹³¹

El ultrasonido está libre de estos obstáculos y se tornó parte indispensable en el examen oftalmológico, a medida que proporciona informaciones importantes con relación al tamaño de los tumores intraoculares.

La ecografía convencional es una técnica diagnóstica establecida como esencial en la práctica clínica oftalmológica. Tanto el ecógrafo B, que ofrece informaciones sobre la topografía de las lesiones oculares y orbitarias, como el ecógrafo A, que ofrece informaciones sobre el tamaño y la naturaleza de las lesiones, son ampliamente utilizados.

Las técnicas de examen a través del ecógrafo B convencional han permanecido relativamente sin cambio en los últimos 25 años.¹³²⁻¹³⁵ Mediciones hechas con el ecógrafo B son derivadas de rejillas fotográficas sobrepuertas o de la visualización de iconos en la pantalla. La medición de los volúmenes de los tumores hasta ahora ha sido calculada a través de fórmulas teóricas basadas en las medidas lineares, como se ha dicho anteriormente.

La imprecisión y las inherentes limitaciones de las descripciones biométricas actuales pueden justificar la incertidumbre de este tipo de medición.

También las mediciones de la altura del tumor a través del ultrasonido producen ciertas controversias. Los factores que afectan la exactitud pueden ser tanto sistemáticos (velocidad incorrecta del sonido) como no sistemáticos (demarcación incorrecta de los bordes del tumor). Otros factores relacionados con la instrumentación (características del transductor, frecuencia, amplitud) producen limitaciones fundamentales para una precisión biométrica.¹³⁶

Varios ecógrafos fueron diseñados con su respectiva área de aplicación, es decir, las modalidades diagnóstica y/o biométrica.

En el ecógrafo A, la intensidad axial unidimensional de las ondas reflejadas es visualizada en una pantalla osciloscopia. El examinador hace un análisis subjetivo del total de imágenes a través del movimiento del transductor alrededor del tumor. Debido al alto grado de subjetividad, esta tarea requiere una considerable experiencia por parte del examinador. Este ecógrafo puede proporcionar una biometría cuantitativa precisa para valorar la altura del tumor, pero es propenso a inclinarse por la dificultad de alineación del transductor.

El ecógrafo B supera algunas de las deficiencias del ecógrafo A al proporcionar un corte sectorial de una imagen bidimensional del tumor con un movimiento mecánico de ida y vuelta de un simple cristal piezoeléctrico dentro del transductor o utilizando una serie de cristales piezoeléctricos. En este caso, la intensidad de la onda reflejada es representada como brillo en una pantalla osciloscopia y mostrada como una imagen bidimensional.

A través del ecógrafo A convencional valoramos solamente la altura. Una expansión lateral puede, por esta razón, no ser detectada. Con el ecógrafo B hubo una mejoría en la visualización, pero es difícil de conseguir una alineación precisa.

El uso combinado de las imágenes del ecógrafo A y B disminuye estos errores proporcionando un trazado doble, que permite una mejor diferenciación del tumor y de las interfases escleral y de las interfases capsular de Tenon.

Aunque la anatomía y la patología orbitaria sean tridimensionales, los datos del ecógrafo B son presentados al examinador en un formato bidimensional. Es indiferente si la información es observada a través de un monitor de ultrasonidos, de un vídeo, de una fotografía o de una película. Para interpretar los datos, el examinador tiene que integrar mentalmente múltiples imágenes bidimensionales en una imagen anatómica tridimensional a la patología a ser examinada.¹³⁷

Mientras examinadores expertos son frecuentemente hábiles en desarrollar esta representación mental tridimensional, el proceso por sí mismo es ineficaz y requiere un aprendizaje considerable por parte del examinador. No importa lo bien entrenado o la asiduidad de uno al realizar el examen, probablemente alguna información diagnóstica aprovechable sea perdida durante el proceso. Y además, suele ser difícil localizar de manera precisa el plano en el cual algunas imágenes bidimensionales obtenidas están localizadas, y por supuesto la localización exacta de la patología.

Las imágenes bidimensionales son normalmente obtenidas en una dirección ántero-posterior, en un eje transverso o plano longitudinal, en un plano paralelo o ligeramente oblicuo. Algunas patologías oculares pueden ser observadas de un modo más apropiado

en una orientación mediolateral o en una orientación más oblicua, y estas perspectivas pueden no ser adecuadamente conseguidas en un ecógrafo B convencional.¹³⁸

La medida linear de los tumores es un método preciso, sin embargo no proporciona una medición adecuada del tamaño del tumor, porque frecuentemente los tumores no son simétricos. Y además, cuando son simétricos, axialmente tienen una gran variedad de formas.

