



UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

**ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE
TÉCNICA DE DISMINUCIÓN DE
INCARCERACIÓN VÍTREA EN
ESCLEROTOMÍAS DE VITRECTOMÍA
MICROINCISIONAL. COMPARACIÓN
DE DISTINTOS MÉTODOS DE
VISUALIZACIÓN**

TESIS DOCTORAL

María Cristina Cámara González

2012



UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

**ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE
TÉCNICA DE DISMINUCIÓN DE
INCARCERACIÓN VÍTREA EN
ESCLEROTOMÍAS DE VITRECTOMÍA
MICROINCISIONAL. COMPARACIÓN DE
DISTINTOS MÉTODOS DE
VISUALIZACIÓN**

TESIS DOCTORAL

María Cristina Cámara González

DIRECTORES

Dr. Lorenzo López Guajardo

Dr. Javier Benítez Herreros

2012

D. LORENZO LÓPEZ GUAJARDO, Profesor Asociado en ciencias de la salud del área de Oftalmología del Departamento de Cirugía de la Universidad de Alcalá
Y

D. JAVIER BENÍTEZ HERREROS, Doctor en Medicina por la Universidad de Alcalá,

Como directores de la presente Tesis Doctoral

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado “ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE TÉCNICA DE DISMINUCIÓN DE INCARCERACIÓN VÍTREA EN ESCLEROTOMÍAS DE VITRECTOMÍA MICROINCISIONAL. COMPARACIÓN DE DISTINTOS MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN” realizado por **Dña. María Cristina Cámara González** reúne los requisitos metodológicos y valor científico adecuados como para ser presentado y defendido para optar al grado de Doctor por la Universidad de Alcalá.

Y para que así conste, se expide el presente certificado en Alcalá de Henares, a siete de marzo de dos mil doce.

D. MANUEL SÁNCHEZ CHAPADO, Catedrático de Urología y Director del Departamento de Cirugía de la Universidad de Alcalá.

CERTIFICA

Que el trabajo presentado por **Dña. María Cristina Cámara González** titulado “ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE TÉCNICA DE DISMINUCIÓN DE INCARCERACIÓN VÍTREA EN ESCLEROTOMÍAS DE VITRECTOMÍA MICROINCISIONAL. COMPARACIÓN DE DISTINTOS MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN” ha sido realizado en el Departamento de Cirugía y reúne los requisitos científicos de originalidad y rigor metodológicos suficientes para poder ser presentado como tesis doctoral ante el tribunal que corresponda.

Y para que así conste, se expide el presente certificado en Alcalá de Henares, a siete de marzo de dos mil doce.

A mi madre, mi modelo a seguir.

A mis hermanas, las mejores amigas que siempre tendré.

A mi padre y a Filo, que hicieron de mi infancia una época tan feliz.

A Javier, que llena de ilusión todos los días de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Javier Benítez Herreros, por enseñarme en cada momento el camino a seguir y por ayudarme, con tanta paciencia y perseverancia, a superar cada uno de los obstáculos que han surgido hasta la consecución de este objetivo. Sin su apoyo constante, sus ánimos, sus consejos, su confianza y toda su sabiduría, nada de esto hubiera sido posible.

Al Dr. Lorenzo López Guajardo, por la dedicación y disponibilidad que muestra siempre con su equipo. Por todos sus consejos y enseñanzas. Por despertar en mí el interés por la investigación y el desarrollo de nuevas ideas.

Al profesor Agustín Silva Mato, por ofrecerme tan valiosa ayuda en el análisis estadístico de los datos recogidos.

A mi madre, por sus incansables palabras de ánimo, por hacernos ver la vida más fácil y por lo bien que uno se siente a su lado.

A toda mi familia, tan grande como maravillosa, por hacerme sentir cerca a pesar de la distancia.

A mis amigos, porque realmente son un tesoro.

SUMMARY

BACKGROUND: Transconjunctival sutureless vitrectomy (TSV) has progressively been adopted as the first choice vitrectomy technique for an increasing number of vitreoretinal surgeons in the last years. Sclerotomy vitreous entrapment has been related to some postoperative complications such as the presence of peripheral retinal tears due to vitreous contraction, acute endophthalmitis favoured by the presence of incisional vitreous wick and recurring vitreous haemorrhage due to fibrovascular ingrowth in diabetic patients, and thus, its study has been considered important. In our study, we evaluate the influence that the cannula removal technique exerts on the postoperative incisional vitreous incarceration using an experimental model of vitrectomized eye. Moreover, we compare the vitreous incarceration detection capacity of anterior segment optical coherence tomography (AS-OCT), ultrasound biomicroscopy (UBM) and direct visualization.

MATERIAL AND METHODS: Prospective, randomized and observer-masked experimental study in which 23-gauge TSV was performed through oblique sclerotomies in 118 cadaveric pig eyes. Once the vitrectomy was finished, one of the superior cannulas was removed with the light probe introduced through it, and the other cannula was extracted with the cannula plug inserted. Postoperative incisional vitreous incarceration was evaluated by AS-OCT, UBM and direct visualization.

CONCLUSION: Interposing the light probe through the cannula during its removal reduces the postoperative wound vitreous incarceration in our experimental model. On the other hand, direct visualization is the most effective method for detecting vitreous entrapment; however, this invasive technique should be used only in experimental research. In usual clinical practice, UBM is superior to AS-OCT for detecting vitreous incarceration.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	13
I. 1. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DE LA RETINA Y EL VÍTREO	14
I. 1. 1. LA RETINA	14
I. 1. 2. EL VITREO.....	16
I. 2. VITRECTOMIA VIA <i>PARS PLANA</i>	17
I. 2. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA.....	17
I. 2. 1. 1. NACIMIENTO DE LA CIRUGÍA VÍTREA	17
I. 2. 1. 2. DESARROLLO DE LA TÉCNICA DE VITRECTOMÍA.....	17
I. 2. 1. 3. VITRECTOMÍA 20-GAUGE	18
I. 2. 1. 4. DESARROLLO DE ESCLEROTOMÍA TUNELIZADA	19
I. 2. 1. 5. ESCLEROTOMÍAS MICROINCISIONALES	20
I. 2. 2. FUNCIONES DEL APARATO DE VITRECTOMÍA.....	22
I. 2. 2. 1. FLUJO DE INFUSIÓN.....	22
I. 2. 2. 2. CORTE Y ASPIRACIÓN	22
I. 2. 2. 3. ILUMINACIÓN	23
I. 2. 2. 4. OTRAS FUNCIONES	23
I. 2. 3. VISUALIZACIÓN DEL SEGMENTO POSTERIOR	24
I. 2. 3. 1. MICROSCOPIO QUIRÚRGICO	24
I. 2. 3. 2. LENTES QUIRÚRGICAS	24
I. 2. 4. TÉCNICA QUIRÚRGICA PASO A PASO.....	26
I. 2. 4. 1. ANESTESIA	26
I. 2. 4. 2. ACCESO POR VÍA <i>PARS PLANA</i>	26
I. 2. 4. 3. ESCLEROTOMÍAS	27
I. 2. 4. 4. VITRECTOMÍA CENTRAL.....	28
I. 2. 4. 5. VITRECTOMÍA PERIFÉRICA.....	31
I. 2. 4. 6. TIEMPOS QUIRÚRGICOS ADICIONALES	32
I. 2. 4. 7. USO DE TAMPONAMIENTO PROLONGADO.....	33
I. 2. 4. 8. RETIRADA DE CÁNULAS Y CIERRE DE ESCLEROTOMÍAS.....	35
I. 2. 5. INDICACIONES DE VITRECTOMÍA <i>PARS PLANA</i>	37
I. 2. 5. 1. PATOLOGÍAS RETINIANAS.....	37
I. 2. 5. 2. PATOLOGÍAS VITREAS.....	37
I. 2. 5. 3. GLAUCOMA	38
I. 2. 5. 4. OTRAS INDICACIONES.....	38
I. 2. 6. COMPLICACIONES EN VITRECTOMÍA <i>PARS PLANA</i>	39
I. 2. 6. 1. COMPLICACIONES INTRAOPERATORIAS.....	39
I. 2. 6. 2. COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS	41

I. 3. BIOMICROSCOPIA ULTRASÓNICA.....	43
I. 3. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA.....	43
I. 3. 2. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA BMU.....	45
I. 3. 3. EXPLORACIÓN MEDIANTE BMU.....	48
I. 3. 3. 1. EXPLORACIÓN BÁSICA.....	48
I. 3. 3. 2. UBM-840 ZEISS-HUMPHREY.....	50
I. 3. 4. APLICACIONES CLÍNICAS DE LA BMU.....	54
I. 3. 4. 1. Córnea.....	54
I. 3. 4. 2. Conjuntiva.....	58
I. 3. 4. 3. Esclera.....	58
I. 3. 4. 4. Músculos extraoculares.....	58
I. 3. 4. 5. Cámara anterior.....	59
I. 3. 4. 6. Ángulo irido-corneal.....	60
I. 3. 4. 7. Iris.....	62
I. 3. 4. 8. Sulcus y cámara posterior.....	64
I. 3. 4. 9. Cristalino y zónula.....	65
I. 3. 4. 10. Cuerpo ciliar.....	67
I. 3. 4. 11. Vítreo.....	69
I. 3. 4. 12. <i>Pars plana</i>	69
I. 3. 4. 13. Ora serrata.....	70
I. 3. 4. 14. Coroides.....	70
I. 3. 4. 15. Retina.....	71
I. 4. TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA.....	74
I. 4. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA.....	74
I. 4. 2. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA OCT.....	78
I. 4. 3. EXPLORACIÓN MEDIANTE AS-OCT.....	82
I. 4. 3. 1. TEST PARA SEGMENTO ANTERIOR.....	82
I. 4. 3. 2. MAPA PAQUIMÉTRICO.....	83
I. 4. 3. 3. TEST CORNEAL.....	83
I. 4. 3. 4. TEST SIN PROCESADO.....	83
I. 4. 4. APLICACIONES CLÍNICAS DE AS-OCT VISANTE.....	84
I. 4. 4. 1. Córnea.....	84
I. 4. 4. 2. Conjuntiva.....	88
I. 4. 4. 4. Cámara anterior.....	90
I. 4. 4. 5. Iris y cuerpo ciliar.....	91
I. 4. 4. 6. Ángulo corneoescleral.....	92
I. 4. 4. 7. Sulcus.....	93
I. 4. 4. 8. Cristalino.....	94
I. 4. 4. 9. Coroides.....	96
I. 4. 4. 10. Ora serrata.....	96
I. 4. 4. 11. Retina.....	96

II. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS DE TRABAJO	97
II. 1. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO.....	98
II. 2. HIPÓTESIS DEL TRABAJO.....	99
III. OBJETIVOS	100
IV. MATERIAL Y MÉTODO	102
IV. 1. MATERIAL.....	103
IV. 1. 1. OJOS DE CERDO. MUESTRA DEL ESTUDIO	103
IV. 1. 2. MATERIAL QUIRÚRGICO	105
IV. 2. MÉTODO	107
IV. 2. 1. DISEÑO DEL ESTUDIO	107
IV. 2. 2. TÉCNICA QUIRÚRGICA	107
IV. 2. 2. 1. PREPARACIÓN A LA VITRECTOMÍA.....	107
IV. 2. 2. 2. ACCESO POR VÍA <i>PARS PLANA</i>	109
IV. 2. 2. 3. VITRECTOMÍA POR VÍA <i>PARS PLANA</i>	114
IV. 2. 2. 4. INTRODUCCIÓN DE TRIAMCINOLONA ACETÓNIDO 40 mg/ml (TrigonDepot®)	116
IV. 2. 2. 5. RETIRADA DE CÁNULAS	117
IV. 2. 2. 6. ESTUDIO DE LA PRESENCIA DE INCARCERACIÓN VÍTREA.....	119
IV. 2. 4. MÉTODO ESTADÍSTICO	126
V. RESULTADOS.....	128
V. 1. ESTUDIO DESCRIPTIVO	129
V. 1. 1. POBLACIÓN INCLUIDA EN EL ESTUDIO	129
V. 1. 2. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA, SIN DIFERENCIAR DICHA PRESENCIA EN GRADOS (<i>G0 vs G1 + G2</i>).....	131
V. 1. 2. 1. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA UTILIZANDO LOS DIFERENTES MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN.....	131
V. 1. 2. 1. 1. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante OCT	131
V. 1. 2. 1. 2. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante BMU	135
V. 1. 2. 1. 3. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante visualización directa	139
V. 1. 3. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA, DISTINGUIENDO DICHA PRESENCIA EN GRADOS (<i>G0 + G1 + G2</i>)	143
V. 1. 3. 1. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA UTILIZANDO LOS DIFERENTES MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN.....	143
V. 1. 3. 1. 1. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante OCT	143

V. 1. 3. 1. 2. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante BMU	147
V. 1. 3. 1. 3. Esclerotomías que muestran encarceración vítrea mediante visualización directa	151
V. 2. ESTUDIO ANALÍTICO.....	155
V. 2. 1. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE INCARCERACIÓN VÍTREA EN FUNCIÓN DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN Y LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR EMPLEADOS (<i>G0 vs G1+G2</i>)	155
V. 2. 1. 1. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DEL VITREOTOMO	155
V. 2. 1. 1. 1. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	155
V. 2. 1. 1. 2. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función del método de visualización empleado	157
V. 2. 1. 2. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DE LA SONDA DE ILUMINACIÓN	159
V. 2. 1. 2. 1. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	159
V. 2. 1. 2. 2. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función del método de visualización empleado	161
V. 2. 1. 3. TOTAL DE LAS ESCLEROTOMÍAS SIN DIFERENCIAR EL USO AL QUE HAN SIDO DESTINADAS	163
V. 2. 1. 3. 1. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	163
V. 2. 2. ANÁLISIS COMPARATIVO DEL GRADO DE INCARCERACIÓN VÍTREA EN FUNCIÓN DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN Y LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR EMPLEADOS (<i>G0 vs G1 vs G2</i>).....	165
V. 2. 2. 1. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DEL VITREOTOMO	165
V. 2. 2. 1. 1. Análisis del grado de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	165
V. 2. 2. 1. 2. Análisis del grado de encarceración vítrea en función del método de visualización empleado	167
V. 2. 2. 2. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DE LA SONDA DE ILUMINACIÓN	169
V. 2. 2. 2. 1. Análisis del grado de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	169
V. 2. 2. 2. 2. Análisis del grado de encarceración vítrea en función del método de visualización empleado	171
V. 2. 2. 3. TOTAL DE LAS ESCLEROTOMÍAS SIN DIFERENCIAR EL USO AL QUE HAN SIDO DESTINADAS	173
V. 2. 2. 3. 1. Análisis de la tasa de encarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada	173
V. 3. RESULTADOS QUIRÚRGICOS.....	175

VI. DISCUSIÓN	176
IV. 1. DISCUSIÓN SOBRE EL MODELO EXPERIMENTAL EMPLEADO	177
VI. 2. DISCUSIÓN SOBRE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL HALLADA EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR	180
VI. 2. 1. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON LA SONDA DE LUZ INSERTADA	180
VI. 2. 2. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON EL TAPÓN CANULAR INSERTADO	182
VI. 2. 3. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON LA SONDA DE LUZ O EL TAPÓN CANULAR INSERTADO	184
VI. 3. DISCUSIÓN SOBRE LAS DIFERENTES TÉCNICAS DE VISUALIZACIÓN DE INCARCERACIÓN VÍTREA	189
VI. 3. 1. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL MEDIANTE OCT	189
VI. 3. 2. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL MEDIANTE BMU	190
VI. 3. 3. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL MEDIANTE VISUALIZACIÓN DIRECTA.....	196
VI. 3. 4. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA MEDIANTE OCT, BMU Y VISUALIZACIÓN DIRECTA.....	199
 VII. CONCLUSIONES	 204
 VIII. BIBLIOGRAFÍA	 206

I. INTRODUCCIÓN

I. 1. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DE LA RETINA Y EL VÍTREO

I. 1. 1. LA RETINA

La retina es un tejido formado embriológicamente a partir de las capas internas del cáliz óptico, que asienta sobre la superficie interna de las tres cuartas partes posteriores del ojo. En un corte transversal, desde la retina interna hasta la externa, distinguimos las siguientes capas:¹

- Membrana limitante interna.
- Capa de fibras nerviosas (axones de las células ganglionares).
- Capa de células ganglionares.
- Capa plexiforme interna.
- Capa nuclear interna.
- Capa plexiforme externa.
- Capa nuclear externa (núcleos de los fotorreceptores).
- Membrana limitante externa.
- Segmentos interno y externo de bastones y conos.
- Epitelio pigmentario retiniano y su membrana basal.

A su vez, la retina puede subdividirse en dos capas: una externa compuesta por el epitelio pigmentario y una interna compuesta por el resto de estratos. El tercio externo de la retina recibe aporte sanguíneo de la circulación coroidea, mientras que los dos tercios internos lo hacen de la arteria central de la retina.

En el procesamiento visual están implicadas diferentes neuronas de la retina neurosensorial. Entre las neuronas aferentes se encuentran los fotorreceptores, las células bipolares y las células ganglionares; entre las eferentes señalamos las células interplexiformes (amacrinas modificadas) y las células biplexiformes (ganglionares modificadas). Por último, se consideran interneuronas las células horizontales y las células amacrinas.

Los fotorreceptores, conos y bastones, contienen fotopigmentos sensibles a la luz, formados por la unión de una proteína llamada opsina y retinal, un aldehído de la vitamina A. El proceso de fototransducción origina cambios químicos en estos pigmentos que producen la entrada masiva de iones de calcio que despolarizan el fotorreceptor. Se origina así una corriente eléctrica que se transmite mediante uniones sinápticas a las células bipolares y de estas a las células ganglionares, cuyos axones forman la capa de fibras nerviosas de la retina y posteriormente, los axones del nervio óptico.¹

Por su parte, el epitelio pigmentario está formado por células epiteliales polarizadas en contacto con los fotorreceptores en su superficie apical y con la membrana de Bruch en la basal. Están unidas entre sí, formando la barrera hematorretiniana externa, que bloquea el paso de agua e iones. Es particularmente rico en gránulos de melanina, fagosomas y microperoxisomas. Estas células cumplen las funciones de regeneración del pigmento visual, fagocitosis de los segmentos externos de los fotorreceptores, transporte de nutrientes e iones, eliminación de

productos de desecho, absorción de luz dispersa desenfocada por la pigmentación y adherencia de la retina.

I. 1. 2. EL VITREO

La cavidad vítea, que se extiende desde el cristalino hasta la superficie interna de la retina, carece de vascularización y ocupa las cuatro quintas partes del globo ocular, unos 4 ml de volumen.

El vítreo está formado por una malla de colágeno en la que se intercalan moléculas de hialuronato hidratado, que confieren viscosidad y estabilizan la malla de colágeno.¹ Se compone por agua en un 98%, por macromoléculas que incluyen hialuronano, colágeno y proteínas solubles en un 0,15% y el resto por iones y solutos de bajo peso molecular. También se han identificado unas células denominadas hialocitos, cuyo origen y función son desconocidas.

Dentro del vítreo, distinguimos tres partes: La hialoides y el córtex en la periferia, y el vítreo central que posee menor densidad. Se encuentra adherido a la periferia de la retina en la base del vítreo, que se extiende desde 2 mm por delante de la ora serrata, hasta 4 mm por detrás. También presenta adhesiones al borde de la papila óptica, a la región perimacular, a los vasos retinianos y a la cápsula posterior del cristalino. Las fibrillas de la base del vítreo se fusionan con la membrana limitante interna de la retina y la membrana basal del epitelio no pigmentado de la *pars plana*.¹

I. 2. VITRECTOMIA VIA *PARS PLANA*

I. 2. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA

I. 2. 1. 1. NACIMIENTO DE LA CIRUGÍA VÍTREA

Von Graefe fue el primero en hablar de cirugía del vítreo a través de la *pars plana*. Describió, en el siglo XIX, el corte de una membrana vítreo con una aguja y la extracción de un cuerpo extraño intraocular mediante pinzas.^{2,3} La primera aspiración de vítreo opacificado fue realizada en 1890 por Ford.⁴ Desde entonces, la cirugía vítreo estuvo abandonada hasta que en 1950, Landegger realizó la extracción de una catarata y de vítreo opacificado, sustituyéndolo por líquido cefalorraquídeo y vítreo de cadáver.⁵ Unos años después, Dodo apoyó la sustitución del vítreo como tratamiento de las opacidades vítreas severas,⁶ además de describir el corte de membranas vítreas en estos pacientes.⁷ En la década de 1960, Michaelson cortó una densa membrana vítreo a través de un abordaje transescleral con una aguja⁸ y Kasner publicó la extracción casi completa del vítreo en un ojo con opacificación vítreo por amiloidosis mediante una técnica de cielo abierto.^{9,10} La posibilidad de extraer el vítreo con relativa seguridad permitió el desarrollo de la cirugía vítreo moderna.

I. 2. 1. 2. DESARROLLO DE LA TÉCNICA DE VITRECTOMÍA

En 1971 Robert Machemer revolucionó la cirugía de retina, ideando una técnica hasta entonces inimaginable: la vitrectomía. Describió la extracción del vítreo sustituyéndolo por solución salina. Para ello, diseñó un instrumento, conocido como *VISC* que, introducido a través de una incisión escleral de 2 mm en *pars plana*, permitía succionar y cortar el vítreo, infundiendo solución salina de forma

simultánea. El extremo del terminal consistía en un pequeño tubo rotador interno contenido en un tubo externo que presentaba un orificio en la punta. El tubo interno aspiraba el vítreo, que a su vez era cortado por la rotación de dicho tubo sobre el orificio del tubo externo. La succión se obtenía manualmente, a través de una jeringuilla conectada al *VIS*C. El líquido de infusión pasaba a través del tubo externo. Esta técnica fue utilizada por primera vez en un paciente con hemovítreo secundario a retinopatía diabética.¹¹⁻¹³

En los años siguientes, aparecieron nuevos diseños de sondas de vitrectomía: Peyman construyó el *Vitrophage*, un vitreotomo a motor con función de aspiración y corte que contaba con un orificio de infusión en la punta, a 180° de la abertura de aspiración.¹⁴ Poco después, Douvas diseñó el *rotoextract* que disponía de puntas intercambiables que permitían el corte apical o lateral. Contaba además con un orificio de 1,5 mm para la aspiración del cristalino y orificios de 0,4 mm para el vítreo.¹⁵ Ya en 1974, Kreiger y Straatsma¹⁶ diseñaron un terminal que constaba de dos tubos concéntricos. El tubo interno aspiraba el vítreo a través de un orificio lateral cuando estaba en posición inferior, y cortaba el vítreo cuando pasaba a posición superior.

I. 2. 1. 3. VITRECTOMÍA 20-GAUGE

En 1974, O'Malley y Heintz¹⁷ introdujeron la vitrectomía 20-gauge, de menor calibre que la anterior. Además, describieron la entrada al ojo por medio de 3 esclerotomías lineales de 1,4 mm. Situadas, una en temporal inferior, a través de la cual se introducía la infusión, y otras dos en nasal y temporal superior, para el paso del vitreotomo y la sonda de iluminación. Al finalizar la vitrectomía, cada una de las entradas se suturaba con hilo reabsorbible. Este fue el inicio de la vitrectomía

bimanual, que permitió el manejo simultáneo e independiente de dos sondas introducidas en el interior del ojo.

I. 2. 1. 4. DESARROLLO DE ESCLEROTOMÍA TUNELIZADA

A principios de los años 90, la incisión corneal valvulada ganó numerosos adeptos en la cirugía de catarata.¹⁸ La ausencia de sutura reducía el astigmatismo postquirúrgico inducido y aceleraba la recuperación de los ojos operados, al eliminar la reacción inflamatoria producida por la presencia del hilo.¹⁹ Chen,²⁰ en 1996, trasladó esta técnica a las incisiones esclerales practicadas en vitrectomía describiendo la práctica de esclerotomías tunelizadas con capacidad de autosellado, que no requerían por tanto de sutura al finalizar la vitrectomía 20-gauge. Para ello, una vez realizada la peritomía conjuntival, practicaba, a 6 mm del limbo corneoescleral, una incisión hasta la mitad del espesor escleral, de 2 mm de longitud, que finalizaba a nivel de la *pars plana*, a 4 mm del limbo. A continuación, levantaba el tapete escleral creado e introducía un bisturí microvitreo-retiniano hacia la cavidad vítea. Este hecho acortó los tiempos quirúrgicos y redujo la irritación conjuntival secundaria a la sutura, que actuaba como cuerpo extraño. Además, gracias a la construcción de las incisiones, al sacar los instrumentos quirúrgicos no se observaban cambios bruscos en la presión intraocular por salida de líquido, de forma que disminuía el riesgo de sangrado intraocular. Por otro lado, también había menos riesgo de herniación de tejido retiniano por las esclerotomías.

En 1999, Kwok²¹ describió una variación de la técnica, creando en primer lugar un túnel escleral mediante una incisión de 2 a 3 mm, paralela al limbo esclerocorneal, a nivel de la *pars plana*. Para perforar la esclera, utilizaba una aguja 20-gauge en lugar del bisturí, evitando así dañar el tapete escleral. Finalmente, fijaba la cánula de infusión a la esclera mediante un punto de sutura.

De esta manera, afrontaba dos limitaciones que presentaba la técnica de Chen: Disminuía la dificultad de realizar las incisiones en ojos con hendidura palpebral pequeña, ya que situaba las entradas a 4 mm del limbo esclerocorneal, en lugar de a 6 mm. Además, reducía el riesgo de lesión del cristalino por la punta de la infusión, ya que esta se inclinaba paralela al limbo, en lugar de anteriormente, debido a la dirección del flap escleral.

I. 2. 1. 5. ESCLEROTOMÍAS MICROINCISIONALES

Ya en el año 2002, Fujii^{22,23} introdujo la vitrectomía mediante esclerotomías transconjuntivales de 25-gauge, sin necesidad de sutura. Para ello, atravesaba conjuntiva y esclera a nivel de la *pars plana*, desplazando ligeramente la conjuntiva para romper el alineamiento de la entrada escleral y conjuntival, mediante una incisión directa, perpendicular a la superficie ocular, usando un trócar con punta biselada. Los instrumentos empleados en la vitrectomía se introducían a través de estas cánulas a cavidad vítreo. Al finalizar la cirugía, retiraba las microcánulas y las esclerotomías cerraban sin necesidad de sutura. Estas microcánulas eliminaban la necesidad de realizar peritomías conjuntivales, permitían el intercambio de instrumentos entre las vías de entrada y protegían la base del vítreo. De esta forma, se reducía el tiempo necesario para la apertura y cierre de las esclerotomías, disminuía el trauma quirúrgico y se lograba una recuperación postoperatoria más rápida. Esta técnica encontró una rápida aceptación. No obstante, el sistema 25-gauge presentaba tasas de aspiración, de infusión y de corte menores que las de los sistemas convencionales 20-gauge. Además, la flexibilidad de sus instrumentos dificultaba la manipulación del ojo.

Con la intención de superar los inconvenientes ofrecidos por la vitrectomía 25-gauge, Eckardt²⁴ introdujo, en el año 2005, el sistema 23-gauge. Este ofrecía las

ventajas de la vitrectomía descrita por Fujii, ya que se trataba de un procedimiento poco invasivo, además de los beneficios secundarios al uso de instrumental más largo y estable. Al igual que Fujii, empleaba microcánulas, pero en este caso de 23-gauge. En un intento por mejorar la capacidad de cierre de las esclerotomías sin sutura, el autor describió la práctica de incisiones esclerales anguladas. Para ello en primer lugar, desplazaba la conjuntiva lateralmente 1 ó 2 mm y, con un bisturí de 23-gauge, realizaba cada una de las esclerotomías atravesando conjuntiva, esclera y *pars plana*. Las incisiones no eran directas, de forma que los trayectos describían un ángulo de entrada de 30 a 40° con la esclera, paralelos al limbo corneoescleral. A continuación, en un segundo paso, insertaba la microcánula a través de las incisiones conjuntival y escleral con la ayuda de una guía. Al término de las cirugías, y una vez retiradas las microcánulas, las incisiones quedaban cerradas sin necesidad de sutura.

Poco después, otros autores describieron también la práctica de incisiones oblicuas 25-gauge.^{25,26} La práctica de esclerotomías oblicuas ha ido imponiéndose sobre la creación de incisiones directas en vitrectomía, dada la mayor capacidad de cierre que estas presentan y por tanto, la menor necesidad de sutura y el menor riesgo de hipotonía que conllevan.^{25,27,28}

Como hemos visto, la cirugía vítreo-retiniana se trata de una parcela de la oftalmología que ha experimentado un gran desarrollo en los últimos tiempos. No obstante, se trata de un campo en constante desarrollo, que a buen seguro continuará evolucionando hacia la consecución de una técnica más segura y eficaz a la hora de afrontar los diferentes retos que se le propongan.

I. 2. 2. FUNCIONES DEL APARATO DE VITRECTOMÍA

Existen diversas funciones necesarias para realización de la vitrectomía que nombraremos a continuación:

I. 2. 2. 1. FLUJO DE INFUSIÓN

La línea de infusión, que mantiene el tono ocular constante, presenta un extremo fijo a la esclerotomía temporal inferior y otro conectado a la botella de irrigación, que puede contener Ringer-lactato o solución salina balanceada (BSS). La infusión será activa si se controla por el sistema de vitrectomía, o pasiva, si depende de la altura de la botella.²⁹

I. 2. 2. 2. CORTE Y ASPIRACIÓN

Los vitreotomos están constituidos por un tubo exterior hueco abierto en su extremo distal para aspirar el vítreo. La velocidad de aspiración depende del calibre del vitreotomo, la presión de infusión, la tasa de corte y la duración de cada ciclo de corte. Constan además de una guillotina que secciona el vítreo que entra por la ventana de aspiración.^{29,30}

La aspiración del sistema de vitrectomía puede ser de tipo peristáltica, que mantiene una aspiración constante siempre que haya vacío, que se produce con la oclusión de la ventana del vitreotomo; o de tipo Venturi, en la que la aspiración tiene un vacío constante sin esperar a la oclusión. El control del corte y la aspiración durante la vitrectomía se hace a través del pedal. Por último, el pedal suele poseer una función que permite parar el corte y trabajar sólo con aspiración.²⁹

I. 2. 2. 3. ILUMINACIÓN

Se emplea una sonda de luz endocular calibrada, que aporta una luz fría de intensidad regulable y que va conectada mediante una fibra óptica a la máquina de vitrectomía o a una fuente de iluminación accesoria.²⁹ Actualmente, la luz de xenón ha supuesto un importante salto de calidad con respecto de la luz halógena convencional, en lo que a luminosidad se refiere.²⁹ Por otro lado, existen sistemas de iluminación adicionales como la luz *Chandelier*, que puede actuar como luz de apoyo a la sonda de luz principal, o como única fuente de iluminación en cuyo caso nos permite tener libres las dos manos.^{31,32}

I. 2. 2. 4. OTRAS FUNCIONES

- Bomba de aire que permite insuflar aire a presión constante en el globo ocular.
- Bomba de silicona para la inyección de aceite de silicona, que requiere de presión elevada debido a su alta viscosidad.
- Segunda vía de aspiración.
- Fragmentador: permite la fragmentación de una catarata en cavidad vítreo.

I. 2. 3. VISUALIZACIÓN DEL SEGMENTO POSTERIOR

I. 2. 3. 1. MICROSCOPIO QUIRÚRGICO

Para la práctica de la vitrectomía, es necesario contar con un microscopio quirúrgico binocular que ofrezca hasta 30 aumentos e iluminación coaxial. El microscopio consta de un divisor de haz que facilita el seguimiento de la cirugía mediante televisión a todo el equipo quirúrgico presente en el quirófano, además de permitir grabar la intervención. El cirujano ayudante debe compartir la visión del cirujano, preferentemente con estereopsis. El control de la posición del microscopio puede hacerse con el pie o con la voz. Son necesarios un amplio zoom, un objetivo y la colocación en los ejes XY. Los microscopios montados en el techo son menos estables que los microscopios montados en el suelo.³¹

I. 2. 3. 2. LENTES QUIRÚRGICAS

Se clasifican según ofrezcan imagen directa o invertida: Para visualizar el segmento posterior de modo directo, es necesario compensar la potencia del ojo, anulando las dioptrías corneales. Para ello, se utilizan lentes de contacto colocadas sobre la cara anterior de la córnea. Las lentes de contacto de alto índice de refracción ofrecen una gran calidad óptica y pueden ser esterilizadas. También existen lentes de polimetilmetacrilato (PMMA) desechables que aseguran una calidad siempre perfecta. Su estabilidad puede asegurarse con un anillo de silicona alrededor de la lente o un anillo metálico suturado a limbo. Según su forma podrán ofrecer imágenes de la periferia retiniana o de la zona central del polo posterior. Las primeras, que son achafanadas, logran su objetivo mediante un efecto prismático. Las segundas vienen determinadas por su radio de curvatura anterior, que será directamente proporcional a

la magnificación que ofrezcan, e inversamente proporcional al campo de visión que nos brinden. Se requieren varias lentes de contacto en el equipo quirúrgico para satisfacer las necesidades del cirujano.²⁹

La imagen indirecta por el contrario, refuerza el poder dióptrico del globo para obtener una imagen invertida, enfocada por encima de la córnea. Por esta razón, este sistema necesita de un inversor que haga que la imagen que llega al cirujano sea directa. Estas lentes ofrecen un gran campo de visión y la visibilidad se ve menos afectada por una mala dilatación o enturbiamiento de medios. No obstante, ofrecen baja magnificación de la imagen, escasa profundidad de campo y por tanto mala percepción de relieve, luminosidad débil y estabilidad limitada de la lente de contacto a pesar de los anillos que nos asistan. Además, los movimientos en los ejes XY del microscopio son invertidos respecto de la imagen que se recibe.²⁹ Podrán ser de contacto o de no contacto, estas últimas se interponen entre el ojo y el microscopio, mediante un soporte como el BIOM (binocular indirect ophthalmomicroscope), cuya lente se enfoca rotando el mando en “sacacorchos” del brazo de la lente.³⁰ Entre las ventajas que aporta este último sistema, destaca la ausencia de contacto con la córnea, de traumatismos sobre ella y de contaminación por sangre. Además, no requiere la presencia de asistente y permite la rotación libre del ojo.

I. 2. 4. TÉCNICA QUIRÚRGICA PASO A PASO

La vitrectomía vía *pars plana* es una técnica quirúrgica que consiste en la eliminación del vítreo mediante aspiración y corte a través de una incisión realizada en la *pars plana*. Asociar la función de corte al vitreotomo es indispensable, debido a que el vítreo es una estructura gelatinosa e indisecable de la retina, que no puede ser aspirada sin producir tracción sobre esta.

I. 2. 4. 1. ANESTESIA

Comenzamos anestesiando al paciente, bien mediante anestesia general, menos utilizada hoy en día, o bien mediante anestesia retrobulbar, que controla el dolor y paraliza los músculos oculomotores. Para esta última inyectamos 3-4,5 cc de una mezcla de Mepivacaína al 2% y Bupivacaína al 0,5% a través de una aguja de calibre 23-gauge y 38 mm de longitud. Por último, se aplica compresión con un balón de Honan durante 10 minutos.

I. 2. 4. 2. ACCESO POR VÍA PARS PLANA

Se trata de una porción del cuerpo ciliar, pigmentada, lisa y relativamente avascular, de 4 mm de anchura, que se extiende desde la ora serrata hasta los procesos ciliares y que permite el abordaje quirúrgico posterior de forma segura, a 3 ó 4 mm del limbo corneal.¹ Una entrada demasiado anterior puede lesionar la zónula o la cara posterior del cristalino, mientras que una entrada demasiado posterior puede dañar la retina.²⁹

I. 2. 4. 3. ESCLEROTOMÍAS

Dependiendo del tipo de vitrectomía que vayamos a hacer, las esclerotomías podrán ser de 20, 23 y 25-gauge siendo la técnica diferente en cada caso.

Para las de 20-gauge es necesario practicar una peritomía conjuntival a nivel del limbo, realizando incisiones radiales de descarga en la conjuntiva, para después cauterizar la zona en la que se va a llevar a cabo la esclerotomía. A continuación, se pasa una sutura en colchonero de Vicryl 7-0 en la posición inferotemporal, de 3 a 4 mm por detrás del limbo quirúrgico. Acto seguido, se practica una esclerotomía introduciendo un cuchillete microvitreo-retiniano (MVR) perpendicularmente a la esclera, entre las suturas ya realizadas. Es importante dirigir el cuchillete hacia el centro de la cavidad vítreo para no lesionar el cristalino. La cánula de infusión se prueba antes de introducirla en el ojo para asegurarse que la solución de suero salino fluye correctamente.³⁰ Se anuda la plataforma de la vía de infusión con la sutura previamente colocada. Se debe comprobar que la cánula y el vástago de infusión están en el vítreo y no en el espacio subretiniano, iluminando oblicuamente a través de la pupila con la sonda de iluminación.³⁰ Por último, se crean las esclerotomías adicionales destinadas a la entrada del vitreotomo y la sonda de iluminación con el cuchillete MVR en posición superonasal y superotemporal, a 3-4 mm por detrás del limbo quirúrgico.³⁰

En la actualidad, la técnica de apertura para la instrumentación de 23 y 25-gauge difiere según el fabricante. Los dos principales proveedores de instrumental 23-gauge son Alcon y Dutch Ophthalmic Research Center (DORC).

Con el sistema de Alcon, la conjuntiva se desplaza lateralmente con un bastoncillo de algodón o unas pinzas conjuntivales. De esta forma al crearse la herida, la incisión conjuntival no queda directamente encima de la esclerotomía; así

se reduce significativamente la tasa de hipotonías, ya que la conjuntiva y la cápsula de Tenon cubren la esclerotomía cuando se sacan los trócares al final de la intervención. A continuación, se introduce el complejo trocar-cánula 4 mm por detrás del limbo en pacientes fáquicos o 3,5 mm por detrás de este en pacientes pseudofáquicos, preferentemente de forma oblicua para reducir el riesgo de hipotonía postoperatoria. Después, se retira el trocar mientras se estabiliza la cánula con unas pinzas y se introduce el tubo de infusión purgado. Puede confirmarse que el trocar está en el vítreo y no en el espacio subretiniano iluminando oblicuamente a través de la pupila con la sonda de iluminación. El tubo de infusión puede fijarse con esparadrapo a los paños quirúrgicos para, a continuación, abrir la entrada de suero. Las cánulas superotemporal y superonasal se introducen de forma similar. Se pueden usar tapones para mantener la presión intraocular y evitar la incarceration de vítreo o de retina a través de la cánula.³³

Con el sistema DORC, se desplaza la conjuntiva de 1 a 3 mm en dirección inferotemporal, con la placa de compresión. Esta placa tiene una abertura central a 3,5 mm del borde a través de la cual se introduce el estilete 23-gauge de 45°, describiendo un ángulo aproximado de 30°, a 3,5 mm por detrás del limbo esclerocorneal. En un segundo paso, se introduce un microtrócar como con la cánula, manteniendo la aposición de los orificios conjuntival y escleral con la placa de compresión. Las cánulas superotemporal y superonasal se insertan de forma similar, y se usan tapones para mantener la presión intraocular cuando sea necesario.

I. 2. 4. 4. VITRECTOMÍA CENTRAL

Al realizar la vitrectomía central, se mantendrán visibles la punta de la sonda de iluminación y el orificio de corte del vitreotomo en la cavidad vítreo. La sonda de iluminación se orienta de modo que alumbre las fibras vítreas en el orificio de corte

del vitreotomo. Además, se ilumina la superficie retiniana para mantenerse orientado en la cavidad vítreo y poder visualizar correctamente la retina durante la intervención. Si no se ve la retina, se puede tocar con los instrumentos y producir desgarros retinianos, desprendimientos de retina, hemorragias retinianas o incluso, si se golpea con suficiente fuerza, hemorragias coroideas.³⁰

Para limitar las tracciones sobre la retina, no se comienza la vitrectomía colocando el vitreotomo en el centro de la cavidad vítreo. En ese caso, se efectuaría el máximo de tracción, ya que el vítreo se introduciría permanentemente en la boca del vitreotomo. Por el contrario, se coloca el vitreotomo en la periferia media, dirigiendo el orificio de este hacia la retina. En esta posición aparece, al cabo de unos instantes, una cavidad ópticamente vacía que indica la creación de una sección entre el vítreo central y el vítreo periférico; el vítreo periférico, tensado por su base, volverá hacia la periferia. A partir de esta laguna, se avanza circularmente. El vítreo central, liberado así de sus adherencias periféricas, será rápidamente aspirado. La cara posterior del cristalino habrá sido identificada al comienzo del procedimiento.²⁹

A menudo se observa, después de este primer tiempo, desprendimiento del vítreo. Esta situación es frecuente durante las vitrectomías practicadas en las cirugías de desprendimiento de retina. El anillo peripapilar no es siempre visible durante esta maniobra pero, cuando el vítreo está completamente desprendido, se observa un espacio ópticamente vacío entre el vítreo anterior y el resto de la cavidad vítreo. No obstante, hay que desconfiar de vastas lagunas posteriores que dejan una fina capa de córtex adherido a la retina y pueden simular un auténtico desprendimiento posterior del vítreo.²⁹

Antes de abordar la vitrectomía periférica, hay que asegurarse de que no queda córtex vítreo adherido a la retina. Para retirar este córtex vítreo o hialoides posterior, se puede utilizar únicamente la aspiración activa del vitreotomo, colocado

encima de la papila óptica. Para realizar esta maniobra, está especialmente indicado el uso de una lente de contacto plano-cóncava sin aumentos o una lente de Machermer. Si existe vítreo, éste aparecerá como una estructura semitransparente que modifica la superficie de la retina cuando es aspirada. En este caso se continúa suavemente con la aspiración hasta que aparezca una estructura brillante y móvil correspondiente a la hialoides posterior desprendida, en el seno de la cual se puede observar con bastante frecuencia el anillo peripapilar. La hialoides posterior se levanta en cada cuadrante con el vitreotomo, separándola de la retina hasta la parte posterior de la base del vítreo en los 360°. ²⁹

Otro método para comprobar que no queda córtex adherido a la retina es utilizando una aguja back-flush, provista de una punta de silicona de longitud variable. Cuando esta punta tiene una longitud de 3 a 4 mm, es muy flexible. Al colocarla cerca de la superficie retiniana, si durante la aspiración pasiva el córtex vítreo ocluye la extremidad del tubo de silicona, éste se inmoviliza. Cuando el córtex se introduce en la extremidad de la sonda de extrusión, se puede continuar la aspiración pasiva hasta desprender el vítreo. A veces, la adherencia es tal que hay que conectar la extremidad de esta cánula a la aspiración del vitreotomo, para aplicar así una aspiración activa. Esta permite desprender suavemente la hialoides posterior sin arrastrarla demasiado hacia la cavidad vítreo, para no producir desgarros iatrogénicos periféricos. Cuando se ha realizado la vitrectomía central y nos hemos asegurado de que se ha producido el desprendimiento posterior del vítreo, se puede abordar la vitrectomía periférica. ²⁹

I. 2. 4. 5. VITRECTOMÍA PERIFÉRICA

En ciertos casos, como es la cirugía del desprendimiento de retina, la vitrectomía periférica debe ser lo más completa posible. Para que una vitrectomía se considere total, la base del vítreo, unida a la retina mediante fibras de colágeno que se insertan entre las células de Müller y a veces incluso penetran en ellas, debe disecarse de la retina.²⁹ Los esfuerzos deben dirigirse a dejar la menor cantidad posible de córtex vítreo periférico, ya que el vítreo residual puede favorecer la proliferación vireorretiniana (PVR) anterior. La vitrectomía estimula el crecimiento de células a nivel de la base del vítreo, que puede desencadenar su posterior contracción.²⁹

Con este fin, es necesario efectuar la vitrectomía con indentación. Durante la fase de vitrectomía periférica, la aspiración debe ser débil. En los casos de desprendimiento de retina regmatógeno, se debe afeitar a conciencia el vítreo adherido a los bordes del desgarro retiniano, eliminando de esta manera toda tracción residual. Los cuernos de los desgarros gigantes, así como los operculados se pueden agrandar mediante una pequeña retinectomía, que asegure la liberación del vítreo circundante.²⁹

I. 2. 4. 6. TIEMPOS QUIRÚRGICOS ADICIONALES

La vitrectomía será únicamente el primer tiempo del procedimiento quirúrgico en muchas de las indicaciones quirúrgicas de la retina y el vítreo. A continuación nombraremos algunos:^{29,31}

I. 2. 4. 6. 1. Supresión de tracciones vitreoretinianas:

- Pelado de membranas epirretinianas
- Pelado de membrana limitante interna
- Retinotomías

I. 2. 4. 6. 2. Reaplicación intraoperatoria de la retina

Que puede llevarse a cabo mediante perfluorocarbonos líquidos o aire.