El ecógrafo tridimensional permite una valoración de la dimensión linear del tumor y añade la medición directa del volumen independiente de su forma.

Hemos observado en nuestro estudio que pacientes con el mismo volumen presentaban diferentes alturas, esto prueba la importancia de la medición del volumen del tumor frente a la altura, valorando por lo tanto las diferentes formas que puede asumir el tumor (gráfico 7).

En la literatura hay varios métodos utilizados que relacionaban el tamaño del tumor y la supervivencia. McRae valoró el tamaño del tumor con relación al tamaño de la lente.⁶⁵ Flocks, Gerende y Zimmerman multiplicaron dos medidas de la base por la altura máxima para obtener un volumen que asumía la forma de un paralelepípedo pero admitieron que en todos los casos tuvieron una superestimación del tumor.¹¹⁵ Affeldt, Minckler y Azen supusieron que el tumor era un cilindro y utilizaron la fórmula r^2h para estimar el volumen.¹³⁹ Greer multiplicó el diámetro máximo por la altura máxima.¹⁴⁰ Este índice no representaba el volumen pero era un factor indicador del pronóstico.

Idealmente, para una valoración precisa del volumen del tumor, el espécimen tendría que ser disecado inmediatamente después de la resección local o de la enucleación y sometido a un procedimiento de desplazamiento de líquido.¹⁵⁴

Hace 20 años desde que la primera matriz de un escáner fue construida y estaba en el primer plano de la tecnología de los ultrasonidos.¹⁴¹ Este era de uso oftalmológico, y desde entonces fue gradualmente perdiendo posición para los otros ecógrafos utilizados en otras partes del cuerpo. Ahora que los ultrasonidos tridimensionales están siendo valorados en otras áreas, es importante valorar su uso en las enfermedades oculares.¹⁴²⁻¹⁴⁵

El interés por el ecógrafo tridimensional aumentó mucho en los últimos 8 años con el desarrollo de ordenadores modernos. Estas imágenes fueron valoradas primeramente *in vitro* y la medición del volumen fue evaluada utilizando las técnicas de contacto.

Muchos autores concluyeron que las informaciones obtenidas de un ecógrafo tridimensional podrían corregir algunas de las debilidades y mejorar las posibilidades diagnósticas.

Usualmente, cuanto más largos son los escaners, es decir, más imágenes planas utilizadas, mejor se visualizaría la patología. Sin embargo, hay un límite en la duración del tiempo para obtener un escáner tridimensional en vivo, con el cual algunos pacientes empezarían a estar inquietos e introducir artefactos importantes en la imagen.

Las imágenes tridimensionales permiten medidas precisas de los tumores y de las hemorragias intraoculares, que es esencial para una valoración del pronóstico y del tratamiento. En el seguimiento de estos pacientes es necesario que las medidas sean lo más estandarizadas, precisas y respetables, particularmente en lesiones afiladas y de bordes poco definidos. Con un ecógrafo B convencional, reproducir el plano exacto en el cual la medida original fue hecha es muy difícil. Si la lesión entera es preservada en una imagen tridimensional, esta sería una explicación razonable para conseguir una medida más precisa del tumor.

Actualmente, la medición del volumen es considerada uno de los más importantes factores en el pronóstico y en el tratamiento de los tumores oculares, particularmente en los melanomas de coroides. Debido a que la exactitud y la reproducción de los métodos corrientes de medición de los volúmenes pueden ser subestimados, el ecógrafo tridimensional puede ser útil clínicamente. Con el ecógrafo B convencional la distancia entre dos puntos puede ser medida. Sin embargo, las medidas de volúmenes precisas no son posibles y no se puede hacer una cualificación exacta. Las medidas directas del volumen a través del ecógrafo tridimensional, al contrario del cálculo estimado del volumen, pueden tener un gran impacto en todas las fases de manejo de los pacientes con tumor.

A través del examen de una larga base de datos de ecografías de tumores intraoculares Coleman en 1989 reveló que el volumen del tumor (cuando enucleado) y la velocidad

de mitosis, son los más importantes indicadores de supervivencia para los pacientes con melanoma.¹⁵² La velocidad de mitosis es obtenida solamente por un cálculo directo de las figuras mitóticas del corte histológico del material de la biopsia, con la esperanza de representar toda la lesión, y que probablemente hay una relación directa con la velocidad de crecimiento del tumor. Efectuar repetidas ecografías del volumen del tumor es una alternativa viable y no invasiva para la biopsia. Las condiciones esenciales para controlar el volumen del tumor, son mantener la misma ganancia del ecógrafo y la misma alineación del transductor para que los escaners puedan ser comparables.

Fishman y col. consideran las imágenes tridimensionales un excelente foco para que los médicos discutan las enfermedades de sus pacientes.¹⁵³ En efecto, como las imágenes son digitales, estas pueden ser transferidas por métodos usuales de transferencia de datos digitales (disquetes, línea telefónica y redes de ordenadores). Por lo tanto, las consultas y discusiones a distancia son perfectamente posibles.

Muchas fueron las tentativas para desarrollar un sistema tridimensional adecuado y algunas de ellas fueron descritas en la literatura oftalmológica:

- 1- escáner rectilíneo.¹⁴⁶
- 2- escáner mixto rectilíneo y en sector.¹⁴⁷
- 3- escáner en sector de doble eje (separados por un incremento angular fijo).¹⁴⁸
- 4- Escáner en sector de rotación (el transductor oscila con relación a un eje).^{149,150}

Los primeros esquemas de escaners tridimensionales desarrollados, permitían movimientos del sonido tanto en un padrón en espiral¹⁵¹ como en ida y vuelta en un escáner de barrido.^{146,147} Durante la digitalización y almacenaje de los datos en el ordenador; que representa una cuarta dimensión de la del método de muestreo, cantidades enormes de datos son generados. Y requiere para este fin una memoria grande y muy rápida y por lo tanto muy cara. Además, para recoger todos estos datos tardaría más de un minuto.¹⁵¹ Durante este largo intervalo de tiempo el ojo tenía tiempo suficiente para moverse e introducir artefactos significativos. Para vencer estas restricciones era necesario una gran restricción de los datos obtenidos. Todos los datos eran archivados en el escáner B y sometidos a un proceso de filtración con acomodación

de las imágenes que sobraban. El resultado de este proceso era una pérdida de la resolución axial. Actualmente con el desarrollo de nuevas técnicas de digitalización de la imagen, se obtuvieron grandes facilidades en la conversión del vídeo señales.

Hay ventajas y desventajas entre los diferentes ecógrafos tridimensionales de uso oftalmológico. Es decir, entre los en sector y los rectilíneos.

El escáner rectilíneo necesita de un medio de inmersión suspenso en el cual el transductor translada durante toda su trayectoria. Aunque esto pueda ser considerado una desventaja técnica, puede permitir una mejoría de la imagen del segmento anterior del ojo si comparado al escáner en sector, debido a un mejor posicionamiento de la zona focal y consideración geométrica relacionada con la curvatura del ojo.

Una imagen óptima es conseguida cuando la sonda es posicionada perpendicularmente en relación con fondo del ojo. Por lo tanto mantener una buena calidad de la imagen durante el rastreo linear de la sonda es difícil debido a la superficie curva del ojo. Sin embargo, se puede colocar la sonda en cualquier otro plano con relación al ojo. Movimientos oculares o de la posición de la cabeza pueden alterar la posición del melanoma con relación a la sonda. Y además, es menos eficaz la visualización ecuatorial del ojo debido a su angulación y el traslado físico del transductor el muy lento si comparamos con la acción de oscilación producida por el escáner en sector.

La valoración de una estructura esférica alrededor de este eje (escáner de rotación) proporciona escáneres en ángulos rectos de toda la superficie, y por lo tanto, la imagen presenta bordes más bien definidos. Por contrario, escáneres obtenidos en planes paralelos (rectilíneos) atraviesan una la estructura redonda en ángulos oblicuos y la imagen final presenta bordes indefinidos.

La desventaja del escáner en sector es la incapacidad de visualizar todo el globo ocular con una única adquisición de una imagen tridimensional. Por lo tanto, las estructuras situadas en el segmento anterior del ojo no son completamente visualizadas o son completamente perdidas. Y para conseguir un examen completo de las todas las partes del globo ocular, son necesarias por lo menos 3 o más adquisiciones en diferentes orientaciones.