I. 2. 4. 6. 3. Láser endocular intraoperatorio

I. 2. 4. 6. 4. Crioterapia

I. 2. 4. 6. 5. Endodiatermia

I. 2. 4. 7. USO DE TAMPONAMIENTO PROLONGADO

Diversas cirugías endoculares requieren de la colocación de gas de reabsorción lenta o de aceite de silicona como taponamiento interno prolongado al finalizar la vitrectomía.³⁰

- Gas de reabsorción lenta

Para realizar el intercambio aire-gas, se establece en primer lugar una presión de inyección de aire baja, a fin de que el tono del globo ocular sea ligeramente inferior a lo normal. A continuación, en vitrectomía 20-gauge, se sutura una de las esclerotomías superiores con Vicryl 7-0 dando tres pasadas y se anuda definitivamente con no menos de tres nudos cuadrados. La otra esclerotomía superior se cierra temporalmente con una sutura de Vicryl 7-0 de modo similar, sin apretar ni anudarse. Por su parte, en vitrectomía microincisional 23 ó 25-gauge, se retira una de las microcánulas superiores, dejando la otra microcánula superior libre de tapón o de instrumento en su interior.³⁰

A continuación, se corta la infusión de aire con la ayuda de la llave de tres vías y se procede a la inyección del gas de reabsorción lenta por la línea de infusión, una vez desconectada esta de la llave de tres pasos. Los gases más utilizados serán el hexafluoruro de azufre (SF_6) y el perfluoropropano (C_3F_8) a proporciones no expansivas. De esta forma, podrá usarse SF_6 al 25-28% como tamponador de corta duración y C_3F_8 al 14-18% para los tamponamientos a largo plazo. Una burbuja de SF_6 dura unas 2 semanas, mientras que la de C_3F_8 durará en torno a 6-8 semanas. El ayudante prepara el gas en una jeringa de 60 cm^3 , con un filtro de 0,22 μm . Se inyecta la cantidad de gas apropiada en la jeringa mientras se abre el regulador de la bombona de gas, y se completa el resto de capacidad de la jeringa con aire. Después,

se retira el filtro y la jeringa se conecta a la línea de infusión. Se inyecta lentamente el gas mientras el aire sale pasivamente a través de la esclerotomía superior abierta. Después de introducir unos 50 cm³ de gas, se pide al ayudante que deje de inyectar. Esto deja 10 cm³ de gas en la jeringa que pueden usarse si hace falta más gas intraocular, una vez que se retire la cánula de infusión del ojo. A continuación, se cierra la segunda esclerotomía superior 20-gauge con la sutura precolocada de Vicryl 7-0 dando un mínimo de tres nudos, o bien se retira la microcánula superior de las vitrectomías 23 ó 25-gauge.³⁰

Mientras la jeringa sigue conectada a la cánula de infusión, la presión intraocular puede ajustarse inyectando más gas o sacando el exceso de gas hasta dejarla en torno a 15-20 mm Hg, medida digitalmente o con un Tono-Pen. Después, se saca la cánula de infusión de la esclerotomía. En las vitrectomías 20-gauge, el cirujano tracciona de la sutura de colchonero precolocada con dos portaagujas y la anuda con no menos de tres nudos cuadrados. Al cerrar la esclerotomía al mismo tiempo que se retira la cánula de infusión, se evita la pérdida de gas de la cavidad vítreo. Por su parte, en vitrectomía microincisional, simplemente se retira la microcánula. Si alguna de las esclerotomías microincisionales muestra signos de incompetencia, se procede a suturarla. En caso de hipotonía, se inyecta gas a través de la *pars plana* con una aguja de 30-gauge.³⁰

- **Aceite de silicona**

Tanto la inyección como la retirada del aceite de silicona, se realiza a través de esclerotomías 20-gauge. La bomba de silicona se conecta a través de la llave de tres vías con el terminal de infusión. La inyección de silicona se efectúa en general con el pedal, y la presión de infusión de la silicona se regula en la consola del aparato de vitrectomía.²⁹ En primer lugar, se cierra una de las esclerotomías superiores

permanentemente, y se pasa una sutura de colchonero de Vicryl 7-0 por la otra esclerotomía superior. A continuación, se inyecta aceite de silicona a través de la segunda esclerotomía superior mientras sigue fluyendo aire por la cánula de infusión, esto mantiene la presión intraocular mientras se introduce el aceite de silicona en el ojo. La infusión de silicona se detiene cuando el menisco de aceite alcanza el cristalino en pacientes fáquicos, la lente intraocular en pacientes pseudofáquicos o el plano del iris en pacientes afáquicos. Se palpa el ojo para comprobar que la presión intraocular está en torno a 15 mm Hg y, si es necesario, se ajusta inyectando o aspirando algo de aceite de silicona. A continuación, el ayudante saca el catéter del ojo mientras el cirujano cierra la sutura de colchonero precolocada, se clampa la vía de infusión y se saca del ojo mientras se anuda definitivamente la sutura de colchonero precolocada. No hay que olvidarse de irrigar la superficie escleral para evitar que quede aceite de silicona en el espacio subconjuntival.³⁰

I. 2. 4. 8. RETIRADA DE CÁNULAS Y CIERRE DE ESCLEROTOMÍAS

Los orificios de esclerotomía 20-gauge pueden dar lugar a complicaciones postoperatorias, como es la incarceration del vítreo a través de ellas. Para evitarlo, conviene cerrar las incisiones con un tono ocular normal o bajo y limpiar los bordes de las esclerotomías con el vitreotomo para asegurarnos de que no hay mechas vítreas. El cierre de las esclerotomías puede asegurarse con un punto en X o en U, con hilo reabsorbible, o con hilo no reabsorbible tipo prolene. Durante el paso de los puntos por los bordes esclerales, se comprobará igualmente que no se ha producido salida de vítreo durante esta maniobra.²⁹ En el caso de la esclerotomía de la irrigación, se debe deshacer el nudo que fija el terminal de irrigación a la esclera, antes de ajustar la sutura de la esclerotomía. Para evitar la incarceration vítreo en

este orificio, se recomienda abrir la línea de infusión durante la retirada del terminal, de modo que la irrigación permanente empuje el vítreo a nivel de este orificio. El cierre realizado con la sutura de fijación del terminal de irrigación no siempre es de buena calidad. Por ello, se podrá sustituir por una sutura en X o en U, que permita el cierre eficaz de los labios de la esclerotomía.²⁹

Antes de cerrar la conjuntiva conviene comprobar la periferia retiniana mediante indentación anterior. Los orificios de vitrectomía aparecen bajo la forma de lesiones blanquecinas redondas por delante de la *pars plana*, y es en esta zona donde hay que comprobar que no exista incarceration retiniana ni vítreo. Por último, se sutura la conjuntiva a nivel de la esclera yuxtalímbica, dejando los orificios de las esclerotomías bien cubiertos.²⁹

En el caso de vitrectomía 23 y 25-gauge el cierre es bastante rápido. Antes de retirar las microcánulas superiores, se comprueba que presentan flujo libre de suero o aire. A continuación, se tapan las microcánulas con tapones y se retira una de ellas tirando suavemente con unas pinzas. La infusión puede cerrarse temporalmente. La conjuntiva desplazada se devuelve a su posición normal con la ayuda de un bastoncillo de algodón o de unas pinzas. Acto seguido, se extrae la otra microcánula superior. Finalmente, la microcánula que queda se retira junto con la cánula de infusión en una única maniobra.^{33,34}

Se comprueba durante unos minutos que el ojo conserva una adecuada presión intraocular. Si estuviera hipotónico, se inyectaría líquido o gas con una aguja de 30-gauge a través de la *pars plana*.³³ Los signos de escape pueden consistir en formación de una ampolla o bleb conjuntival significativa, incapacidad para mantener una presión fisiológica y existencia de líquido o gas saliendo por las incisiones. Las esclerotomías permeables se cierran suturando directamente los

bordes esclerales de la entrada. Esto puede requerir la práctica de una pequeña incisión conjuntival.³³

I. 2. 5. INDICACIONES DE VITRECTOMÍA PARS PLANA

Las patologías que pueden indicar una cirugía de vitrectomía son muy diversas. Algunas de las indicaciones de VPP son las siguientes:

I. 2. 5. 1. PATOLOGÍAS RETINIANAS

- Desprendimiento de retina^{257,258}
- Membrana epirretiniana³⁵⁻³⁷
- Agujero macular³⁸
- Síndrome de tracción vitreomacular
- Hemorragia submacular³⁹
- Edema macular cistoide⁴⁰

I. 2. 5. 2. PATOLOGÍAS VITREAS

- Hemorragia vítrea^{41,42}
- Amiloidosis
- Hialosis asteroidea grave

I. 2. 5. 3. GLAUCOMA

- Glaucoma maligno⁴³
- Glaucoma de células fantasmas⁴⁴
- Glaucoma neovascular asociado a hemorragia vítrea⁴⁵

I. 2. 5. 4. OTRAS INDICACIONES

- Endoftalmitis infecciosa^{46,47}
- Luxación posterior del cristalino⁴⁸
- Luxación de lente intraocular⁴⁹
- Cuerpo extraño intraocular⁴⁹
- Tumores intraoculares^{50,51}

I. 2. 6. COMPLICACIONES EN VITRECTOMÍA PARS PLANA

I. 2. 6. 1. COMPLICACIONES INTRAOPERATORIAS

- Dificultades de visualización

Pueden deberse tanto a una mala dilatación, como a enturbiamiento del cristalino o la córnea, pero también a una hemorragia intraoperatoria.²⁹

- Infusión subretiniana

Ocurre en los casos en que el extremo intraocular de la microcánula de infusión se sitúa en el espacio subretiniano, de manera que al abrir la infusión se produce un desprendimiento de retina.²⁹

- Rotura o desprendimiento de retina

Las roturas retinianas o desprendimientos de retina intraoperatorios deben tratarse correctamente con criopexia o láser intraoperatorio.²⁵⁶⁻²⁵⁸

- Incarceración del vítreo

La incarceration vítreo se puede producir durante la vitrectomía, cuando aún existe gran cantidad de vítreo en el interior del ojo, o al final de la intervención a partir del vítreo residual situado alrededor de las esclerotomías o en el interior de las cánulas.²⁹

La incarceration vítreo incisional en ojos vitrectomizados se ha identificado como un factor de riesgo teórico en la aparición de endoftalmitis postoperatoria,⁵² de hemovítreo de repetición por proliferación de tejido fibrovascular³⁰ y de roturas retinianas peri-incisionales por contracción del tracto vítreo encarcerado.^{53,257,258} En este sentido, cabe destacar que el 8% de los ojos vitrectomizados a través de incisiones 23-gauge desarrollan roturas retinianas próximas a las esclerotomías²⁵⁷ y que proporcionalmente, el 40% del total de las roturas retinianas detectadas tras vitrectomía se sitúan en las proximidades de alguna de las esclerotomías.²⁵⁸ Por su parte, los desgarros retinianos suponen un factor de riesgo en el desarrollo de desprendimiento de retina, que presenta una prevalencia post-vitrectomía del 3%.²⁵⁶

Hasta ahora, se han estudiado diversas maniobras con el objetivo de reducir la tasa de incarceration vítreo incisional tras vitrectomía, como supone el afeitado exhaustivo del vítreo en torno a las esclerotomías⁵⁴ y el uso de sondas de vitrectomía curvas que faciliten el acceso a dicha región.²³⁴ También se ha propuesto interponer un elemento como no canulado, como la sonda de luz, en el interior de las cánulas durante su extracción.^{235,260} No obstante, nadie hasta la fecha ha comparado la eficacia de esta maniobra respecto de la técnica habitual: Extracción canular con el tapón insertado.

- **Incarceración de la retina**

La incarceration de la retina se podrá observar únicamente durante la vitrectomía realizada en casos de desprendimiento de retina y es continuación de una incarceration vítreo pasada por alto.²⁹ Desde el momento en que se sospecha, se debe cortar la infusión, cerrar las microcánulas con tapones y confirmarla mediante visualización directa.²⁹

I. 2. 6. 2. COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS

- Desprendimiento de la retina

El desprendimiento de retina secundario puede estar causado por dehiscencias retinianas iatrogénicas y se pondrá de manifiesto cuando se elimine el tamponamiento interno, o bien por desinserciones de la ora serrata en vitrectomías en las que haya entrada y salida reiterada de instrumentos. Por último, se puede tratar de un desgarro secundario a retracción del vítreo encarcerado en la esclerotomía. Puede ocurrir hasta meses después de la cirugía y suele ser anterior, yuxtaoral y con el opérculo dirigido hacia la parte anterior de la cavidad vítreo.^{29,256-258}

- Catarata

Debido a la propia vitrectomía pero sobre todo al tamponamiento utilizado.²⁹

- Hipotonía o hipertónia ocular

La hipotonía ocular es común tras vitrectomía y se soluciona introduciendo más cantidad de tamponador o de suero. La hipertónia es menos común y más peligrosa; las opciones terapéuticas incluirán el uso de fármacos antiglaucomatosos y la práctica de iridotomías en los casos de bloqueo pupilar.^{29,33}

- Endoftalmitis

La endoftalmitis infecciosa es una patología grave que afecta a la retina, la úvea y el vítreo. Se caracteriza por aparecer una intensa inflamación intraocular, hiperemia conjuntival, dolor y pérdida visual. Se han identificado diversos agentes

infecciosos como posibles causantes destacando los estafilococos epidermidis y Aureus como los más frecuentes.^{33,55} Se ha asociado a la incarceration vítea, como factor de riesgo teórico. Diversos estudios han observado mayores tasas de endoftalmitis en esclerotomías no suturadas, respecto de aquellas sobre las que sí se empleó sutura.^{56,57} Por ello, en aquellos casos en los que la competencia incisional no esté del todo clara, se recomienda el cierre escleral mediante suturas.¹⁹

- **Desprendimiento y hemorragia coroidea**

Caracterizados por acúmulo seroso o hemorrágico a nivel de la coroides, se pueden mantener bajo observación en los casos leves, administrándose corticosteroides orales en casos severos, incluso llegando a necesitar drenaje del líquido seroso. Las hemorragias coroideas se drenarán al cabo de 10-14 días para dar tiempo a que se licue el coágulo formado.³⁰

- **Hemovítreo**

Se define como una colección de sangre en el interior de la cavidad vítea. El hemovítreo tras vitrectomía se reabsorbe espontáneamente en muchos de los casos en el curso de unos pocos meses, aunque puede volver a aparecer y mantenerse, precisando extraer la sangre mediante una nueva vitrectomía. La causa más frecuente es la retinopatía diabética proliferante.^{30,164,166}

I. 3. BIOMICROSCOPIA ULTRASÓNICA

I. 3. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA

En 1916, Gullstrand⁵⁸ ideó la lámpara de hendidura: Un sistema de iluminación que permite condensar y proyectar la luz en forma de hendidura sobre el ojo. Esta técnica nos permite obtener cortes de los medios transparentes del ojo de forma similar a los que se obtienen a partir de una preparación histológica; de ahí el nombre de "microscopie sur le vivant" o de biomicroscopía.⁵⁹ Sin embargo, no todos los tejidos del globo ocular permiten el paso de la luz a su través. Por ello, con el fin de superar las limitaciones que presenta la lámpara de hendidura, nace la biomicroscopía ultrasónica.

Los ultrasonidos, al atravesar estructuras con distinta densidad acústica, reflejan parte de su energía en forma de eco. Después un osciloscopio recoge los ecos reflejados y genera imágenes a partir de estos. Esta técnica recibe el nombre de ultrasonografía convencional.

Las primeras aplicaciones de los ultrasonidos se llevaron a cabo en el campo militar por parte de Chilowsky en 1916,⁶⁰ y a nivel industrial por Firestone en 1942.⁶¹ Poco después, su uso se extendió al campo de la medicina. De esta forma, Dussik⁶² estudió los ventrículos cerebrales, Ludwig⁶³ analizó la presencia de cuerpos extraños, y Wild^{64,65} los empleó en el estudio de la patología tumoral mamaria y digestiva. Su uso en Oftalmología tuvo lugar en 1956 cuando Mundt⁶⁶ aplicó esta tecnología en el estudio de los tumores intraoculares. En 1957, Oksala⁶⁷ publicó las características ecográficas de algunas patologías oculares. Un año más tarde, Baum describió la ecografía bidimensional con transductores de 15 MHz^{68,69} que ofrecía

una mejora en la calidad de la imagen obtenida. En 1972, Bronson describió la ecografía de contacto⁷⁰ y en la década de los 80, Foster y Sherar desarrollaron la biomicroscopía ultrasónica,⁷¹⁻⁷³ que Pavlin introduciría poco más tarde en la práctica clínica^{74,75}

La BMU permite el estudio del polo anterior y la retina periférica con una resolución casi microscópica. De este modo, podemos estudiar con detalle áreas anteriores en el globo ocular como son las cámaras anterior y posterior, la esclera, y el ángulo iridocorneal, que hasta este momento eran de difícil acceso mediante los instrumentos convencionales y que por tanto, estaban prácticamente reservadas al estudio de piezas histológicas.⁷⁵ Pavlin le da el nombre de "biomicroscopía ultrasónica", retomando el concepto que estableció Gullstrand en 1916, y diferenciándola de la ultrasonografía B convencional, ya que permite obtener imágenes comparables a las que ofrecen las preparaciones histológicas con pequeños aumentos.^{58,59,77}

La ultrasonografía convencional supuso un avance muy importante en el estudio de la forma, el tamaño y la localización de ciertas áreas intraoculares, ya que los medios opacos dejaron de ser un impedimento para su observación. Aún así, contaba con resolución muy baja y se planteó un dilema: ¿Qué es mejor, mayor penetración o mayor resolución? Ambas dependen de la longitud de onda del ultrasonido en sentido inverso, de manera que cuanto mayor es la longitud de onda, mayor es la penetración y menor la resolución. En la ecografía convencional, para conseguir una penetración de 40 mm, necesaria para explorar el segmento posterior y la órbita anterior, se deben utilizar frecuencias de entre 7 y 10 MHz que producen imágenes cuya resolución impide considerarlas microscópicas. Sin embargo, en la exploración de las estructuras del segmento anterior podemos renunciar a la

penetración, usando así frecuencias mucho más altas que nos permiten obtener imágenes con mayor resolución.^{59,76}

El hecho de poder conseguir imágenes de ultrasonido con una frecuencia de hasta 100 MHz, se lo debemos a Sherar, Stuart y Foster que desarrollaron transductores capaces de emitir ultrasonidos con frecuencias que posibilitan la obtención de imágenes con resoluciones microscópicas en torno a las 15 micras.⁷⁷

En 1998, Pazos González y García Feijoo escriben el manual “Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología” primer documento escrito en Castellano hasta la fecha, en el que se explica el funcionamiento de dicha técnica y sus utilidades en la práctica clínica oftalmológica.⁵⁹

I. 3. 2. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA BMU

Al igual que sucede en el espectro luminoso, también encontramos un amplio rango de frecuencias en las vibraciones acústicas. El espectro sonoro tiene una región audible, comprendida entre los 16 y los 20000 Hz (ó 20 KHz) y otra no audible de frecuencias inferiores y superiores a este rango. No obstante, este margen varía según cada persona y se altera con la edad, disminuyendo de manera gradual con el envejecimiento por la llamada presbiacusia. De esta manera los ultrasonidos se encuentran por encima del espectro audible, ya que sus frecuencias son superiores a los 20 kHz.

La producción y recepción de ultrasonidos se realiza por medio de transductores, que son materiales piezoeléctricos que, debido a sus propiedades, pueden relacionar energía eléctrica y mecánica. La producción de las ondas

ultrasónicas se realiza por los ciclos sucesivos de contracción y expansión que sufren estos materiales cuando se les aplica un campo eléctrico. Del mismo modo, cuando se comprimen y se expanden, generan cargas eléctricas que permiten la detección de esas ondas ultrasónicas.

La descripción del efecto piezoeléctrico se lo agradecemos a Pierre y Jacques Curie,⁷⁸ quienes en 1880 demostraron que un cristal de cuarzo emite un haz de ondas ultrasónicas cuando es deformado por una corriente eléctrica. En 1881, descubrieron el proceso inverso, es decir, la producción de una corriente eléctrica al aplicar al cristal un ciclo de contracciones y expansiones. Por tanto, el efecto piezoeléctrico relaciona fenómenos mecánicos y eléctricos. Así, al aplicar una corriente alterna a un cristal de este tipo se produce un ciclo de compresiones y dilataciones que se transmiten al medio circundante, que son los ultrasonidos. Por el fenómeno de resonancia, la amplitud de las vibraciones producidas es máxima cuando el período de la diferencia de potencial aplicada coincide con el período de las vibraciones longitudinales del cristal. Del mismo modo, se produce una diferencia de voltaje en las caras perpendiculares a la dirección de la compresión cuya amplitud es proporcional a la de la onda incidente y en este hecho se fundamenta el fenómeno de recepción de los ultrasonidos. Además del cuarzo existen otros cristales naturales que poseen propiedades piezoeléctricas como la blenda, la turmalina y el titanio de bario.

Cualquier dispositivo capaz de producir ultrasonidos se denomina transductor y puede funcionar a su vez también como receptor de ultrasonidos. El transductor construido por Langevin constaba de un cuerpo central de cuarzo recubierto por láminas de acero.⁶⁰ Al emplear un bloque mixto se lograba aumentar mucho la amplitud de las ondas generadas. El desarrollo de los transductores empleados en la biomicroscopía ultrasónica se debe a Sherar y Foster, quienes utilizaron como polímero piezoeléctrico el difluoruro de vinilideno (PVDF).^{72,73} En el

biomicroscopio UBM 840 Zeiss-Humphrey, modelo utilizado en nuestro trabajo, el polímero se monta en forma de disco de 10 μm de grosor y 3 mm de diámetro.

La BMU, al igual que la ecografía B convencional, se basa en la producción de ultrasonidos que van a atravesar los diferentes tejidos oculares sufriendo fenómenos de reflexión y dispersión que generan ondas o ECOs que regresan al transductor. Estos ecos transportan información sobre los medios atravesados que puede ser decodificada para formar una imagen bidimensional.⁷⁹

El largo camino desde la introducción de la ecografía en el campo de la oftalmología hasta llegar a la BMU, que nos permite estudiar el globo ocular "in vivo" con detalle, ha sido paralelo al desarrollo de transductores de alta frecuencia y resolución. Entonces, ¿por qué ha sido necesario esperar tanto tiempo para la introducción de dichos transductores en la clínica? Teóricamente basta con aumentar la frecuencia para obtener una mayor resolución, sin embargo las ondas de mayor frecuencia se atenúan con mayor facilidad y por tanto, su penetración es menor. La atenuación es la pérdida de energía que sufren los ultrasonidos al atravesar los tejidos. Estos necesitan un soporte material para su propagación. Sin embargo, solamente se transporta energía, en ningún caso materia. La atenuación es inversamente proporcional a la distancia recorrida, ya que durante su propagación, la onda va perdiendo energía quedando así limitada la penetración en los tejidos. Este fenómeno ocurre por la absorción y la reflexión. El equilibrio entre resolución y penetración ha sido la causa del retraso en la introducción de la ecografía de alta frecuencia en la clínica. El desarrollo de polímeros más eficaces logró la construcción de transductores con campo de exploración útil en la clínica. Las características de los tejidos oculares favorecen la transmisión de los ultrasonidos, facilitando que la oftalmología sea una especialidad pionera en el uso de los transductores de alta frecuencia.⁷⁹

La onda ultrasónica no se propaga en todas las direcciones, sino que forma un haz de pequeño tamaño que permite su enfoque. Aplicando lentes acústicas al haz ultrasónico podemos modularlo y focalizar el haz sobre la zona a explorar. Este concepto se denomina "profundidad de foco".⁷⁹

La resolución es la distancia mínima entre dos puntos para que estos sean detectados como puntos independientes. Al utilizar un haz de ultrasonidos, nuestra unidad de medida es la longitud de onda del haz; por ello, no podremos diferenciar dos puntos cuya separación sea menor que la longitud de onda y de este modo, cuanto menor sea la longitud de onda mayor será la resolución del sistema. Existen dos tipos de resolución: Resolución axial, donde los dos puntos están situados en el eje del haz ultrasónico, y resolución lateral, donde los dos puntos están localizados en un plano perpendicular al haz.

La biomicroscopía ultrasónica posee una penetración de unos 5 mm en el interior del globo ocular con una resolución axial y lateral aproximada de 37 y 50 micras respectivamente con el transductor de 50 MHz.

I. 3. 3. EXPLORACIÓN MEDIANTE BMU

I. 3. 3. 1. EXPLORACIÓN BÁSICA

La técnica convencional fue descrita por Pavlin en 1991.^{74,75,77} El paciente debe colocarse en decúbito supino, por lo que es necesaria la utilización de una camilla o un sillón abatible. La BMU es una técnica de inmersión que precisa de un medio transmisor entre el transductor y la superficie del globo ocular, que puede ser de consistencia acuosa o gelatinosa. Será preciso además, el uso de anestésico tópico

y de una copa que contenga el medio transmisor. Existen dos tipos de copa: Ocular⁷⁵ u orbitaria⁸⁰. La primera permite la exploración del segmento anterior y el cuerpo ciliar. Sin embargo, la movilidad del ojo se ve reducida, ya que con las miradas extremas el borde inferior de la copa roza con la córnea y se pierde líquido por su base. Además, su apertura externa es relativamente pequeña lo que limita la movilidad del transductor que puede tocar el borde de la copa con relativa frecuencia. En este caso, el mecanismo de seguridad del instrumento puede hacer que cuando el transductor roce la copa se interrumpa la exploración. Para evitar este fenómeno, se han diseñado copas de goma⁸¹ que oponen menos resistencia al movimiento del transductor, de modo que no se activa el mecanismo de seguridad. Sin embargo, dichas copas no han mejorado la amplitud del campo de exploración. Para aumentar este campo, Pavlin⁷⁴ propone emplear un baño ocular con plásticos quirúrgicos y un blefarostato. Este método es muy útil para explorar retina periférica y anexos oculares, sin embargo se precisa de un cierto tiempo para preparar un baño más o menos sellado con líquido suficiente.

Con el fin de superar los inconvenientes de la copa ocular, García-Feijoo propuso el uso de copas orbitarias en combinación con un blefarostato.^{59,80} Esta permite un examen cómodo de la retina periférica y la *pars plana*.⁸² Su amplia apertura externa facilita los movimientos del transductor y al aplicarse sobre el reborde orbitario no limita los movimientos oculares. La combinación de los movimientos del transductor con los del ojo permite un campo de exploración amplio que abarca hasta 15 mm del limbo en la zona temporal, 12 en la nasal, 10 en la superior y 11 en la inferior. Únicamente en posiciones extremas existirá el problema del roce entre el borde de la copa y el transductor.

También es posible realizar exploraciones sin utilizar copas ni plásticos de quirófano, basta con emplear un blefarostato y metilcelulosa o lágrimas de alta

densidad. Esta técnica es especialmente útil en la exploración de niños y su principal dificultad radica en que se deberá reponer constantemente el medio de contacto debido al arrastre mecánico producido por el movimiento del transductor. Para mejorar los resultados de esta técnica, es recomendable grabar en vídeo la exploración y seleccionar así los cortes más adecuados.⁸³

I. 3. 3. 2. UBM-840 ZEISS-HUMPHREY

El biomicroscopio ultrasónico utilizado en nuestro trabajo ha sido el UBM-840 Zeiss-Humphrey. A continuación se detallarán algunas de sus características y aspectos de su manejo.

El UBM 840 está equipado con un transductor montado sobre un brazo articulado, un ordenador y un monitor. La configuración y el software del aparato se manejan mediante un ratón, un lápiz óptico y un pedal.

En la pantalla de configuración es posible seleccionar el campo de exploración deseado, sea 2,5x2,5 mm ó 5x5 mm y activar o no la alarma de proximidad del transductor a la superficie ocular.

Consta de un pedal de dos botones, el izquierdo permite iniciar la exploración y congelar la imagen de la pantalla, y el derecho grabar en el disco duro del ordenador la imagen previamente congelada.⁵⁹

I. 3. 3. 2. 1. Parámetros

La selección de parámetros es fundamental para obtener imágenes de calidad. Estos deben modificarse al comienzo de la exploración atendiendo al tipo, la localización y la profundidad de la lesión.⁸⁴

- Ganancia

Se modifica del mismo modo que en la ecografía convencional de manera que, para resaltar los primeros cortes, debemos usar una ganancia próxima al máximo (80-90Db). Al aumentar la ganancia también se incrementa el ruido ecográfico de la imagen.

- Retraso y línea focal

La línea focal es una línea horizontal que atraviesa la pantalla a una distancia inicial de 5,5 mm que indica el punto donde se encuentra el transductor. Para variar esta distancia es preciso modificar el retraso. De esta manera, para el estudio del polo anterior se deberá situar a 3 mm, mientras que para estructuras posteriores será conveniente situarla a 2-2,5 mm.

- Control del tiempo de ganancia

Compensa la atenuación debida a la propagación; tiene su utilidad al explorar lesiones profundas como desprendimientos de retina, retinosquiasis o tumores. Puede regularse entre 0 y 32 dB/mm, aunque en la exploración normal suele situarse entre 5 y 10 dB/mm.

- **Filtros**

Son filtros que modifican el aspecto de los ecos. Existen 8 filtros distintos pero es aconsejable utilizar el filtro 1 (TF 1) que aparece por defecto.

- **Convenciones**

En el brazo del transductor existe una marca que corresponde a la zona izquierda de la pantalla. Si durante la exploración giramos el brazo del aparato 180°, se obtienen dos cortes especulares iguales entre sí. Es útil comenzar las secciones siempre en el mismo punto, por ejemplo a las 12 horas, girando por costumbre el transductor siempre en el mismo sentido, por ejemplo el de las agujas del reloj.

I. 3. 3. 2. 2. Conceptos básicos

- **Línea focal**

La línea focal indica la zona que enfoca el haz ultrasónico. Para conseguir imágenes nítidas se debe centrar la zona a estudiar en la línea focal. Es especialmente útil en exploración de interfases o estructuras que absorben gran cantidad de ultrasonidos, como los tumores.⁸⁴

- **Perpendicularidad**

Un corte perpendicular ofrece imágenes nítidas y definidas. La perpendicularidad es importante para la obtención de medidas reproducibles. Para

captar cortes perpendiculares se debe colocar la superficie del transductor perpendicular al tejido a examinar.⁸⁴

- **Sombra acústica**

Existen tejidos o materiales como la silicona, las suturas o los tumores tipo melanoma que impiden la transmisión de los ultrasonidos, debido a la elevada atenuación que provocan, dificultando así la exploración de estructuras posteriores debido a la formación de una sombra acústica característica.⁸⁴

I. 3. 3. 2. 3. Realización de medidas

La BMU permite realizar medidas sobre las imágenes grabadas. La reproducibilidad es su principal limitación de cara a comparaciones futuras para el seguimiento del paciente. Tello⁸⁵ y Spaeth⁸⁶ demostraron una baja variabilidad en las medidas utilizando la BMU, no obstante estos trabajos se realizaron sobre imágenes obtenidas en una única sesión y por un sólo explorador. Para garantizar la reproducibilidad del método debemos obtener cortes de la misma zona en exploraciones sucesivas; esto será posible realizando secciones perpendiculares y tomando referencias anatómicas claras como el espolón escleral.

I. 3. 3. 2. 4. Exploración dinámica

Al igual que en la ecografía convencional, es necesaria la combinación de diferentes secciones para comprender la estructura analizada de forma tridimensional. Para la creación de imágenes 3D, existen sistemas de reconstrucción que se combinan con ecógrafos de alta resolución.^{87,88} Sólo se podrán estudiar las

imágenes capturadas durante la exploración, teniendo en cuenta que se tarda de 2 a 3 segundos en guardar una imagen y volver a visualizar la estructura en tiempo real. Por su parte, grabar la exploración completa en video permitirá el análisis dinámico de la zona a estudiar, especialmente interesante en el estudio del vítreo y la retina.

I. 3. 4. APLICACIONES CLÍNICAS DE LA BMU

La BMU tiene múltiples aplicaciones en el campo de la oftalmología que van desde la exploración de tejidos normales hasta el diagnóstico de diversas patologías. La calidad de imagen de las estructuras varía en función del tipo de corte realizado y la frecuencia empleada.⁸⁹

I. 3. 4. 1. CÓRNEA

La BMU aporta información acerca de la córnea incluso cuando existe pérdida de transparencia de la misma. En condiciones normales se pueden distinguir cuatro áreas corneales de acuerdo con sus características bioultrasónicas.^{89,90}

I. 3. 4. 1. 1. Epitelio y membrana de Bowman

Ambas estructuras se diferencian entre sí en forma de dos líneas paralelas hiperreflectivas. En la zona periférica de la sección puede no captarse dicha configuración debido a la pérdida de la perpendicularidad del haz.^{91,92}

I. 3. 4. 1. 2. Estroma

Presenta reflectividad baja y muy homogénea.^{89,90}

I. 3. 4. 1. 3. Descemet y endotelio

Forman una línea hiperreflectiva única que no representa el espesor real del complejo y que se ve aumentada por la diferencia de impedancia acústica entre la córnea y el humor acuoso.⁹³

I. 3. 4. 1. 4. Limbo

Es difícil de localizar mediante biomicroscopía, aunque se sitúa a una distancia media de 1 mm de la proyección en la superficie del espolón escleral. Cuando el haz no incide de manera perpendicular, la separación de las estructuras puede llegar a perderse totalmente y aparecer como una estructura homogénea de ecogenicidad media-baja.^{89,90}

I. 3. 4. 1. 5. Edema corneal

En caso de edema, la BMU muestra aumento del espesor corneal y pérdida de transparencia. También aporta datos objetivos al seguimiento del paciente. A nivel del epitelio se podrán detectar, en un edema avanzado, bullas e incluso microquistes. En el estroma se aprecia un engrosamiento progresivo según el estadio del edema. Tras la resolución se puede apreciar un leucoma estromal reflejado como un aumento de la reflectividad. En el endotelio podríamos llegar a apreciar pequeñas

irregularidades o pérdida de la continuidad que nos informan de la existencia de pliegues.⁹⁰

I. 3. 4. 1. 6. Paquimetría Biultrasónica

Mediante BMU se puede medir con exactitud el grosor corneal incluso en los casos en los que la estimación mediante la lámpara de hendidura o el cálculo de estos valores con paquimetría es difícil. La mayoría de los paquímetros ultrasónicos trabajan con frecuencias de 20 MHz y consiguen una resolución de unas 95µm. La BMU, al emplear frecuencias más altas y ofrecer mayor resolución, permite en medir con mayor precisión el espesor corneal en la localización deseada y tomar medidas de la diferentes capas de la córnea.^{91,94} Cuando el espesor corneal es mayor de 0,62 mm hay que sospechar un edema subclínico.^{95,96}

I. 3. 4. 1. 7. Distrofias corneales

En distrofias endoteliales como la de Fuchs, se detectan en las fases incipientes alteraciones en la reflectividad y uniformidad del endotelio debido a las guttas. En estados más avanzados se pueden visualizar bullas epiteliales. En las distrofias estromales como la granular, la BMU puede mostrar los gránulos de material hialino como puntos hiperreflectivos en el estroma anterior.⁹⁷

I. 3. 4. 1. 8. Rechazo del injerto corneal

La BMU aporta información adicional acerca de la unión injerto-córnea receptora así como de los motivos del rechazo. La zona de transición entre el trasplante y la córnea receptora es difícil de explorar con otros medios, debido a las

aberraciones ópticas secundarias a la presencia de sutura y a la frecuente opacidad de la córnea receptora o del propio trasplante. La BMU muestra cambios en la reflectividad entre ambas estructuras, cuando la córnea receptora está opacificada. También puede identificar la unión córnea-injerto por los cambios en el grosor o en la curvatura de la córnea a ese nivel. La BMU hace posible la visualización de sinequias de iris cuando estas están presentes.^{94,98,99}

I. 3. 4. 1. 9. Degeneración pelúcida

Se aprecia un adelgazamiento de la córnea próxima al limbo y la protrusión de la zona de espesor normal que está inmediatamente superior al área adelgazada.⁹⁰

I. 3. 4. 1. 10. Queratocono

Deformación cónica con adelgazamiento corneal que puede conducir a la rotura de la membrana de Descemet con aparición secundaria de hidrops corneal.¹⁰⁰

I. 3. 4. 1. 11. Cirugía refractiva

La BMU permite analizar el epitelio, el flap corneal y el estroma residual, detectando las interfases quirúrgicas estromales producidas por la cirugía corneal LASIK. Este método mide de manera objetiva el grosor del estroma, fundamental para la planificación de retratamientos. Además, permite el diagnóstico de complicaciones ópticas secundarias a esta cirugía.¹⁰¹⁻¹⁰⁸

I. 3. 4. 2. CONJUNTIVA

La conjuntiva presenta una ecogenicidad media-baja similar o ligeramente mayor a la del tejido uveal. La separación conjuntiva-esclera se observa de forma nítida, dada la diferencia de ecogenicidad existente entre ambas. Esta técnica nos permite la visualización de blebs o ampollas conjuntivales tras vitrectomía, así como evaluar las ampollas conjuntivales creadas en cirugía filtrante de glaucoma.⁸⁹

I. 3. 4. 3. ESCLERA

El alto contenido en colágeno de esta estructura condiciona la observación de una mayor densidad en comparación con el resto de los tejidos oculares y por ello también, una mayor reflectividad. Su alta ecogenicidad hace que se diferencie con facilidad de la conjuntiva y la úvea. Ocasionalmente pueden apreciarse vasos atravesando la esclera, estos presentan una reflectividad menor a la escleral y muy similar a la uveal. A nivel del ángulo se puede apreciar el espolón escleral. La zona limbar se distingue con facilidad de la córnea aunque la transición bioultrasonica entre ambos tejidos no es tan nítida como entre los anteriores.⁸⁹

I. 3. 4. 4. MÚSCULOS EXTRAOCULARES

Se visualizan como una zona de reflectividad baja que se distingue bien de la esclera subyacente y de la conjuntiva. Su estudio está limitado por la propia curvatura del globo ocular que dificulta la obtención de secciones radiales perpendiculares. Puede estudiarse bien la zona anterior de los vientres musculares de los cuatro rectos y su inserción anterior.⁸⁹

I. 3. 4. 5. CÁMARA ANTERIOR

En condiciones normales no existen ecos en la cámara anterior. La presencia de células se apreciará como pequeños puntos hiperreflectivos que no deben ser confundidos con el granulado de reflectividad media que existe en la pantalla cuando se trabaja con ganancias altas.¹⁰⁹⁻¹¹¹

I. 3. 4. 5. 1. Lentes de cámara anterior

La BMU sirve para observar la localización de la lente, la distancia de esta con respecto al endotelio, iris y ángulo camerular, y su relación con dichas estructuras.¹⁰⁹

I. 3. 4. 5. 2. Traumatismos perforantes

La BMU aporta información acerca del estado de las estructuras oculares y la localización de posibles cuerpos extraños, si los hubiera. Esto es muy útil sobre todo de cara a la planificación del acto quirúrgico.¹¹² No obstante, cabe recordar que se trata de un método de contacto no estéril, no indicado para ojos perforados.