En este estudio fue utilizado un ecógrafo tridimensional en sector basado en la rotación del transductor, cuyas características técnicas detalladas fueron dichas anteriormente. Este aparato utiliza un software más avanzado y un motor especialmente diseñado para adaptarse a la sonda B convencional. Se desarrolló un sistema para reconstruir imágenes tridimensionales computadorizadas y estáticas. Con este sistema de interpretación tridimensional, las medidas de la altura, área y volumen pueden ser obtenidas y almacenadas en el disco duro o en un jaz de 1 jiga.

Los otros sistemas tridimensionales no tuvieron éxito porque el mecanismo de reconstrucción de las imágenes tridimensionales era muy lento, debido a una inmadura tecnología y también porque requerían una instrumentación compleja.

Previamente, las imágenes de un ecógrafo tridimensional eran adquiridas lentamente y la revisión clínica era hecha manualmente a través de un trazado alrededor de la estructura de cada una de las imágenes bidimensionales. Estas imágenes eran amontonadas en una hilera creando una estructura en alambre. Estas estructuras eran reunidas en el ordenador en una imagen tridimensional y eran sombreadas para producir una superficie renderizada. Esta técnica era muy laboriosa y excluía varias informaciones diagnósticas importantes. Y además, las imágenes parecían muy artificiales y de difícil interpretación.

Nuestro objetivo en este estudio no es valorar la capacidad y sensibilidad del ecógrafo tridimensional al diagnosticar los melanomas, sino valorar la importancia de la ecografía tridimensional al determinar el tratamiento de los tumores intraoculares, principalmente los melanomas, valorar su importancia como prueba complementaria en los controles de dichos tumores, y su importancia en orientarnos mejor en algunas patologías coroidoretinianas. Estudios anteriores ya demostraron las limitaciones de la ecografía como modalidad diagnóstica.¹⁵⁴⁻¹⁵⁷ Varios trabajos de investigación muestran que del 90 al 96% de los melanomas de coroides son correctamente diagnosticados con los ecógrafos A y B conjuntamente.¹⁵⁸⁻¹⁶² Y que a través de la angiografía fluoresceína el 70% de los melanomas de coroides fueron diagnosticados correctamente.¹⁶³⁻¹⁶⁶

Con respecto al diagnóstico, el oftalmoscopio indirecto es todavía la más importante técnica para diagnosticar melanomas de coroides en ojos con medios transparentes. La tomografía computadorizada^{167,168} y la resonancia magnética^{169,170} están siendo empleadas más a menudo en la evaluación diagnóstica, pero no pueden sustituir el ultrasonido como el método más preciso para determinar el tamaño del tumor. Y hasta ahora, la herramienta más extensivamente utilizada para esta valoración es la medición lineal a través del oftalmoscopio y del ecógrafo.

Con este nuevo sistema, la reconstrucción de imágenes tridimensionales estáticas es derivada de 201 imágenes ecográficas de tipo B, dando una nueva perspectiva de interpretación, medida y capacidad de almacenaje. El ecógrafo tridimensional, diferente del ecógrafo B convencional, no ofrece una imagen dinámica, que es útil en la valoración dinámica de elementos vistos en las interfaces vitreoretiniana, así como, en los desprendimientos traccionales y también en las vitreoretinopatías proliferativas. Sin embargo, con la reconstrucción tridimensional de las imágenes aumenta la facilidad de interpretación topográfica y añade la capacidad de visualización de las imágenes tridimensionales en una variedad de diferentes planos.

Como este sistema tridimensional está basado en imágenes bidimensionales convencionales, las limitaciones y los artefactos que hemos encontrado fueron similares a los encontrados en los ecógrafos B convencionales. Y además, mantener el área de interés en una posición perpendicular fue un poco más difícil, especialmente cuando las alteraciones eran más anteriores. Esto es debido al aumento del tamaño de la sonda B acoplada al motor que hace la rotación.

Artefactos en la imagen en movimiento crearon dificultades iniciales para una buena reconstrucción y medición tridimensional, y por consiguiente su relación espacial. Sin embargo, con la experiencia que hemos adquirido y la cooperación del paciente, estos artefactos fueron disminuyendo con el tiempo y se consiguieron excelentes imágenes tridimensionales, y también una disminución en el tiempo de adquisición de la imagen, de aproximadamente 5.6 segundos.

Una consideración importante respecto a este aparato que gustaríamos resaltar, son las imágenes en perspectiva, es decir, la reconstrucción en multitrazado. Estas fueron útiles en la valoración del tamaño, forma y posición del tumor antes del tratamiento con relación a las estructuras anatómicas del ojo. De esta manera tuvimos la dimensión y la localización del tumor basadas en su descripción general.

Consideramos muy importante los siguientes criterios presentados por este ecógrafo tridimensional:

- 1- Todas las informaciones ecográficas diagnósticas relevantes de las imágenes bidimensionales originales, son preservadas cuando se hace la reconstrucción de la imagen tridimensional.
- 2- Es posible ver y manipular el volumen tridimensional, de modo interactivo, en distintos planos bidimensionales y además, orientados en cualquier dirección.
- 3- Los cortes bidimensionales obtenidos de las imágenes tridimensionales son similares a los adquiridos por un ecógrafo B convencional.
- 4- Los cortes tridimensionales pueden ser obtenidos rápidamente, como también la adquisición de los datos y el tiempo de reconstrucción de las imágenes.
- 5- Como la imagen tridimensional se realiza en algunos segundos, tiempo en que el paciente está en fijación, los resultados pueden ser analizados posteriormente, sin la presencia del paciente.
- 6- Las imágenes son almacenadas en el ordenador con la posibilidad de reexaminarlas y compararlas posteriormente.
- 7- La imagen tridimensional crea una ventana acústica que nos proporciona un corte coronal del ojo, lo que no se puede obtener con un ecógrafo B convencional.

- 8- La manipulación interactiva de la localización y de la orientación de una suma de planos recombinados, nos hace conseguir un examen semejante a un ecograma B. Cada posición de plano recombinado produce una imagen similar, pero no idéntica, a la que se conseguiría a través de una sonda B colocada en la posición correspondiente respetando el volumen a ser examinado.
- 9- Las imágenes representadas no son bidimensionales, sino varias reconstrucciones en multitrazado, es decir, varios cortes de planos que son presentados simultáneamente en un formato tridimensional, indicándonos su relación con el espacio.
- 10- La intersección de todos los cortes de los planos es definida como un poliedro, que es el sistema de representación tridimensional. El operador puede hacer una rotación de la imagen para poder observar diferentes lados del poliedro y cambiar su forma arrastrando, empujando o reorientando cortes de los planos regionales.
- 11- El software es fácil de entender y todas las actividades son obtenidas con el uso del ratón. Y además, las imágenes renderizadas no tienen una apariencia artificial que tenían los otros sistemas tridimensionales.

El Ecógrafo tridimensional que hemos utilizado nos ofrece 3 opciones de velocidades: de uno, dos o tres grados de separación entre las sucesivas imágenes. Hay una compensación entre el tiempo del escáner y la calidad de la imagen. Cuanto más rápido va el motor, menor el tiempo para hacer la rotación de 180°. Sin embargo, las imágenes son conseguidas en el mismo periodo de tiempo.

Con una velocidad rápida se tiene menos imágenes con un mayor ángulo de separación entre ellas, y por consiguiente menos detalles en la imagen tridimensional final. La elección de la velocidad depende exclusivamente de la habilidad de fijación del paciente. Para que el operador pueda elegir una velocidad más lenta, para obtener una mejor calidad de la imagen, el paciente deberá tener una buena fijación.

Consideramos que la velocidad más apropiada, teniendo en cuenta todas estas variables, fue la de dos grados de separación entre las sucesivas imágenes. En tiempos de examen

más largos, los pacientes empezaban a estar más inquietos y se introducían más artefactos en las imágenes.

El intervalo de los cortes utilizados para el cálculo del volumen es también una fuente potencial para la imprecisión de la medición. Cuanto mayor es el intervalo menor la precisión de la medida. Pero si el intervalo de los cortes sectoriales es demasiado pequeño, los efectos del grosor de la sonda (cerca de 0.5 mm), disminuye mucho la precisión de la medición.

La resolución lateral es altamente dependiente de la distancia axial del punto focal, y esto es debido a la variación del tamaño de la sonda.^{171,172} Para una máxima resolución es necesaria una óptima distancia entre el transductor y el proceso a ser examinado.

Cuanto más larga sea la extensión lateral del tumor más escaners son necesarios. Y con el aumento del número de escaners, es decir, cuanto mayor el número de los cortes sectoriales para atravesar toda la estructura, menor será el error estadístico del cálculo del volumen.

Por lo tanto, se considera que el intervalo adecuado, que no sea demasiado largo, aunque largo suficiente para evitar los efectos del grosor de la sonda, es de 1 milímetro. De este modo, en nuestros pacientes hemos utilizado la distancia de 1mm entre dos cortes sucesivos para la medición del volumen.