I. 3. 4. 5. 3. Implantes valvulares en glaucoma

La práctica de BMU es útil en el preoperatorio para analizar el espacio existente en cámara anterior y planear así la colocación del implante. En el postoperatorio, la BMU aporta información acerca de la localización del tubo valvular en cámara anterior y su relación con las estructuras cercanas. Se trata de una herramienta especialmente útil en córneas opacificadas.¹¹³⁻¹¹⁵

I. 3. 4. 6. ÁNGULO IRIDO-CORNEAL

I. 3. 4. 6. 1. Gonioscopia

Para evaluar la apertura angular mediante BMU hemos de tomar como referencia el espolón escleral. Existe una alta correlación positiva entre la valoración angular gonioscópica, usando las clasificaciones de Shaffer o de Spaeth^{116,117} y la gonioscopia bioultrasónica. Esta exploración es de enorme interés cuando no existe transparencia de medios; también es útil en caso de existir alteraciones de la base del iris, como iris bombé o sinequias periféricas, que impidan la visualización directa del ángulo.^{118,119}

I. 3. 4. 6. 2. Glaucoma pigmentario

La BMU puede llegar a demostrar la existencia de dispersión pigmentaria depositada en la superficie posterior de la córnea, en la superficie anterior del cristalino o en el ángulo camerular.¹²⁰⁻¹²⁴

I. 3. 4. 6. 3. Recesión angular

La recesión angular no es siempre apreciable desde un punto de vista clínico y se asocia muy frecuentemente a opacidad de medios, lo que dificulta su diagnóstico. La BMU vuelve a ser una herramienta especialmente útil en estos casos, pues permite detectar de un modo fiable la existencia de una recesión angular, una iridodiálisis o incluso una ciclotriálisis, así como la presencia de sangre, fibrina, material inflamatorio o cristalino y cuerpos extraños.¹²⁵

I. 3. 4. 6. 4. Cierre angular

La BMU permite observar sinequias anteriores, convexidad del iris e iris plateau. También puede mostrar si el cierre angular es debido a un desplazamiento anterior del cristalino. Por otro lado, puede poner de manifiesto la rotación anterior de los procesos ciliares, situación que se presenta en el glaucoma maligno. Por último, otra situación menos frecuente pero posible, sería la existencia de quistes múltiples que puedan empujar anteriormente la periferia del iris en meseta.^{126,127}

I. 3. 4. 6. 5. Glaucoma congénito

Normalmente la cornea está transparente, aunque en algunos casos no es así y son estos pacientes los que más se pueden beneficiar de esta técnica. Se Puede analizar mediante BMU la presencia de aniridia, la elongación y desplazamiento anterior de los procesos ciliares o la disminución de la longitud de la malla trabecular.^{128,129}

I. 3. 4. 6. 6. Iridotomía

La BMU puede confirmar la necesidad de iridotomía en pacientes con bloqueo pupilar. Permite además, localizar la zona iridiana más adecuada para realizarla, que será aquella en la que se objetive una separación clara del iris y el cristalino. Por último, esta técnica será útil para comprobar la eficacia de la intervención, ya que mostrará una mayor apertura del ángulo iridocorneal y un incremento en la profundidad de la cámara anterior tras la realización de la iridotomía.¹²⁵

I. 3. 4. 6. 7. Glaucoma pseudoexfoliativo

La BMU puede llegar a demostrar la existencia de material pseudoexfoliativo depositado en el reborde pupilar, en la superficie posterior de la córnea, en la superficie anterior del cristalino o en el ángulo camerular.¹²⁵

I. 3. 4. 6. 8. Cirugía de glaucoma

La BMU es válida para planear el tipo de cirugía que se va a realizar, así como para visualizar la ampolla conjuntival resultante tras la intervención. Este instrumento permite discriminar si la ampolla posee configuración quística o difusa. Por otro lado, en aquellos casos en los que la presión ocular haya aumentado, será posible descartar fibrosis de la ampolla.¹²⁵

I. 3. 4. 7. IRIS

El iris suele adoptar una disposición rectilínea, mostrando una reflectividad media-baja a nivel del estroma. Además, en su superficie anterior pueden encontrarse depresiones con espacios hipoecogénicos que representan a los vasos iridianos y las criptas. El estroma se diferencia bien del epitelio pigmentario, que produce una gruesa línea hiperreflectiva. En algunas patologías se pierde la configuración rectilínea del iris: En glaucomas pigmentarios y en recesiones angulares puede existir concavidad anterior, mientras que los bloqueos pupilares suelen asociar una convexidad anterior del iris.^{130,131}

I. 3. 4. 7. 1. Quistes de iris

Los quistes de iris son infrecuentes. Es fundamental en estos casos realizar diagnóstico diferencial con tumores malignos. Su aparición puede ser espontánea, quistes primarios, o secundaria a un traumatismo perforante o una intervención quirúrgica, quistes secundarios. La BMU proporciona una excelente imagen de los quistes que se visualizan como lesiones redondeadas, bien delimitadas, con vacío ecogénico en su interior y rodeadas de tejido iridiano.¹³²⁻¹³⁵

I. 3. 4. 7. 2. Pecas de iris

Se trata de acúmulos superficiales de células melanocíticas y de pigmento que no ocultan ni alteran la estructura normal del iris. La BMU permite comprobar su espesor y la reflectividad del estroma subyacente.^{89,125}

I. 3. 4. 7. 3. Nevus de iris

Es el tumor más frecuente del iris. Está constituido por melanocitos del estroma que no presentan características morfológicas de malignidad. Su potencial de malignización es bajo. Aparece como una formación pigmentada, plana, carente de vasos y muy bien delimitada que asienta en el estroma iridiano. Se localiza de manera más frecuente en los cuadrantes inferiores. La BMU muestra un engrosamiento difuso del iris a este nivel con reflectividad homogénea. La BMU ofrece una clara ventaja con respecto a otras técnicas, ya que permite guardar la documentación gráfica para compararla posteriormente con exploraciones futuras.^{59,71,89,125,136}

I. 3. 4. 7. 4. Melanoma de iris

Es un tumor maligno originado por los melanocitos del estroma, que suele aparecer en la cuarta década de vida, el 80% se localiza en los cuadrantes inferiores y su capacidad para producir metástasis es pequeña. En la BMU aparece como una masa sólida situada en el estroma, dando aspecto engrosado y alta reflectividad en la parte más superficial del tumor con una atenuación progresiva debido a la absorción de los ultrasonidos en las zonas anteriores. Se aprecia una ecogenicidad irregular en el interior con puntos de alta reflectividad y en ocasiones irregularidades en la superficie del iris e incluso pérdida de su estructura normal. La BMU puede mostrar la presencia de lesiones satélite, así como infiltración de las estructuras vecinas. Desde el punto de vista terapéutico es de especial interés determinar si invade cuerpo ciliar o no, para indicar una simple iridectomía o una iridociclectomía. En los casos en los que un presunto melanoma se trata con fotocoagulación láser, la BMU es un método esencial para controlar la ausencia de crecimiento del tumor y la regresión del mismo.^{59,71,136}

I. 3. 4. 8. SULCUS Y CÁMARA POSTERIOR

Al igual que sucede en la cámara anterior, en condiciones normales no existen ecos en la cámara posterior. El sulcus se define como la región situada entre la cara anterior de los procesos ciliares y la superficie posterior del iris. Su tamaño y apertura son variables.⁸⁹

I. 3. 4. 8. 1. Lente intraocular fáquica

La BMU permite analizar el espacio que existe entre el cristalino y el iris, donde se colocará la lente intraocular fáquica. Tras la cirugía permite realizar un seguimiento preciso, mostrando la relación de la misma con el cristalino. En ocasiones pueden contactar con la cápsula cristalina, especialmente en la zona periférica, pudiendo producir una catarata prematura. El contacto de la lente con el iris junto con su movilidad, podrían explicar la dispersión de pigmento observada en algunos pacientes.^{96,110}

I. 3. 4. 8. 1. LIO pseudofáquica

La BMU permite también el control de la LIO pseudofáquica en un paciente cuya cápsula posterior no está íntegra tras la cirugía de facoemulsificación y se utiliza el sulcus como apoyo para la lente.¹⁰⁷

I. 3. 4. 9. CRISTALINO Y ZÓNULA

La BMU permite el estudio del cristalino, la cápsula anterior y la zónula. En un ojo sano, las fibras zonulares se aprecian como líneas de reflectividad media-alta que adoptan forma de haces y que se extienden desde su inserción en el cuerpo ciliar hasta el cristalino. Las fibras se hacen más patentes en el caso de procesos inflamatorios intraoculares o si existen depósitos de material pseudoexfoliativo. La cápsula anterior se visualiza mediante BMU como una línea hiperreflectiva. El cristalino, en condiciones normales, sólo puede visualizarse en su zona más anterior;

su reflectividad es muy baja y presenta escasos ecos en su seno. La región ecuatorial no se aprecia debido a que los ultrasonidos no inciden en ella perpendicularmente.⁸⁹

I. 3. 4. 9. 1. Lesiones a nivel del cristalino

Esta técnica de imagen nos permite visualizar lesiones cristalinianas. Un traumatismo contuso puede producir catarata o luxación del cristalino. La opacidad del cristalino es de aparición lenta y suele ser cortical posterior en forma de estrella. La visualización mediante BMU, utilizando la sonda de 50 Mhz cuando la localización es anterior, y la de 20Mhz cuando es posterior, es de importancia cuando se plantea la cirugía reconstructiva, sobre todo en los casos en los que se haya producido pérdida parcial o total de la transparencia de medios, como ya hemos visto en apartados anteriores. El estudio minucioso de las fibras zonulares nos permite apreciar su disposición y su grado de tensión, así como identificar pequeñas áreas de rotura que nos ayuden a valorar la estabilidad del cristalino. Cuando la lesión es de mayor importancia y ocasiona la subluxación o luxación del cristalino, la BMU identifica fácilmente ambas situaciones y ofrece información sobre el estado de las estructuras circundantes.¹³⁷

I. 3. 4. 9. 2. Cirugía de cataratas

La BMU es una técnica exploratoria útil en este tipo de intervención, tanto en el preoperatorio, donde nos permitirá descartar la existencia de subluxación del cristalino o diálisis zonular, como en el postoperatorio, donde podremos estudiar el trayecto de las incisiones y la situación de la LIO.¹³⁸⁻¹⁴⁵

I. 3. 4. 10. CUERPO CILIAR

La BMU permite visualizar las dos regiones del cuerpo ciliar (*pars plicata* y *pars plana*) con facilidad. La configuración del cuerpo ciliar es variable de unos individuos a otros y además depende del corte efectuado. La *pars plicata* presenta una reflectividad media-baja similar a la del estroma iridiano. El epitelio pigmentario por su parte, no se puede identificar más que en algunas zonas en las que el haz de ultrasonidos sea perpendicular. Los cortes radiales, fáciles de interpretar, permiten el estudio de todo el cuerpo ciliar. En estas secciones podremos identificar la inserción de la zónula en los procesos ciliares. En los cortes transversales, dichos procesos presentarán morfología en dedo de guante.^{89,146,147}

I. 3. 4. 10. 1. Quistes de cuerpo ciliar

La localización más frecuente de los quistes de epitelio pigmentario se sitúa a nivel de la unión iridociliar, aunque en ocasiones aparecen a nivel pupilar. La BMU permite diagnosticar la presencia de estos quistes descartando la existencia de un tumor sólido. Además, permite detectar la presencia de quistes en otras estructuras e incluso en el ojo contralateral, que pasarían desapercibidos en la exploración con otras técnicas.^{136,147}

I. 3. 4. 10. 2. Melanoma del cuerpo ciliar

El tumor de cuerpo ciliar más frecuente es el melanoma. Debido a su localización, no suelen dar síntomas en fases iniciales, siendo diagnosticados en la mayoría de ocasiones de modo casual al dilatar la pupila y explorar la periferia de la retina. La BMU muestra reflectividad media y uniforme, apreciándose una

atenuación progresiva de la imagen. La información aportada por la BMU acerca de la profundidad y tamaño del tumor es muy importante tanto para los controles periódicos, como para la planificación del tratamiento, que consistirá en una ciclectomía. Así mismo, en el postoperatorio inmediato la biomicroscopía demostrará si la extirpación ha sido completa o si persisten restos tumorales, y a medio-largo plazo permitirá controlar la aparición de recidivas.^{136,148-150}

I. 3. 4. 10. 3. Tumores no melanocíticos

De entre los muchos tumores no melanocíticos que se pueden hallar en el cuerpo ciliar, el adenoma de cuerpo ciliar es uno de los más frecuentes. Se trata de un tumor benigno derivado del epitelio no pigmentado que al crecer puede producir subluxación del cristalino, catarata o glaucoma, obligando a su extirpación quirúrgica. La BMU permite detectar el tumor, precisar sus límites, conocer su evolución y planificar la cirugía.

Así mismo, podemos hallar un meduloepitelioma, que es el tumor congénito más frecuente del epitelio ciliar. Su crecimiento produce una alteración de la zónula cristalina y de la periferia del cristalino similar a un coloboma. Ocasionalmente en su interior aparece cartílago o glía por lo que ha sido considerado como un teratoma. No produce metástasis pero es muy invasivo a nivel local. La BMU permite detectar y localizar el tumor así como reconocer su carácter infiltrante.^{136,148,150}

I. 3. 4. 11. VÍTREO

I. 3. 4. 11. 1. Uveítis posteriores

Se pueden hallar áreas localizadas de acúmulos vítreos que presentan una ecogenicidad heterogénea. También es posible localizar condensaciones en forma de tractos o bandas en el seno de la cavidad vítreo.¹⁵¹⁻¹⁵⁴

I. 3. 4. 12. PARS PLANA

El estroma de la *pars plana* muestra una reflectividad media-baja en la imagen obtenida mediante BMU. En esta zona, el epitelio pigmentario constituye una línea de reflectividad alta hasta ora serrata. También pueden apreciarse las fibras zonulares de origen más posterior, que se identifican como líneas de reflectividad media-alta.⁸⁹

I. 3. 4. 12. 1. Uveitis intermedias

Se observan exudados sobre la *pars plana* y/o la ora serrata que pueden adoptar la configuración típica en bancos de nieve. El equivalente bioultrasónico es una imagen de reflectividad media-alta más o menos homogénea que aparece en esa localización, adoptando en ocasiones forma de tractos o bandas. También puede existir un refuerzo de la línea hiperreflectiva que representa la interfase vítreo-epitelio pigmentario.¹⁵⁵⁻¹⁵⁷

I. 3. 4. 13. ORA SERRATA

La ora serrata puede apreciarse en los cortes realizados sobre la retina periférica como un escalón situado a continuación de la *pars plana*. Es posible la visualización de desprendimientos de la retina periférica que se inician en la ora. De igual modo, los quistes de la ora pueden evidenciarse con facilidad.⁸⁹

I. 3. 4. 13. 1. Quistes de ora serrata

Las formaciones quísticas o degeneraciones microquísticas a nivel de ora serrata o *pars plana* son muy frecuentes, especialmente las de pequeño tamaño.¹⁴⁷

I. 3. 4. 14. COROIDES

La coroides posee una reflectividad similar a la del estroma ciliar y destaca como una banda hiporreflectiva situada entre dos zonas hiperreflectivas, que son la esclera y el complejo retina-epitelio pigmentario.⁸⁹

I. 3. 4. 14. 1. Desprendimiento coroideo

La BMU permite diagnosticar desprendimientos coroideos de pequeño tamaño que pasan desapercibidos en la exploración ecográfica convencional. El contenido de un desprendimiento coroideo es hipoecogénico, siendo frecuente la visualización de puentes de tejido supracoroideo entre esclera y coroides desprendida. Si se trata de una hemorragia coroidea, la ecogenicidad inicial suele ser

media hasta que se forma un coágulo, cuya ecogenicidad será superior a la de la úvea y la conjuntiva.^{146,158}

I. 3. 4. 14. 2. Coroiditis

En el seno de una uveitis posterior es posible la observación mediante BMU de un engrosamiento inespecífico de la coroides.¹⁵¹

I. 3. 4. 14. 3. Melanoma coroideo

Esta tumoración se observa mediante BMU como una masa sólida de reflectividad media, uniforme y con atenuación ecogénica posterior. En ocasiones se aprecian espacios quísticos en su interior, pequeños desprendimientos coroides y desprendimientos exudativos en los márgenes del tumor. Otras técnicas carecen de resolución suficiente para precisar los límites del tejido tumoral e incluso la localización, muy importantes de cara al tratamiento con radioterapia mediante I125. La BMU ofrece imágenes muy precisas del borde anterior de estos tumores, además de permitirnos conocer si invaden o no el cuerpo ciliar y los puntos de exteriorización escleral del melanoma.¹⁵⁹

I. 3. 4. 15. RETINA

En la periferia no se puede distinguir la retina neurosensorial del epitelio pigmentario puesto que ambos se muestran en BMU como una línea hiperreflectiva única situada debajo de la coroides. No es infrecuente observar imágenes que sugieren la existencia de despegamientos de las capas de la retina o pequeños quistes.^{161,162}

I. 3. 4. 15. 1. Patología retiniana periférica

En condiciones normales, la mayoría de la patología retiniana puede estudiarse mediante ecografía convencional; sin embargo, la alta resolución de la BMU permite evaluar con más detalle dicha patología retiniana. La alta resolución de las imágenes que ofrece permite diagnosticar pequeños despegamientos coroides o retinianos así como analizar el estado de la base del vítreo y sus relaciones con la retina periférica.¹⁶⁰⁻¹⁶²

I. 3. 4. 15. 2. Desprendimiento de retina

En los desprendimientos de retina existe una separación entre la retina neurosensorial y el epitelio pigmentario que la BMU puede detectar de forma nítida. El aspecto bioultrasonográfico de la retina dependerá del tiempo de evolución del desprendimiento. Así, en etapas tempranas, la retina aparecerá como una capa única de ecogenicidad media. Por su parte, cuando se trata de desprendimientos de larga de evolución, la retina tiende a desdoblarse formando imágenes de aspecto quístico en su interior. Ocasionalmente, es posible la localización de desgarros en la capa interna.^{67,162}

I. 6. 4. 15. 3. Retinosquisis

Se define como un desdoblamiento de la retina en dos capas, normalmente la plexiforme externa y la nuclear interna. Bioultrasonográficamente, la retinosquisis aparece como una imagen de reflectividad media-alta. En ocasiones, la capa retiniana interna se sitúa paralela a la capa externa, adoptando aspecto en vía de ferrocarril.^{162,163}

I. 3. 4. 15. 4. Tumores periféricos

La BMU permite analizar los tumores primarios de la retina mostrando su estructura interna, su extensión y penetración.¹⁶²

I. 3. 4. 15. 5. Complicaciones de la cirugía vítreo-retina

La BMU permite estudiar las esclerotomías practicadas la vitrectomía. En las esclerotomías no autosellables, el análisis mediante esta técnica puede ser complejo debido a la sombra acústica que produce la sutura.^{27,54,162-174}

I. 4. TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA

La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica de imagen no invasiva ampliamente aceptada por los oftalmólogos. La OCT es capaz de obtener cortes transversales de los tejidos biológicos tan detallados, que podrían equipararse a los cortes histológicos, con la ventaja que supone la obtención de dichas imágenes in vivo y en tiempo real. Otra de las características importantes que aporta su uso es la adquisición de medidas cuantitativas de manera objetiva y totalmente reproducible.¹⁷⁵ Esta herramienta alcanza una penetración de 2 a 3 mm en profundidad, por ello resulta muy útil en el estudio de órganos accesibles como el globo ocular, siendo esta la causa fundamental de que su uso se haya visto especialmente incrementado en oftalmología comparado con otros campos biomédicos.

I. 4. 1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA

La OCT fue desarrollada por David Huang en 1991,^{175,181} en el instituto de tecnología de Massachusetts. Sin embargo, la obtención de la primera imagen de córnea y segmento anterior no fue posible hasta 1994.¹⁷⁶ Los primeros dispositivos que se empleaban principalmente en el estudio de la retina, operaban a velocidades muy lentas, siendo capaces de adquirir únicamente de 100 a 400 cortes axiales por segundo (A-scans/s). Esto favorecía la aparición de numerosos artefactos, provocados por el movimiento. Además, el reducido campo de exploración que lograban captar suponía un inconveniente. Con el fin de solventar estas limitaciones, comenzó a desarrollarse una nueva tecnología que permitiera tomar imágenes del

segmento anterior con la velocidad y la penetración en profundidad adecuadas para obtener una biometría precisa. El primero de los pilares en los que se fundamentó este avance fue el uso de una mayor longitud de onda, que pasó de los 830 nanómetros (nm) de los antiguos escáneres retinianos a los 1310 nm.¹⁷⁷ Esta nueva longitud de onda confería mayor potencia al escáner, mayor velocidad en la captación de imágenes, mayor penetración en profundidad y mayor absorción por parte de los medios acuosos intraoculares.¹⁷⁸ De forma que menos del 7% de los rayos incidentes conseguirán alcanzar la retina frente al 93% que lo hacían con la antigua tecnología. Además, el nuevo escáner produce una menor dispersión al atravesar tejidos opacos como el limbo, la esclera o el iris.

El segundo pilar en que se fundamenta esta nueva tecnología es la geometría rectangular del escáner. Son tres los tipos de figuras geométricas que podemos encontrar en los escáneres de OCT: En sector, rectangular o en arco (figura 1).

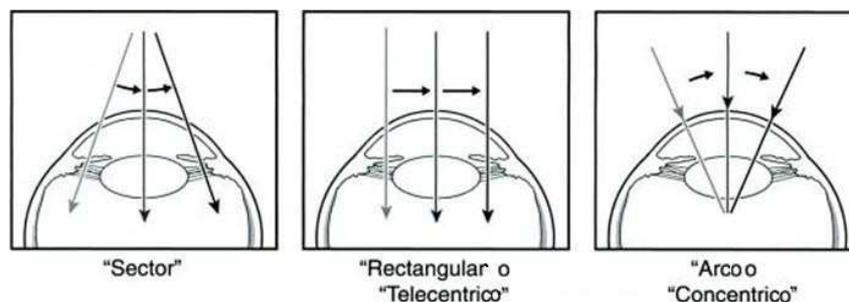


Figura 1. Representa los tipos de geometría posible de escáner de OCT. El primer cuadro corresponde a la geometría en sector, el segundo a la geometría rectangular o telecéntrica que es la que cobra más importancia en la OCT de segmento anterior y el tercero a la geometría en arco o concéntrica.

El primer tipo de geometría, denominada en sector o divergente, ha sido utilizada a lo largo de muchos años, siendo además la configuración empleada por los antiguos escáneres retinianos de OCT.^{179,180} En 2011, Radhakrishnan publicó una imagen de segmento anterior tomada con una OCT de alta velocidad y formato sectorial. Este tipo de escáner transversal es excelente en la adquisición de imágenes de tejidos que provocan una gran dispersión de la luz, como es el caso del ángulo iridocorneal o la esclera. Por contra, las imágenes de la córnea con esta tecnología resultan ser muy pobres en contraste.¹⁸¹

El escáner rectangular o telecéntrico es el utilizado en la nueva tecnología de OCT de segmento anterior. Este provoca una menor distorsión de la imagen, lo que proporciona un rango útil de contraste para la exploración de la córnea. El vértice corneal será un valioso punto de referencia en el uso de esta técnica, dado que provoca una potente reflexión especular. Además, a diferencia de las otras formas de escáner, la periferia corneal permanecerá visible, aunque con intensidad ligeramente disminuida.¹⁸²⁻¹⁹³

Por su parte, el escáner en arco o concéntrico posee un ángulo de incidencia casi perpendicular a la superficie corneal cuando el haz de OCT es emitido de forma transversa. Este escáner asocia intensas reflexiones de la luz procedentes tanto de las superficies anterior y posterior de la córnea como del estroma, de forma que elementos como las cicatrices corneales y la interfaz del flap post-LASIK serán difíciles de analizar. Una desventaja adicional de este tipo de geometría es que la amplitud espacial del escáner está limitada a una fracción del diámetro utilizado.

Finalmente, el tercero de los pilares en el que se fundamenta la nueva tecnología OCT es el escáner axial de alta velocidad. Para aumentar la velocidad de obtención de la imagen, se desarrolló la tecnología de escaneo rápido o “rapid

scanning optical delay” (RSOD), capaz de captar hasta 4000 A-scans por segundo.¹⁷⁷ El método se fundamenta en la dispersión de la luz mediante la incorporación de una rejilla al sistema. De esta manera la luz incidía sobre un espejo ligeramente inclinado respecto a los 90 grados, lo que varía el retardo de la luz de referencia.¹⁸²⁻¹⁹³

Existen diversos sistemas de OCT anterior que poseen los tres pilares antes mencionados. El primero de ellos es la OCT visante, también denominado AS-OCT. Se trata de un sistema de alto rendimiento que incorpora la luz de longitud de onda de 1310 nm, el escáner de geometría rectangular y el escáner axial de alta velocidad (RSOD). Este dispositivo funciona a una velocidad de 4000 A-scans/s, posee una resolución axial de los tejidos de 17 μm y alcanza unas dimensiones de escáner superiores a 15 mm de ancho x 8 mm profundidad.¹⁹⁸⁻²⁰⁵

Al mismo tiempo, el laboratorio del Dr. Huang investigaba las aplicaciones de otro dispositivo de segmento anterior, denominado AC-OCT, muy parecido al AS-OCT. Este sistema posee una velocidad superior a 2000 A-scans/s, obteniendo de 4 a 8 fotogramas por segundo, lo que significa que cada fotograma estará formado por 250-512 A-scans. Esta velocidad es lo suficientemente elevada para evitar artefactos en las imágenes causados por el movimiento.^{181,212}

Hoerauf y Wirbelauer en Alemania desarrollaron un prototipo de OCT anterior adaptado a una lámpara de hendidura en el año 1998, que fue comercializado 10 años más tarde bajo el nombre de SL-OCT (Slit Lamp adapted OCT). Este dispositivo tiene la peculiaridad de combinar el uso de la luz de 830 nm con la de 1310 nm. Al igual que los sistemas anteriores, su escáner presenta una geometría rectangular o telecéntrica, sin embargo a diferencia de estos, la velocidad de adquisición de las imágenes es únicamente de 1 fotograma por segundo.¹⁸²⁻¹⁸⁴

En resumen, la OCT ha sido desde su desarrollo una herramienta de gran valor a nivel oftalmológico, sobre todo en el campo de la retina y el glaucoma, ya que ha durante muchos años se ha visto vetada para el estudio del polo anterior. En los últimos años, el desarrollo de esta nueva tecnología ha permitido el estudio detallado de la córnea y del segmento anterior mediante tomografía de coherencia óptica.¹⁸¹

I. 4. 2. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA OCT

La OCT se fundamenta en principios físicos similares a los del radar o los ultrasonidos, en los cuales la profundidad a la que se encuentra un tejido específico se mide por el tiempo que tarda la onda reflejada en volver al transductor. La diferencia esencial entre el funcionamiento de la OCT con respecto a los otros sistemas de captación reside en el uso de luz infrarroja en lugar de emplear ondas de radio o ultrasonidos. Otra diferencia añadida es que el rayo de luz se proyecta de manera directa hacia el objeto sin necesidad de transductor, lo que convierte a la OCT en una técnica de no contacto. De esta manera, la luz pasa a través del sistema óptico y es reflejada por las estructuras que lo componen siendo posible la medida de dicho tiempo de reflexión. Sabiendo que la velocidad de la luz es de 300.000 Km/s, parece imposible calcular de manera directa el tiempo que ésta tardaría en recorrer unas pocas micras. Por ello, para poder calcularlo se emplea el principio de interferometría de Michelson,^{175,180} que consiste en medir el tiempo que la luz que ha atravesado el tejido diana tarda en volver al dispositivo y compararlo con el retardo de la luz que retorna desde un punto de referencia. Esta comparación se lleva a cabo mediante el uso de un interferómetro. El punto de referencia más comúnmente utilizado es un espejo y ha supuesto la diferencia entre las diversas generaciones de

OCT. Así, observamos que en la OCT de dominio temporal (TD-OCT) dicho espejo es móvil, pudiendo realizar movimientos anteroposteriores, mientras que en la OCT de segunda generación, o de dominio espectral (SD-OCT), el espejo de referencia permanece estacionario. La velocidad de captación aumenta al prescindir del tiempo de movimiento del espejo. Esta segunda generación de OCT incorpora una rejilla de división espectral que descompone la luz para poder analizarla y hacer mediciones mediante el interferómetro y el espectómetro.²¹⁸

La subsiguiente formación de la imagen será por tanto un compendio del total de las señales A-scan recibidas. La imagen obtenida mediante OCT puede representarse en escala de grises, donde una mayor reflectividad corresponderá a una menor intensidad de gris. O también puede representarse en escala de colores para facilitar la interpretación de los datos, en esta modalidad una reflectividad alta se corresponderá con colores cálidos como el rojo o el blanco, mientras que la reflectividad intermedia vendrá representada por el verde y por último la reflectividad baja se mostrará en colores fríos como el azul o el negro.

La resolución de la imagen de OCT viene determinada por el eje. De esta manera, el eje axial dependerá de la longitud de coherencia de la luz, de ahí el nombre de tomografía de coherencia óptica, mientras que el eje transversal dependerá de la amplitud del haz de luz incidente. La resolución de la AS-OCT visante es elevada, abarcando de las 2 a las 20 μm en el eje axial y 60 μm en el transversal. Otros sistemas de OCT anterior, como la SL-OCT tienen una resolución algo menor consistente en 25 μm de eje axial y 20-100 μm de transversal. Por su parte, otros equipos de imagen tales como los ultrasonidos de alta frecuencia y la microscopía confocal podrían alcanzar resoluciones similares, sin embargo la OCT resulta más práctica en la clínica diaria por ser una técnica de no contacto.¹⁸¹

La OCT visante consta de 256 vectores que permiten obtener una imagen en 0,125 segundos. Después de atravesar las interfases aire-córnea y córnea-humor acuoso la imagen llega distorsionada, esta distorsión se produce por el distinto índice de refracción que presentan dichas interfases debido a que la luz atraviesa a distinta velocidad cada capa. Los índices del aire, la córnea y el humor acuoso se conocen con precisión, siendo respectivamente 1, 1,39 y 1,34. De esta forma, para tomar medidas de la córnea será preciso utilizar el índice corneal mientras que para hacerlo de la cámara anterior, será necesario el del humor acuoso. Con el fin de eliminar la distorsión, la imagen se somete a un procesamiento informático siguiendo el principio de Fermat.²¹⁶ Así, la única variable desconocida para la reconstrucción geométrica exacta de la imagen es la estructura tridimensional de la superficie a estudiar. Por ello, consideramos la córnea semejante a una esfera siempre que el corte haya sido tomado en el plano de un meridiano. Para asegurar que la imagen tomada está en un plano meridional se debe observar un reflejo en el vértice corneal. Si no fuera posible la visualización del vértice, habrá que tomar otros puntos de referencia como puede ser el limbo en el caso de un escáner del ángulo irido corneal.

Los cálculos ópticos se obtienen conociendo el poder refractivo de cada superficie, así como la distancia entre ellas en el plano axial del globo ocular. Es importante a este respecto localizar el eje visual, para ello el paciente debe mirar al punto de fijación interno del dispositivo. La imagen de OCT también permite medir el ángulo kappa del globo ocular que se define como el ángulo proveniente de la intersección del eje visual y el eje geométrico. Se considera eje geométrico la línea bisectriz a las bases de la cámara anterior, que puede trazarse entre los recesos angulares o los espolones esclerales de ambos lados en una imagen de OCT que muestre la sección de la cámara anterior. En determinadas ocasiones, será más útil centrar el escáner en el eje geométrico del globo ocular, ya que permite encuadrar mejor la imagen del segmento anterior. Dicho eje se obtiene desplazando el punto de

fijación hacia el lado nasal, aproximándolo así al ángulo kappa. Más tarde, será posible la recuperación del eje visual y de las medidas asociadas al mismo mediante el procesado de la imagen, aunque para ello es imprescindible que el ángulo de fijación haya quedado grabado y que el vértice desplazado esté capturado en la imagen.¹⁸¹

El reconocimiento de los tejidos limítrofes en una imagen de OCT depende del contraste entre la dispersión de la luz y la fuerza de la señal reflejada. Dicho contraste varía del centro a la periferia de la imagen corneal, con el ángulo de incidencia del haz de luz en el tejido a estudiar. Así, la interfase aire-lágrima se refleja de manera especular preservando la dirección natural de la luz incidente. Como el rayo de OCT tiene un ángulo cónico de pocos grados de arco, su reflejo especular será muy fuerte en el vértice donde se produce la incidencia perpendicular exacta, pero perderá intensidad al desplazarse a unos pocos grados del vértice. El estroma corneal está formado por fibras de colágeno organizadas en lamelas que producen una reflexión en abanico.^{219,220} Sin embargo, el colágeno escleral está menos organizado habiendo mayor distancia entre las lamelas. Esto hace que la esclera no sea una capa transparente y por ello, que su dispersión sea menos directa.²²¹ El epitelio pigmentario del iris es semejante a una colección de partículas cuya dispersión se emite en múltiples ángulos, por ello presenta un nivel de señal uniforme sea cual sea el ángulo de incidencia. El estroma del iris sin embargo, está formado por tejido conectivo organizado en lamelas y células que se comportan como partículas, por ello posee una gran reflexión. La dispersión la producen los pigmentos granulares, los núcleos celulares y otras pequeñas estructuras. Entender la dirección de la dispersión de la luz es útil para planear el escáner de OCT.²¹⁸ En este sentido, si el objeto a medir es el espesor corneal, es importante que la imagen contenga el reflejo brillante en el vértice de la córnea. Sin embargo, si el objeto a visualizar son opacidades intracorneales, el

contraste se verá aumentado en el punto donde la lamela corneal sea perpendicular al ángulo de incidencia del haz de luz. La comprensión de estos principios hace de la OCT una herramienta útil para la visualización y la toma de medidas de la córnea y del segmento anterior por parte del oftalmólogo.

I. 4. 3. EXPLORACIÓN MEDIANTE AS-OCT

Para asegurar la precisión en la adquisición de imágenes por parte de la AS-OCT, el aparato debe calibrarse con frecuencia. Por ello, al encender el dispositivo aparece un mensaje en la pantalla que informa del último calibrado realizado. Para llevar a cabo dicho test, el instrumento aporta un ojo artificial que se ajusta a la ventana de captación. Una vez realizado, el aparato está preparado para comenzar a capturar imágenes. Antes de cada examen, deben introducirse los datos de filiación del paciente consistentes en: Nombre y apellidos, número de historia clínica, fecha de nacimiento, sexo, graduación necesaria y ojo a explorar. El paciente permanecerá en sedestación durante la prueba. La mesa que soporta el AS-OCT se ajusta en función de la altura de cada paciente. Este se coloca delante de la ventana de captura apoyando la barbilla y la frente en los soportes destinados a tal uso. Estos soportes se ajustarán en función del tamaño de la cabeza, facilitando el centrado del ojo a examinar frente a la ventana de exploración. En la pantalla podremos elegir cualquiera de los test que contiene el dispositivo¹⁸¹ y que se citan a continuación:

I. 4. 3. 1. TEST PARA SEGMENTO ANTERIOR

Este protocolo permite obtener imágenes del segmento anterior, así como la toma de medidas de las diferentes estructuras que contenga. Es posible la captación

de una o más imágenes a la vez, atendiendo al ángulo que siga el haz de barrido. De esta forma, se puede obtener una sola imagen en el ángulo del meridiano que se desea visualizar, pero también se pueden capturar al mismo tiempo los meridianos horizontal y vertical escogiendo la opción test dual. Otra opción posible es el test quad, mediante el cual se obtienen los dos meridianos diagonales además del vertical y el horizontal.²²³

I. 4. 3. 2. MAPA PAQUIMÉTRICO

Este test proporciona la paquimetría o grosor de la córnea en múltiples puntos de manera simultánea.²²⁵⁻²²⁷

I. 4. 3. 3. TEST CORNEAL

Este protocolo, al igual que el test para segmento anterior, permite elegir el meridiano a capturar y el número de imágenes simultáneas a tomar, así como la resolución deseada, que puede ser estándar o elevada.²¹⁵

I. 4. 3. 4. TEST SIN PROCESADO

Este examen, también llamado “raw test”, resulta especialmente útil en el estudio de estructuras opacas como la esclera. Al igual que el test corneal, permite elegir el tipo de resolución deseada, ya sea estándar o elevada.²¹⁵

Una vez seleccionado el test, el paciente debe mirar hacia el punto de fijación interno del dispositivo. Debe comprobarse en primer lugar, que el ojo está totalmente centrado. Es posible modificar la posición del escáner desde la ventana mediante los

controles vertical u horizontal. Cuando la zona a estudiar se encuentre correctamente centrada se presiona la pestaña “capturar” para que el sistema comience a adquirir la información necesaria, la procese y muestre las imágenes en el monitor. Una vez comprobado que la imagen presenta la calidad adecuada y que corresponde a la zona que se quiere visualizar, se pulsa “guardar”. El sistema guarda las imágenes atendiendo al ojo estudiado y a la fecha de estudio. Como se ha mencionado en apartados anteriores, la OCT visante permite realizar mediciones sobre las imágenes guardadas. De esta manera, mediante la opción llamada “caliper”, será posible medir todas las estructuras presentes en la imagen tomada.

I. 4. 4. APLICACIONES CLÍNICAS DE AS-OCT VISANTE

I. 4. 4. 1. CÓRNEA

Esta herramienta es muy útil en el estudio de la morfología corneal en caso de patología degenerativa, infección o intervención quirúrgica. También permitirá situar en profundidad lesiones corneales tales como leucomas, acúmulos lipídicos o cálcicos y cuerpos extraños, resultando muy útil para la planificación del tratamiento quirúrgico. Por otra parte, también será útil en el estudio del segmento anterior a través de una córnea opaca.²²²⁻²²⁸ Algunas de las situaciones que pueden ser evaluadas mediante OCT visante son las siguientes:

I. 4. 4. 1. 1. Queratocono

Se trata de un adelgazamiento paracentral degenerativo de la cornea, que produce ectasia y astigmatismo irregular de manera progresiva. La OCT de segmento

anterior proporciona un mapa topográfico preciso de la zona de ectasia, aportando datos de las caras anterior y posterior de la cornea. Además, permite la obtención de parámetros objetivos que detectan progresión a lo largo del tiempo.^{206,229-231}

I. 4. 4. 1. 2. Degeneración pelúcida

Consiste en un adelgazamiento corneal que puede unirse a alteración de la superficie, provocando astigmatismo irregular. En estos casos, la OCT de segmento anterior es útil para valorar el espesor y la irregularidad de la superficie corneal, así como la progresión de la ectasia.²³⁰

I. 4. 4. 1. 3. Ectasia corneal post-LASIK

Se trata de una complicación tardía y progresiva, que se asocia a corrección de miopías altas, flaps gruesos y poco lecho corneal residual. Los signos típicos de este cuadro son la regresión de la miopía y los cambios en la topografía. La OCT de segmento anterior permite la obtención de medidas del flap y del lecho corneal residual, además de mostrar el adelgazamiento progresivo de la córnea y los cambios ectásicos si los hubiera.^{210,221,229,230}

I. 4. 4. 1. 4. Degeneración marginal de Terrien

La OCT visante proporciona no sólo el mapa topográfico de la cornea, además muestra la morfología de la misma poniendo de manifiesto el aplanamiento en el lugar en el que la córnea se encuentra adelgazada o hundida.²³⁰

I. 4. 4. 1. 5. Queratitis fúngica aguda

La AS-OCT permite en algunos casos la visualización de un embudo de fibras situadas entre el cristalino y la parte posterior del endotelio corneal, atravesando la pupila. No obstante, la lámpara de hendidura y la microscopía confocal son muy útiles en el diagnóstico y seguimiento de esta entidad.¹⁸¹

I. 4. 4. 1. 7. Úlcera bacteriana

Esta patología puede diagnosticarse mediante lámpara de hendidura. Sin embargo, la OCT visante puede aportar información de utilidad acerca del espesor corneal presente bajo una úlcera infiltrada.¹⁸¹

I. 4. 4. 1. 8. Opacidades corneales

La AS-OCT sitúa en profundidad las lesiones corneales de manera precisa. Esta información es de gran importancia para la planificación del tratamiento quirúrgico adecuado, pudiendo variar este desde una desepitelización hasta una queratoplastia penetrante.^{191,209,220}

I. 4. 4. 1. 9. Adelgazamiento corneal

Esta técnica muestra el grado de melting o adelgazamiento corneal, permitiendo su medición. Además, ayuda a indicar el momento adecuado para proceder al tratamiento quirúrgico.²¹⁵

I. 4. 4. 1. 10. Evaluación de flaps corneales post-LASIK

La OCT visante es una herramienta muy valiosa en la exploración corneal tras LASIK, debido al análisis detallado que puede hacer del flap y del lecho estromal residual. Estas medidas son muy importantes para realizar posibles retoques con láser. Además, mostrará la presencia de irregularidades así como de posibles complicaciones.^{184,185,193,195,196,205,207,231,232}

I. 4. 4. 1. 11. Crecimiento epitelial bajo el flap

La OCT permite localizar de forma precisa y objetiva el crecimiento epitelial bajo el flap. De esta manera, mientras no afecte al eje visual, no se localice en la periferia corneal o no se trate de una capa de poco grosor, podrá observarse su evolución en lugar de reintervenir desde el principio.^{193,205,207}

I. 4. 4. 1. 12. Desprendimiento de descemet

El desprendimiento de la membrana descemética es una entidad poco frecuente, que puede diagnosticarse mediante lámpara de hendidura. La AS-OCT permitirá observar con detalle la existencia de dicha patología, mostrando el área total desprendida, que puede ser difícil de determinar con lámpara de hendidura. Así mismo, esta tecnología proporcionará datos objetivos de la evolución del paciente.¹⁸¹

I. 4. 4. 1. 13. Trasplante corneal

La AS-OCT aporta información fundamental para la decisión de la técnica adecuada a realizar, ya sea descemet stripping automated endothelial keratoplasty (DSAEK), queratoplastia lamelar o queratoplastia perforante. Además, podrá ser usada para el seguimiento postquirúrgico.^{179,181,211}

I. 4. 4. 1. 14. Anillos intraestromales

Los anillos intraestromales se utilizan en el tratamiento del queratocono. La AS-OCT permite observar el plano de profundidad adecuado para su colocación antes de la cirugía, así como evaluar la situación de los anillos tras la intervención.²⁰⁶

I. 4. 4. 2. CONJUNTIVA

I. 4. 4. 2. 1. Ampollas conjuntivales

La OCT visante permite detectar blebs, o ampollas conjuntivales, incluso cuando estos no son visibles a simple vista. Los blebs pueden estar presentes tras cirugía de vitrectomía, así como después de la inyección de un fármaco intravítreo.