Los errores que potencialmente podrían ser introducidos por el operador serían: durante la calibración (cuando es necesario que el operador mida los ángulos en toda la extensión del escáner y el desplazamiento horizontal de la escala milimétrica), que en este ecógrafo es hecha automáticamente por el aparato. Y durante la medición del área de los cortes sectoriales en lo cual hay que determinar los bordes del melanoma. Estos dos factores introducen errores del usuario que son aleatorios por naturaleza y que son reducidos con la experiencia del usuario.

También observamos que si aumentábamos la ganancia visualizábamos tenues reflexiones por la extensión efectiva de la sonda. Si disminuyesen la ganancia, la variación de la amplitud de las reflexiones resultaría en pérdidas importantes de la

visualización del proceso, y por lo tanto, dificultades en realizar el trazado alrededor de los bordes del tumor.

Como el cálculo del volumen del tumor está relacionado directamente con la ganancia hemos utilizado una ganancia constante para todos los tumores para que pudiésemos comparar las medidas anteriores a lo largo de los controles sucesivos de los pacientes. Hemos utilizado una ganancia constante de 72 decibelios para todos los tumores. Consideramos apropiado este valor porque además de permitir una buena visualización del tumor también podríamos obtener imágenes de gran calidad cuando utilizábamos las técnicas de superficie enlucida y reconstrucción en multitrazado.

Hemos encontrado que las medidas de los volúmenes simulados, basados en las medidas lineares de altura y diámetro, fueron un 4,9% más pequeñas cuando comparamos con las medidas obtenidas a través del ecógrafo tridimensional, dónde el volumen es computado por la delineación de las áreas del tumor en sucesivos planos paralelos.

El volumen simulado fue basado en el volumen del elipsoide, dónde el principal supuesto es que todos los tumores tienen una forma similar y presentan una completa simetría con relación a sus ejes. Por lo tanto, no es una sorpresa que encontramos estas diferencias, puesto que el tumor puede asumir una variedad de formas (hemisférica, placoide, pedundulado, 'botón de camisa', multilobulado).

De hecho, cuando comparamos los volúmenes obtenidos a través del ecógrafo tridimensional con los volúmenes simulados basados en el volumen del elipsoide, se demuestra que los tumores no están representados en su totalidad cuando no tenemos en cuenta la forma. Por lo tanto, esta característica llevaría a una subestimación del volumen del tumor. Mientras que, cuando no hacemos suposiciones de su forma o simetría tiene una medida exacta del tumor.

La enucleación como tratamiento para los melanomas de coroides, como dicho anteriormente, está siendo largamente sustituida por otras modalidades terapéuticas que tienen como objetivo la preservación del globo ocular y la recuperación de la máxima

visión posible. Sin embargo, estas nuevas modalidades terapéuticas tienen sus complicaciones.

Las nuevas propuestas terapéuticas de tratamiento para los melanomas de coroides incluyen la irradiación local con partículas cargadas, o braquiterapia con placas epiesclerales, resección tumoral, fotocoagulación y hipertermia.¹⁷³⁻¹⁷⁹ El 'Collaborative Ocular Melanoma Study' fue estructurado para valorar el tratamiento de tumores largos (mayores de 16 mm en el diámetro basal o mayores de 10 mm de altura), tumores medianos (de 6 a 16 mm de diámetro basal y 2,5 a 10,0 mm de altura) y pequeños (5 a 16 mm en el diámetro basal máximo y 1 a 3 mm de altura). Los melanomas largos generalmente son enucleados¹⁸⁰⁻¹⁸², los de tamaño mediano pueden ser tratados con la enucleación, resección local o braquiterapia¹⁸³ y los tumores pequeños son tratados con hipertermia.¹⁸⁴

La termoterapia transpupilar es una técnica nueva de tratamiento de los melanomas de coroides, donde se utiliza una radiación infrarroja de 810 nm, que produce una buena penetración en los tejidos con una baja absorción a través de los medios oculares.¹⁸⁵⁻¹⁸⁷ Una penetración profunda del calor se consigue utilizando un 'spot' de diámetro largo (3 mm) durante un largo periodo de tiempo de exposición (1 min o más).¹⁸⁸ Las temperaturas intratumorales alcanzan 45 a 60°C promoviendo una destrucción de las células tumorales.^{189,190-192}