I. 4. 4. 2. 2. Ampolla conjuntival tras cirugía de glaucoma

Esta herramienta permite analizar la presencia de ampolla conjuntival tras cirugía filtrante, su tamaño, el grosor de la conjuntiva que la recubre y el grado de fibrosis presente.²³³

I. 4. 4. 3. ESCLERA

La AS-OCT permite visualizar la esclera en su porción anterior y por tanto, descartar patologías a nivel del espolón o la superficie escleral tales como adelgazamiento, perforación o procesos inflamatorios. También puede resultar útil en el análisis del lago escleral tras esclerotomía profunda no perforante (EPNP) o de los túneles esclerales tras VPP. A continuación detallaremos algunas de las entidades que se pueden evaluar con OCT:¹⁸¹

I. 4. 4. 3. 1. Adelgazamiento escleral

La OCT de segmento anterior muestra el grado de adelgazamiento o melt de la esclera resultando muy útil de cara al seguimiento objetivo de su evolución. Además, al igual que en la patología corneal, esta herramienta permite indicar el momento crítico en que sería necesario el tratamiento quirúrgico.²¹⁵

I. 4. 4. 2. 2. Escleritis

La OCT de segmento anterior permite vigilar el grosor de la esclera en las escleritis difusas y el grosor de los nódulos en las escleritis nodulares.^{181,182}

I. 4. 4. 2. 3. Esclerotomía profunda no perforante

Esta técnica de imagen puede ser utilizada en el seguimiento postoperatorio de la EPNP, ya que permite visualizar el lago escleral residual que puede estar

ocupado por humor acuoso, un implante o fibrosis si la operación ha fracasado. Esta herramienta permite discriminar por tanto, si la cirugía es funcionante o no.²³³

I. 4. 4. 2. 4. Estudio de las esclerotomías

La OCT visante permite evaluar las esclerotomías empleadas durante la práctica de vitrectomía, ya que permanecen visibles en el postoperatorio temprano. Podremos evaluar el trayecto escleral, la presencia de blebs conjuntivales, de desprendimiento coroideo y de incarceration vítreo.¹⁸²

I. 4. 4. 4. CÁMARA ANTERIOR

I. 4. 4. 4. 1. Hifema traumático

La AS-OCT permite descartar la presencia de recesión angular o desprendimiento coroideo.^{201,202}

I. 4. 4. 4. 2. Hipopion

La tomografía permite el seguimiento de los pacientes con hipopion mediante la medición del nivel de dicho hipopion de manera objetiva. Además, si el hipopion fuera tan importante que no permitiese la exploración de la cámara anterior con lámpara de hendidura, la AS-OCT mostraría estas estructuras.^{201,202}

I. 4. 4. 4. 3. Evaluación de la cámara anterior en córneas opacas

Esta herramienta muestra las estructuras del segmento anterior incluso en pacientes con opacidad de medios. Hasta ahora, la exploración en estos pacientes sólo era posible con BMU y ecografía, pero la resolución y el detalle que aporta la OCT visante, la sitúan como una técnica muy beneficiosa en estos casos.^{181,209}

I. 4. 4. 4. 4. Lente intraocular en cámara anterior

La AS-OCT permite visualizar la disposición de la LIO en la cámara anterior, mostrando su relación con el endotelio corneal, el ángulo y el iris. La BMU también puede utilizarse para dicho fin pero la AS-OCT por el contrario, es un método de no contacto que ofrece mejor calidad de imagen y mayor comodidad, debido a que el paciente sentado.^{201,202}

I. 4. 4. 5. IRIS Y CUERPO CILIAR

I. 4. 4. 5. 1. Lesión pigmentada en iris

La OCT visante permite seguir a pacientes con lesiones pigmentadas de iris, sobre todo si éstas se hallan cerca al ángulo. Todo nevus en iris se considera un melanoma en potencia, aunque no está indicada su ablación quirúrgica hasta que no amenace con invadir el ángulo o el cuerpo ciliar. La tomografía permite realizar mediciones precisas acerca del tamaño y el espacio presente entre la lesión y el

ángulo. Un melanoma muestra la misma densidad de pigmento que el epitelio pigmentario del iris en su cara posterior.²⁰⁴

I. 4. 4. 5. 2. Iridotomía láser

Es posible observar un ensanchamiento objetivo del ángulo iridocorneal tras la práctica de una iridotomía. También pueden visualizarse células y pigmento iridiano libres en la cámara anterior.^{200,213}

I. 4. 4. 5. 3. Iris Plateau

La configuración del iris plateau o iris en meseta se debe a una inserción anterior del cuerpo ciliar. Hasta ahora, la mejor herramienta para su diagnóstico había sido la BMU, sin embargo hoy en día la OCT aporta imágenes más detalladas del iris y el cuerpo ciliar.^{192,204}

I. 4. 4. 6. ÁNGULO CORNEOESCLERAL

La OCT visante obtiene imágenes del ángulo y del espolón escleral de gran calidad y detalle, de forma que podrían reemplazar a la gonioscopia.¹⁹²

I. 4. 4. 6. 1. Gonioscopia

La AS-OCT proporciona una imagen objetiva del grado de apertura del ángulo en función de las estructuras visibles. Es una herramienta especialmente interesante cuando las córneas están opacificadas. Al contrario que la gonioscopia

convencional, la OCT resulta más fácil de realizar por ser una técnica de no contacto. Por otro lado, la luz infrarroja no estimula la pupila que continuará en miosis durante toda la prueba, dando estabilidad al ángulo.^{192,203,212,214}

I. 4. 4. 6. 2. Ángulo estrecho

Como se ha explicado en el apartado de gonioscopia, la AS-OCT sirve para determinar si el ángulo es o no estrecho. En este caso las estructuras que se visualizan en la imagen serán la línea de schwalbe y en algunos casos también la malla trabecular. Esta herramienta proporciona objetividad y reproducibilidad.^{203,212,214}

I. 4. 4. 6. 3. Cierre angular

En estos casos no se observa ninguna de las estructuras anatómicas del ángulo. La AS-OCT permite evaluar la presencia de sinequias anteriores, iris plateau o bloqueo pupilar, en cuyo caso se visualiza la cristaloides anterior en contacto con el iris que se encontrará curvado hacia delante tapando las estructuras del ángulo.²¹⁴

I. 4. 4. 7. SULCUS

El sulcus es un espacio virtual situado entre el iris y el cristalino. Antiguamente se ha estudiado mediante la BMU, sin embargo la OCT aporta, al igual que en la exploración de otras estructuras, comodidad y detalle.^{201,202}

I. 4. 4. 7. 1. LIO fáquica

Las lentes refractivas intraoculares en pacientes fáquicos se colocan en el sulcus. La OCT de segmento anterior ofrece un estudio preoperatorio muy preciso acerca de las medidas ángulo-ángulo y blanco-blanco, la profundidad de la cámara anterior y el tamaño pupilar, todos ellos parámetros muy importantes en la planificación de la cirugía. Por su parte en el postoperatorio, la tomografía mostrará la disposición de la LIO con respecto al cristalino.^{201,202}

I. 4. 4. 8. CRISTALINO

La OCT de segmento anterior permite visualizar el cristalino con mayor detalle que la BMU o la ecografía. Esta exploración resulta importante en los siguientes casos:^{201,202}

I. 4. 4. 8. 1. Lenticono

Se trata de una deformación cónica de la superficie anterior o más frecuentemente de la cara posterior del cristalino. Suele ser unilateral. La AS-OCT posibilita el diagnóstico fácil y preciso de esta entidad.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 2. Lentiglobo

La deformación de la superficie del cristalino es más esférica, y también afecta con mayor frecuencia a la cara posterior. De nuevo, la AS-OCT posibilita un diagnóstico fácil y preciso de dicha patología.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 3. Subluxación de cristalino

En ojos sanos el cristalino está suspendido de la zónula. En ocasiones, es posible hallarlo desplazado de su posición natural. La OCT permite realizar un estudio preoperatorio muy preciso con una gran calidad en las imágenes en comparación con la ecografía o la BMU.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 4. Catarata

La AS-OCT discrimina el tipo de catarata que presenta el paciente, ya sea subcapsular, polar anterior o posterior, cortical, nuclear, piriforme o zonular congénita.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 5. Coloboma de cristalino

Se trata de un defecto en cuña del cristalino de presentación aislada cuando son primarios y asociados a defectos en la zónula y el cuerpo ciliar cuando son secundarios. La OCT permite su estudio con gran detalle.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 6. Microesferofaquia

Se trata de una anomalía en el desarrollo del cristalino que presenta un tamaño más pequeño del habitual y forma esférica. En midriasis es posible observar el ecuador utilizando simplemente la lámpara de hendidura. La AS-OCT ofrece una imagen detallada de la forma y el tamaño.^{181,201,202}

I. 4. 4. 8. 7. Visualización de LIO pseudofáquica en saco

Tras la cirugía de cataratas podemos estudiar mediante OCT visante la situación de la LIO, si está o no inclinada, en saco o en sulcus, y la posición de los hápticos, muy importante en roturas capsulares o en diálisis zonulares intraquirúrgicas.^{181,201,202}

I. 4. 4. 9. COROIDES

La OCT visante puede mostrar la presencia de un desprendimiento coroideo anterior hemorrágico o seroso, posibilitando además su seguimiento.¹⁸¹

I. 4. 4. 10. ORA SERRATA

La ora serrata es de difícil exploración mediante oftalmoscopia indirecta dada su localización anterior. Por su parte, la AS-OCT facilita su visualización, siendo capaz de mostrar la existencia de snow-banks en uveítis posteriores.¹⁸¹

I. 4. 4. 11. RETINA

La OCT de segmento anterior permite la visualización de la retina periférica de manera sencilla y detallada, mostrando desprendimientos de retina periféricos e incluso desgarros en herradura de gran tamaño.¹⁸¹

II. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS DE TRABAJO

II. 1. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

La encarceración vítrea a nivel de las esclerotomías en ojos vitrectomizados se ha identificado como un factor de riesgo en la aparición de endoftalmitis postoperatoria,⁵² de hemovítreo de repetición por crecimiento de tejido fibrovascular^{30,255} y de roturas retinianas peri-incisionales por contracción del tracto vítreo encarcerado^{53,257,258} que suponen un factor de riesgo en el desarrollo de desprendimientos de retina regmatógenos postoperatorios.²⁵⁶

Hasta ahora, con el objetivo de reducir la tasa de encarceración vítrea incisional tras vitrectomía, se han descrito diversas maniobras como el afeitado exhaustivo del vítreo entorno a las esclerotomías⁵⁴ y el uso de sondas de vitrectomía curvas que faciliten el acceso a esta región.²³⁴ También se ha propuesto interponer un elemento como no canulado (sonda de luz) en el interior de las cánulas durante su extracción.^{235,259} No obstante, nadie hasta la fecha ha comparado la eficacia de esta maniobra respecto de la técnica habitual (extracción canular con tapón insertado).

Por otra parte, el atrapamiento vítreo ha sido estudiado mediante tomografía de coherencia óptica de segmento anterior,^{235,259,260} biomicroscopía ultrasónica^{27,54,164-167,169-171} y visualización directa.^{236,237} Sin embargo, ningún trabajo hasta el momento ha analizado la capacidad de detección del vítreo incisional mediante el uso simultáneo de estas técnicas, con el fin de identificar la mejor de ellas en el estudio del vítreo encarcerado.

Por ello, nos proponemos evaluar en un modelo animal previamente validado²³⁸ para el estudio de esclerotomías empleadas en vitrectomía microincisional, la encarceración vítrea hallada en función de la maniobra de extracción canular empleada. El uso simultáneo de las técnicas de exploración antes

referidas permitirá conocer la capacidad de estos métodos en la detección del vítreo incisional. La visualización directa del vítreo encarcerado a nivel de la cara interna de las esclerotomías se realizará tras la apertura del globo ocular. El uso de un modelo experimental animal que simula las condiciones encontradas en la práctica habitual de vitrectomía sobre humanos permitirá la realización de este estudio.

II. 2. HIPÓTESIS DEL TRABAJO

Es posible evaluar, sobre un modelo animal validado de ojos sometidos a vitrectomía, la influencia que ejerce la técnica de extracción canular sobre el atrapamiento vítreo incisional tras vitrectomía. Así mismo, este modelo nos permitirá comparar la capacidad de detección de incarceration vítea incisional que muestran la tomografía de coherencia óptica anterior, la biomicroscopía ultrasónica y la visualización directa.

III. OBJETIVOS

III. OBJETIVOS

Los objetivos del presente trabajo experimental son los siguientes:

1. Estudiar, en un modelo experimental animal que simula las condiciones encontradas en la práctica habitual de vitrectomía microincisional en humanos, la presencia de incarceration vítreo incisional tras la práctica de vitrectomía.
2. Determinar en nuestro modelo animal, la influencia que ejerce la técnica de extracción canular (retirada de la cánula con la sonda de iluminación introducida o el tapón canular insertado) sobre el atrapamiento vítreo incisional tras vitrectomía.
3. Comparar en nuestro modelo animal, la capacidad de detección de incarceration vítreo post-vitrectomía que presentan la tomografía de coherencia óptica de segmento anterior, la biomicroscopía ultrasónica y la visualización directa.

IV. MATERIAL Y MÉTODO

IV. 1. MATERIAL

IV. 1. 1. OJOS DE CERDO. MUESTRA DEL ESTUDIO

Para realizar este estudio experimental, prospectivo, aleatorizado y con observador enmascarado, seleccionamos un total de 126 ojos de cerdo de la especie *Sus scrofa domesticus*, que pesaban una media de 71,9 kg en el momento de su muerte (rango: 65-80 kg).

Cada uno de los ojos fue enucleado 3 horas antes de su uso y conservado en una cámara frigorífica a 4°C hasta ese momento. Los ojos fueron extraídos a partir de cerdos previamente sacrificados para consumo humano en un matadero regulado (Industrias Cárnicas Vaquero S. A.).

De los 126 ojos de cerdo seleccionados en un primer momento, excluimos 3 de ellos por presentar defectos conjuntivales, 1 por signos evidentes de escleromalacia, 1 por opacidad corneal severa y 1 por opacidad de cristalino importante. Sobre los 120 ojos restantes, practicamos vitrectomía microincisional 23-gauge por vía *pars plana*. No obstante, excluimos 1 ojo por presentar desprendimiento de retina intraoperatorio y 1 ojo por subluxación iatrogénica de cristalino a la cavidad vítea. De esta forma, fueron 118 ojos de cerdo (62 derechos y 56 izquierdos) los que finalmente se analizaron en este estudio.

Criterios de inclusión

Ojos de cerdo enucleados 3 horas antes de su uso, conservados durante ese tiempo en una cámara frigorífica a 4°C. Los ojos correspondían a cerdos de la especie *Sus scrofa domesticus*, con pesos comprendidos entre 65 y 80 kg.

Criterios de exclusión

- Defectos anatómicos oculares:
 - Alteraciones conjuntivales.
 - Escleromalacia.
 - Opacidad de medios que no permita realizar la vitrectomía adecuadamente:
 - Opacidad de córnea.
 - Opacidad de cristalino.
- Presencia de hipotonía ocular.
- Complicaciones quirúrgicas al realizar la vitrectomía:
 - Daños en el cristalino:
 - Formación de catarata iatrogénica.
 - Subluxación a cavidad vítea.
 - Desprendimiento de retina.

IV. 1. 2. MATERIAL QUIRÚRGICO

- Microscopio quirúrgico: Opmi-Visu 200, Carl Zeiss. Oberkochen, Germany.
- Inversor de imagen. AVI. USA.
- Guantes quirúrgicos: R 2D7254I. Triflex. Allegiance. Mc Graw Park. USA.
- Soporte que simula una cara humana con sus dos órbitas. Laboratorios Alcon, Alcobendas, Madrid. España.
- Compás quirúrgico. K3-9000. Katena.
- Pinza Colibrí. R 7862. Moria.
- Llave de tres vías. Discoset.
- Vitreotomo: *ACCURUS*. Alcon-Model 800CS. Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Trocar MRV/cánula 23G. Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Sonda de vitrectomía Accurus 2500. R 8065741018. Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Sonda de iluminación 23G. R 8065750972. Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Metilcelulosa. Celoftal™. Hidroxipropil metilcelulosa 2%. 1.5 ml. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Lente de campo amplio AVI. Sistema de contacto indirecto. AF 090590.
- Soporte manual de lente de campo amplio. Moria.

- Solución salina balanceada (BSS). R 0007950072. Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA. Alcon-Cusi S. A. El Masnou, Barcelona. España.
- Jeringa 5 ml. BD PlastipakTM.
- Aguja intramuscular 21G 1/2 TW (0,8mm x 40 mm). R 305895. BD EclipseTM Needle.
- Triamcinolona acetónido 40 mg/ml (TrigonDepot®)
- Cánula de 23-gauge: Subretinal Fluid Cannula 23G (60mm) 3mm flexible tip extensión. REF 7823 CE.
- Hemostetas. Esponjas absorbentes oculares. R 581089 VispearTM eye sponge. VisitecTM. Becton Dickinson and company. Franklin Lakers. USA.
- Suero fisiológico S-500 REF 1350 CE 1275.

IV. 2. MÉTODO

IV. 2. 1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Diseñamos un estudio experimental, prospectivo, aleatorizado y con observador enmascarado.

IV. 2. 2. TÉCNICA QUIRÚRGICA

Todas las intervenciones fueron realizadas en los laboratorios Alcon (Alcobendas, Madrid) por el mismo cirujano (C. C. G.) y ayudante.

Para las intervenciones se utilizó un microscopio quirúrgico con dos binoculares que permitió la participación activa del cirujano y el ayudante. El microscopio contaba con un pedal de control que, manejado con el pie izquierdo, permitía enfocar, desplazar y variar el zoom del aparato, así como encender y apagar la fuente de luz.

IV. 2. 2. 1. PREPARACIÓN A LA VITRECTOMÍA

En primer lugar, encendemos el sistema de vitrectomía Accurus 800CS (Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth. Texas. USA) y comprobamos que la conexión de este con la bombona de gas se hallaba establecida. Una vez que el aparato se ha encendido y se ha confirmado que la presión neumática ofrecida por la bombona de gas es la adecuada, escogemos la opción “procedimiento posterior”, que permite

realizar vitrectomía posterior. A continuación, seleccionamos nuestros parámetros grabados con anterioridad en la pestaña “cirujano” y elegimos el protocolo Accurus 2500, para realizar vitrectomía 23-gauge.

Acto seguido, conectamos la vía neumática del vitreotomo a la respectiva conexión del aparato. Después, enchufamos la fibra óptica de la luz endocular al módulo externo que nos ofrece luz de xenón. Posteriormente, insertamos el cassette en el sistema de vitrectomía. Este posee dos salidas en su parte superior, una destinada a la sonda de extrusión y otra a la que insertamos la vía de aspiración del vitreotomo.

En el siguiente paso, pulsamos el botón “infusión” e insertamos la palomilla de la vía de irrigación en la conexión del aparato iluminada tras apretar dicho botón. A continuación, situamos la botella con solución salina balanceada en el mástil de la máquina a la misma altura del ojo de cerdo e introducimos la cánula metálica de la infusión en la botella. Este conducto insufla aire dentro del frasco, aplicando presión positiva en su interior y controlando así la presión de salida del suero desde la botella hacia el ojo. En el extremo de la vía de infusión se encuentra una llave de tres pasos y la cánula de irrigación, que insertaremos en la cánula transescleral temporal inferior.

Posteriormente, introducimos la sonda del vitreotomo y la de la extrusión en un recipiente con solución salina balanceada y dejamos que el sistema realice un test de comprobación. La máquina revisará la aspiración y corte del vitreotomo, así como la aspiración de la sonda de extrusión. Si las conexiones son correctas, el test será superado.

A continuación, configuramos el sistema de vitrectomía para el calibre del vitreotomo 23-gauge. El rango de aspiración mínima y máxima que estableceremos será de 80-500 mm Hg, siendo 80 mm Hg la menor aspiración ejercida y 500 mm Hg

la obtenida con el pedal pisado a fondo; mientras, el rango de frecuencia de corte del vitreotomo lo situamos entre 1000 y 2500 cortes por minuto, según estuviera el pedal pisado a fondo o al mínimo respectivamente.

Con el fin de igualar al máximo las condiciones de todos los ojos en el momento de evaluar la incarceration vítea postoperatoria, decidimos usar en todos los casos una infusión, monitorizada por el sistema VGFI (Vented Gas Forced Infusion), de 35mmHg durante la práctica de vitrectomía y una presión de 10 mmHg en el momento de la extracción de las cánulas esclerales, una vez terminada la cirugía. Durante la práctica de vitrectomía el caudal de irrigación fue siempre el suficiente para mantener el tono ocular adecuado, compensando de forma apropiada las pérdidas de contenido intraocular secundarias a la aspiración por parte del vitreotomo.

IV. 2. 2. 2. ACCESO POR VÍA PARS PLANA

Colocamos el ojo en un soporte que simula una cara humana con sus dos órbitas y que permite su fijación adecuada. Todos los ojos presentaban una midriasis adecuada para la realización de la vitrectomía. Mediante oftalmoscopia directa identificamos si el ojo a operar es izquierdo o derecho, dado que la mácula se sitúa temporal y ligeramente inferior al nervio óptico; de esta forma situamos el ojo en la órbita derecha o izquierda del soporte según corresponda.

A continuación, localizamos la *pars plana* por la que accederemos al interior del ojo. En el cerdo, la *pars plana* mide 2 mm de ancho, y se encuentra entre los 4,5 y los 6,5 mm de distancia del limbo esclerocorneal.²³⁹ Para localizar este punto, usamos un compás quirúrgico con el que medimos 5,5 mm desde el limbo esclerocorneal.

Cada una de las 3 esclerotomías transconjuntivales necesarias para realizar la vitrectomía por vía *pars plana* se crearon mediante incisiones oblicuas en los cuadrantes temporal inferior, temporal superior y nasal superior, con esclerotomos 23-gauge (0,74 mm de diámetro).²⁴⁰ De esta forma, en los ojos derechos, introducimos las cánulas destinadas al paso a la vía de infusión, la sonda del vitreotomo (manipulada por la mano dominante) y el terminal de luz (manejada por la mano no dominante) a través de los cuadrantes temporal inferior (7 horas), temporal superior (10 horas) y nasal superior (2 horas) respectivamente. Por su parte, en los ojos izquierdos insertamos las cánulas empleadas por la infusión, el vitreotomo y la iluminación a través de los cuadrantes temporal inferior (4 horas), nasal superior (10 horas) y temporal superior (2 horas) respectivamente.

Para la inserción de las cánulas, en primer lugar desplazamos la conjuntiva con una pinza e introducimos el esclerotomo de doble bisel atravesando conjuntiva y esclera de forma oblicua, describiendo un ángulo de 30° a 40° con la superficie escleral, en dirección paralela al limbo, apuntando a las 3 horas si se trata del trócar insertado en el cuadrante nasal-superior derecho o temporal-superior izquierdo, a las 6 horas si nos referimos al esclerotomo introducido en el cuadrante temporal-inferior derecho o izquierdo, y a las 9 horas si se trata del esclerotomo insertado en el cuadrante temporal-superior derecho o nasal-superior izquierdo. Cuando la primera parte del esclerotomo hubo penetrado en el ojo hasta el comienzo de la cánula, rectificamos el ángulo hasta los 90° e introducimos el resto del trocar en dirección perpendicular a la superficie escleral, apuntando al centro del globo. Al retirar el trocar, la cánula quedó introducida a través de la conjuntiva y la esclera, en una posición ligeramente inclinada.

De esta forma, insertamos la vía de infusión 23-gauge en el cuadrante inferotemporal (figura 2) y la fijamos al soporte facial con papel adhesivo. Será importante comprobar la permeabilidad de la vía de infusión antes de colocarla. Una

vez insertada, debemos visualizarla libre en la cavidad vítreo antes de abrir la infusión. La botella de suero, situada a la misma altura que el ojo a intervenir, está conectada a este por la línea de infusión, en la cual se coloca una llave de tres pasos.

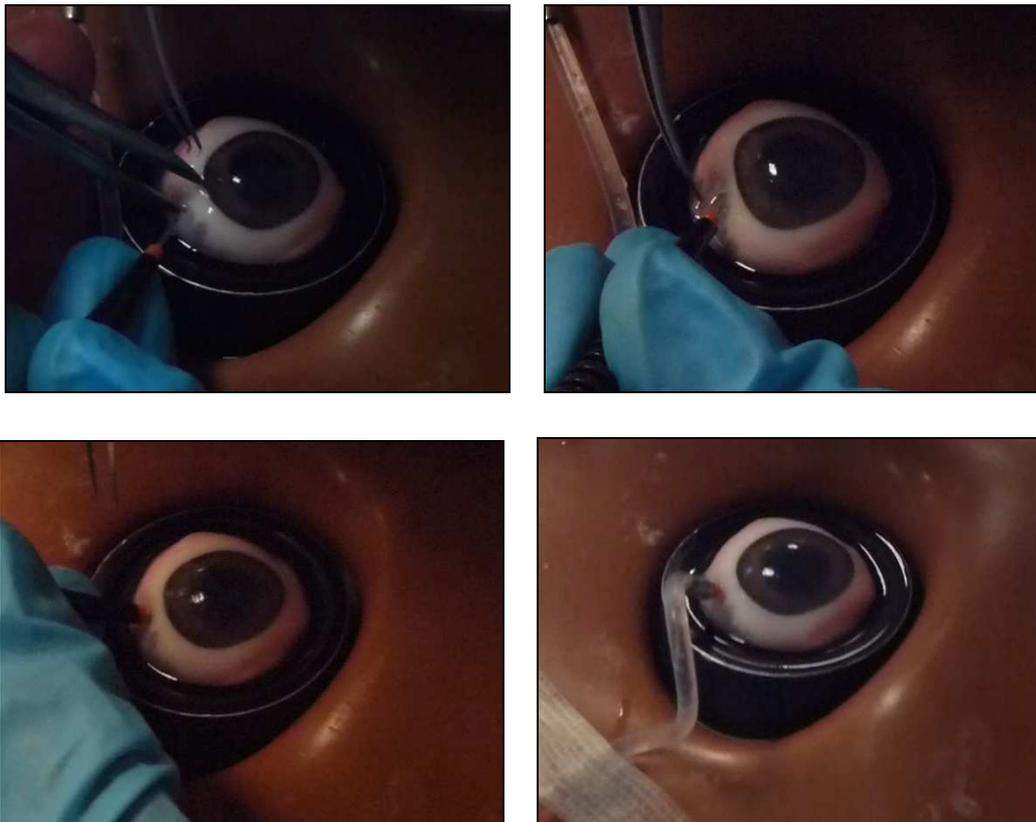


Figura 2. Arriba izquierda - Se localiza la pars plana midiendo de forma radial con compás 5,5 mm desde el limbo corneoescleral. Arriba derecha - Se inserta el esclerotomo 23-gauge de forma oblicua, hasta el inicio de la cánula. Abajo izquierda - Se rectifica la dirección del trocar y se termina de insertar de forma perpendicular a la superficie escleral. Abajo derecha - Se introduce la vía infusión en la cánula ya insertada.

A continuación, creamos las esclerotomías superiores, destinadas a la entrada de la sonda del vitreotomo, manejada por la mano dominante (figura 3) y la sonda de iluminación endocular (figura 4), manejada por la mano no dominante.

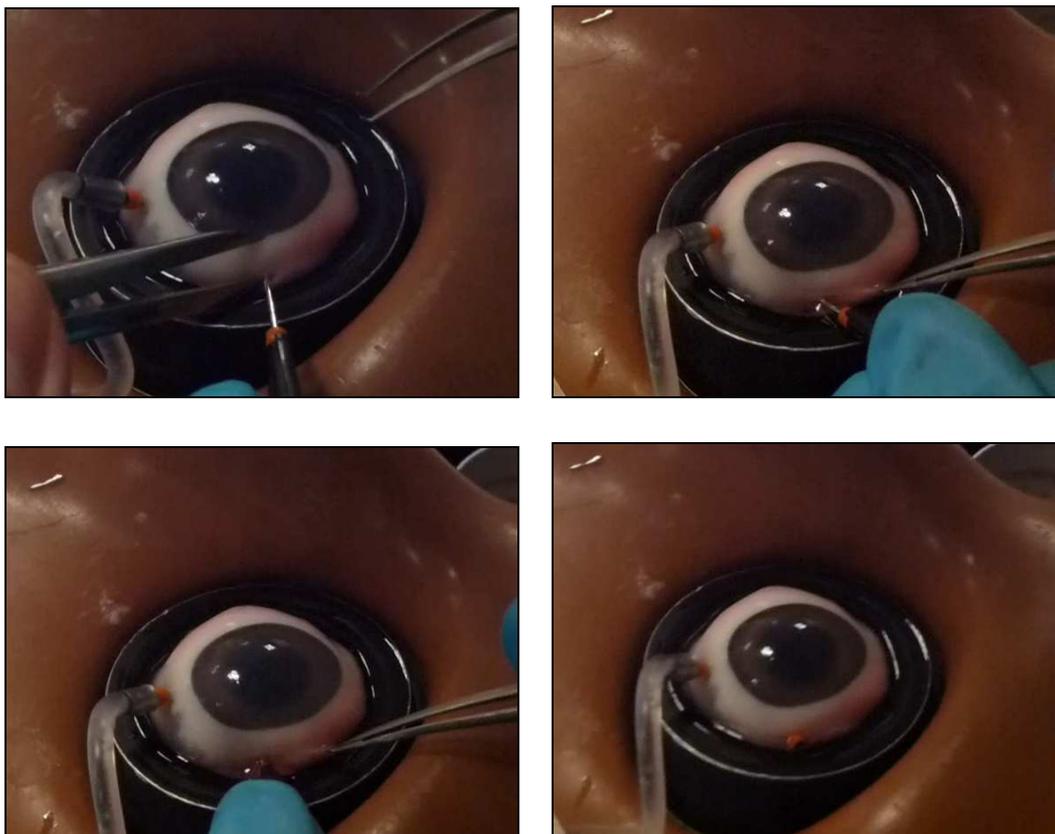


Figura 3. Arriba izquierda - Se localiza la pars plana midiendo de forma radial con compás 5,5 mm desde el limbo corneoescleral. Arriba derecha - Se inserta el esclerotomo de forma oblicua, hasta el inicio de la cánula. Abajo izquierda - Se rectifica la dirección del trocar y se termina de insertar de forma perpendicular a la superficie escleral. Abajo derecha - Se observa la cánula introducida en la esclera, ligeramente inclinada.

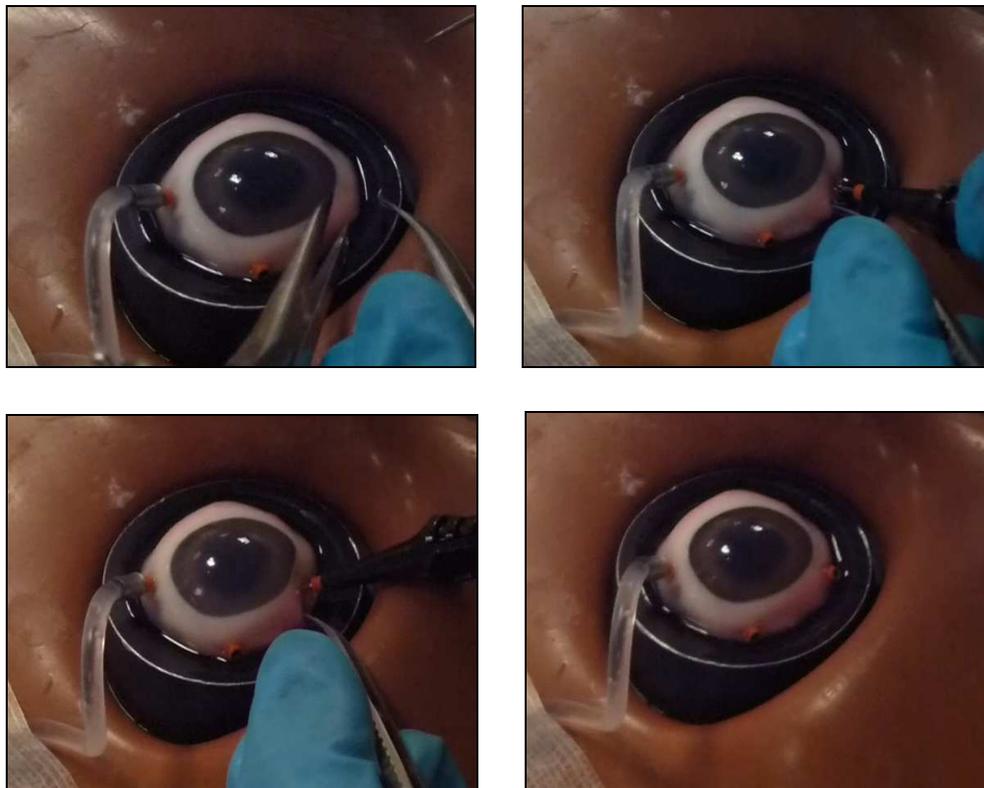


Figura 4. Arriba izquierda - Se localiza la pars plana midiendo de forma radial con compás 5,5 mm desde el limbo corneoescleral. Arriba derecha - Se inserta el esclerotomo de forma oblicua, hasta el inicio de la cánula. Abajo izquierda - Se rectifica la dirección del trocar y se termina de insertar de forma perpendicular a la superficie escleral. Abajo derecha - Se observa la cánula introducida en la esclera, ligeramente inclinada.

Por último, aplicamos metilcelulosa (Celoftal™) sobre la córnea y colocamos una lente de contacto de campo amplio sobre esta. La lente que vamos a utilizar es indirecta, por lo que necesitamos la presencia de un inversor de imagen en el microscopio quirúrgico, que nos permita obtener imágenes directas no invertidas.

IV. 2. 2. 3. VITRECTOMÍA POR VÍA *PARS PLANA*

La vitrectomía por *vía pars plana* la realizamos con el sistema de vitrectomía Accurus 800CS (figura 5), que cuenta con el sistema VGFI (Vented Gas Forced Infusion) de control de presiones.

La pieza de mano del vitreotomo consiste en un cilindro de metal con un soporte de plástico que permite su manejo con la mano dominante. En la parte distal del cilindro hay una pieza de corte, tipo guillotina, que es activada de forma neumática por el sistema de vitrectomía. La pieza de mano del vitreotomo está conectada al Accurus por dos vías, una neumática que activa el mecanismo de corte y otra de aspiración. La fuente de iluminación endocular procede de un módulo externo anexo que nos ofrece luz de xenón. A través de una fibra óptica, la luz es transmitida hasta la sonda de iluminación.

El control del vitreotomo se realiza mediante el pedal. El modo de vitrectomía 3D nos permite controlar de forma eficaz el vacío aplicado y la frecuencia de corte de la cabeza del vitreotomo en las diferentes etapas de la cirugía. De esta forma, a mayor profundidad de pisada del pedal, la presión de aspiración aumenta y el número de cortes por minuto disminuye, y viceversa. Así, al realizar en primer lugar la vitrectomía central, pisamos en mayor grado el pedal, obteniendo tasas de aspiración altas y velocidades de corte bajas. Una vez realizada esta fase, practicamos la vitrectomía periférica. En ella, pisamos en menor grado el pedal de control, obteniendo tasas de aspiración bajas y velocidades de corte altas. De esta manera, al trabajar en las proximidades de la retina, adquirimos una actitud quirúrgica más conservadora.

Durante la vitrectomía, mantendremos una presión de infusión constante de 35 mm Hg.

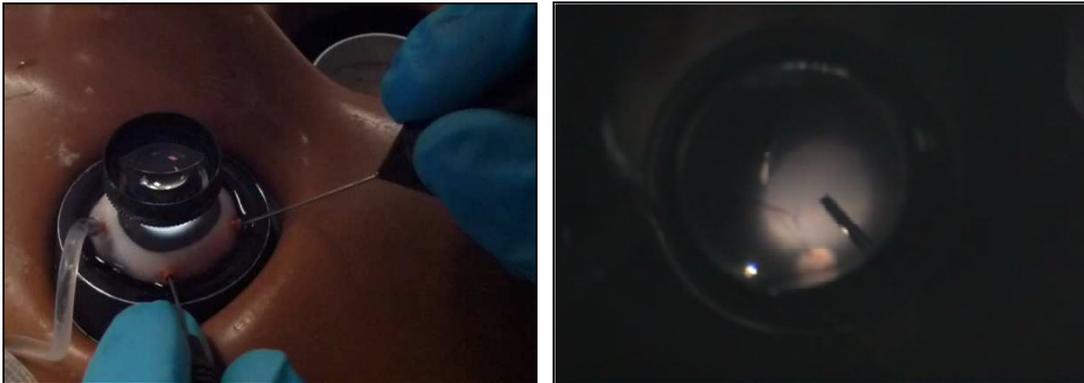


Figura 5. Vitrectomía por vía pars plana en desarrollo.

Una vez concluida la cirugía, retiramos las sondas del vitreotomo y de la iluminación endocular, y confirmamos que la vitrectomía periférica ha sido eficaz, comprobando la salida libre de solución salina balanceada intraocular a través de las cánulas que dejamos sin tapar.

IV. 2. 2. 4. INTRODUCCIÓN DE TRIAMCINOLONA ACETÓNIDO 40 mg/ml (TrigonDepot®)

Una vez terminada la vitrectomía, el cirujano ayudante interrumpe la entrada al ojo de solución salina balanceada a nivel de la llave de tres pasos y carga triamcinolona acetónido 40 mg/ml (TrigonDepot®) en una jeringa de 5 ml utilizando una aguja de 21-gauge. A continuación, establecemos una presión de infusión de 10 mmHg, extraemos la sonda del vitreotomo e introducimos a través de su cánula escleral 1 ml de dicha solución de triamcinolona acetónido, mediante una cánula 23-gauge con punta de silicona (Figura 6).



Figura 6. Inyección de triamcinolona acetónido en la cavidad intravítrea.

IV. 2. 2. 5. RETIRADA DE CÁNULAS

Al finalizar la vitrectomía y con una presión de infusión de 10 mmHg, retiramos las cánulas superiores con una pinza siguiendo el trayecto oblicuo de las incisiones. Para ello, durante la extracción canular, introducimos en 59 de los ojos escogidos aleatoriamente, la sonda de luz en el interior de las cánulas destinadas durante la cirugía al paso de dicha iluminación, y deslizamos la cánula a lo largo de esta sonda de luz hasta extraerla completamente (figura 7). En esos 59 ojos extrajimos además, las cánulas destinadas al paso del vitreotomo durante la cirugía, con el tapón canular insertado.

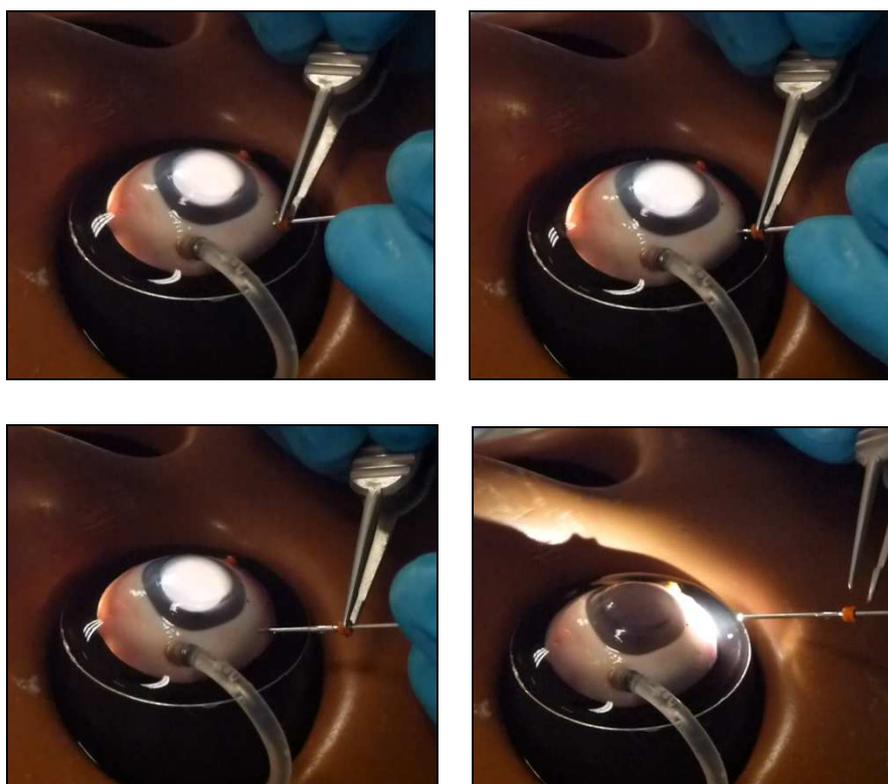


Figura 7. Arriba izquierda – Introducimos la sonda de la luz a través de la cánula empleada por ese mismo terminal durante la cirugía y atrapamos el collarite de la cánula con una pinza. Arriba derecha – Traccionamos de la cánula con la pinza, siguiendo el trayecto oblicuo de la incisión. Abajo izquierda – Extraemos la cánula deslizando por el terminal de luz. Abajo derecha – Extraemos el terminal de luz.

Por otro lado, en los 59 ojos restantes realizamos la maniobra contraria, es decir, retiramos las cánulas empleadas por la luz endocular con el tapón insertado, y las cánulas utilizadas por la sonda del vitreotomo introduciendo el terminal de iluminación a su través.

Por su parte, las cánulas empleadas por la vía de infusión en los 118 ojos fueron extraídas con el propio terminal de irrigación insertado.

Una vez retirada cada una de las cánulas, masajeamos la conjuntiva a nivel de la entrada escleral con una hemosteta, aplicando una ligera presión durante varios segundos.

IV. 2. 2. 6. ESTUDIO DE LA PRESENCIA DE INCARCERACIÓN VÍTREA

IV. 2. 2. 6. 1. Estudio mediante OCT anterior

Una vez retiradas las cánulas, analizamos las incisiones esclerales superiores (destinadas al paso de la sonda del vitreotomo o del terminal de iluminación durante la cirugía) mediante OCT anterior (Visante AS-OCT system, Carl Zeiss Inc., Dublin, CA, USA). Para ello, sujetamos el ojo a nivel de la porción extraocular del nervio óptico con una pinza y colocamos la incisión a estudiar frente al escáner de OCT.

Analizamos las esclerotomías superiores de los 118 ojos mediante el protocolo *Raw High Resolution*. Situamos la luz del escáner de OCT sobre las esclerotomías y evaluamos el trayecto y el extremo interno de la incisión. Realizamos tres medidas y seleccionamos aquella que mejor mostrara la estructura a estudiar.

Una vez realizadas las OCT sobre todas las esclerotomías, un observador enmascarado (J. B. H.) valoró la presencia de incarceration vítrea incisional clasificándola en grados, de forma que el *grado 0* correspondía a la ausencia de imagen de material hiperecogénico atrapado en el extremo interno del túnel escleral (figura 8), el *grado 1* se definió como la presencia de una brida delgada de material hiperecogénico en el túnel escleral o entrando hacia el mismo (figura 9) y el *grado 2* como la existencia de una brida hiperecogénica de tamaño grueso a nivel de la esclerotomía o entrando hacia la misma (figura 10).

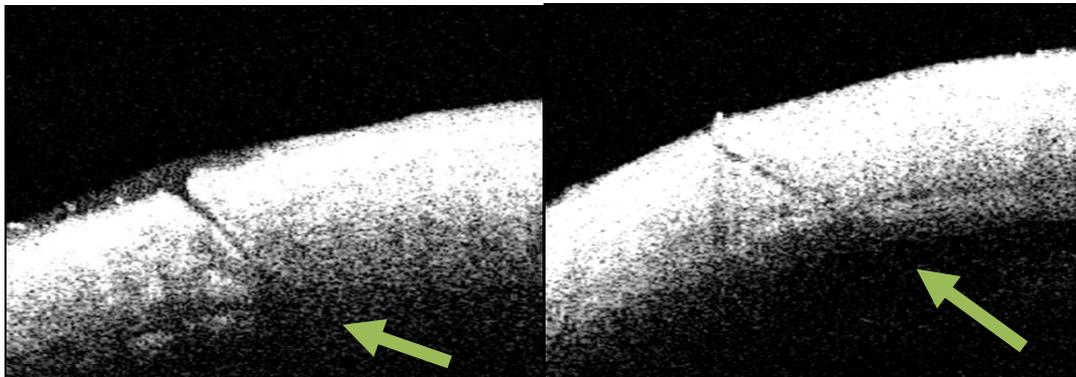


Figura 8. Imágenes de OCT anterior. Incarceración vítrea grado 0.

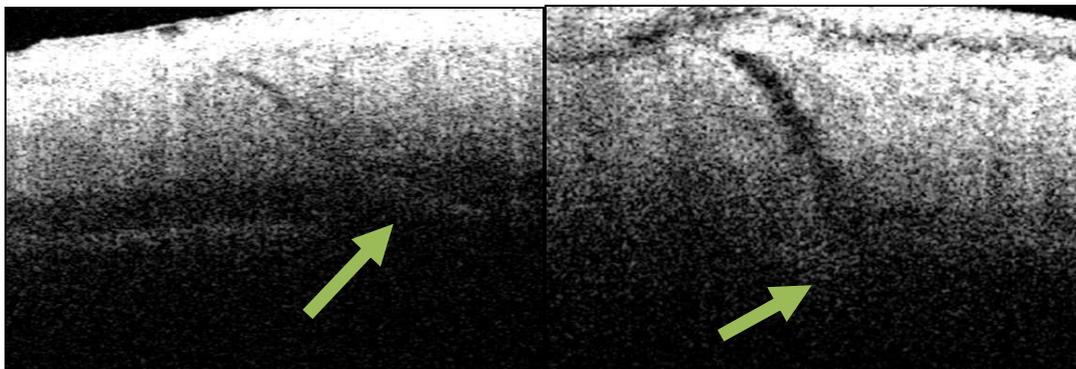


Figura 9. Imágenes de OCT anterior. Incarceración vítrea grado 1.

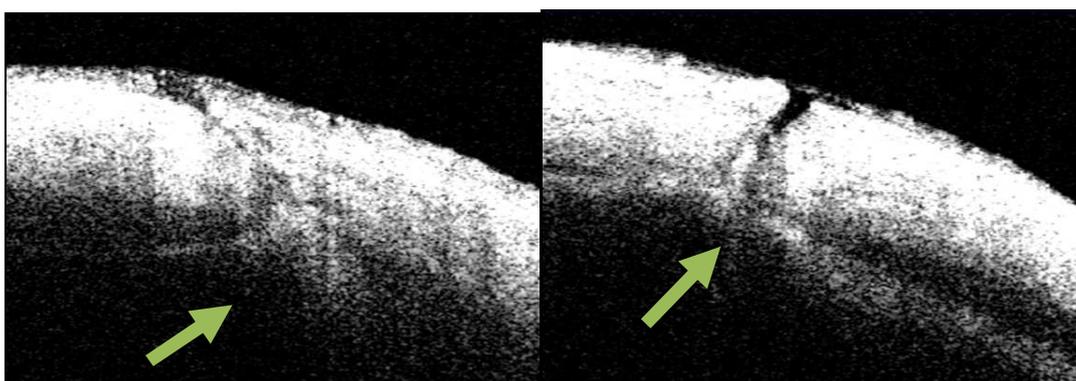


Figura 10. Imágenes de OCT anterior. Incarceración vítrea grado 2.

IV. 2. 2. 6. 2. Estudio mediante BMU

Una vez analizadas las incisiones con la OCT de segmento anterior, evaluamos las esclerotomías superiores mediante BMU (UBM 840, Zeiss-Humphrey, San Leandro, California, USA). Para ello, colocamos el ojo en un recipiente que contenía suero fisiológico y situamos la sonda de la BMU sobre la esclerotomía a estudiar sin contactar con el globo ocular, analizando su trayecto completo hasta el extremo interno de la incisión. De esta forma, capturamos tres imágenes de cada esclerotomía, seleccionando para el análisis la que mejor mostraba la morfología de la incisión.

Una vez tomadas las imágenes, un observador enmascarado (J. B. H.) valoró la presencia de incarceration vítreo incisional clasificándola en grados, de forma que el *grado 0* correspondía a la ausencia de material hiperecogénico atrapado en el extremo interno del túnel escleral (figura 11), el *grado 1* se definió como la presencia de una brida delgada de material hiperecogénico en el túnel escleral o entrando hacia el mismo (figura 12) y el *grado 2* como la existencia de una brida hiperecogénica de tamaño grueso a nivel de la esclerotomía o entrando hacia la misma (figura 13).

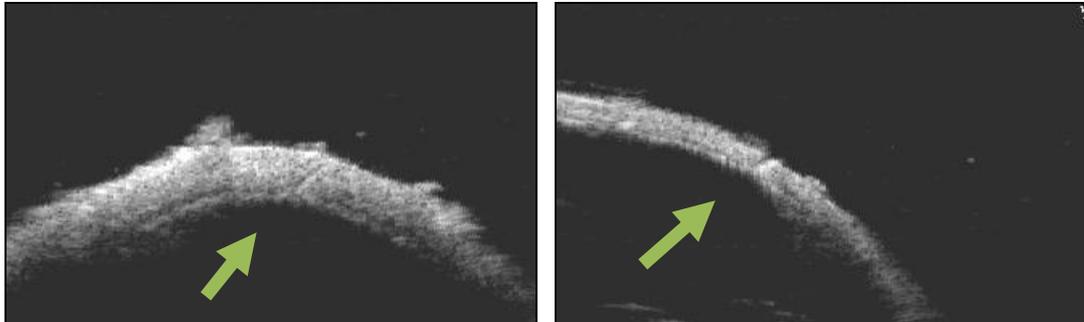


Figura 11. Imágenes de BMU. Incarceración vítreo grado 0.

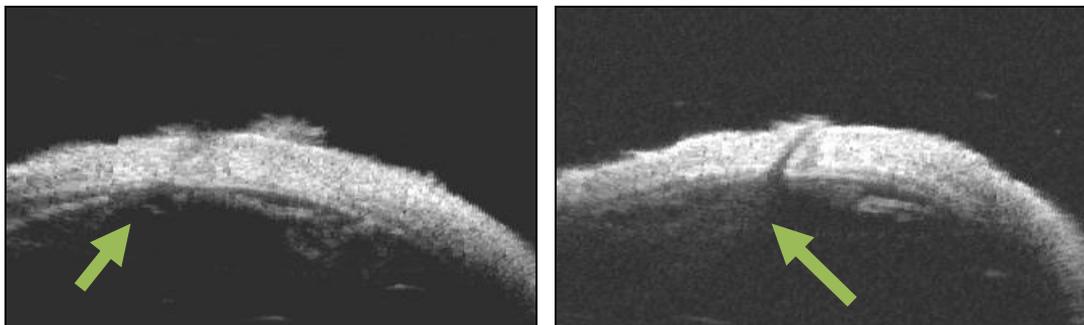


Figura 12. Imágenes de BMU. Incarceración vítreo grado 1.

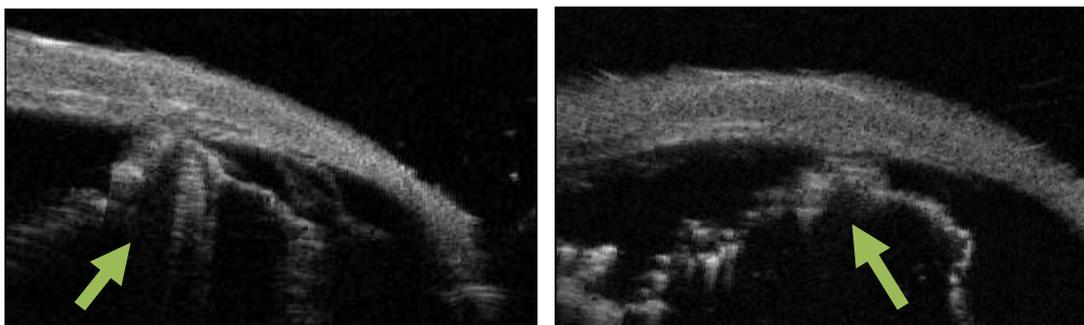


Figura 13. Imágenes de BMU. Incarceración vítreo grado 2.

IV. 2. 2. 6. 3. Estudio mediante visualización directa bajo biomicroscopía anterior

Por último, seccionamos cada ojo en dos mitades mediante un corte coronal a nivel ecuatorial. Para ello en primer lugar, realizamos una incisión escleral paralela al limbo corneoescleral de aproximadamente 1 cm con un bisturí nº 15, a nivel del ecuador del globo. Acto seguido, introducimos por la incisión una de las ramas de una tijera tipo wescott y completamos el corte del globo ocular a lo largo de los 360°, quedando expuesta la cara posterior del cristalino y la mitad anterior de la cavidad vítea tapizada por la *pars plicata*, la *pars plana* y la retina. A continuación, un ayudante sujeta el ojo con una pinza, lo sitúa frente a la lámpara de hendidura y realiza tres fotografías, seleccionando para el análisis la que mejor mostraba la morfología de la incisión.

Un observador enmascarado (J. B. H.) evaluó sobre las imágenes tomadas la presencia de bridas víteas incisionales teñidas de blanco por la triamcinolona acetónido y las clasificó en grados de forma que el *grado 0* correspondía a la ausencia de atrapamiento víteo incisional (figura 14), el *grado 1* se definió como la presencia de tractos víteos delgados o un pequeño remolino entrando por el extremo interno de la esclerotomía (figura 15) y el *grado 2* como la existencia de bridas víteas gruesas o un remolino víteo importante entrando en la esclerotomía (figura 16).

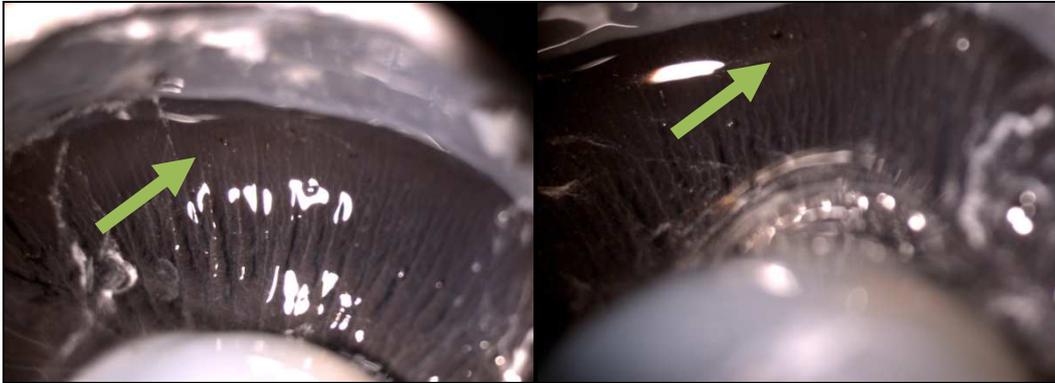


Figura 14. Visualización interna directa mediante biomicroscopía anterior. Incarceración vítreo grado 0.

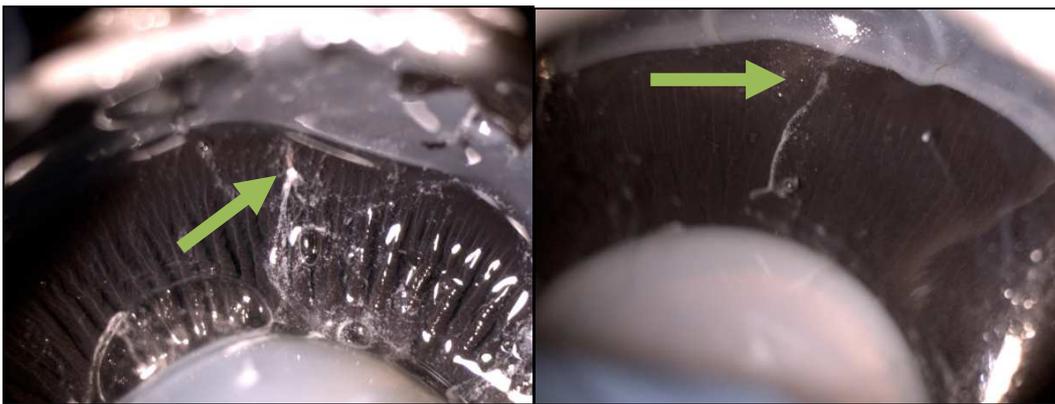


Figura 15. Visualización interna directa mediante biomicroscopía anterior. Incarceración vítreo grado 1.



Figura 16. Visualización interna directa mediante biomicroscopía anterior. Incarceración vítreo grado 2.

IV. 2. 3. VARIABLES ESTUDIADAS

Consideramos como variable dependiente la presencia de incarceration vítea. Se trata de una variable de naturaleza cualitativa dicotómica, cuando consiste en presencia o ausencia de atrapamiento. Por su parte, se trata de una variable cualitativa, politómica y ordinal en su tratamiento estadístico cuando el vítreo incisional se clasifica en grados 0, 1 ó 2.

Por otro lado, consideramos como variable independiente de naturaleza cualitativa nominal y dicotómica la técnica de extracción canular (retirada canular con la sonda de luz introducida, o con el tapón canular insertado). Finalmente, la técnica de visualización del vítreo incisional (OCT anterior, BMU y visualización directa) se trata de una variable independiente de naturaleza cualitativa nominal.

IV. 2. 4. MÉTODO ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de los datos se ha realizado con el programa SPSS 17.0.

El estudio comparativo de la tasa de esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo o la sonda de iluminación que mostraron incarceration, en función de la técnica de extracción canular practicada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón canular insertado), se realizó mediante el Test Exacto de Fisher para comparación de dos proporciones independientes. Este análisis se llevó a cabo con cada uno de los tres métodos de imagen considerados (OCT anterior, BMU y visualización directa). Este mismo estudio fue repetido sin considerar el uso al que fueron destinadas las esclerotomías.

El análisis comparativo del grado de incarceration vítea hallado en las esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo o la sonda de luz, en función de la técnica de extracción canular practicada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón canular insertado), se realizó mediante el test de los rangos de Wilcoxon o U de Mann-Whitney, para comparación de dos distribuciones independientes con orden. Este análisis se repitió con cada uno de los tres métodos de visualización considerados. El test U de Mann-Whitney se utilizó también para comparar el grado de incarceration sin considerar el uso al que se destinó la esclerotomía.

Por su parte, el estudio comparativo de los resultados (número de esclerotomías empleadas por sonda del vitreotomo o sonda de luz que presentaron incarceration) obtenidos con los diferentes métodos de exploración utilizados (OCT anterior, BMU y visualización directa) se realizó mediante el test de dos

proporciones apareadas de McNemar, aplicando a continuación el test exacto de Fisher para comprobar el grado de asociación existente entre los métodos de exploración evaluados.

Finalmente, el análisis comparativo del grado de incarceration vítea hallado en las esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo o la sonda de luz, mediante los diferentes métodos de exploración utilizados, se realizó usando el test de los rangos con signo de Wilcoxon. A continuación, evaluamos el grado de asociación existente entre los métodos de exploración empleados mediante los coeficientes de correlación no paramétricos Rho de Spearman (R) y Tau b de Kendall (T).

V. RESULTADOS

V. 1. ESTUDIO DESCRIPTIVO

V. 1. 1. POBLACIÓN INCLUIDA EN EL ESTUDIO

En primer lugar, seleccionamos 126 ojos de cerdo. De entre todos ellos, realizamos vitrectomía sobre 120 ojos, después de aplicar los criterios de exclusión. Los motivos por los que excluimos 6 ojos del primer grupo fueron los siguientes:

Defectos conjuntivales: n = 3

Escleromalacia local: n = 1

Opacidad de córnea: n = 1

Opacidad de cristalino: n = 1



Figura 17 – Diagrama de sectores. Población inicial sobre la que se aplicaron los criterios de exclusión.

A su vez, aplicamos los criterios de exclusión sobre el grupo de ojos operados, extrayendo una muestra final de estudio 118 ojos de cerdo. Los motivos por los que excluimos 2 de los ojos vitrectomizados fueron los siguientes:

Desprendimientos de retina iatrogénico: $n = 1$ (0,85%)

Dislocación de cristalino a cavidad vítreo: $n = 1$ (0,85%)

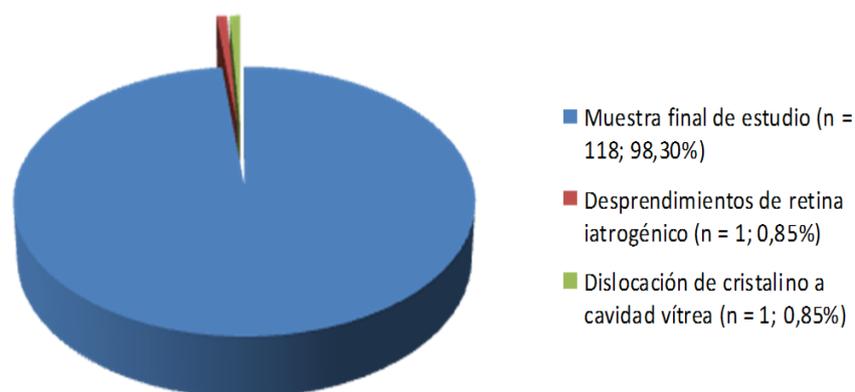


Figura 18– Diagrama de sectores. Población vitrectomizada sobre la que se aplicaron los criterios de exclusión.

**V. 1. 2. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA,
SIN DIFERENCIAR DICHA PRESENCIA EN GRADOS (G0 vs G1 + G2)**

**V. 1. 2. 1. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN
VÍTREA UTILIZANDO LOS DIFERENTES MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN**

**V. 1. 2. 1. 1. Esclerotomías que muestran incarceration
vítrea mediante OCT**

**V. 1. 2. 1. 1. 1. Proporción de esclerotomías
totales que muestran incarceration vítrea**

Presencia de incarceration vítrea: 16 esclerotomías del total de 236 (6,78%).

Ausencia incarceration vítrea: 220 esclerotomías del total de 236 (93,22%).

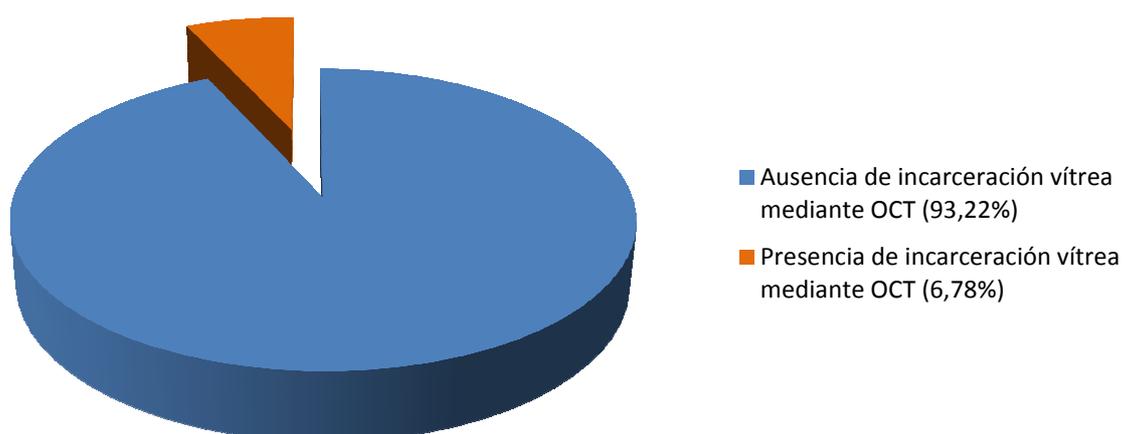


Figura 19– Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea, mediante OCT.

V. 1. 2. 1. 1. 2. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítrea en función de su uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que mostraron incarceration vítrea mediante OCT: 8 de las 118 (6,78%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que mostraron incarceration vítrea mediante OCT: 8 de las 118 (6,78%).

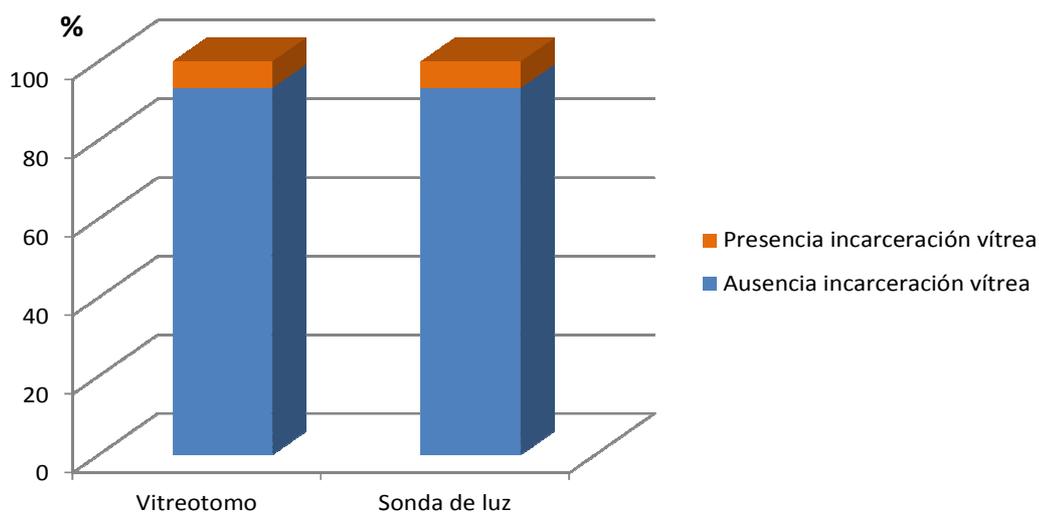


Figura 20 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea, mediante OCT, atendiendo al uso.

V. 1. 2. 1. 1. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz en su interior, que mostraron incarceration vítreo mediante OCT: 3 de las 118 (2,54%).

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular insertado, que mostraron incarceration vítreo mediante OCT: 13 de las 118 (11,01%).

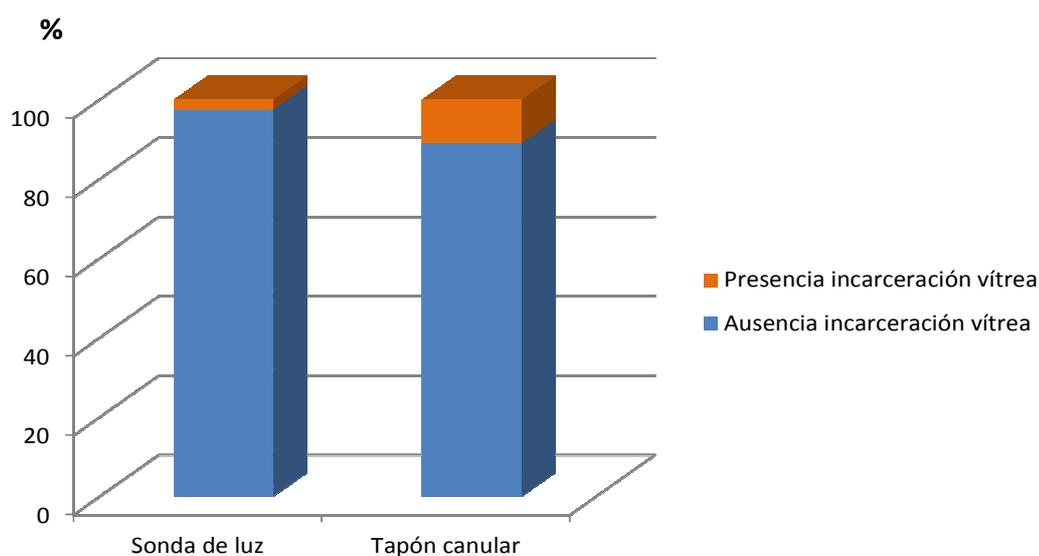


Figura 21 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante OCT, en función de la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 1. 1. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 2 mostraron incarceration vítreo mediante OCT (3,39%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 6 mostraron incarceration (10,7%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 1 mostró incarceration vítreo mediante OCT (1,69%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 7 mostraron incarceration (11,86%).

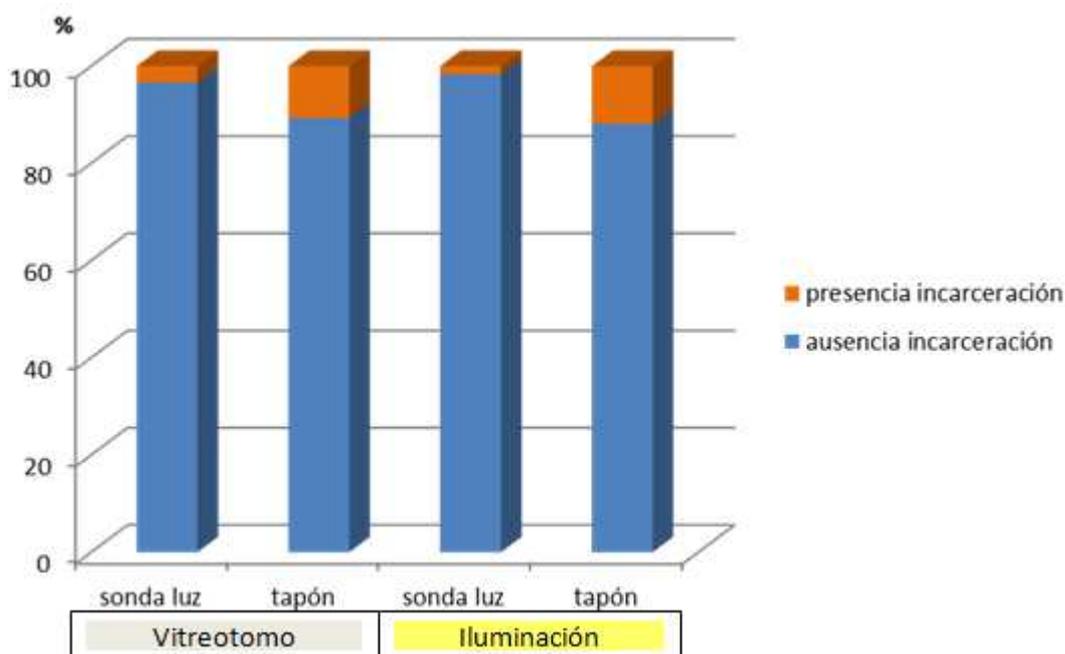


Figura 22– Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante OCT, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 1. 2. Esclerotomías que muestran incarceration vítrea mediante BMU

V. 1. 2. 1. 2. 1. Proporción de esclerotomías totales que muestran incarceration vítrea

Presencia de incarceration vítrea incisional: 127 esclerotomías de las 236 analizadas (53,81%).

Ausencia de incarceration vítrea incisional: 109 esclerotomías de las 236 analizadas (40,19%)

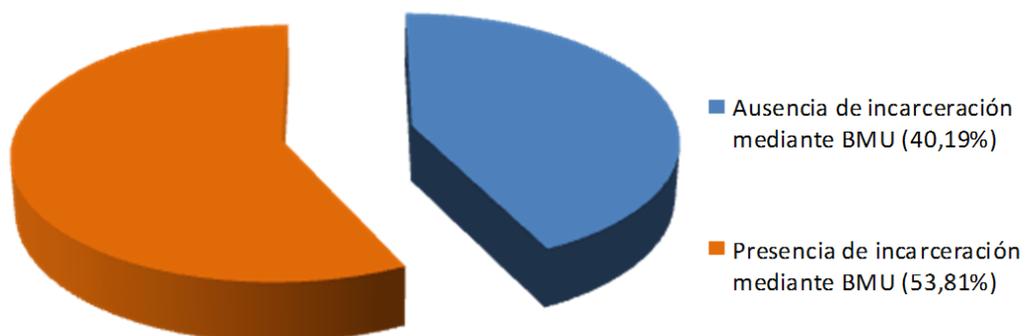


Figura 23 – Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea, mediante BMU.

V. 1. 2. 1. 2. 2. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítea en función del uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que mostraron incarceration vítea mediante BMU: 66 de las 118 (55,93%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que mostraron incarceration vítea mediante BMU: 61 de las 118 (51,69%).

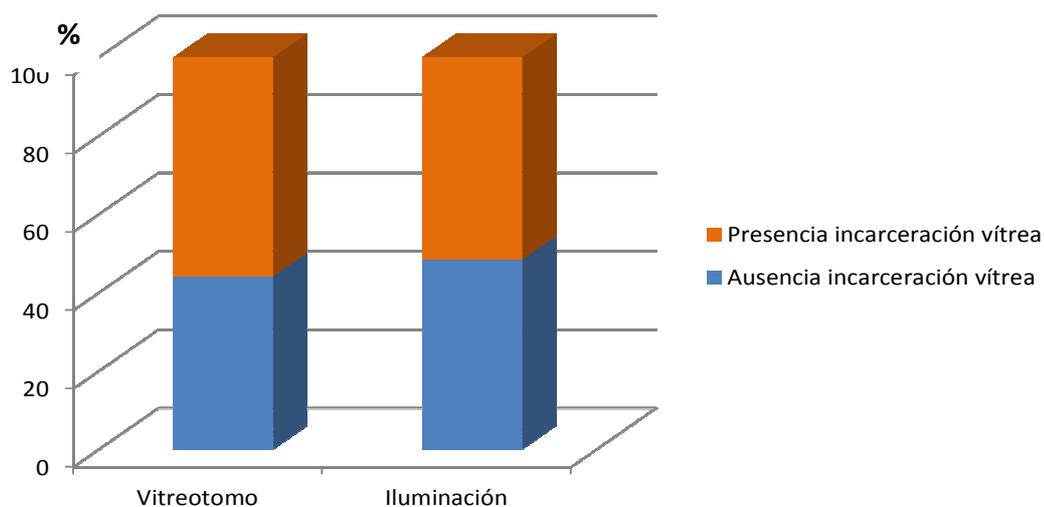


Figura 24 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítea, mediante BMU, en función del uso.

V. 1. 2. 1. 2. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz en su interior, que mostraron incarceration vítreo mediante BMU: 46 de las 118 (38,98%).

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular insertado, que mostraron incarceration vítreo mediante BMU: 81 de las 118 (68,64%).

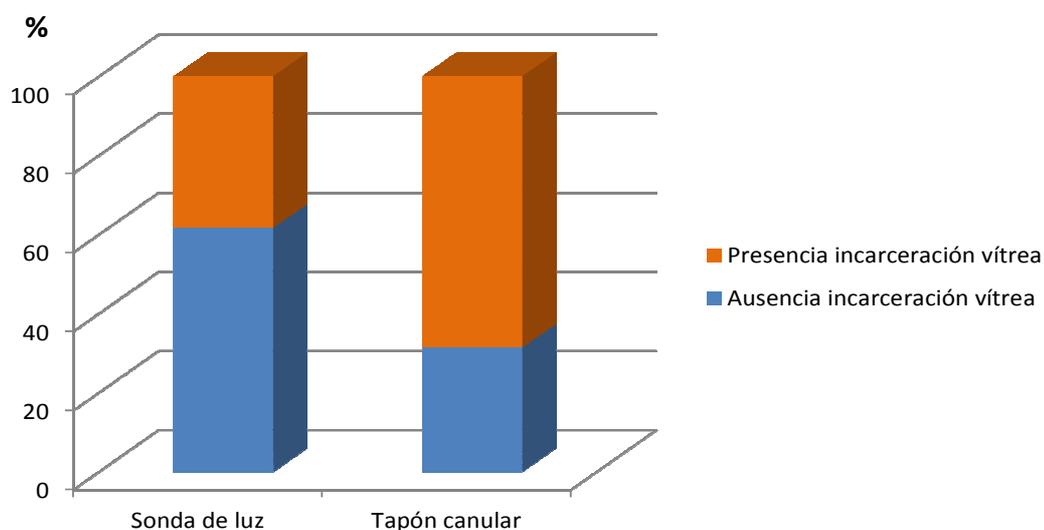


Figura 25 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante BMU, en función de la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 1. 2. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 24 mostraron incarceration vítreo mediante BMU (40,68%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 42 mostraron incarceration (71,19%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 22 mostraron incarceration vítreo mediante BMU (37,29%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 39 mostraron incarceration (66,10%).

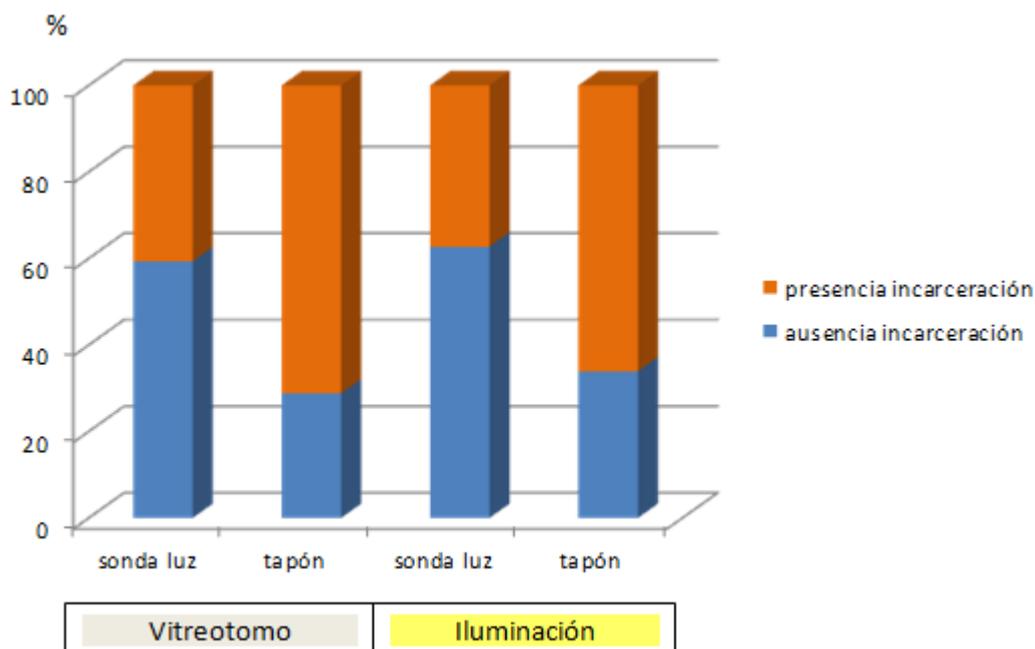


Figura 26 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante BMU, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 1. 3. Esclerotomías que muestran incarceration vítrea mediante visualización directa

V. 1. 2. 1. 3. 1. Proporción de esclerotomías totales que muestran incarceration vítrea

Presencia de incarceration vítrea incisional: 224 esclerotomías de las 236 analizadas (94,92%).

Ausencia de incarceration vítrea incisional: 12 esclerotomías de las 236 analizadas (5,08%).

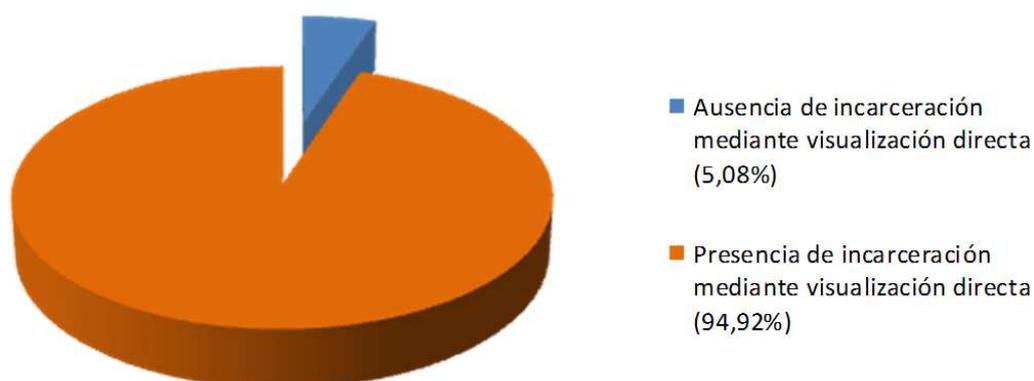


Figura 27 – Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea, mediante visualización directa.

V. 1. 2. 1. 3. 2. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítrea en función del uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que mostraron incarceration vítrea mediante visualización directa: 111 de las 118 (94,07%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que mostraron incarceration vítrea mediante visualización directa: 113 de las 118 (95,76%).

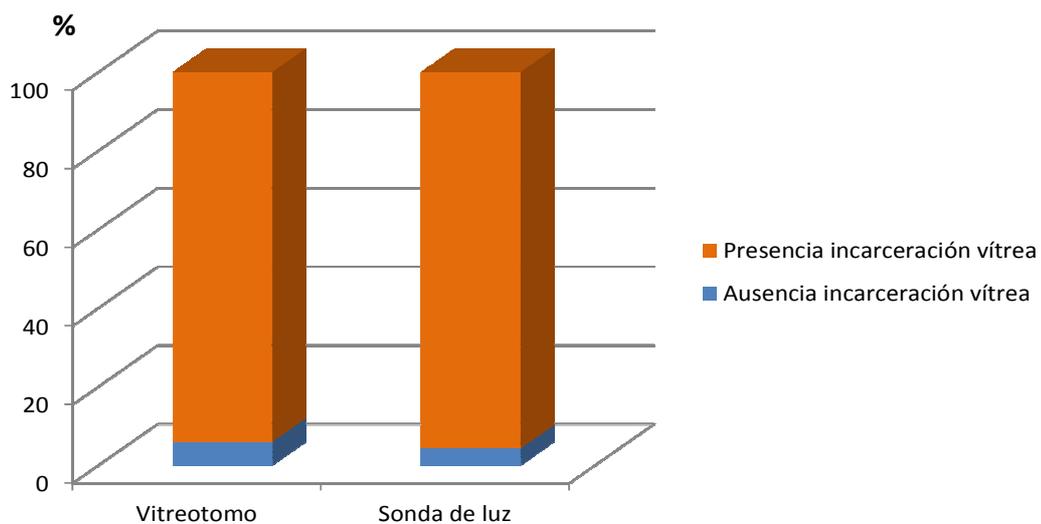


Figura 28 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea, mediante visualización directa, atendiendo al uso.

V. 1. 2. 1. 3. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration en función de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz en su interior, que mostraron incarceration vítreo mediante visualización directa: 111 de las 118 (94,06%).

Esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular insertado, que mostraron incarceration vítreo mediante visualización directa: 113 de las 118 (95,76%).

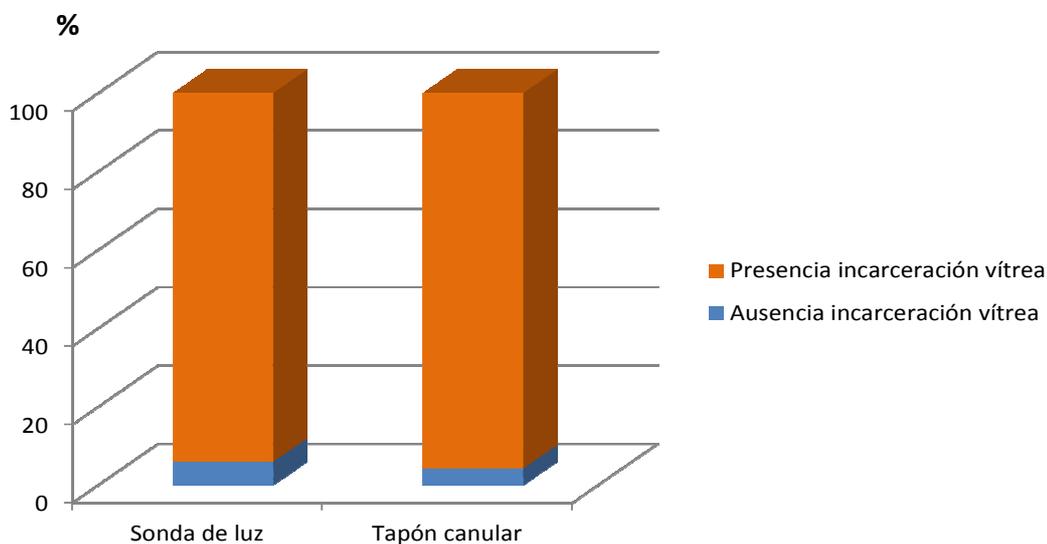


Figura 29 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante visualización directa, en función de la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 1. 3. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 55 mostraron incarceration vítreo mediante visualización directa (93.22%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 56 mostraron incarceration (94,92%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 56 mostraron incarceration vítreo mediante visualización directa (94.92%); de las 59 cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 57 mostraron incarceration (96,61%).

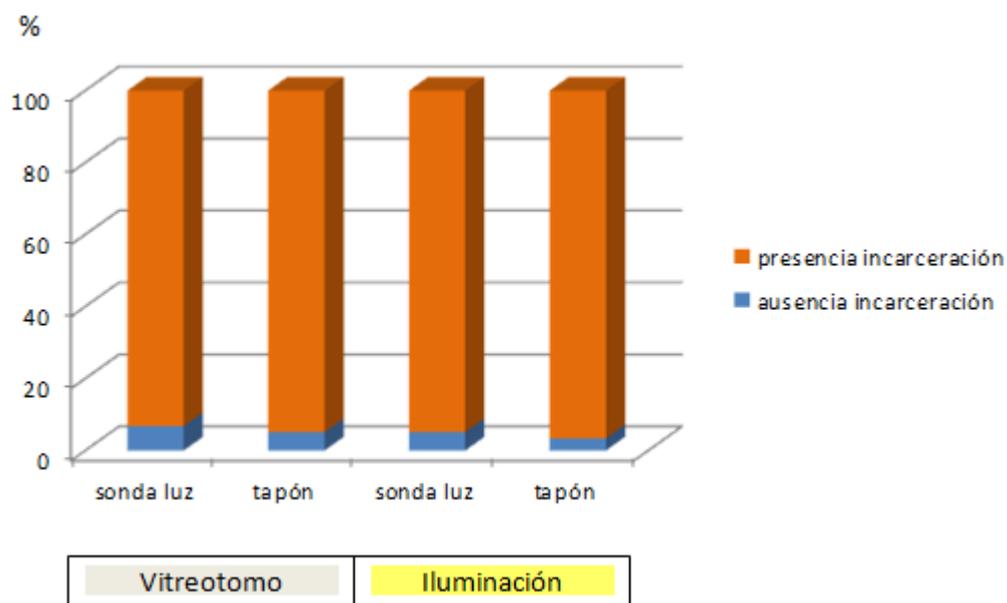


Figura 30 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo, mediante visualización directa, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular.