Las condiciones necesarias para una penetración del calor dentro del tejido son: una longitud infrarroja de 810 nm, una larga exposición de tiempo de uno o más minutos y un spot de 3,0 - 4,5 mm, resultando en una profundidad de necrosis de hasta 4 milímetros¹⁹³, y una rápida y visible reducción del tumor en el periodo de algunos meses, con formación de una cicatriz plana, en un periodo de 3 a 6 meses. Y además, es un tratamiento más focal con menor destrucción alrededor de los tejidos normales, y este procedimiento no requiere la hospitalización de los pacientes.¹⁹⁴

En la radioterapia local utilizamos una placa de Ru 106 o I 125 con la finalidad de conseguir una dosis de radiación epiescleral de 80 Gy.¹⁹⁵

Después de la radioterapia el daño celular y la regresión del tumor se hace más lentamente si comparamos con la termoterapia que puede durar varios años.¹⁹⁶⁻¹⁹⁹ A

pesar de la oclusión vascular progresiva, los vasos más largos pueden permanecer con su flujo normal por muchos años después del tratamiento.²⁰⁰⁻²⁰³

La decisión de realizarnos un tratamiento adicional fue basada en el aspecto oftalmoscópico del tumor, así como en su altura y su volumen, medidos a través de la ecografía tridimensional. La meta es conseguir una regresión completa, es decir una cicatriz corioretiniana plana.

En nuestros pacientes tratados con radioterapia, observamos una reducción del volumen tumoral, medida a través del ecógrafo tridimensional, del 48,6% (o 51,4% de masa tumoral restante) en la segunda medición, y del 88,5% (o 11,5% de masa tumoral restante) en los pacientes tratados con termoterapia transpupilar. Si comparamos con la reducción solamente de la altura, observamos que la reducción en la segunda medición fue del 30,3% (o 69,7% de masa tumoral restante) en los pacientes tratados con radioterapia, y el 85% (o 15% de masa tumoral restante) en los pacientes tratados con termoterapia transpupilar. Por lo tanto, hubo una subestimación de la reducción de los dos tipos de tratamientos del 18,3% y 3,5% respectivamente.

En la tercera medición hubo una reducción del volumen tumoral del 72,2% (o 27,8% de masa tumoral restante) en los pacientes tratados con radioterapia y del 100% en los pacientes tratados con termoterapia transpupilar. Si comparamos con la tercera medición de la reducción de la altura, esta fue del 44,8% (o 55,2% de masa tumoral restante) en los pacientes tratados con radioterapia y del 100% en los pacientes tratados con termoterapia transpupilar. Una subestimación del 27,4% en la reducción en los pacientes tratados con radioterapia.

La subestimación de la reducción del tumor puede llevar a un diagnóstico equivocado de no respuesta o respuesta insuficiente al tratamiento y, por consiguiente, la realización de un segundo tratamiento complementario innecesario para el paciente.

Hemos confirmado también en nuestro estudio, la más rápida reducción tumoral cuando se utiliza la termoterapia transpupilar con relación a la radioterapia.

Clínicamente, todos los tumores tratados con hipertermia presentados en este estudio se presentan planos o excavados, con esclera visible o parcialmente oscurecida por la dispersión de pigmento, fibrosis y edema retiniano en la tercera medición.

La medición a través de la ecografía incluye los cambios de la retina alrededor del tumor tratado con hipertermia, de este modo adicionando altura a la medición de la cicatriz tumoral. Aunque una mínima elevación sea observada en la ecografía después del tratamiento, la no-actividad del tumor es confirmada oftalmoscópicamente, lo cual se presenta plano o excavado.

Se consideran que una respuesta de la radioterapia en los melanomas de coroides, es insuficiente, cuando la regresión de la altura del tumor es menor del 50% de la altura inicial, y cuando ningún cambio en la reflectividad interna es vista en la ecografía; cuando cambios atróficos por encima y alrededor del tumor son ausentes, y cuando en la angiografía fluoresceínica se observa áreas de actividad tumoral profusas (leakage).¹²⁵

A pesar del control satisfactorio local del tumor los efectos locales de la termoterapia y de la radioterapia pueden resultar en una disminución de la agudeza visual.

La agudeza visual no es un parámetro de seguimiento, porque en sí misma no refleja el estado de la enfermedad. Los pacientes con tumores posteriores muchas veces no van a apreciar el beneficio terapéutico, es decir, cuando el tumor atine la mácula no hay una mejoría de la agudeza visual, sino que hay una disminución de la misma debido al tratamiento local.

En este estudio observamos una disminución de la agudeza visual en 46,65% de los pacientes y una mejoría o ningún cambio en la agudeza visual en 53,3% de los pacientes.