V. 1. 3. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA, DISTINGUIENDO DICHA PRESENCIA EN GRADOS (G0 + G1 + G2)

V. 1. 3. 1. ESCLEROTOMÍAS QUE MUESTRAN INCARCERACIÓN VÍTREA UTILIZANDO LOS DIFERENTES MÉTODOS DE VISUALIZACIÓN

V. 1. 3. 1. 1. Esclerotomías que muestran incarceration vítreo mediante OCT

V. 1. 3. 1. 1. 1. Proporción de esclerotomías totales que muestran incarceration vítreo

- **G0**: 220 esclerotomías de las 236 analizadas (93,22%),
- **G1**: 12 esclerotomías de las 236 analizadas (5,08%),
- **G2**: 4 esclerotomías de las 236 analizadas (1,69%).

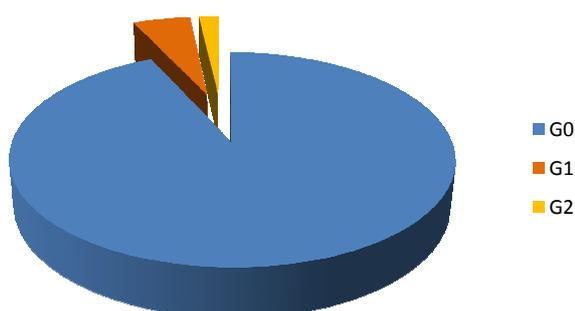


Figura 31 - Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante OCT.

V. 1. 3. 1. 1. 2. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítrea en función del uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo, que muestran mediante OCT, presencia de incarceration vítrea en grados: *G0* 110 de las 118 (93,23%), *G1* 6 de las 118 (5,08%) y *G2* 2 de las 118 (1,69%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación, que muestran mediante OCT, presencia de incarceration vítrea en grados: *G0* 110 de las 118 (93,23%), *G1* 6 de las 118 (5,08%) y *G2* 2 de las 118 (1,69%).

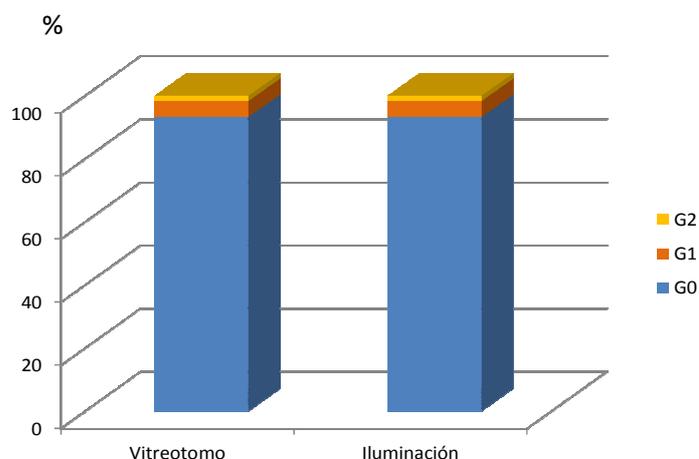


Figura 32 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea distinguida en grados, mediante OCT, atendiendo al uso.

V. 1. 3. 1. 1. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función de la técnica de extracción canular utilizada

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz insertada que fueron exploradas mediante OCT: En 115 casos no se halló incarceration vítreo (97,46%), en 3 de los casos se halló incarceration grado 1 (2,54%) y en ningún caso, incarceration grado 2.

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado que fueron exploradas mediante OCT: En 105 casos no se halló incarceration vítreo (88,98%), en 9 de los casos se halló incarceration grado 1 (7,62%) y en 4 casos, incarceration grado 2 (3,38%).

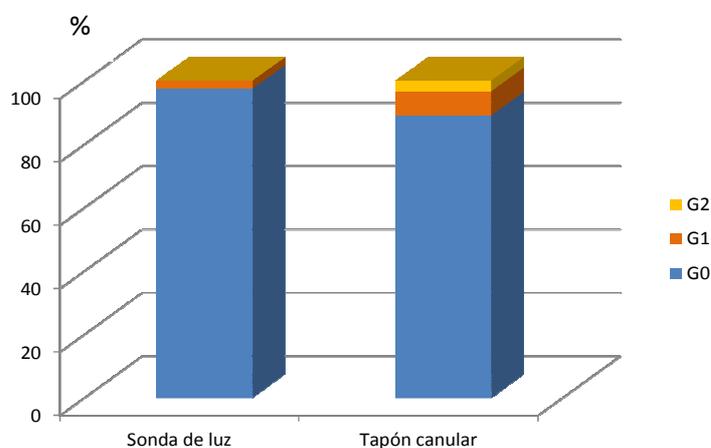


Figura 33 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante OCT, en función de la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 3. 1. 1. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que fueron exploradas mediante OCT: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 57 (96,61%) fueron clasificadas como G0 mediante OCT, 2 (3,39%) G1 y 0 (0%) G2; por su parte, de las 59 esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 53 (89,83%) fueron clasificadas G0, 4 (6,78%) G1 y 2 (3,39%) G2.

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que fueron exploradas mediante OCT: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 58 (98,31%) fueron clasificadas como G0 mediante OCT, 1 (1,69%) G1 y 0 (0%) G2; por su parte, de las 59 esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón canular, 52 (88,14%) fueron clasificadas G0, 5 (8,47%) G1 y 2 (3,39%) G2.

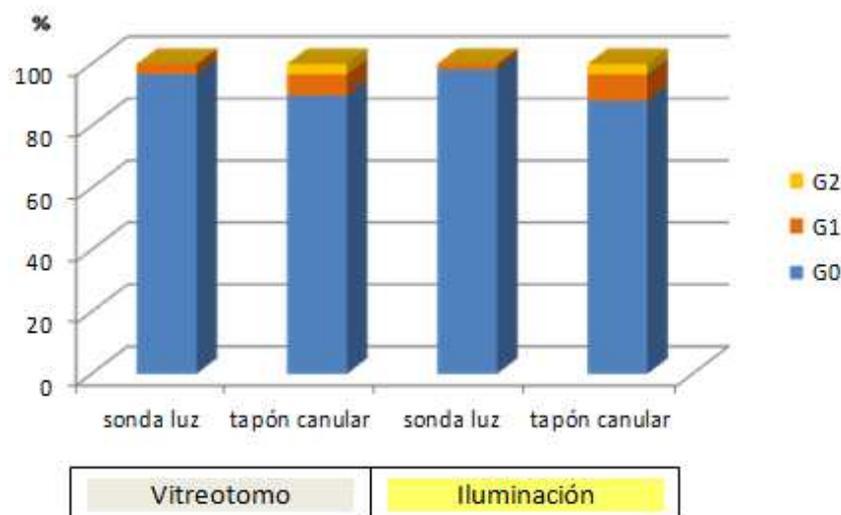


Figura 34 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante OCT, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular.

V. 1. 3. 1. 2. Esclerotomías que muestran incarceration vítea mediante BMU

V. 1. 3. 1. 2. 1. Proporción de esclerotomías totales que muestran incarceration vítea

- **G0**: 110 esclerotomías de las 236 analizadas (46,61%),
- **G1**: 60 esclerotomías de las 236 analizadas (25,42%),
- **G2**: 66 esclerotomías de las 236 analizadas (27,97%).

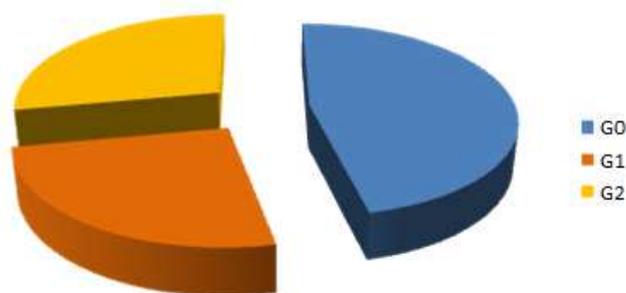


Figura 35 – Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítea distinguida en grados, mediante BMU.

V. 1. 3. 1. 2. 2. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que mostraron, mediante BMU, presencia de incarceration vítreo en grados: *G0* 52 de las 118 (44,07%), *G1* 31 de las 118 (26,27%) y *G2* 35 de las 118 (29,66%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que mostraron, mediante BMU, presencia de incarceration vítreo en grados: *G0* 58 de las 118 (49,15%), *G1* 29 de las 118 (24,58%) y *G2* 31 de las 118 (26,27%).

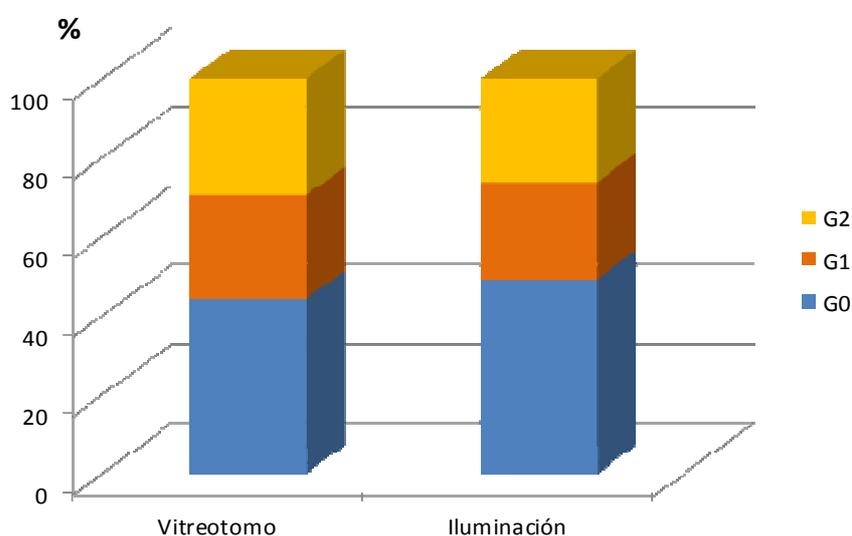


Figura 36 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante BMU, atendiendo al uso.

V. 1. 3. 1. 2. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítrea en función de la técnica de extracción canular utilizada

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz insertada, que fueron exploradas mediante BMU: En 73 casos no se halló incarceration vítrea (61,86%), en 30 de los casos se halló incarceration grado 1 (25,42%) y en 15 casos, incarceration grado 2 (12,71%).

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado, que fueron exploradas mediante BMU: En 37 casos no se halló incarceration vítrea (31,35%), en 30 de los casos se halló incarceration vítrea grado 1 (25,42%) y en 51 casos, incarceration grado 2 (43,22%).

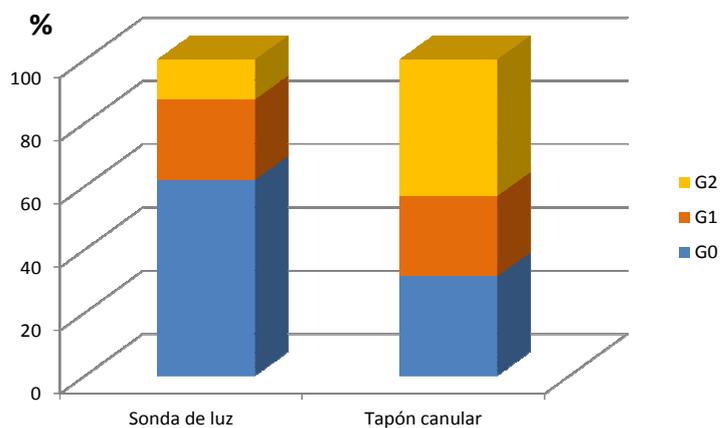


Figura 37 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea distinguida en grados, mediante BMU, atendiendo a la técnica de extracción canular.

V. 1. 3. 1. 2. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo, que fueron exploradas mediante BMU: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 35 (59,32%) fueron clasificadas como G0 mediante BMU, 17 (28,81%) G1 y 7 (11,86%) G2; por su parte, de las 59 esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón, 17 (28,81%) fueron G0, 14 (23,73%) G1 y 28 (47,46%) G2.

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación, que fueron exploradas mediante BMU: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 37 (62,71%) fueron clasificadas como G0 mediante BMU, 14 (23,73%) G1 y 8 (13,56%) G2; por su parte, de las 59 esclerotomías cuyas cánulas fueron extraídas con el tapón, 20 (33,9%) fueron G0, 16 (27,12%) G1 y 23 (38,98%) G2.

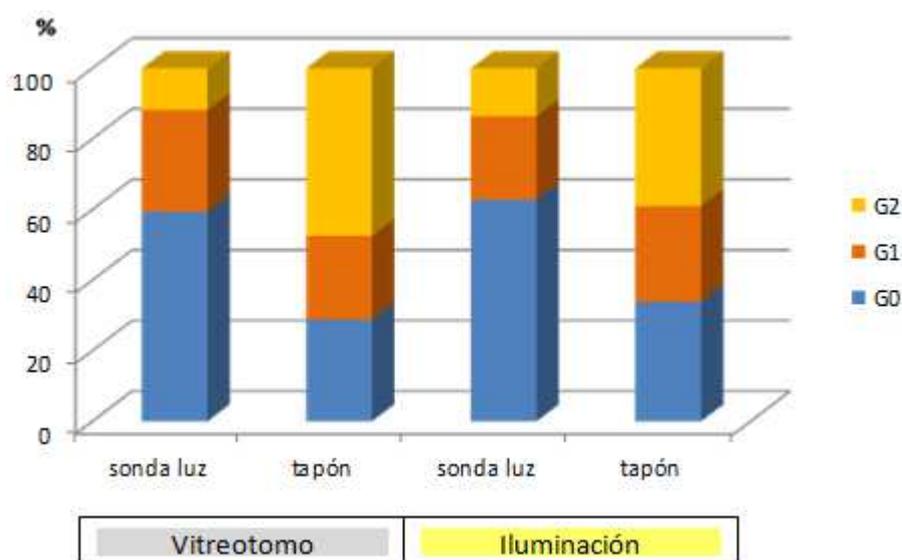


Figura 38 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante BMU, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular.

V. 1. 3. 1. 3. Esclerotomías que muestran incarceration vítea mediante visualización directa

V. 1. 3. 1. 3. 1. Proporción de esclerotomías totales que muestran incarceration vítea

- **G0**: 12 esclerotomías de las 236 analizadas (5,08%),
- **G1**: 139 esclerotomías de las 236 analizadas (58,90%),
- **G2**: 85 esclerotomías de las 236 analizadas (36,02%).



Figura 39 – Diagrama de sectores. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítea distinguida en grados, mediante visualización directa.

V. 1. 3. 1. 3. 3. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítrea en función del uso

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo que mostraron, mediante visualización directa, presencia de incarceration vítrea en grados: *G0* 7 de las 118 (5,93%), *G1* 67 de las 118 (56,78%) y *G2* 44 de las 118 (37,29%).

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación que mostraron, mediante visualización directa, presencia de incarceration vítrea en grados: *G0* 5 de las 118 (4,24%), *G1* 72 de las 118 (61,02%) y *G2* 41 de las 118 (34,75%).

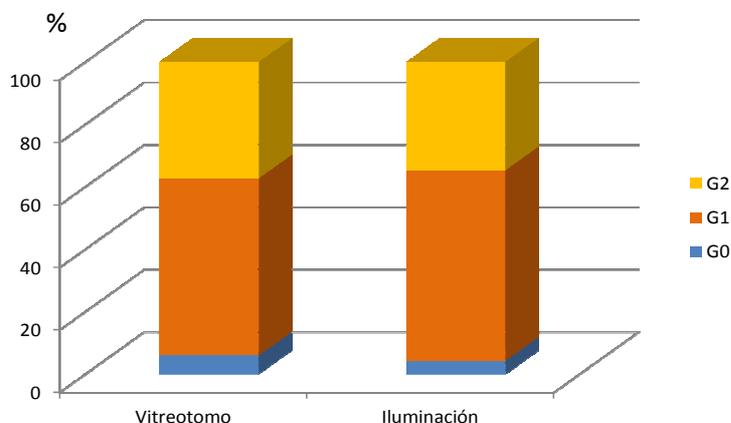


Figura 40 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítrea distinguida en grados, mediante visualización directa, atendiendo al uso.

V. 1. 3. 1. 3. 4. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función de la técnica de extracción canular utilizada

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz insertada, que fueron exploradas mediante visualización directa: En 8 casos no se halló incarceration vítreo (6,77%), en 87 de los casos se halló incarceration grado 1 (73,72%) y en 23 casos, incarceration grado 2 (19,49%).

De las 118 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado, que fueron exploradas mediante visualización directa: En 5 casos no se halló incarceration vítreo (4,23%), en 51 de los casos se halló incarceration grado 1 (43,22%) y en 62 casos, incarceration grado 2 (52,54%).

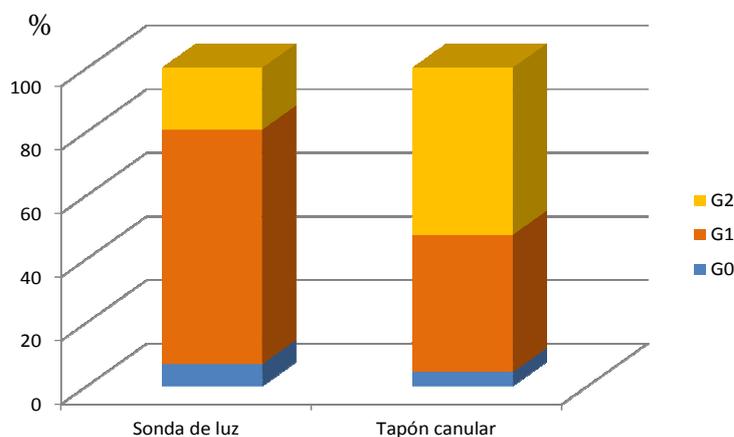


Figura 41 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante visualización directa, atendiendo a la técnica de extracción canular empleada.

V. 1. 2. 3. 1. 5. Proporción de esclerotomías que muestran incarceration vítreo en función del uso y de la técnica de extracción canular utilizada

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda del vitreotomo, que fueron exploradas mediante visualización directa: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 4 (6,78%) fueron clasificadas G0, 43 (72,88%) G1 y 12 (20,34%) G2; por su parte, de las 59 extraídas con el tapón canular, 3 (5,08%) fueron clasificadas G0, 24 (40,68%) G1 y 32 (54,24%) G2.

Esclerotomías destinadas al paso de la sonda de iluminación, que fueron exploradas mediante visualización directa: De las 59 esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con la sonda de luz introducida, 3 (5,08%) fueron clasificadas G0, 45 (76,27%) G1 y 11 (18,64%) G2; por su parte, de las 59 extraídas con el tapón canular, 2 (3,39%) fueron clasificadas G0, 27 (45,76%) G1 y 30 (50,85%) G2.

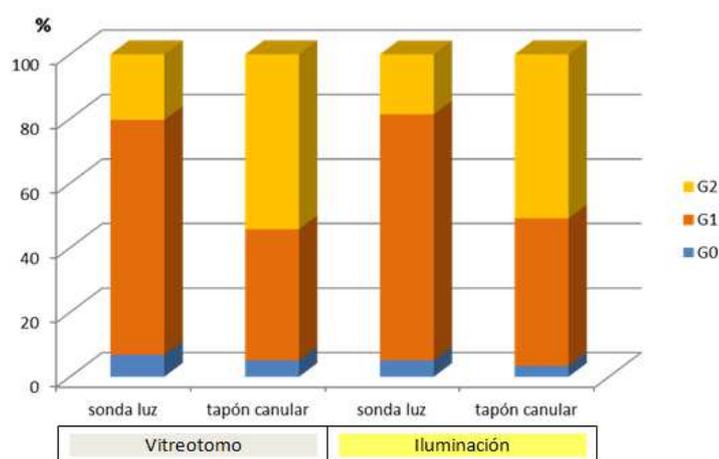


Figura 42 – Diagrama de barras apiladas. Proporción de esclerotomías que mostraron incarceration vítreo distinguida en grados, mediante visualización directa, atendiendo al uso y a la técnica de extracción canular empleada.

V. 2. ESTUDIO ANALÍTICO

V. 2. 1. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE INCARCERACIÓN VÍTEA EN FUNCIÓN DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN Y LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR EMPLEADOS (G0 vs G1+G2)

V. 2. 1. 1. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DEL VITREOTOMO

V. 2. 1. 1. 1. Análisis de la tasa de incarceration vítea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 1. 1. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 2 de las 59 esclerotomías (3,39%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 6 de las 59 esclerotomías (10,16%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado, mostraron atrapamiento víteo, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 0,27$).

V. 2. 1. 1. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante BMU en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 24 de las 59 esclerotomías (40,67%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 42 de las 59 esclerotomías (71,18%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado, mostraron atrapamiento víteo, hallándose diferencias estadísticamente significativas entre ambas proporciones ($p = 0,0015$).

V. 2. 1. 1. 1. 3. Exploración mediante visualización directa

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante visualización directa en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 55 de las 59 esclerotomías (93,22%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 56 de las 59 esclerotomías (94,91%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado, mostraron atrapamiento víteo, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 1,0$).

V. 2. 1. 1. 2. Análisis de la tasa de incarceration vítea en función del método de visualización empleado

V. 2. 1. 1. 2. 1. OCT vs BMU

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT y BMU, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento víteo mediante OCT (6,78%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante BMU (55,93%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher mostró asociación positiva entre ambos métodos diagnósticos ($p = 0,0089$).

V. 2. 1. 1. 2. 2. OCT vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT y visualización directa, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento víteo mediante OCT (6,78%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante visualización directa (94,07%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher no mostró asociación entre ambos métodos diagnósticos ($p = 1,0$).

V. 2. 1. 1. 2. 3. BMU vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítreo hallada mediante BMU y visualización directa, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento vítreo mediante BMU (55,93%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante visualización directa (94,07%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher mostró asociación positiva entre ambos métodos diagnósticos ($p = 0,0025$).

V. 2. 1. 2. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DE LA SONDA DE ILUMINACIÓN

V. 2. 1. 2. 1. Análisis de la tasa de incarceration vítea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 1. 2. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT, en las esclerotomías empleadas por la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 1 de las 59 esclerotomías (1,69%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la sonda de luz, mostró incarceration vítea. Por su parte, 7 de las 59 esclerotomías (11,86%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 0,061$).

V. 2. 1. 2. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante BMU, en las esclerotomías empleadas por la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 22 de las 59 esclerotomías (37,29%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 39 de las 59 esclerotomías (66,10%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, hallándose diferencias estadísticamente significativas entre ambas proporciones ($p = 0,003$).

V. 2. 1. 2. 1. 3. Exploración mediante visualización

directa

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante visualización directa, en las esclerotomías empleadas por la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 56 de las 59 esclerotomías (94,92%) cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la sonda de luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 57 de las 59 esclerotomías (96,61%) cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 1,0$).

V. 2. 1. 2. 2. Análisis de la tasa de incarceration vítea en función del método de visualización empleado

V. 2. 1. 2. 2. 1. OCT vs BMU

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT y BMU, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda de iluminación, realizamos una comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento víteo mediante OCT (6,78%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante BMU (51,69%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher mostró asociación positiva entre ambos métodos diagnósticos ($p = 0,0063$).

V. 2. 1. 2. 2. 2. OCT vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT y visualización directa, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda de iluminación, realizamos una comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento víteo mediante OCT (6,78%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante visualización directa (95,76%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher no mostró asociación entre ambos métodos diagnósticos ($p = 1,0$).

V. 2. 1. 2. 2. 3. BMU vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo de la tasa de incarceration vítea hallada mediante BMU y visualización directa, en las 118 esclerotomías empleadas por la sonda de iluminación, realizamos de nuevo la comparación de 2 proporciones apareadas (Test de McNemar).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,00001$) al comparar la proporción de esclerotomías que mostraron atrapamiento víteo mediante BMU (51,69%) respecto de aquellas que lo mostraron mediante visualización directa (95,76%).

Por su parte, el Test Exacto de Fisher mostró asociación positiva entre ambos métodos diagnósticos ($p = 0,024$).

V. 2. 1. 3. TOTAL DE LAS ESCLEROTOMÍAS SIN DIFERENCIAR EL USO AL QUE HAN SIDO DESTINADAS

V. 2. 1. 3. 1. Análisis de la tasa de incarceración vítrea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 1. 3. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceración vítrea hallada mediante OCT en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 3 de las 118 esclerotomías (2,54%), cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la sonda de luz, mostraron incarceración vítrea. Por su parte, 13 de las 118 esclerotomías (11,01%), cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 0,09$).

V. 2. 1. 3. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceración vítrea hallada mediante BMU en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 46 de las 118 esclerotomías (38,98%), cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la sonda de luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 81 de las 118 esclerotomías (68,64%), cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 0,002$).

V. 2. 1. 3. 1. 3. Exploración mediante visualización directa

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante visualización directa en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 proporciones independientes mediante el Test Exacto de Fisher.

En nuestro estudio, 111 de las 118 esclerotomías (94,06%), cuyas cánulas se extrajeron introduciendo la sonda de luz, mostraron incarceration vítea. Por su parte, 113 de las 118 esclerotomías (95,76%), cuyas cánulas se extrajeron con el tapón canular insertado mostraron atrapamiento, no hallándose diferencias significativas entre ambas proporciones ($p = 0,768$).

V. 2. 2. ANÁLISIS COMPARATIVO DEL GRADO DE INCARCERACIÓN VÍTEA EN FUNCIÓN DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN Y LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR EMPLEADOS (G0 vs G1 vs G2)

V. 2. 2. 1. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DEL VITREOTOMO

V. 2. 2. 1. 1. Análisis del grado de incarceration vítea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 2. 1. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante OCT en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, no hallamos diferencias significativas ($p = 0,14$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De esta forma, la OCT no detectó más incarceration vítea cuando se extrajeron las cánulas con tapón canular, que cuando se introdujo la sonda de iluminación.

V. 2. 2. 1. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante BMU en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De manera que la BMU detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítea en las esclerotomías cuyas cánulas se retiraron con la luz introducida, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado.

V. 2. 2. 1. 1. 3. Exploración mediante visualización directa

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante visualización directa en las esclerotomías empleadas para el vitreotomo, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De manera que la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítea en las esclerotomías cuyas

cánulas se retiraron con la luz introducida, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado.

V. 2. 2. 1. 2. Análisis del grado de incarceration vítreo en función del método de visualización empleado

V. 2. 2. 1. 2. 1. OCT vs BMU

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítreo hallado mediante OCT y BMU, en las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítreo hallados mediante ambos métodos, de manera que la BMU detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítreo que la OCT.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,35$) y Kendall ($T = 0,33$) mostraron una baja correlación positiva entre ambos métodos (baja por hallarse R y T entre 0,2 y 0,4).

V. 2. 2. 1. 2. 2. OCT vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítreo hallado mediante OCT y visualización directa, en las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítrea hallados mediante ambos métodos. De manera que la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítrea que la OCT.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,34$) y Kendall ($T = 0,33$) mostraron una baja correlación positiva entre ambos métodos (baja por hallarse R y T entre 0,2 y 0,4).

V. 2. 2. 1. 2. 3. BMU vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítrea hallado mediante BMU y visualización directa, en las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítrea hallados mediante ambos métodos. De manera que, la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítrea que la BMU.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,75$) y Kendall ($T = 0,7$) mostraron una alta correlación entre ambos métodos (alta por hallarse R y T entre 0,6 y 0,8).

V. 2. 2. 2. ESCLEROTOMÍAS EMPLEADAS PARA EL PASO DE LA SONDA DE ILUMINACIÓN

V. 2. 2. 2. 1. Análisis del grado de incarceration vítea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 2. 2. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante OCT en las esclerotomías empleadas para la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, no hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,058$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De esta forma, la OCT no detectó más incarceration vítea cuando se extrajeron las cánulas con tapón canular insertado, que cuando se hizo con la sonda de iluminación introducida.

V. 2. 2. 2. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante BMU en las esclerotomías empleadas para la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones

independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De manera que la BMU detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítea en las esclerotomías cuyas cánulas se retiraron con la luz introducida, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado.

V. 2. 2. 2. 1. 3. Exploración mediante visualización directa

Para el análisis estadístico del grado de incarceration vítea hallado mediante visualización directa en las esclerotomías empleadas para la iluminación, en función de la técnica de extracción canular utilizada (retirada de la cánula con la sonda de luz introducida, o con el tapón escleral insertado), realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De manera que la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítea en las esclerotomías cuyas cánulas se retiraron con la luz introducida, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado.

V. 2. 2. 2. 2. Análisis del grado de incarceration vítea en función del método de visualización empleado

V. 2. 2. 2. 2. 1. OCT vs BMU

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítea hallado mediante OCT y BMU, en las esclerotomías empleadas para la sonda de iluminación, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados mediante ambos métodos. De manera que la BMU detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítea que la OCT.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,34$) y Kendall ($T = 0,32$) mostraron una baja correlación positiva entre ambos métodos (baja por hallarse R y T entre 0,2 y 0,4).

V. 2. 2. 2. 2. 2. OCT vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítea hallado mediante OCT y BMU, en las esclerotomías empleadas para la sonda de iluminación, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítrea hallados mediante ambos métodos, de manera que la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítrea que la OCT.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,36$) y Kendall ($T = 0,35$) mostraron una baja correlación positiva entre ambos métodos (baja por hallarse R y T entre 0,2 y 0,4).

V. 2. 2. 2. 2. 3. BMU vs Visualización Directa

Para el análisis comparativo del grado de incarceration vítrea hallado mediante OCT y BMU, en las esclerotomías empleadas para la sonda de la iluminación, realizamos una comparación de 2 distribuciones apareadas con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítrea hallados mediante ambos métodos, de manera que la visualización directa detectó de forma significativa, mayores grados de incarceration vítrea que la BMU.

Por su parte, los coeficientes de correlación de Spearman ($R = 0,64$) y Kendall ($T = 0,6$) mostraron una alta correlación positiva entre ambos métodos (alta por hallarse R y T entre 0,6 y 0,8).

V. 2. 2. 3. TOTAL DE LAS ESCLEROTOMÍAS SIN DIFERENCIAR EL USO AL QUE HAN SIDO DESTINADAS

V. 2. 2. 3. 1. Análisis de la tasa de incarceration vítea en función de la técnica de extracción canular empleada

V. 2. 2. 3. 1. 1. Exploración mediante OCT

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante OCT en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, no hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,09$) al comparar los grados de incarceration vítea hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De esta forma, la OCT no detectó más incarceration vítea cuando se extrajeron las cánulas con el tapón canular insertado, que cuando se hizo con la luz introducida.

V. 2. 2. 3. 1. 2. Exploración mediante BMU

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítea hallada mediante BMU en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítreo hallados, en función de la técnica de extracción canular utilizada. De forma que la BMU detectó mayores grados de incarceration vítreo en las esclerotomías cuyas cánulas se retiraron con el tapón canular insertado, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con la luz introducida.

V. 2. 2. 3. 1. 3. Exploración mediante visualización directa

Para el análisis estadístico de la tasa de incarceration vítreo hallada mediante visualización directa en el total de las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular utilizada, realizamos una comparación de 2 distribuciones independientes con orden mediante el Test de los rangos de Wilcoxon (U de Mann-Whitney).

En nuestro estudio, hallamos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,0001$) al comparar los grados de incarceration vítreo hallados en función de la técnica de extracción canular utilizada. De forma que la visualización directa detectó mayores grados de incarceration vítreo en las esclerotomías cuyas cánulas se retiraron con el tapón canular insertado, que en aquellas cuyas cánulas se extrajeron con la luz introducida.

V. 3. RESULTADOS QUIRÚRGICOS

Ambas maniobras de extracción canular (con la sonda de luz o con el tapón canular insertados en su interior) han resultado sencillas de realizar, no han supuesto un aumento en el tiempo quirúrgico total y no han precisado del uso de material quirúrgico nuevo, sino que ha sido posible realizarlas con el material empleado previamente durante la intervención.

VI. DISCUSIÓN

IV. 1. DISCUSIÓN SOBRE EL MODELO EXPERIMENTAL EMPLEADO

Para la realización de nuestro estudio, elaboramos un modelo experimental animal que simulara en lo posible las condiciones encontradas en la práctica habitual de vitrectomía en humanos. Para ello, empleamos material, técnica y tecnología idénticos a los que se utilizan en los procedimientos quirúrgicos reales practicados en el hombre.

Dada la dificultad que supone la obtención de un importante número de ojos para experimentación procedentes de humanos fallecidos, a causa de la estricta legislación existente (RD 1301/2006, del 10/10, artículo 29), realizamos nuestro estudio sobre ojos de cerdo enucleados. La facilidad que supone conseguir un gran número de estos ojos, así como las similitudes que presentan con los ojos humanos, justificaron nuestra elección.

En este sentido, Olsen y colaboradores²⁴¹ observaron, en ojos de cerdo de la especie *Sus scrofa domesticus*, con pesos comprendidos entre 21 y 81 kg, grosores esclerales a nivel de la *pars plana* similares a los registrados en ojos humanos a ese mismo nivel.²⁴² Por ello, en la población de ojos de cerdo utilizada por nosotros, con pesos comprendidos entre 65 y 80 kg, suponemos un espesor escleral similar al humano.

Por otro lado, un estudio comparativo mostró importante semejanza a nivel microscópico entre las escleras humana y porcina, con la única diferencia de un mayor engrosamiento y desorganización de las fibras de colágeno de la muestra animal con respecto de la humana.²⁴³

Nosotros previamente, exploramos alguno de los ojos de cerdo a nivel de la *pars plana* mediante biomicroscopía ultrasónica, con el fin de compararlos con

imágenes obtenidas de humanos. De esta forma, y como muestra la figura 43, apreciamos una gran similitud anatómica entre ambos ojos a ese nivel.

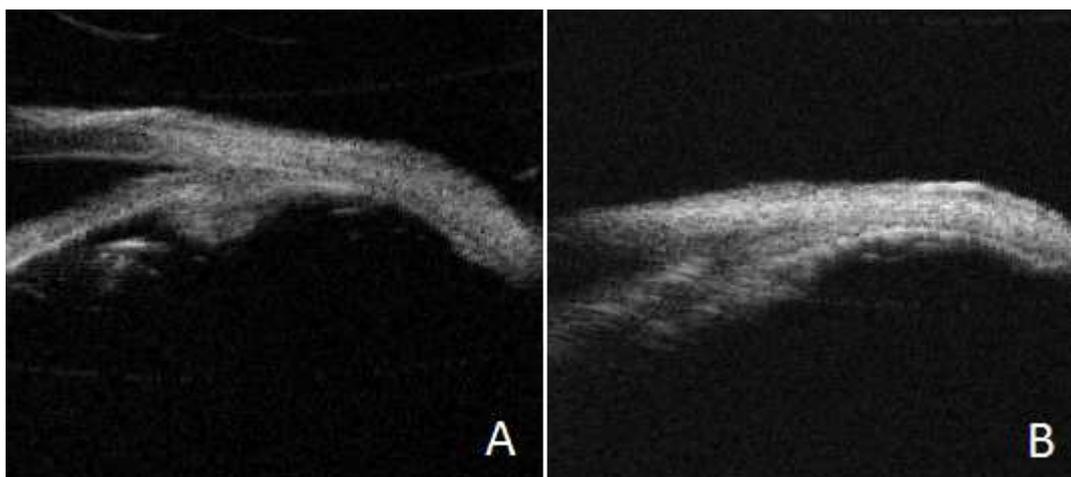


Figura 43. Imágenes obtenidas mediante biomicroscopía ultrasónica a nivel de la pars plana de un ojo de cerdo (A) y un ojo humano (B), donde pueden apreciarse las similitudes anatómicas que existen entre ambos.

Por su parte, el vítreo porcino en su región central se muestra muy similar al humano en viscosidad y elasticidad, así como en concentración de colágeno y ácido hialurónico. No obstante, las regiones anterior y posterior del cuerpo vítreo muestran ciertas diferencias con el humano.²⁴⁴⁻²⁴⁷ Por otro lado, al mantener los ojos del animal sacrificado a 4°C hasta la práctica de vitrectomía, hemos favorecido la conservación bioquímica postmortem del humor vítreo.²⁴⁷

Con nuestro estudio experimental sobre ojos de cerdo, no buscamos obtener resultados cuantitativos extrapolables a los que se podrían conseguir en ojos vitrectomizados humanos, a pesar de las grandes similitudes que presentan ambos ojos.²⁴¹⁻²⁴⁵ Se trata únicamente de conseguir un modelo animal de características

similares al humano que permita evaluar la tasa de incarceration vítreo incisional hallada mediante OCT anterior, BMU y visualización directa, con el fin de conocer la diferente capacidad de detección del vítreo incisional de estos métodos, además de analizar si la introducción de la sonda de luz o del tapón canular a través de la cánula durante su extracción, disminuye la tasa de atrapamiento vítreo postquirúrgico. Dado que la visualización directa de la cara interna incisional se trata de una técnica cruenta, decidimos utilizar un modelo animal que nos permitiera realizar esta evaluación.

Este modelo permitiría analizar en futuros estudios la influencia que ejercen otros parámetros sobre la tasa de atrapamiento vítreo incisional en ojos vitrectomizados, como son la práctica de diferentes técnicas quirúrgicas que requieran diversas maniobras o diversos tiempos quirúrgicos, el uso de diferentes formas de incisión (en V o lineales, según se realicen con esclerotomos monobiselados o con doble bisel) y la práctica de diferentes maniobras para la introducción de las microcánulas (inserción en uno paso o dos pasos).

Existen diversos trabajos de investigación que han empleado ojos de animales, y más concretamente de cerdo,²⁴⁸⁻²⁵³ como modelos de experimentación. No obstante hasta la fecha, ninguno había estudiado la tasa de incarceration vítreo en ojos previamente vitrectomizados mediante OCT anterior, BMU y visualización directa.

VI. 2. DISCUSIÓN SOBRE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL HALLADA EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA DE EXTRACCIÓN CANULAR

VI. 2. 1. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON LA SONDA DE LUZ INSERTADA

En nuestro estudio, observamos atrapamiento vítreo mediante OCT anterior, BMU y visualización directa en el 3,39%, el 40,68% y el 93,22% respectivamente, de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron con la luz insertada, y en el 1,69%, el 37,29% y el 94,92% de las incisiones utilizadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron de esta misma forma.

Al clasificar la presencia de incarceration vítreo incisional en grados 1 y 2, en función de la cantidad de gel vítreo implicado, observamos atrapamiento grado 1 mediante OCT anterior, BMU y visualización directa en el 3,39%, el 28,81% y el 72,88% de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron con la luz insertada, y en el 1,69%, el 23,73% y el 76,27% de las incisiones usadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron de este mismo modo. Por último, encontramos atrapamiento grado 2 mediante OCT, BMU y visualización directa en el 0%, el 11,86% y el 20,34% de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron con la luz insertada, y en el 0%, el 13,56% y el 18,64% de las incisiones utilizadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron con la luz dentro.

Anteriormente, otros autores habían descrito la extracción canular con la sonda de luz insertada a su través una vez realizada la vitrectomía.^{253,254,259,260}

Sin embargo, ninguno de ellos había analizado la tasa de incarceration vítea incisional ni la cantidad de gel víteo atrapado en estas esclerotomías tras vitrectomía.

VI. 2. 2. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON EL TAPÓN CANULAR INSERTADO

En nuestro estudio, observamos atrapamiento vítreo mediante OCT anterior, BMU y visualización directa en el 10,70%, el 71,19% y el 94,92% de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron con el tapón insertado, y en el 11,86%, el 66,10% y el 96,61% de las incisiones utilizadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron de esta misma forma.

Al clasificar la presencia de incarceration vítreo incisional en grados 1 y 2, en función de la cantidad de gel vítreo implicado, observamos atrapamiento grado 1 mediante OCT anterior, BMU y visualización directa en el 6,78%, el 23,73% y el 40,68% de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron con el tapón insertado, y en el 8,47%, el 27,12% y el 45,76% de las incisiones utilizadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron de este mismo modo. Por último, encontramos atrapamiento grado 2 mediante OCT, BMU y visualización directa en el 3,39%, el 47,46% y el 54,24% de las esclerotomías empleadas para la sonda del vitreotomo cuyas cánulas se retiraron el tapón insertado, y en el 3,39%, el 38,98% y el 50,85% de las incisiones utilizadas para la sonda de iluminación cuyas cánulas se retiraron con el tapón dentro.

Hasta la fecha, diversos estudios habían evaluado la tasa de atrapamiento vítreo mediante OCT,^{235,259,260} BMU^{27,54,164-167,169-171} y visualización directa.^{236,237} En este sentido, la proporción de atrapamiento vítreo observada en nuestro trabajo se halla dentro del rango descrito previamente en la bibliografía.

Por otra parte, sólo Sabti⁵⁴ en su trabajo analizó mediante biomicroscopía ultrasónica la incarceration vítreo incisional atendiendo a la cantidad de gel vítreo

implicado en el atrapamiento. Ni OCT, ni visualización directa se habían empleado previamente en el análisis del grado de atrapamiento vítreo tras vitrectomía.

VI. 2. 3. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA EN ESCLEROTOMÍAS CUYAS CÁNULAS FUERON EXTRAÍDAS CON LA SONDA DE LUZ O EL TAPÓN CANULAR INSERTADO

En nuestro estudio, no hallamos diferencias significativas al comparar la tasa de incarceration vítreo ($G0$ vs $G1 + G2$) ni el grado de atrapamiento vítreo ($G0$ vs $G1$ vs $G2$) hallado mediante OCT en las esclerotomías superiores, empleadas por la sonda del vitreotomo o de la iluminación, cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz insertada, respecto de la observada en las incisiones cuyas cánulas se retiraron con el tapón canular introducido (p varía entre 0,058 y 0,27 según el subgrupo incisional analizado).

Por su parte, al analizar la incarceration vítreo hallada mediante BMU en las esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo o la sonda de iluminación, encontramos diferencias claramente significativas entre la menor tasa ($G0$ vs $G1 + G2$) y cantidad ($G0$ vs $G1$ vs $G2$) de incarceration vítreo hallada en las incisiones cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz insertada, respecto de la observada en las incisiones cuyas cánulas se retiraron con el tapón canular introducido (p varía entre $< 0,003$ y $< 0,0001$ según el subgrupo incisional analizado).

Finalmente, al comparar la tasa de incarceration vítreo ($G0$ vs $G1 + G2$) hallada mediante visualización directa en las esclerotomías empleadas por la sonda del vitreotomo o de la iluminación, cuyas cánulas fueron extraídas con la sonda de luz insertada, respecto de la observada en las incisiones cuyas cánulas se retiraron con el tapón escleral introducido, no hallamos diferencias estadísticas (p varía entre 1 y 0,768 según el subgrupo subincisional analizado). Sin embargo, al analizar el atrapamiento vítreo en grados ($G0$ vs $G1$ vs $G2$), encontramos una cantidad de vítreo

atrapado significativamente mayor en las esclerotomías cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado, respecto del hallado en las incisiones cuyas cánulas se retiraron con la luz insertada (p varía entre < 0.001 y < 0.0001 según el subgrupo incisional analizado).

Desde la aparición de los sistemas de vitrectomía microincisional 23 y 25-gauge,^{22,24} diversos autores han evaluado la presencia de incarceration vítea postquirúrgica. Estos estudios no han encontrado diferencias en la proporción de atrapamiento víteo incisional hallado en función del trayecto de la esclerotomía (oblicuo o directo)²⁷ o del calibre incisional.¹⁶⁹⁻¹⁷¹ La presencia de este atrapamiento se ha asociado a diversas complicaciones postoperatorias como suponen la aparición de desgarros retinianos periféricos por contracción del víteo residual,⁵³ endoftalmitis aguda favorecida por la presencia de una mecha vítea,⁵² y hemorragias víteas recurrentes debido al crecimiento fibrovascular entorno a los tractos víteos residuales en pacientes diabéticos.²⁵⁵ Por ello, su estudio se ha considerado importante en los últimos años.

En este sentido, y con el fin de disminuir la presencia de incarceration vítea incisional tras vitrectomía, se han descrito diversas maniobras quirúrgicas. Así, Sabti⁵⁴ identificó la práctica de vitrectomía entorno a las esclerotomías como una maniobra adecuada para disminuir la tasa de incarceration vítea postquirúrgica. Por su parte, Chalam²³⁴ empleó una sonda de vitrectomía curva con la que resultaba sencillo acceder y retirar el víteo subyacente a las incisiones esclerales. Sin embargo hasta la fecha, ningún trabajo había analizado el efecto que ejerce la técnica de extracción canular sobre la tasa de atrapamiento víteo incisional.

En nuestro estudio, el hecho de que el análisis mediante OCT de la tasa y de la cantidad de incarceration vítea hallada en las esclerotomías, en función de la técnica de extracción canular realizada, no presente diferencias significativas, pudiera explicarse por la baja capacidad de detección de atrapamiento víteo que este

método presenta con respecto de la BMU y la visualización directa, como veremos en el siguiente apartado de la discusión. De esta forma, ciertos casos de incarceration vítreo leve diagnosticados como grado 1 mediante exploración directa, se escapan a la BMU y sobre todo a la OCT anterior. Así, el análisis mediante BMU sí que muestra diferencias significativas en la menor tasa y grado de incarceration vítreo hallada en las incisiones cuyas cánulas fueron retiradas con la sonda de luz introducida respecto de la encontrada en las esclerotomía cuyas cánulas se extrajeron con el tapón insertado. Por su parte, la alta sensibilidad que, como veremos en el siguiente bloque de la discusión, muestra la visualización directa en la detección de atrapamiento vítreo, explica la ausencia de significación estadística al comparar la tasa de atrapamiento incisional hallado ($G0$ vs $G1 + G2$) en función de la maniobra de extracción canular realizada, y es que la exploración directa detectó incarceration vítreo en el 93,2% de las incisiones cuyas cánulas se retiraron con la luz insertada y en el 94,9% de aquellas cuyas cánulas se quitaron con el tapón canular. Sin embargo, al diferenciar la cantidad de atrapamiento incisional en grados, en función de la cantidad de vítreo implicado, las entradas cuyas cánulas se extrajeron con la luz insertada mostraron una cantidad de vítreo encarcerado significativamente menor que las incisiones cuyas cánulas se quitaron con el tapón introducido. Por tanto, insertar el terminal de luz durante la extracción canular disminuye significativamente la proporción de atrapamiento vítreo grado 2, aunque no la tasa total de atrapamientos ($G1 + G2$). La disminución en la cantidad de gel vítreo encarcerado pudiera deberse al desalojo del vítreo situado en el interior canular por la inserción de la sonda de luz. Por su parte, cuando la cánula se retira con el tapón insertado, el cual presenta una longitud menor que la propia cánula, el vítreo situado en el interior canular no es empujado y desplazado hacia la cavidad vítreo como ocurre al introducir la luz; de esta forma, al extraer la cánula, el vítreo situado en su interior es llevado hacia la cara interna de la esclerotomía favoreciendo la incarceration.

En nuestro trabajo, a pesar de la técnica de extracción canular practicada y de realizar una vitrectomía periférica exhaustiva, hallamos incarceration vítreo, como hemos visto, en más del 90% de las incisiones. Esta elevada tasa pudiera estar favorecida por la presencia de las cánulas, que penetran de 2 a 3 mm en el interior de la cavidad vítreo, y pudieran dificultar la limpieza completa del vítreo situado en torno a las cánulas. De esta forma, al extraer las cánulas esclerales, el vítreo residual pericanular podría desplazarse hacia la cara interna de las esclerotomías, dando lugar al atrapamiento. Por tanto, la inserción de la sonda de luz durante la extracción canular pudiera reducir la cantidad de vítreo incarcerated, debido al vaciamiento del vítreo canular ejercido. Sin embargo, dado que esta técnica no parece ejercer efecto alguno sobre el vítreo pericanular, encontramos atrapamiento en casi todas las esclerotomías analizadas.

El hecho de que casi la totalidad de las esclerotomías presente incarceration vítreo tras vitrectomía mediante visualización directa, y que la tasa esperada de desprendimiento de retina postvitrectomía sea menor del 3%²⁵⁶ quiere decir que no todos los casos de incarceration vítreo incisional conllevan la aparición de un desgarro retiniano y el posterior desprendimiento de retina. En cualquier caso, el 8% de las vitrectomías 23-gauge desarrolla roturas retinianas incisionales situadas a < de 1 hora de distancia de alguna de las entradas esclerales,²⁵⁷ y en 177 vitrectomías transconjuntivales consecutivas, el 40% de las roturas retinianas detectadas se situó en las proximidades de alguna de las esclerotomías.²⁵⁸ Estos datos podrían justificar el papel del atrapamiento vítreo incisional en la aparición de roturas retinianas postvitrectomía. De esta forma, disminuir la cantidad de vítreo incarcerated podría reducir la tasa de desprendimiento de retina postquirúrgico.

Por otro lado, la elevada tasa de incarceration vítreo hallada en nuestro estudio, puede hacer pensar que al suturar una esclerotomía al término de la vitrectomía existe un importante riesgo de atrapar con la propia sutura el vítreo incarcerated. Sin embargo, dado el teórico efecto tapón que ejerce el vítreo residual

sobre las incisiones, es posible que las esclerotomías susceptibles de ser suturadas en la práctica clínica (aquellas con signos de incompetencia incisional, como son formación de bleb conjuntival o filtración de contenido intraocular) podrían mostrar una menor tasa de atrapamiento vítreo que el observado en nuestro estudio, en el que la mayoría de las esclerotomías mostró buena capacidad de cierre. Por tanto, el riesgo de atrapar parte del vítreo encarcerado con la sutura en la práctica habitual pudiera ser más bajo del sospechado a la vista de nuestros resultados.

En la bibliografía, algunos autores describen la inserción de la sonda de luz en el interior canular durante su extracción^{253,254,259,260} Sin embargo, ningún estudio había comparado la tasa de incarceración vítrea en función de la maniobra de extracción canular realizada.

En conclusión, con el fin de disminuir el riesgo de sufrir complicaciones asociadas a la presencia de incarceración vítrea, proponemos introducir un elemento no canulado a través de la cánula durante su retirada, dado que se trata de una maniobra sencilla y rápida, que permite vaciar el vítreo residual del interior canular, disminuyendo el grado de atrapamiento vítreo. El hecho de que en prácticamente todas las esclerotomías hallemos incarceración vítrea, otorga un papel muy importante a la inserción de la luz dado que al menos, permite reducir la cantidad de este vítreo incisional de manera significativa.

VI. 3. DISCUSIÓN SOBRE LAS DIFERENTES TÉCNICAS DE VISUALIZACIÓN DE INCARCERACIÓN VÍTEA

VI. 3. 1. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTEA INCISIONAL MEDIANTE OCT

En nuestro estudio, observamos imagen de atrapamiento víteo mediante OCT en el 6,78% de las esclerotomías analizadas. Al clasificar la presencia de incarceration vítea en grados 1 y 2 en función de la cantidad de gel víteo implicado, observamos atrapamiento grado 1 en el 5,08% de las incisiones, y grado 2 en el 1,69%.

En el año 2008, Taban²⁵⁹ fue el primero en estudiar la morfología de las esclerotomías 23-gauge sin sutura mediante OCT. Desde entonces diversos autores han empleado esta herramienta en el análisis de las incisiones esclerales.²⁶⁰⁻²⁶² En este sentido, Chen²³⁵ analizó 35 ojos sometidos a vitrectomía a través de incisiones superiores 23-gauge, destinadas al paso de la instrumentación (sonda de vitreotomo y de luz), e incisiones 25-gauge empleadas para el paso de la línea de infusión. El análisis morfológico de las esclerotomías mediante OCT lo realizó 5 horas después de practicar la cirugía. Éste análisis mostró incarceration vítea en el 5,7% de los ojos analizados.

Por su parte hasta la fecha, ningún estudio había empleado sistema alguno de graduación para describir la cantidad de gel víteo incarcerated. De esta forma, nuestro estudio es el primero en clasificar la presencia de atrapamiento víteo en función de la cantidad de víteo implicado.

VI. 3. 2. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL MEDIANTE BMU

En nuestro estudio observamos imagen de atrapamiento vítreo incisional mediante BMU, definido como la presencia de líneas ecográficamente densas que radian desde la parte interna de la incisión hacia la cavidad vítreo,^{27,170} en el 53,81% de las esclerotomías analizadas. Al clasificar la presencia de incarceration vítreo en grados 1 y 2 en función de la cantidad de vítreo implicado, observamos atrapamiento grado 1 en el 25,42% de las esclerotomías y atrapamiento grado 2 en el 27,97% de estas.

Hasta la fecha, diversos estudios habían evaluado mediante BMU la presencia de incarceration vítreo a nivel de las incisiones esclerales empleadas en vitrectomía. Los primeros de estos trabajos, analizaron esclerotomías directas 20-gauge suturadas al término de la cirugía.

En este sentido en el año 2000, Bhende¹⁶⁴ analizó las incisiones esclerales practicadas en un grupo de 86 ojos vitrectomizados hacía 2 meses, encontrando incarceration vítreo en el 12,4% de las esclerotomías analizadas.

Un año después, Sabti⁵⁴ analizó las esclerotomías 20-gauge de 11 ojos sobre los que practicó vitrectomía central, y de otros 11 ojos sobre los que realizó vitrectomía central y periférica, hallando incarceration vítreo en el 90,9% de las esclerotomías del primer grupo y en el 39,4% de las incisiones del segundo. De esta forma, el autor concluyó que el afeitado vítreo periférico reducía de forma significativa la tasa de atrapamiento vítreo a nivel de las esclerotomías y que, teóricamente, esta práctica debería disminuir la incidencia de endoftalmitis y de desprendimientos de retina regmatógenos postoperatorios que pudieran estar asociados a esta incarceration, a pesar de que por otra parte, su realización supone un riesgo de traumatismo intraoperatorio del cristalino en pacientes fáquicos. Por ello,

los pacientes pseudofáquicos serían los que más pudieran beneficiarse de esta práctica.

Por su parte, Kwok¹⁶⁵ analizó incisiones 20-gauge directas practicadas sobre 16 ojos vitrectomizados que requirieron sutura al término de la cirugía, e incisiones 20-gauge tunelizadas sin sutura, practicadas sobre 9 ojos vitrectomizados, observando incarceration vítea en el 85,4% de las esclerotomías del primer grupo, y en el 85,2% de las entradas del segundo. A la vista de sus resultados, concluyó que las entradas 20-gauge tunelizadas no presentaban mayor riesgo de atrapamiento víteo que el mostrado por las incisiones estándar con sutura. Además, no encontró cambios significativos en la tasa de incarceration vítea observada en la primera semana tras la vitrectomía respecto de la encontrada a los 6 meses de esta. Por último, observó mayor incarceration vítea a nivel de las esclerotomías de pacientes con retinopatía diabética proliferativa, probablemente por contar con un colágeno víteo biomecánicamente diferente al de los sujetos que no contaban con esta patología.²⁶³

Ya en el año 2005, Yeh¹⁶⁶ estudió 81 ojos con retinopatía diabética proliferativa sometidos a vitrectomía 20-gauge, además de otras medidas coadyuvantes como son la endofotocoagulación panretiniana con láser argón y/o crioterapia retiniana periférica, observando incarceration vítea en el 34,15% de las incisiones. Además, no halló diferencias significativas en la tasa de atrapamiento observada entre los diferentes grupos de ojos definidos por la técnica coadyuvante realizada.

Unos años más tarde, con la introducción de la vitrectomía 23 y 25-gauge en la práctica quirúrgica habitual,²²⁻²⁴ comenzaron a desarrollarse estudios que analizaron la presencia de atrapamiento víteo en esclerotomías microincisionales sin sutura tras vitrectomía.

Así, Keshavamurthy¹⁶⁷ estudió las esclerotomías practicadas sobre un ojo vitrectomizado a través de 2 incisiones 25-gauge directas destinadas al paso de la infusión y la luz, y una incisión 20-gauge destinada a la entrada del vitreotomo y de la sonda de endodiatermia, encontrando cierto grado de incarceration vítreo en una de las entradas 25-gauge. No obstante, el escaso tamaño muestral de este trabajo no permitió al autor sacar conclusiones significativas.

Poco más tarde, López-Guajardo²⁷ estudió las esclerotomías 25-gauge directas y oblicuas, mediante el uso de BMU. Para ello, practicó vitrectomía transconjuntival 25-gauge sobre 22 ojos. En cada paciente realizó incisiones directas y oblicuas en una relación 2:1 de forma aleatoria, con el fin de reducir las diferencias en el proceso de cicatrización propias de cada individuo. De esta forma, evaluó 28 incisiones oblicuas y 25 directas, desechando 13 por falta de colaboración del paciente al realizarlas, al explorarlas mediante BMU o por necesidad de sutura intraoperatoria. Un observador enmascarado evaluó las esclerotomías y observó atrapamiento vítreo en el 72% de las incisiones.

Un año después, Zhengyu¹⁶⁸ estudió las esclerotomías 25-gauge directas realizadas sobre 4 grupos de 8 ojos cada uno. El primer grupo de ojos fue sometido a vitrectomía central y tamponamiento aéreo, el segundo grupo a vitrectomía central, el tercer grupo a vitrectomía periférica y tamponamiento aéreo y el cuarto grupo únicamente a vitrectomía periférica. El examen de las incisiones esclerales mediante BMU mostró incarceration vítreo en el 59% de los ojos (19 de los 32 ojos analizados; 6 del primer grupo, 4 del segundo, 5 del tercero y 4 del cuarto). No obstante, el autor no especifica cuántas esclerotomías mostraron este atrapamiento vítreo, por lo que en cada uno de esos ojos pudo haber 1, 2 ó 3 esclerotomías con incarceration vítreo. De esta forma, la tasa de atrapamiento por esclerotomía en los 32 ojos estudiados (96 entradas esclerales) oscila entre el 19,8% de las incisiones (si únicamente existió incarceration en una esclerotomía de cada uno de los ojos identificados como positivos para este atrapamiento vítreo incisional) y el 59,4% (si

las tres esclerotomías de cada uno de estos ojos mostró incarceration vítea). En nuestro estudio, evaluamos la presencia de incarceration vítea por esclerotomía y no por ojo, ya que entendemos que esto aporta una información mucho más precisa de la tasa de atrapamiento víteo postoperatorio. Además, dado que en nuestro trabajo comparamos también la tasa de incarceration presente en las esclerotomías a través de las cuales introducimos o no la sonda de la luz al extraer la cánula escleral, y que esta maniobra la realizamos a través de la cánula destinada al paso del vitrectomo en 59 ojos escogidos aleatoriamente, y a través de la cánula por la que introducimos el terminal de iluminación en los 59 ojos restantes, sólo podemos analizar incisiones por separado y no ojos, ya que esto último no nos permitiría comparar la tasa de incarceration a través de estos dos grupos incisionales.

En el año 2008, Gutfleisch¹⁶⁹ analizó mediante BMU las esclerotomías utilizadas por la sonda del vitrectomo en 40 ojos divididos en 4 grupos, según fueran operados a través de incisiones 20-gauge directas que requirieron sutura, incisiones 23-gauge oblicuas practicadas en un solo paso al igual que nosotros (realizando la esclerotomía y la inserción de la cánula en un mismo tiempo), incisiones 23-gauge oblicuas en dos pasos (practicando primero la esclerotomía e introduciendo la cánula escleral en un segundo tiempo) e incisiones 25-gauge directas. El autor, encontró atrapamiento víteo en el 37,5% de los ojos analizados (en 15 de los 40 ojos). Esto es, en 2 de los ojos intervenidos a través de incisiones 20-gauge, 4 de los operados por medio de entradas 23-gauge realizadas en 1 paso, 2 de los intervenidos por esclerotomías 23-gauge practicadas en 2 pasos y 7 de los vitrectomizados por entradas 25-gauge, sin llegar a hallar diferencias estadísticamente significativas en la tasa de incarceration vítea observada en los diferentes tipos de esclerotomías, dado el reducido tamaño muestral evaluado. No obstante, la mayor tasa de atrapamiento víteo hallado a nivel de las incisiones 25-gauge directas respecto de las entradas oblicuas 23-gauge apuntaba hacia la significación estadística. Por su parte,

atendiendo únicamente a las incisiones 23-gauge realizadas en un solo paso, iguales a las realizadas por nosotros, observó incarceration vítreo en el 40% de los ojos.

Más tarde, Avitabile¹⁷⁰ estudió 2 grupos de 30 ojos cada uno, vitrectomizados a través de incisiones 20-gauge directas que requirieron de sutura al término de la cirugía, y de incisiones 25-gauge directas, observando atrapamiento vítreo en el 83,3% de los ojos del primer grupo (25 de los 30 pacientes intervenidos) y en el 80% de los ojos del segundo grupo (24 de los 30 pacientes operados). Como en los trabajos de los dos autores anteriores, se analizan ojos y no esclerotomías por separado, por lo que la tasa de incarceration vítreo osciló entre el 27,2% (si únicamente existió incarceration en una esclerotomía de cada uno de los ojos identificados como positivos para este atrapamiento vítreo incisional) y el 81,67% (si las tres esclerotomías de cada uno de estos ojos mostró incarceration vítreo).

Ya en 2010, Ahmadabadi¹⁷¹ evaluó 30 ojos vitrectomizados hacía 2 meses: 15 de ellos mediante esclerotomías 20-gauge directas y suturadas, y otros 15 operados mediante vitrectomía transconjuntival sin sutura 23 ó 25-gauge, hallando imagen ultrasónica de atrapamiento vítreo en el 24,4% de las incisiones 20-gauge y en el 17,8% de las microincisiones. A la vista de estos resultados, no halló diferencias significativas en la tasa de atrapamiento vítreo de las incisiones 20-gauge con respecto de las incisiones 23 y 25-gauge.

Como hemos visto en esta revisión bibliográfica, la tasa de incarceration vítreo hallada mediante BMU por los diferentes estudios realizados con anterioridad varía entre el 12,4%¹⁶⁴ y el 90,9%⁵⁴ para las incisiones 20-gauge directas suturadas, y el 17,8%¹⁷¹ y el 80%¹⁷⁰ para las incisiones 23 y 25-gauge. Esta amplia variabilidad en las tasas de atrapamiento vítreo encontrado pudiera deberse a diversos factores, como supone el diferente tiempo quirúrgico dedicado al afeitado vítreo, ya que existe una estrecha relación entre el grado de vitrectomía periférica realizada y la tasa de incarceration vítreo hallada.¹⁶⁴

En nuestro trabajo, observamos atrapamiento vítreo en el 53,81% de las esclerotomías 23-gauge analizadas. Este porcentaje se haya dentro del rango de incarceration anteriormente descrito por otros autores. Nuestra tasa de atrapamiento pudiera parecer algo elevada, no obstante en todos los casos y como ya hemos detallado en el apartado de material y métodos, realizamos vitrectomía central y periférica completas comprobando, una vez retiradas las sondas del vitreotomo y la iluminación, que el BSS fluía libremente del interior de la cavidad vítreo al exterior a través de las cánulas esclerales superiores.

En nuestro estudio, además de determinar la presencia o ausencia de atrapamiento vítreo, clasificamos la existencia de este atrapamiento en grados 1 y 2 en función de la cantidad de gel vítreo implicado. En este sentido, únicamente Sabti⁵⁴ en su estudio había distinguido en grados la cantidad de vítreo presente en la incarceration. Nosotros, con el fin de aportar la máxima información acerca del atrapamiento vítreo incisional hallado, usamos este mismo sistema de graduación en el análisis de la incarceration.

VI. 3. 3. EXPLORACIÓN DE LA INCARCERACIÓN VÍTREA INCISIONAL MEDIANTE VISUALIZACIÓN DIRECTA

En nuestro estudio, observamos atrapamiento vítreo incisional mediante visualización directa en el 94,92% de las esclerotomías analizadas. Al clasificar la presencia de incarceration vítreo en grados 1 y 2, en función de la cantidad de gel vítreo implicado, observamos atrapamiento grado 1 en el 58,90% de las esclerotomías e incarceration grado 2 en el 36,02% de estas.

Anteriormente, Nagpal²³⁶ analizó mediante exploración endoscópica las esclerotomías de 3 grupos de 5 ojos cada uno, vitrectomizados a través de incisiones 20-gauge directas suturadas, incisiones 23-gauge oblicuas sin sutura e incisiones 25-gauge directas sin sutura según cada caso. Para la entrada de la sonda de endoscopia, una de las incisiones de los ojos operados a través de entradas 23 y 25-gauge fue ampliada hasta los 20-gauge. El examen mostró mayor cantidad de vítreo en la parte interna de las microincisiones 23 y 25-gauge que a nivel de las entradas 20-gauge, ya que la presencia de la cánula parecía representar un obstáculo para la retirada del vítreo mediante vitrectomía en torno de la entrada escleral. A su vez al extraer la cánula, el vítreo tendía a dirigirse hacia la incisión.

Poco después, Inoue²³⁷ realizó un estudio experimental sobre ojos de cerdo cortados a nivel ecuatorial mediante una incisión paralela al limbo corneoescleral, los cuales, una vez pegados con cianoacrilato a un soporte plano transparente, se sometieron a vitrectomía microincisional a través de esclerotomías oblicuas 23 y 25-gauge, sin especificar el tamaño muestral incluido. El autor examinó mediante el uso de dos equipos de grabación en video (sistema Miyake-Apple), las caras interna y externa de cada ojo. Además, para hacer más visible el vítreo inyectó triamcinolona acetónido. Por otro lado, evaluó mediante endoscopia la inserción oblicua del trocar 25-gauge y la extracción de la cánula correspondiente en dos ojos humanos. De esta

forma, al analizar las esclerotomías de los ojos de cerdo durante la inserción del trocar-cánula observó, en primer lugar, la elongación del epitelio ciliar próximo a la incisión, que pasó a plegarse con la entrada vertical del esclerotomo. Después de la inserción de la cánula, los pliegues permanecieron visibles. Además, observó incarceration vítreo a nivel de la entrada de la cánula. Durante la intervención, advirtió la presencia de bandas vítreas incarcerationadas entre la cánula y la sonda del vitreotomo. Por su parte, al retirar del ojo el terminal del vitreotomo, gran cantidad de gel vítreo se dirigió hacia la luz canular a pesar de haber practicado vitrectomía central y periférica. Finalmente, al extraer la cánula sin introducir elemento alguno en su interior, observó atrapamiento de hebras vítreas a nivel de la entrada interna de la esclerotomía. Por otra parte, la exploración de los ojos humanos arrojó resultados similares excepto por la ausencia de pliegues próximos a las esclerotomías. No obstante, el equipo de visualización endoscópica, a diferencia del sistema Miyake-Apple, ofrece imágenes mucho más pobres en lo que a resolución se refiere, dado el reducido número de fibras ópticas que puede contener una sonda 20-gauge (10.000 fibras ópticas) ó 23-gauge (6.000 fibras ópticas). Por su parte, en el modelo animal de ojos de cerdo no se logra una presión intraocular adecuada, ya que, a pesar de la inyección constante de suero salino fisiológico realizada en el interior de la cavidad vítreo, existió fuga de líquido intraocular por falta de un sellado completamente estanco entre el ojo y el soporte transparente. De esta forma, la aparición de pliegues a nivel del epitelio ciliar pudiera deberse a la hipotonía presente durante el estudio sobre ojos de cerdo, o bien a una mal-dirección del líquido irrigado al espacio supracoroideo.

Nuestros resultados concuerdan con lo observado en los estudios antes mencionados,^{236,237} en los que se observa una tasa de incarceration vítreo incisional muy elevada. No obstante, nuestro método cuenta con notables diferencias. En primer lugar, exploramos las entradas de forma directa a través de una lámpara de hendidura, a diferencia de estos autores que emplearon un sistema digital que ofrece

una calidad de imagen más baja, limitada en el caso de las sondas de visualización endoscópica por el escaso número de fibras ópticas que estas contienen. Por otro lado, a diferencia de ellos, clasificamos la presencia de atrapamiento vítreo en grados 1 y 2 en función de la cantidad de gel vítreo atrapado, con el fin de describir de forma más precisa la incarceration hallada. Por otra parte, no hemos tenido problemas de hipotensión intraoperatoria como refiere el modelo de Inoue, lo cual pudiera haber tenido consecuencias sobre los resultados obtenidos. Por último, cabe destacar que nuestro modelo no permite explorar la entrada del trocar-cánula ni la dinámica de movimientos del gel vítreo durante la intervención. No obstante, el objetivo de nuestro estudio era determinar la tasa de incarceration vítreo incisional y la cantidad de vítreo implicado en dicho atrapamiento al término de la vitrectomía, y no el anterior.

VI. 3. 4. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA TASA DE INCARCERACIÓN VÍTREA HALLADA MEDIANTE OCT, BMU Y VISUALIZACIÓN DIRECTA

Al comparar la tasa y el grado de incarceration vítea hallados mediante BMU y OCT anterior, observamos diferencias significativas entre la mayor tasa y grado de atrapamiento víteo observado mediante BMU respecto del encontrado mediante OCT en las esclerotomías empleadas por el vitreotomo y la sonda de luz. Por su parte, la tasa y el grado de incarceration vítea detectada mediante visualización directa fue también significativamente mayor a la hallada mediante OCT anterior en las incisiones analizadas. Finalmente, al comparar la tasa y el grado de incarceration observada mediante visualización directa y BMU, la primera detectó mayor tasa y grado de atrapamiento víteo en las esclerotomías analizadas de forma estadísticamente significativa.

Hasta ahora, numerosos estudios habían comparado la exploración de diversas estructuras oculares mediante OCT anterior y BMU.

Así, Dada²⁶⁴ encontró una excelente correlación entre las medidas de la profundidad de la cámara anterior, el grosor corneal central y el ángulo iridocorneal mediante OCT anterior y BMU. No obstante, comprobó cómo la biomicroscopía ultrasónica ofrece imágenes del cuerpo ciliar de mejor calidad, a causa de la mayor atenuación sufrida por el escáner lumínico de la OCT al atravesar estructuras translúcidas y pigmentadas, respecto de la experimentada por la señal ultrasónica.

García²⁶⁵ en 2008, después de estudiar mediante OCT anterior y BMU un total de 80 ojos que presentaban diferentes patologías oculares del segmento anterior, concluyó que la OCT era especialmente útil en la exploración de la superficie de la córnea, la conjuntiva, la esclera, el iris y el ángulo iridocorneal, así como en la visualización de implantes situados a nivel subconjuntival o en la cámara anterior. No obstante, no fue tan eficaz en la exploración de elementos situados bajo el propio

iris (como lesiones tumorales) o la esclera, dada la dispersión sufrida por el escáner lumínico. Por su parte, la BMU se mostró como una buena herramienta para evaluar la conjuntiva, la esclera, el iris, el cristalino y el cuerpo ciliar, así como en la visualización de implantes subconjuntivales utilizados en glaucoma, o de lentes intraoculares localizadas en las cámaras anterior o posterior, o a nivel de la *pars plana*.

Ese mismo año Zhang,²⁶⁶ después de estudiar las ampollas conjuntivales de 69 ojos diagnosticados de glaucoma y operados de cirugía filtrante, comprobó que la OCT anterior ofrecía imágenes de mayor resolución del interior de estos blebs que la obtenida mediante BMU.

En el año 2009, López-Guajardo²⁶⁷ fue el primero en cuestionar la eficacia de la OCT anterior en el análisis de las esclerotomías empleadas en vitrectomía. En su artículo, propuso que la señal con la que trabaja la OCT bien pudiera sufrir una atenuación mucho mayor que la experimentada por el ultrasonido de la BMU antes de alcanzar las capas más profundas de la esclera, pudiendo esto comprometer el examen del trayecto interno de la esclerotomía y del vítreo cortical residual. Por otro lado, destacó las limitaciones que ofrece el escáner de la OCT a la hora de captar el trayecto completo de la incisión escleral, dado que, a diferencia de la sonda de la BMU, resulta difícil de movilizar sobre la esclerotomía con el fin de seguir el túnel escleral en todo su recorrido.

Ese mismo año, Charles J. Pavlin, promotor del uso de la biomicroscopía ultrasónica en la exploración oftalmológica,⁷⁴ analizó mediante OCT anterior y BMU tumores del segmento anterior en 18 ojos, encontrando la penetrancia de la señal de la OCT insuficiente en el análisis de tumores quísticos, pigmentados o posteriores al epitelio pigmentario del iris, a diferencia con la BMU, que ofrecía imágenes de alta calidad al analizar estas lesiones. De esta forma, concluyó que el escáner que emplea la OCT anterior sufre una atenuación muy importante al atravesar estructuras

pigmentadas, lo cual le impide ofrecer imágenes de tanta calidad como las que se obtienen de la BMU. Además, a pesar de penetrar en elementos translúcidos como supone la esclera, no permite visualizar con claridad estructuras subyacentes a esta.²⁶⁸

Ya en el año 2011, Bianciotto²⁶⁹ estudió tumores localizados en el segmento anterior de 200 ojos con ambas herramientas, encontrando la OCT mejor en la exploración de las lesiones iridianas superficiales, así como en la definición de la cara anterior de los tumores. Por su parte, la BMU cuya señal parecía sufrir menos atenuación que la de la tomografía al atravesar estructuras opacas, se mostró superior en el estudio de tumores pigmentados y de lesiones situadas en el cuerpo ciliar o en regiones profundas del iris.

Nuestros resultados sitúan a la BMU como una técnica de exploración superior a la OCT anterior en la detección del vítreo residual incisional. De esta forma y a pesar de las múltiples ventajas que ofrece la OCT anterior respecto de la BMU (método de no contacto, no invasivo, que permite la exploración del paciente en sedestación, y no en decúbito supino), la tomografía se muestra como una herramienta mucho menos eficaz que la biomicroscopía en el análisis de las esclerotomías. Hasta ahora, ningún estudio había comparado la visualización de incarceration vítreo mediante OCT anterior y BMU. No obstante, de los trabajos anteriormente mencionados, se extrae la conclusión de que el escáner OCT experimenta una mayor atenuación que la señal ultrasónica de la BMU al atravesar estructuras translúcidas como la esclera, lo cual concuerda plenamente con los resultados obtenidos en nuestro estudio.

Por otro lado, al comparar la visualización directa de la cara interna de las esclerotomías, respecto de la exploración mediante OCT y BMU, nuestros resultados sitúan al primero de los métodos como el más eficaz en la detección de incarceration vítreo. Tanto es así, que la visualización directa bien pudiera considerarse el “*gold*

standard” en la detección de atrapamiento víteo incisional. No obstante, su uso en la práctica quirúrgica habitual mediante la introducción de una sonda endoscópica a través de una de las entradas esclerales empleadas durante la vitrectomía podría aumentar el riesgo de sufrir iatrogenia. Por ello, este procedimiento tiene cabida únicamente en el contexto de un estudio experimental que trate de describir la incidencia real de atrapamiento víteo incisional en ojos vitrectomizados procedentes de cadáveres animales o humanos.

En cuanto a las técnicas de imagen, la exploración de las esclerotomías mediante BMU no se considera adecuada en pacientes recién operados de vitrectomía, debido al riesgo de contaminación ocular que esta técnica de contacto podría implicar. Sin embargo, dado que la BMU es más sensible que la OCT de segmento anterior en el diagnóstico de incarceration vítea y que además presenta una fuerte asociación positiva con la visualización directa, proponemos evaluar la presencia de este atrapamiento mediante BMU pasado el primer mes tras la cirugía, cuando las esclerotomías hayan cerrado por mecanismos fisiológicos de cicatrización.^{27,270} Además, durante los primeros meses tras la vitrectomía no se esperan cambios en la tasa de incarceration vítea postquirúrgica.¹⁶⁵ Por tanto, dicha evaluación tardía, además de ser más segura que la exploración precoz, es tan válida como esta en cuanto a las tasas de incarceration observadas. Así, el análisis de las incisiones esclerales mediante BMU, pasado el primer mes tras la cirugía, es una técnica segura que nos permitiría estudiar la presencia de atrapamiento víteo postoperatorio, así como evaluar la importancia que este víteo residual supone, los riesgos que implica y las maniobras quirúrgicas que podrían disminuir dicho atrapamiento.

En nuestro estudio, el uso de ojos enucleados nos permitió evaluar la cara interna de las esclerotomías mediante visualización directa, así como analizar adecuadamente el trayecto completo de las esclerotomías mediante BMU y OCT anterior, dado que los ojos enucleados se pueden movilizar libremente con respecto

de la sonda de BMU y del escáner de la OCT hasta encontrarse la correcta orientación de los trayectos esclerales para su estudio completo. Esta tasa de éxito en el análisis de cada incisión no podría obtenerse en la práctica clínica con pacientes, dada la limitación de movimientos que presentan los ojos situados en la órbita y el escaso tiempo de exploración que toleran los pacientes estudiados.

VII. CONCLUSIONES

VII. CONCLUSIONES

Una vez expuesto el trabajo experimental motivo de esta tesis doctoral, podemos destacar a modo de resumen, las siguientes conclusiones:

1. Nuestro trabajo realizado en un modelo animal que simula las condiciones encontradas en la práctica habitual de vitrectomía en humanos, ha permitido el estudio de la presencia de incarceration vítreo incisional tras la realización de vitrectomía.
2. La extracción canular con la sonda de luz insertada tras vitrectomía, se ha asociado a una menor cantidad de atrapamiento vítreo incisional en nuestro modelo animal, respecto de la retirada canular con el tapón introducido (técnica habitual).
3. La visualización directa es el método que mayor capacidad de detección de incarceration vítreo ha mostrado en nuestro modelo animal. Por su parte, en cuanto a las técnicas de imagen, la biomicroscopía ultrasónica se ha mostrado superior a la tomografía de coherencia óptica de segmento anterior en el estudio del atrapamiento vítreo en esclerotomías.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

VIII. BIBLIOGRAFÍA

- 1 Cibis GW. Fundamentos y principios de oftalmología. 1ª ed. Barcelona: Elsevier;2007.
- 2 Von Graefe A. Therapeutische Miscellen. Graefes Arch Ophthalmol 1863;9:42-152.
- 3 Von Graefe A. Ueber operative Eingriffe in die tieferen Gebilde des Auges. B. Perforation von abgelösten Netzhäuten und Glaskörpermembranen. Arch Ophthalmol 1863;9:85-104.
- 4 Ford V. Proposed surgical treatment of opaque vitreous. Lancet 1890;i:462-3.
- 5 Landegger GP. Clinical experiences with vitreous replacement. Am J Ophthalmol 1950;33:915-21.
- 6 Dodo T. Window-making procedure for post-hemorrhage vitreous membrane. Acta Soc Ophthalmol Jpn 1964;68:811-26.
- 7 Dodo T, Toda S. Vitreous replacement as a treatment of severe vitreous opacity. Acta Soc Ophthalmol Jpn 1958;62:129-43.
- 8 Michaelson IC. Transscleral division of mid-vitreous membrane under visual control. Br J Ophthalmol 1960;44:634-5.
- 9 Kasner D. Vitrectomy: a new approach to the management of vitreous. Highlights Ophthalmol 1968;11:304-29.

10 Kasner D, Miller GR, Taylor WH, et al. Surgical treatment of amyloidosis of the vitreous. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1968;72:410-8.

11 Machemer R, Parel JM, Norton EWD. A new concept for vitreous surgery. I. Instrumentation. *Am J Ophthalmol Otolaryngol* 1972;10:172-7.

12 Machemer R, Parel JM, Norton EWD. Vitrectomy: a pars plana approach. Technical improvements and further results. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1972;76(2):462-6.

13 Machemer R, Buettner H, Norton EWD. Vitrectomy: a pars plana approach. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1971;75:813-20.

14 Peyman GA, Dodich NA. Experimental vitrectomy: instrumentation and surgical technique. *Arch Ophthalmol* 1971; 86:548-51.

15 Douvas N. Roto-extractor for congenital and traumatic cataracts (20 cases). Miami, Florida: Cataract Surgery Congress; 1973.

16 Kreiger AE, Straatsma BR. Stereotaxic vitrectomy. *Mod Probl Ophthalmol* 1974; 12:411-23.

17 O'Malley C, Heintz RM Sr. Vitrectomy with an alternative instrument system. *Ann Ophthalmol*. 1975;7:585-8,91-4.

18 Leaming DV. Practice styles and preferences of ASCRS members--2003 survey. *J Cataract Refract Surg*. 2004;30(4):892-900.

19 López-Guajardo L, González-Del-Valle F, Teus-Guezala M. Sutureless valved incisions: From cataract to vitreoretinal surgery. Arch Soc Esp Oftalmol 2008;83:211-2.

20 Chen JC. Sutureless pars plana vitrectomy through self-sealing sclerotomies. Arch Ophthalmol 1996;114:1273-5.

21 Kwok AK, Tham CC, Lam DS, Li M, Chen JC. Modified sutureless sclerotomies in pars plana vitrectomy. Am J Ophthalmol 1999;127:731-3.

22 Fujii GY, De Juan E Jr, Humayun MS, Pieramici DJ, Chang TS, Awh C, et al. A new 25-gauge instrument system for transconjunctival sutureless vitrectomy surgery. Ophthalmology 2002;109:1807-12.

23 Fujii GY, de Juan EJr, Humay MS, Chang TS, Pieramici DJ, et al. Initial experience using the transconjunctival sutureless vitrectomy system for vitreoretinal surgery. Ophthalmology 2002; 109: 1814-20.

24 Eckardt C. Transconjunctival sutureless 23-gauge vitrectomy. Retina 2005;25:208-11.

25 López-Guajardo L, Pareja-Esteban J, Teus-Guezala MA. Oblique sclerotomy technique for prevention of incompetent wound closure in transconjunctival 25-gauge vitrectomy. Am J Ophthalmol. 2006;141(6):1154-6.

26 Shimada H, Nakashizuka H, Mori R, Mizutani Y, Hattori T. 25-gauge scleral tunnel transconjunctival vitrectomy. Am J Ophthalmol. 2006;142(5):871-3.

- 27 López-Guajardo L, Vleming-Pinilla E, Pareja-Esteban J, Teus-Guezala MA. Ultrasound biomicroscopy study of direct and oblique 25-gauge vitrectomy sclerotomies. *Am J Ophthalmol.* 2007;143(5):881-3.
- 28 Hsu J, Chen E, Gupta O, Fineman MS, Garg SJ, Regillo CD. Hypotony after 25-gauge vitrectomy using oblique versus direct cannula insertions in fluid-filled eyes. *Retina.* 2008;28(7):937-40.
- 29 Chavaud D, Azan F. Cirugía del desprendimiento de la retina. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2005.
- 30 Bhavsar AR. Vitrectomía. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 15-50.
- 31 Charles S. Tecnología y técnicas en vitrectomía. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 245-55.
- 32 Kirchhof B, Wong D. Vitreo-retinal Surgery. *Essentials of Ophthalmology.* Springer Berlin, Heidelberg, New York; 2007.
- 33 Fine HF, Bhatnagar P, Spaide RF. Vitrectomía por 23 G. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 51-58.
- 34 Gupta A, Schwartz SD. Vitrectomía por 25 G. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 59-64.
- 35 McDonald HR, Verre WP, Aaberg TM. Surgical management of idiopathic epiretinal membranes. *Ophthalmology* 1986;93:978-83.

36 Williams GA, Drenser K. Cirugía de membranas epirretinianas. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 65-69.

37 Sawa M, Ohji M, Kusaka S, et al. Nonvitrectomizing vitreous surgery for epiretinal membrane long-term follow-up. *Ophthalmology* 2005;112(8):1402-8.

38 Kelly NE, Bhavsar AR. Cirugía del agujero macular. En: Bhavsar AR. Cirugía de retina y vítreo. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 71-84.

39 Bressler NM, Bressler SB, Childs AL, et al; Submacular Surgery Trials (SST) Research Group. Surgery for hemorrhagic choroidal neovascular lesions of age-related macular degeneration: ophthalmic findings. SST report 13. *Ophthalmology* 2004;111:1993-2006.

40 Pendergast SD, Margherio RR, Williams GA, Cox MS. Vitrectomy for chronic pseudophakic cystoid macular edema. *Am J Ophthalmol.* 1999;128:317-23.

41 Diabetic Retinopathy Vitrectomy Study Research Group: Two-year course of visual acuity in severe proliferative diabetic retinopathy with conventional management. Diabetic Retinopathy Vitrectomy Study (DRVS) report 1. *Ophthalmology* 1985a;92:492-502.

42 Diabetic Retinopathy Vitrectomy Study Research Group: Two-year results of a randomized trial. Diabetic Retinopathy Vitrectomy Study report 2. *Arch Ophthalmol* 1985b;103:1644-52.

43 Pulido J. Retina, coroides y vítreo. Los requisitos en oftalmología. 1ª ed. Barcelona: Elsevier;2003.

44 Cioffi GA. Glaucoma. 1ª ed. Barcelona: Elsevier;2009.

45 Lloyd MA, Hever DK, Baerveld G, Minckler DS, et al.: Combined molteno implantation and pars plana vitrectomy for neovascular glaucomas. *Ophthalmology* 1991;98:1401-5.

46 Results of the Endophthalmitis Vitrectomy Study: a randomized trial of immediate vitrectomy and of intravenous antibiotics for the treatment of postoperative bacterial endophthalmitis. Endophthalmitis Vitrectomy Study Group. *Arch Ophthalmol.* 1995;113:1479-96.