Aunque la agudeza visual después del tratamiento fue preservada en muchos pacientes, es necesario un control por periodo más largo, puesto que la agudeza visual puede empeorar, especialmente si consideramos que la mayoría de estos tumores están en el área de la visión.

Las causas más importantes de pérdida visual en pacientes tratados con radioterapia, que estén cerca del nervio óptico o fóvea, son desprendimiento de retina, retinopatía por radiación, catarata, neuropatía óptica por radiación. Principalmente si estos tumores están a una distancia de hasta 2 diámetros de disco del nervio óptico y de la fóvea.²⁰⁴⁻²⁰⁷

La retinopatía por radiación puede ser inducida tanto por la termoterapia como por la radioterapia, aunque en la radioterapia la disminución de la agudeza visual ocurre después de los 6 meses del tratamiento y en la termoterapia la pérdida visual ocurre casi de inmediato.²⁰⁸ Estudios anteriores muestran que la agudeza visual final es mejor en estos ojos cuando han sido tratados con termoterapia.^{209,210}

Los capilares maculares son susceptibles a la radiación, incluso en tumores periféricos la microangiopatía macular puede estar presente. Los tumores paramaculares tienen unos riesgos considerables de desarrollar una vasculopatía radiogénica con pérdida de la visión central.²¹¹⁻²¹⁴

Las principales causas de disminución de la agudeza visual en nuestros pacientes fue la localización del tumor relacionada a las complicaciones propias de cada modalidad terapéutica. De los pacientes que presentaron disminución de la agudeza visual la mayoría se localizaban posteriores al ecuador, en el cuadrante temporal o en el polo posterior propiamente dicho.

Las complicaciones relacionadas con los tratamientos, y que causaron disminución de la agudeza visual fueron: en la radioterapia, catarata, maculopatía por radiación, exudación retiniana, hemovítreo; en la termoterapia, tracción macular y en la endorresección tuvimos un caso de hemovítreo.

La radioterapia empleada en los melanomas yuxstapapilares resultó en este estudio en una disminución de la agudeza visual de 46,6% de los pacientes principalmente en los tumores localizados a una distancia de 3 diámetros de disco de la fóvea o nervio óptico.^{215,216}

La termoterapia puede ser especialmente útil en estos tumores de la mácula y cerca del nervio óptico en mantener la visión central, porque hay una baja disipación del calor dentro de los tejidos adyacentes.^{217,218-221}

Desdichadamente el manejo de los melanomas pequeños localizados cerca del nervio óptico y fóvea, son difíciles y asociados a una importante pérdida de la agudeza visual.²²² En nuestro estudio observamos una disminución de la agudeza visual del 50% de los pacientes que presentaban tumores con estas características que fueron tratados con termoterapia.

La asociación entre la termoterapia y la radioterapia (Técnica sandwich) empleada en un paciente de nuestro estudio se basa, en que estas dos modalidades terapéuticas son complementarias visto que los efectos de la termoterapia son máximos en el ápex, y los de la radioterapia en la base. Por lo tanto, la combinación de estas dos técnicas nos permite tratar tumores mayores de 5 mm de altura.¹⁸⁹

CONCLUSIÓN

- 1- El ecógrafo tridimensional fue capaz de aumentar las posibilidades diagnósticas con relación al ecógrafo convencional, con la posibilidad de ver y manipular la imagen tridimensional interactivamente en distintos planos bi-dimensionales, orientalos en cualquier dirección y discutir el mejor tratamiento sin la presencia del paciente.
- 2- Con el ecógrafo tridimensional en sector, utilizado en este estudio, no se mostró útil en las patologías de iris, cuerpo ciliar y retina anterior son incompletamente visualizadas o perdidas completamente.
- 3- La medición del volumen a través del ecógrafo tridimensional es un método más exacto y asequible, representando un importante avance en el tratamiento y en las medidas de los melanomas oculares.
- 4- La ecografía tridimensional fue de gran ayuda quirúrgicamente en los casos de desprendimiento hemorrágico masivo de coroides, y desprendimiento total de la retina, a la hora de encontrar los sitios más adecuados para la colocación de la cánula de infusión.
- 5- La ecografía tridimensional fue de gran ayuda en el grupo de pacientes con desprendimiento total de la retina post traumáticos, proporcionando con enorme rapidez, la localización espacial del cuerpo extraño intraocular.
- 6- El ecógrafo tridimensional se mostró superior al ecógrafo bidimensional principalmente en los tumores grandes y medianos.