47 Clark WL, Kaiser PK, Flynn HW, Belfort A, Miller D, Meisler DM. Treatment strategies and visual acuity outcomes in chronic postoperative *Propionibacterium acnes* endophthalmitis. *Ophthalmology* 1999;106:1665-70.

48 González-Castaño C, Castro J, Álvarez-Sánchez M. Luxación del cristalino: Etiología y resultados. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2006; 81:471-8.

49 Regillo C. *Retina y vítreo*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier;2009.

50 Damato B, Duke C, Coupland CE, et al. Cytogenetics of uveal melanoma: a 7-year clinical experience. *Ophthalmology* 2007; 114: 1925-31.

51 Damato B, Groenewald C. Cirugía de tumores intraoculares. En: Bhavsar AR. *Cirugía de retina y vítreo*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 229-243.

- 52 Chen SD, Mohammed Q, Bowling B, et al. Vitreous wick syndrome a potential cause of endophthalmitis after intravitreal injection of triamcinolone through the pars plana. *Am J Ophthalmol.* 2004;137(6):1159-60; author reply 1160-1.
- 53 Buettner H, Machemer R. Histopathologic findings in human eyes after pars plana vitrectomy and lensectomy. *Arch Ophthalmol* 1977;95:2029 –2033.
- 54 Sabti K, Kapusta M, Mansour M, Overbury O, Chow D. Ultrasound biomicroscopy of sclerotomy sites: the effect of vitreous shaving around sclerotomy sites during pars plana vitrectomy. *Retina* 2001;21(5):464-8.
- 55 Regillo C. *Retina y vítreo*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier;2009.
- 56 Kunimoto DY, Kaiser RS. Incidence of endophthalmitis after 20- and 25-gauge vitrectomy. *Ophthalmology* 2007;114:2133-7.
- 57 Scott IU, Flynn HW Jr, Dev S, Shaikh S, Mitra RA, Arevalo JF, Kychenthal A, Acar N. Endophthalmitis after 25-gauge and 20-gauge pars plana vitrectomy: incidence and outcomes. *Retina.* 2008;28:138-4.
- 58 Ehinger B, Grzybowski A, Allvar Gullstrand (1962-1930) The gentleman with the lamp. *Acta Ophthalmol* 2011; 89(8):701-8.
- 59 Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998
- 60 Chilowsky C, Langevin MP. *Procedes et appareils pour la production de signaux sous-marins dirigés, et pour la localization à distance d'obstacles sous-marins*. Patente francesa N° 502913, 1916.

- 61 Firestone FA. Patente en Estados Unidos; N° 2.280.226; 1942
- 62 Shampo M, Kyle RA. Kark Theodore Dussik Pioneer in ultrasound. *May Clin Proc* 1995; 70: 1136.
- 63 Ludwig G, Struthers F. Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones and foreign bodies in tissue. Report N° 4. Project NM 004: 001. National Naval Medical Center, Bethesda. Naval research laboratory. 1949.
- 64 Wild JJ, Reid JM. Application of echo-ranging techniques to the determination of the structure of biological tissues. *Science* 1952; 115: 226-230.
- 65 Wild JJ, Reid JM. Further pilot echographic studies on the histologic structure of tumors of the living intact human breast. *Am J Path* 1952; 28: 839-847.
- 66 Mundt GH, Hugues WF. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1956; 41: 488-498.
- 67 Oksala A, Lehtinen A. Diagnostics of detachment of the retina by means of ultrasound. *Acta Ophthalmol* 1957; 35: 461-472.
- 68 Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. Theoretic considerations and acoustic properties of ocular media. I. Reflective properties. *Am J Ophthalmol* 1958; 46: 319-329.
- 69 Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. II. Ultrasonic slit lamp in the ultrasonic visualization of soft tissues. *Arch Ophthalmol* 1958; 60: 263-279.
- 70 Bronson NR. Development of a simple B-scan ultrasonoscope. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1972; 70: 365-408.

71 Sherar MD, Noss MB, Foster FS. Ultrasound black-scatter microscopy images the internal structure of living tumors spheroids multicellular tumour spheroids. *Nature* 1987; 330: 493-495.

72 Sherar MD, Foster FS. A 100 MHz PVDF ultrasound microscope with biological applications. *Acoustical imaging* 1987; 16: 511-520.

73 Sherar MD, Foster FS. The design and fabrication of high frequency polymer (vinylidene fluoride) transducers. *Ultrasonic imaging* 1989; 11: 75-94.

74 Pavlin CJ, Sherar MD, Foster FS. Subsurface ultrasound biomicroscopy of the intact eye. *Ophthalmology* 1990; 96: 244-250.

75 Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98: 287-295.

76 Yee SG, Harasiewicz KA, Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasound characterization of ocular tissue in the frequency range from 50 MHz to 100 MHz. *IEEE Trans UFFC* 1993.

77 Pavlin CJ, Foster FS. *Ultrasound biomicroscopy of the eye*. New York, NY: Springer-Verlag; 1995.

78 Curie J, Curie P. Sur l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. *Compt. Rend. Acad. Sci.* 1880; 91: 383-389.

79 Leavens C, Williams R, Foster FS, Burns PN, Sherar MD. Golay pulse encoding for microbubble contrast imaging in ultrasound. *IEEE trans Ultraon Ferroelectr Freq Control.* 2007; 54(10):2082-90.

80 García Feijóo J, Pazos González B, Piñeiro Ces A, Cuiña Sardiña R. Instrumentación y práctica de la exploración bioultrasónica. En: Sánchez Salorio M,

García-Feijóo J, Pazos González B. Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

81 Kapetansky FM. A new water bath for ultrasonic biomicroscopy. *Ophthalmol Vis Sci* 1996; 37; 3756: S817.

82 García-Feijóo J, Martín-Carbajo M, Benítez del Castillo JM, García-Sánchez J. Orbital cup: A device to facilitate ultrasound biomicroscopic examination of pars plana and peripheral retina. *Arch Ophthalmol* 1997; 115: 1475-76.

83 Tello C, Potash S, Liebmann J, Rich R. Soft contact lens modification of the ocular cup for high – resolution ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmic Surg* 1993; 24: 563-564.

84 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R. Bases físicas de la biomicroscopia ultrasónica. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

85 Tello C, Liebmann J, Potash SD, Cohen H, Ritch R Measurement of ultrasound biomicroscopy images: intraobserver and interobserver reliability. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35: 3549-3552.

86 Spaeth GL; Azuara-Blanco A; Araujo SV; Augsburger JJ. Intraobserver and interobserver agreement in evaluating the anterior chamber angle configuration by ultrasound biomicroscopy. *J Glaucoma*. 1997; 6: 13-17.

87 Iezzi R; Rosen RB; Tello C; Liebmann J; Walsh JB; Ritch R. Personal computer-based 3-dimensional ultrasound biomicroscopy of the anterior segment. *Arch Ophthalmol* 1996; 114: 520-524.

88 Cusumano A, Coleman DJ, Silverman RH, Reinstein DZ, Rondeau MJ, Ursea R, Daly.,SM, Lloyd HO. Three-dimensional ultrasound imaging. Clinical applications. *Ophthalmology* 1998; 105: 300-306.

89 García Feijóo j, Pazos González B, Cuiña Sardiña R. Biomicroscopía ultrasónica del globo ocular normal. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998.

90. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. Biomicroscopía Pazos González B, Rodríguez Ares MT, Sánchez Salorio M. Patología de la córnea. Edema corneal ultrasónica en oftalmología. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

91 Reinstein DZ, Silverman RH, Coleman DJ. Epithelial and corneal thickness measurements by high-frequency ultrasound digital signal processing. *Ophthalmology* 1994;101: 140-146.

92 Patel S, Reinstein DZ, Silverman RH, Coleman DJ. The shape of Bowman's layer in the human córnea. *J Refract Surg.* 1998;14(6):636-640.

93 Morinelli EN, Najac RD, Speaker MG, Tello C, Liebmann JM, Ritch R. Repair of Descemet's membrane detachment with the assistance of intraoperative ultrasound biomicroscopy. *Am J Ophthalmol* 1996; 121: 718-720.

94 Pazos B, Sánchez-Salorio M, Suárez A, Rodríguez- Ares T, Santos L. Biomicroscopía ultrasónica en la planificación quirúrgica de la queratoplastia. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1997; 72: 841-848.

95 Wheeler NC, Morantes CM, Kristensen MD, et al. Reliability coefficients of three corneal pachymeters. *Am J Ophthalmol* 1992; 113: 645-651.

96 Jiménez Alfaro Morote I, García Feijóo J, Cuiña Sardiña R. Ultrasound biomicroscopic features of phakic posterior chamber lenses. Annual meeting of the American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS). San Diego, California (USA), 1998.

97 Pavlin CJ, Foster FS. Ultrasonics Biomicroscopy of the eye. New York. Springer-Verlag Publishing 1995; 163-165.

98 Pazos MCB, Suárez A, Rodríguez-Ares MT, Capeans C, Sánchez Salorio M. Estudio de la queratopatía pseudofáquica: Exploración con Biomicroscopia Ultrasonica. Arch Soc Esp Oftalmol.

99 Vastine DW, Weinberg RS, Sugar J, Binder PS. Stripping of Descemet's membrane associated with intraocular lens implantation. Arch Ophthalmol 1983; 101: 142-145.

100 González F, Suárez-Peñaranda JM, Díez-Feijóo E, Pazos B, Sánchez-Salorio M. Histopathological and ultrasound biomicroscopy findings in a case of irreversible mydriasis after keratoplasty in keratoconus. Acta Ophthalmol Scan 1997; 75: 474-476.

101 McWhae J, Willerscheidt A, Gimbel H, Freese M. Ultrasound biomicroscopy in refractive surgery. J Cataract Refract Surg 1994; 20: 493-497.

102 Lazzaro DR, Aslanides IM, Belmont SC, et al. High frequency ultrasound evaluation of radial keratotomy incisions. J Cat Ref Surg 1995; 21: 398-401.

103 Nagy ZZ, Nemeth J, Suveges I, Csakany B. Examination of subepithelial scar formation after photorefractive keratectomy with the ultrasound biomicroscope. Klin Monatsbl Augenheilkd 1996; 209: 283-285.

104 Pavlin CJ, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopic assessment of the cornea following excimer laser photokeratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1994; 20 Suppl: 206-211.

105 Sabetti L, Spadea L, Furcese N, Balestrazzi E. Measurement of corneal thickness by ultrasound after photorefractive keratectomy in high myopia. *J Refract Corneal Surg* 1994; 10(2 Suppl): S211-6.

106 Patel S, Marshall J, Fitzke F. Refractive index of the human corneal epithelium and stroma. *J Refract Surg* 1995; 11: 100-5.

107 Jiménez Alfaro Morote I, García Feijóo J, Cuiña Sardiña R. Intraocular contact lenses: Ultrasound biomicroscopy. Annual meeting of the American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS). San Diego, California (USA), 1998.

108 Reinstein DZ, García Feijóo J. Cirugía refractiva. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998.

109 Saragoussi JJ, Puech M, Assouline M, Berges O, Renard G, Pouliquen YJ. Ultrasound biomicroscopy of Baikoff anterior chamber phakic intraocular lenses. *J Refract Surg* 1997; 13: 135-141.

110 Kim DY, Reinstein DZ, Silverman RH, Najafi DJ, Belmont SC, Hattis AP, Rozakis GW, Coleman DJ. Very high frequency ultrasound analysis of a new phakic posterior chamber intraocular lens in situ. *Am J Ophthalmol* 1998; 125: 725-729.

111 Anton A, Weinreb RN. Recurrent hyphema secondary to anterior chamber lens implant. *Surv Ophthalmol* 1997; 41: 414-6

112 Pazos González B, Sánchez Salorio M, Cuiña Sardiña R, García Feijóo J. Traumatismos oculares. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

113 Pavlin CJ, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy of anterior structures in normal and glaucomatous eyes. *Am J Ophthalmol* 1992; 113: 381-389.

114 Pazos MCB, Sánchez-Salorio M, Touriño MR, Rodríguez-Ares MT, Díez-Feijóo E. Biomicroscopía Ultrasónica en el Control del Implante Valvular asociado a Queratoplastia. LXXIV Congreso de la S.E.O. Alicante, 1998.

115 Crichton ACS, McWhae, Reimer J. Ultrasound biomicroscopy for the assessment of Molteno tube position. *Ophthalmic surgery* 1994; 25(9): 633-635.

116 Spaeth G, Aruajo S, Azuara A. Comparison of the configuration of the human anterior chamber angle, as determined by the Spaeth gonioscopic grading system and ultrasound biomicroscopy. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1995; 93P: 337-47.

117 Kobayashy H, Kiryu J, Koboyashy K, Kondo T. Ultrasound biomicroscopic measurement of anterior chamber angle in premature infants. *British J Ophthalmol* 1997; 81: 460-464.

118 Bker T, Shegem J, Rauwolf M, Wegwner A. Anterior chamber angle biometry: A comparison of Schimpflug photography and ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmic Res* 1995; 27 sp 1: 104-9.

119 Steegman Z, Sokol J, Liebman JM, Cohen H, Tello C, Ritch R. Reduced trabecular meshwork height in juvenile primary open-angle glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1996; 114: 660-663.

120 Potash SD, Tello C, Liebmannj, Ritch R: Ultrasound biomicroscopy in the pigment dispersion syndrome. *Ophthalmology* 1994; 101: 332-339.

121 Pavlin cj, Harasiewicz k, Foster FS: Accommodation produces posterior iris bowing in pigmentary dispersion syndrome. *Am J Ophthalmol* 1994; 118(1): 114-116.

122 Campbell DG. Pigmentary dispersion and glaucoma: a new theory. *Arch Ophthalmol* 1997; 97: 1667-1672.

123 Pavlin CJ, Macken P, Trope G, Feldman F, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopic features of pigmentary glaucoma. *Can J Ophthalmol* 1994; 29 (4): 187-192.

124 Sokol J, Stegman Z, Liebmann JM, Ritch R. Location of the iris insertion in pigment dispersion syndrome. *Ophthalmology* 1996; 103: 289-293.

125 Pazos González B, Sánchez Salorio M, García Feijóo J. Glaucoma. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

126 Pavlin CJ, Easterbrook M, Harasiewicz K, Eng P, Foster FS. An ultrasound biomicroscopic analysis of angle-closure glaucoma secondary to ciliochoroidal effusion in IgA nephropathy. *Am J Ophthalmol* 1993; 116: 341-345.

127 Krzystolik MG, Kuperwasser M, Low RM, Dreyer EB. Anterior-segment ultrasound biomicroscopy in a patient with AIDS and bilateral angle-closure glaucoma secondary to uveal effusions. *Arch Ophthalmol* 1996; 114: 878-879.

128 Azuara-Blanco A, Spaeth GL, Araujo S, Augsburger JJ, Katz LJ, Calhoun JH, Wilson RP: Ultrasound biomicroscopy in infantile glaucoma. *Ophthalmology* 1997; 104: 1116-1119.

129 Tawara A, Inomata H. Developmental immaturity of the trabecular meshwork in congenital glaucoma. *Am J Ophthalmol* 1981; 92: 508-512.

130 Pavlin CJ, Ritch R, Sherar MD, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy in plateau iris syndrome. *Am J Ophthalmol* 1992; 113: 390-395.

131 Wand M, Pavlin CJ, Foster FS. Plateau iris syndrome ultrasound biomicroscopic and histologic study. *Ophthalmic Surgery* 1993; Feb: 129-131

132 Finger PT, McCormick SA, Lombardo J, Tello C, Ritch R. Epithelial inclusion cyst of the iris. *Arch Ophthalmol* 1995; 113: 777-80.

133 Augsburger JJ, Affel LL, Benarosh DA. Ultrasound biomicroscopy of cystic lesions of the iris and ciliary body. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1996; 94: 259-71.

134 Azuara-Blanco A, Spaeth GL, Araujo SV, Augsburger JJ, Terebuh AK. Plateau iris syndrome associated with multiple ciliary body cysts. Report of three cases. *Arch Ophthalmol* 1996; 114: 666-8.

135 Shields JS. Primary cyst of the iris. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1991; 97: 772.

136 Pazos González B, Capeans Tomé C, Sánchez Salorio M. Tumores intraoculares del segmento anterior. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

137 Berinstein DM, Gentile RC, Sidoti PA, Stegman Z, Tello C, Liebmann JM, Ritch R. Ultrasound biomicroscopy in anterior ocular trauma. *Ophthalmic Surg Lasers* 1997; 28: 201-7206

138 Steiner A, Steinhorst UH, Steiner M, Theischen M, Winter R. Ultrasound biomicroscopy for localization of artificial lens haptics after trans-scleral suture fixation. *Ophthalmologe* 1997; 94: 41-4.

139 Pavlin CJ, Rootman D, Arshinoff S, Harasiewicz K, Foster FS. Determination of haptic position of transsclerally fixated posterior chamber intraocular lenses by ultrasound biomicroscopy. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 573-7.

140 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R, Shafik Shaheen M, Ragai Kamel N, García Sánchez J. Estudio bioultrasónico de la localización de las lentes intraoculares tras la capsulotomía en sonrisa. *Microcirugía ocular* 1997; 5: 35-37.

141 Stonecipher KG, Parmley VC, Jensen H, Rowsey JJ. Infectious endophthalmitis following sutureless cataract surgery. *Arch Ophthalmol* 1991; 109: 1562-1563.

142 Hu BV, Shin DH, Gibbs KA, Hong YJ. Implantation of posterior chamber lens in the absence of capsular and zonular support. *Arch Ophthalmol* 1988; 106: 416-420.

143 Stark WJ, Gottsch JD, Goodman DF, Goodman GL, Pratzner K. Posterior chamber intraocular lens implantation in the absence of capsular support. *Arch Ophthalmol* 1989; 107: 1078-1083.

144 Suárez A, Pazos MCB, Sánchez Salorio M, Santos L. Biomicroscopia Ultrasónica: Aplicaciones de la ecografía de alta frecuencia en la cirugía de la catarata complicada. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1997; 72: 41-48

145 Pavlin CJ, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopic analysis of haptic position in late-onset, recurrent hyphema after posterior chamber lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 1994; 20: 182-5.

146 Pavlin CJ, Rutnin SS, Devenyi R, Wand M, Foster S. Supraciliary effusion and ciliary body thickening after scleral buckling procedures. *Ophthalmology* 1997; 104: 433-438.

147 Gentile RC, Liebman JM, Tello C, Stegman Z, Weissman SS, Ritch R. Ciliary body enlargement and cyst formation in uveitis. *Br J Ophthalmol* 1996; 80: 895-899.

148 Green WR. Neuroepithelial tumors of the ciliary body. In Spencer WH. *Ophthalmic Pathology: An Atlas and Text-book*. 3rd ed, W.B. Saunders. Philadelphia 1985; II: 1247.

149 Jacobiec FA, Silbert J. Are most iris «melanomas» really nevy. A clinicopathological study of 189 lesions. *Arch Ophthalmol* 1981; 99: 2117-32.

150 Shields JA, Shields CL. *Intraocular Tumors*. Saunders. Philadelphia 1992, 177.

151 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R, Benítez del Castillo JM. Patología inflamatoria de la úvea. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

152 Bloch-Michel E, Nussenblatt RB: International Uveitis Study Group recommendations for the evaluation of intraocular inflammatory disease. *Am J Ophthalmol* 1987; 103: 134-235.

153 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R., Benítez del Castillo JM, Arias Puente A, Andrés Simón MV, García Sánchez J. UBM in anterior uveitis associated with ankylosing spondylitis. *Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: S525

154 Benítez del Castillo JM, García Feijóo J, del Río Novo T, Cuiña Sardiña R, García Sánchez J. Treatment of uveitis with intraocular triamcinolone acetate. *Ophthalmol Vis Sci* 1998; 39: S612.

155 García-Feijóo J, Martín-Carbajo M, Benítez del Castillo JM, García-Sánchez J. Ultrasound biomicroscopy in pars planitis. *Am J Ophthalmol* 1996; 121: 214-5.

156 García Feijóo J, Martín Carbajo M, Benítez del Castillo JM, García Sánchez. Utilidad de la biomicroscopia ultrasónica en la pars planitis. LXXII Congreso Sociedad Española Oftalmología. Madrid, 1996.

157 García Feijóo J, Martín M, Benítez del Castillo JM, García Sánchez J. Clinical use of the ultrasound biomicroscopy in patients with pars planitis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1996; 37: S366.

158 Yuki T, Kimura Y, Nanbu S, Kishi S, Shimizu K. Ciliary body and choroidal detachment after laser photocoagulation for diabetic retinopathy. A high-frequency ultrasound study. *Ophthalmology* 1997; 104: 1259-64.

159 Maberly DA, Pavlin CJ, McGowan HD, Foster FS, Simpson ER. Ultrasound biomicroscopic imaging of the anterior aspect of peripheral choroidal melanoma. *Am J Ophthalmol* 1997; 123: 506-514.

160 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R, Benítez del Castillo JM, Castillo Gómez A, Puy Gallego P, García Sánchez J. Clinical use of ultrasound biomicroscopy in peripheral retina pathologies. *Ophthalmol Vis Sci* 1998; 39: S597.

161 Gentile RC, Berinstein DM, Liebmann J, Rosen R, Stegman Z, Tello C, Walsh JB, Ritch R. High-resolution ultrasound biomicroscopy of the pars plana and peripheral retina. *Ophthalmology* 1998; 105: 478-484.

162 García Feijóo J, Cuiña Sardiña R. Patología de la retina. En: Sánchez Salorio M, García-Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*. 1ª Edición. Tecnimedia editorial; 1998

163 Maruiwa F, Nao N, Fukiyama J, Kishi A. Usefulness of Ultrasound Biomicroscopy for Evaluation of Vitreoretinal Diseases. *Nippon Ganka Kiyo*. 1997; 48: 76.

164 Bhende M, Agraharam SG, Gopal L, Sumasri K, Sukumar B, George J, Sharma T, Shanmugam MP, Bhende PS, Shetty NS, Agrawal RN, Deshpande DA. Ultrasound biomicroscopy of sclerotomy sites after pars plana vitrectomy for diabetic vitreous hemorrhage. *Ophthalmology* 2000;107(9):1729-36.

165 Kwok AK, Tham CC, Loo AV, Fan DS, Lam DS. Ultrasound biomicroscopy of conventional and sutureless pars plana sclerotomies: a comparative and longitudinal study. *Am J Ophthalmol*. 2001;132(2):172-7.

166 Yeh PT, Yang CM, Yang CH, Huang JS. Cryotherapy of the anterior retina and sclerotomy sites in diabetic vitrectomy to prevent recurrent vitreous hemorrhage: an ultrasound biomicroscopy study. *Ophthalmology* 2005;112(12):2095-102.

167 Keshavamurthy R, Venkatesh P, Garg S. Ultrasound biomicroscopy findings of 25 G Transconjunctival Sutureless (TSV) and conventional (20G) pars plana sclerotomy in the same patient. *BMC Ophthalmol*. 2006;28;6:7.

168 Zhengyu S, Fang W, Ying F, Qinghua Q. The experimental research of rabbit's sclerotomy sites undergoing transconjunctival sutureless vitrectomy. *Curr Eye Res.* 2007;32(7-8):647-52.

169 Gutfleisch M, Dietzel M, Heimes B, Spital G, Pauleikhoff D, Lommatzsch A. Ultrasound biomicroscopic findings of conventional and sutureless sclerotomy sites after 20-, 23-, and 25-G pars plana vitrectomy. *Eye (Lond).* 2010;24(7):1268-72.

170 Avitabile T, Castiglione F, Bonfiglio V, Castiglione F. Transconjunctival sutureless 25-gauge versus 20-gauge standard vitrectomy: correlation between corneal topography and ultrasound biomicroscopy measurements of sclerotomy sites. *Cornea* 2010;29(1):19-25.

171 Ahmadabadi MN, Azaripour E, Movassat M, Karkhaneh R, Esfahani MR, Kiarudi MY, Moghimi S, Roohipour R, Ghassemi F. Ultrasound biomicroscopy of conventional and sutureless (23, 25-gauge) sclerotomy sites after pars plana vitrectomy. *Iranian Journal of Ophthalmol.* 2010;22(3):17-22.

172 Boker T, Spitznas M. Ultrasound biomicroscopy for examination of the sclerotomy site after pars plana vitrectomy. *Am J Ophthalmol* 1994; 118: 813-815.

173 Azzolini C, Pierro L, Codenotti M, Bandello F, Brancato R. Ultrasound biomicroscopy following the intraocular use of silicone oil. *Int Ophthalmol* 1995-96; 19: 191-5.

174 Minamoto A, Nakano KE, Tanimoto S, Mizote H, Takeda Y. Ultrasound biomicroscopy in the diagnosis of persistent hypotony after vitrectomy. *Am J Ophthalmol* 1997; 123: 711-3.

175 Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography science 1991; 254; 1178-1181.

176 Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, et al. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. Arch Ophthalmol. 1994;112;1584-1589.

177 Rollins AM, Kulkarni MD, Yazdanfar S, et al. In vivo video rate optical coherence tomography. Optics Express. 1998; 3; 219-229.

178 Van den Berg TJ, Spekreijse H. Near infrared light absorption in the human eye media. Vision Res. 1997; 37; 249-253.

179 Hirano K, Kojima T, Nakamura M, Hotta Y. Triple anterior chamber after full-thickness lamellar keratoplasty for lattice corneal dystrophy. Cornea. 2001; 20; 530-533.

180 Maldonado MJ, Ruiz-Oblitas L, Munuera JM, et al. Optical coherence tomography evaluation of the corneal cap and stromal bed features after laser in situ keratomileusis for high myopia and astigmatism. Ophthalmology. 2000; 107; 81-87.

181 Steinert RF, Huang D. Anterior segment optical coherence tomography. 1st ed. Thorofare. NJ: SLACK incorporated; 2008.

182 Hoerauf H, Gordes RS, Scholz C, et al. First experimental and clinical results with transcleral optical coherence tomography. Ophthalmic Sur Lasers, 200; 31; 218-222.

183 Hoerauf H, Wirbelauer C, Scholz C, et al. Slit-lamp-adapted optical coherence tomography of the anterior segment. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2000; 238; 8-18.

184 Wirbelauer C, Scholz C, Hoerauf H, et al. Corneal optical coherence tomography before and immediately after excimer laser photorefractive keratectomy. *Am J Ophthalmol*. 2000; 130; 693-699.

185 Wirbelauer C, Scholz C, Haberle H, et al. Corneal optical coherence tomography before and after excimer laser phototherapeutic keratectomy for recurrent epithelial erosions (2). *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28; 1629-1635.

186 Wirbelauer C, Scholz C, Hoerauf H, et al. Noncontact corneal pachymetry with slit lamp-adapted optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol*. 2002; 133; 444-450.

187 Wirbelauer C, Karandish A, Haberle H, Pham DT. Optical coherence tomography in malignant glaucoma following filtration surgery. *Br J Ophthalmol*. 2003; 19; 372-377.

188 Wirbelauer C, Pham DT. Intraoperative optical coherence pachymetry during laser in situ keratomileusis---first clinical experience. *J Refract Surg*. 2003; 19; 372-377.

189 Wirbelauer C, Pham DT. Monitoring corneal structures with slit lamp-adapted optical coherence tomography in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2004; 30; 1851-1860.

190 Wirbelauer C, Pham DT. Continuous monitoring of corneal thickness changes during LASIK with online optical coherence pachymetry. *J Cataract Refract surg.* 2004; 30; 2559-2568.

191 Wirbelauer C, Pham DT. Imaging and quantification of calcified corneal lesions with optical coherence tomography. *Cornea.* 2004; 23; 439-442.

192 Wirbelauer C, Karandish A, Haberle H, Pham DT. Noncontact gonometry with optical coherence tomography, *Arch Ophthalmol.* 2005; 123; 179-185.

193 Wirbelauer C, Pham DT. Imaging interface fluid after laser in situ keratomileusis with corneal optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg.* 2005; 31; 853-856.

194 Radhakrishnan S, Tollins AM, Roth JE, et al- Teal-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Arch Ophthalmol.* 2001; 119; 1179-1185.

195 Li Y, Shekhar R, Huang D. Segmentation of 830 and 1310 nm LASIK corneal optical coherence tomography images. In: Sonka M, Fitzpatrick JM, eds. *SPIE Medical Imaging 2002; Image Processing.* San Diego, CA; 2002; v. 4684.

196 Huang D, Seffo F, Eshbaugh C. Visualization of epithelium and LASIK flap with optical coherence tomography. Paper presented at: International Society of Refractive Surgery World Refractive Surgery Symposium; 1999; Orlando, Fla.

197 Tearney GJ, Brezinski ME, Bouma BE, et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography science. 1997; 276; 2037-2039.

198 Radhaktishnan S, Goldsmith J, Huang D, et al. Comparison of optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for detection of narrow anterior chamber angles. *Arch Ophthalmol*. 2005; 123; 1053-1059.

199 Goldsmith JA, Li Y, Chalita MR, et al. Anterior chamber width measurement by high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology*. 2005; 112; 238-244.

200 Chalita MR, Li Y, Smith S, et al. High-speed optical coherence tomography of laser iridotomy, *Am J Ophthalmol*. 2005; 140; 1133-1136.

201 Huang D, li Y, Radhakrishnan S, Chalita MR. Corneal and anterior segment optical coherence tomography. In: Schuman JS, Puliafito CA, Fujimoto JG, eds. *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases*. 2nd ed. Thorofare. NJ: SLACK Incorporated; 2004.

202 Huang D, Li Y, RADhakrisnan S. Optical coherence tomography of the anterior segmente of the eye. *Ophthalmol Clin North Am*. 2004; 17; 1-6.

203 Radhakrishnan S, Huang D, Smith SD. Optical coherence tomography imaging of the anterior chamber angle. *Ophthalmol Clin North Am*. 2005, 18; 375-381.

204 Bakri S, Singh AD, Lowder CY, et al. Imaging of iris lesions with high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2007; 38; 27-34.

205 Avila M, Li Y, Song JC, Huang D. High-speed optical coherence tomography for management after laser in situ keratomileusis. *J cataract Refract Surg*. 2006; 32; 1836-1842.

206 Lai MM, Tang M, Andrade EM, et al. Optical coherence tomography to assess intrastromal corneal ring segment depth in keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32; 1843-1850.

207 Tang M, Li Y, Avila M, Huang D. Measuring total corneal power before and after laser in situ keratomileusis with high-speed optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32; 1843-1850.

208 Li Y, Shekhar R, Huang D. Corneal pachymetry mapping with high-speed optical coherence tomography, *Ophthalmology.* 2006; 113; 799.

209 Kurana RN, Li Y, Tang M, et al. High-speed optical coherence tomography of corneal opacities. *Ophthalmology.* 2007; 114; 1278-1285.

210 Li Y, Netto MV, Shekhar R, et al. A longitudinal study of LASIK flap and stromal thickness with high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology.* 2007; 114; 1124-1132.

211 Memarzadeh F, Li Y, Francis Ba, et al. Optical coherence tomography of the anterior segment in secondary glaucoma with corneal opacity after penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol.* 2001; 91; 189-192.

212 Radhakrishnan S, See J, Smith SD, et al. Reproducibility of anterior chamber angle measurements obtained with anterior segment optical coherence tomography. *Invest ophthalmol Vis Sci.* 2007, 48; 3683-3688.

213 See JL, Chew PT, Smith SD, et al. Changes in anterior segment morphology in response to illumination and after laser iridectomy in Asian eyes; an anterior segment OCT study. *Br J Ophthalmol.* 2007; 91; 1485-1489.

214 Su DH, Friedman DS, See JL, et al. Degree of angle closure and extent of peripheral anterior synechiae: an anterior segment OCT study. *Br J Ophthalmol.* 2002;86(2):238-42. 2

215 Reddy HS, Li Y, Yiu SC, et al. Optical coherence tomography of corneal and sclera melts. *Ophthalmic Surg Laser Imaging* 2007; 38; 514-517.

216 Westphal V, Rollings AM, Radhakrishnan S, Izatt JA. Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat's principle. *Optics Express.* 2002; 10; 397-404.

217 Neubauer AS, Pringlinger SG, Thiel MJ, et al. Sterile structural imaging of donor cornea by optical coherence tomography. *Cornea.* 2002; 21; 490-494.

218 Hulst HCvd. *Light Scattering by small Particles*, New York, NY Dover Publications; 1981. 5: p. 19-20. 56

219 Teng SW, Tan HY, Peng JL, et al. Multiphoton autofluorescence and second-harmonic generation imaging of the ex vivo porcine eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47; 1216-1224.

220 Smith TB. Modeling corneal transparency. *Am J Phys.* 2007; 75; 588-596.

221 Amoils SP, Deist MB, Gous P, Amoils PM. Iatrogenic Keratectasia after laser in situ keratomileusis for less than -4.0 to -7.0 diopters of myopia. *J Cataract Refract Surg.* 2000; 26; 967-977.

222 Hirano K, Ito Y, Suzuki T, et al. Optical coherence tomography for the noninvasive evaluation of the cornea. *Cornea.* 2001; 20; 281-289.

223 Garcia JP Jr, Garcia PM, Buxton DE, Panarelli A, Rosen RB. Imaging through opaque corneas using anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2007;38(4):314-318.

224 Muscat S, McKay N, Parks S, et al. Repeatability and reproducibility of corneal thickness measurements by optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2002; 43; 1791-1795

225 Wang J, Fonn D, Simpson TL, Jones L. Relation between optical coherence tomography and optical pachymetry measurements of corneal swelling induced by hypoxia. *Am J Ophthalmol*. 2002; 134; 93-98.

226 Wong AC, Wong CC, Yuen NS, Hui SP. Correlational study of central corneal thickness measurements on Hong Kong Chinese using optical coherence tomography. *Orbscan and ultrasound pachymetry*. *Eye*. 2002; 16; 715-721.

227 Bechmann M, Thiel MJ, Neubauer AS, et al. Central corneal thickness measurement with a retinal optical coherence tomography device versus standard ultrasonic pachymetry. *Cornea*. 2001; 20; 50-54.

228 Feng Y, Variconty J, Simpson TL. Diurnal variation of corneal and corneal epithelial thickness measured using optical coherence tomography. *Cornea*. 2001; 20; 530-533.

229 Binder PS, Lindstrom RL, Stulting RD, et al. Keratoconus and corneal ectasia after LASIK. *J Refract Surg*. 2005;21:6:749-752

230 Krachmer JH, Feder RS, Belin MW. Keratoconus and related noninflammatory corneal thinning disorders. *Surv Ophthalmol*. 1984; 28; 293-322.

231 Ucakhan OO, Tello C, Liebmann JM, et al. Optical coherence tomography for evaluation of anatomical changes in cornea after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2001; 27; 1535.

232 Ustundag C, Bahcecioglu H, Ozdamar A, et al. Optical coherence tomography for evaluation of anatomical changes in the cornea after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2000; 26; 1458-1462.

233 Nozaki M, Kimura H, Kojima M, Ogura Y. Optical coherence tomographic findings of the anterior segment after nonpenetrating deep sclerotomy. *Am J Ophthalmol.* 2002; 133;837-839.

234 Chalam KV, Shah GY, Agarwal S, Gupta SK. Illuminated curved 25-gauge vitrectomy probe for removal of subsclerotomy vitreous in vitreoretinal surgery. *Indian J Ophthalmol.* 2008;56(4):331-4.

235 Chen D, Lian Y, Cui L, Lu F, Ke Z, Song Z. Sutureless vitrectomy incision architecture in the immediate postoperative period evaluated in vivo using optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2010;117(10):2003-9.

236 Nagpal M, Wartikar S, Nagpal K. Comparison of clinical outcomes and wound dynamics of sclerotomy ports of 20, 25, and 23 gauge vitrectomy. *Retina* 2009;29(2):225-31.

237 Inoue M, Ota I, Taniuchi S, Nagamoto T, Miyake K, Hirakata A. Miyake-Apple view of inner side of sclerotomy during microincision vitrectomy surgery. *Acta Ophthalmol.* 2011;89(5):e412-6.

238 López-Guajardo L, Benítez-Herreros J, Silva-Mato A. Experimental model to evaluate mechanical closure resistance of sutureless vitrectomy sclerotomies using pig eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011; 52(7): 4080-4

239 Loayza Villar F. Atlas de anatomía ocular en ojos de cerdo. Lima: Ministerio de Salud. Instituto de Oftalmología; 2000.

240 Micro-incision Vitrectomy Surgery: A paradigm shift in modern Vitreoretinal surgery. Euro times Satellite Educational Symposium held during the 7 th EURETINA congress, Monte Carlo, May 2007. Eurotimes supplement 2007; page 1-10.

241 Olsen TW, Sanderson S, Feng X, Hubbard WC. Porcine sclera: thickness and surface area. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2002 43(8):2529-32.

242 Olsen TW, Aaberg SY, Geroski DH, Edelhauser HF. Human sclera: thickness and surface area. *Am J Ophthalmol.* 1998;125(2):237-41.

243 Nicoli S, Ferrari G, Quarta M, Macaluso C, Govoni P, Dallatana D, Santi P. Porcine sclera as a model of human sclera for in vitro transport experiments: histology, SEM, and comparative permeability. *Mol Vis.* 2009;15:259-66.

244 Lee B, Litt M, Buchsbaum G. Rheology of the vitreous body: Part 2. Viscoelasticity of bovine and porcine vitreous. *Biorheology.* 1994;31(4):327-38.

245 Lee B, Litt M, Buchsbaum G. Rheology of the vitreous body: part 3. Concentration of electrolytes, collagen and hyaluronic acid. *Biorheology.* 1994;31(4):339-51.

246 Noulas AV, Skandalis SS, Feretis E, Theocharis DA, Karamanos NK. Variations in content and structure of glycosaminoglycans of the vitreous gel from different mammalian species. *Biomed Chromatogr.* 2004;18(7):457-61.

247 Mihailovic Z, Atanasijevic T, Popovic V, Milosevic MB. Could lactates in vitreous humour be used to estimate the time since death. *Med Sci Law.* 2011;51(3):156-60.

248 Benítez-Herreros J, López-Guajardo L, Cámara-González C, Silva-Mato A. Influence of the sclerotomy use on mechanical incision competency in experimental model of vitrectomized eyes. *Curr Eye Res* 2012;37(2):120-3

249 Teixeira A, Chong L, Matsuoka N, Rowley A, Lue JC, McCormick M, Kerns R, Humayun M. Novel method to quantify traction in a vitrectomy procedure. *Br J Ophthalmol.* 2010;94(9):1226-9.

250 Teixeira A, Chong L, Matsuoka N, Arana L, Lue JC, McCormick M, Kerns R, Bhadri P, Humayun M. An experimental protocol of the model to quantify traction applied to the retina by vitreous cutters. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2010;51(8):4181-6.

251 Hernández-Verdejo JL, Teus MA, Román JM, Bolívar G. Porcine model to compare real-time intraocular pressure during LASIK with a mechanical microkeratome and femtosecond laser. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007;48(1):68-72.

252 López-Guajardo L, Benítez-Herreros J, Silva-Mato A. Experimental model to evaluate mechanical closure resistance of sutureless vitrectomy sclerotomies using pig eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011; 52(7): 4080-4.

253 Dhoot DS, Kaiser PK. Reducing MIVS wound complications risks. *Review of ophthalmology* 2011;11(18): 84-85.

254 Kaiser P. Wound construction and incisión advancements in micro-incision vitrectomy. *Retinal physician* 2010;10:2-3.

255 Hotta K, Hirakata A, Ohi Y, et al. Ultrasound biomicroscopy for examination of the sclerotomy site in eyes with proliferative diabetic retinopathy after vitrectomy. *Retina* 2000;20:52-58.

256 Covert DJ, Henry CR, Bhatia SK, Croskrey J, Sanchez CR, Han DP. Intraoperative retinal tear formation and postoperative rhegmatogenous retinal detachment in transconjunctival cannulated vitrectomy systems compared with the standard 20-gauge system. *Arch Ophthalmol* 2012;130(2):186-9.

257 Gosse E, Newsom R, Lochhead J. The incidence and distribution of iatrogenic retinal tears in 20-gauge and 23-gauge vitrectomy. *Eye* 2012;26:140-3.

258 Tan HS, Mura M, de Smet MD. Iatrogenic retinal breaks in 25-gauge macular surgery. *Am J Ophthalmol* 2019;148:427-30.

259 Taban M, Ventura AA, Sharma S, Kaiser PK. Dynamic evaluation of sutureless vitrectomy wounds: an optical coherence tomography and histopathology study. *Ophthalmology*. 2008;115(12):2221-8.

260 Taban M, Sharma S, Ventura AA, Kaiser PK. Evaluation of wound closure in oblique 23-gauge sutureless sclerotomies with visante optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol*. 2009;147(1):101-107.

261 Guthoff R, Riederle H, Meinhardt B, Goebel W. Subclinical choroidal detachment at sclerotomy sites after 23-gauge vitrectomy: analysis by anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmologica* 2010;224(5):301-7.

262 Sawada T, Kakinoki M, Sawada O, Kawamura H, Ohji M. Closure of sclerotomies after 25- and 23-gauge transconjunctival sutureless pars plana vitrectomy evaluated by optical coherence tomography. *Ophthalmic Res*. 2011;45(3):122-8.

263 Sebag J. Abnormalities of human vitreous structure in diabetes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1993;231(5):257-60.

264 Dada T, Sihota R, Gadia R, Aggarwal A, Mandal S, Gupta V. Comparison of anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for assessment of the anterior segment. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33(5):837-40.

265 Garcia JP Jr, Rosen RB. Anterior segment imaging: optical coherence tomography versus ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2008;39(6): 476-84.

266 Zhang Y, Wu Q, Zhang M, Song BW, DU XH, Lu B. Evaluating subconjunctival bleb function after trabeculectomy using slit-lamp optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy. *Chin Med J (Engl)*. 2008;121(14):1274-9.

267 López-Guajardo L, Benitez-Herreros J, Teus-Guezala M. Optical coherence tomography as a method for studying sutureless microincisional vitrectomy sclerotomies. *Am J Ophthalmol*. 2009;148(2):321-2.

268 Pavlin CJ, Vásquez LM, Lee R, Simpson ER, Ahmed II. Anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy in the imaging of anterior segment tumors. *Am J Ophthalmol*. 2009;147(2):214-219.

269 Bianciotto C, Shields CL, Guzman JM, Romanelli-Gobbi M, Mazzuca D Jr, Green WR, Shields JA. Assessment of anterior segment tumors with ultrasound biomicroscopy versus anterior segment optical coherence tomography in 200 cases. *Ophthalmology*. 2011;118(7):1297-302.

270 Rizzo S, Genovesi-Ebert F, Vento A, et al. Modified incision in 25-gauge vitrectomy in the creation of a tunneled airtight sclerotomy: an ultrabiomicroscopic study. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2007;245:1281–1288.