

6.2. Implantes en esclerectomía profunda no perforante

Implants in non-perforating deep sclerectomy

FJ. Muñoz Negrete^{1,2}, E. de Dompablo Ventura¹, L. Cabrejas³, G. Rebolleda^{1,2}

¹Servicio de Oftalmología. Hospital Universitario Ramón y Cajal. IRYCIS. OFTARED. Madrid.

²Departamento de Cirugía y Ciencias Médicas y Sociales. Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud. Universidad de Alcalá. Madrid.

³Servicio de Oftalmología. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

Correspondencia:

Francisco J. Muñoz Negrete

E-mail: franciscojmunoz@telefonica.net

Introducción

Mecanismos de funcionamiento de la esclerectomía profunda no perforante

El principal mecanismo de filtración de la esclerectomía profunda no perforante (EPNP) es la salida de humor acuoso a través de la membrana trabeculodescemética (MTD) (Figura 1).

A partir de aquí, el humor acuoso puede seguir cuatro posibles vías: la ampolla de filtración subconjuntival, el lago o reservorio intraescleral, la filtración supracoroidea y el flujo a las venas episclerales a través del canal de Schlemm abierto^{1,2}.

La creación y el mantenimiento de un lago intraescleral patente es una pieza esencial en el éxito de esta cirugía y explica en parte casos con buen control tensional y ausencia de ampolla de filtración³⁻⁵. De hecho, el volumen del espacio intraescleral se correlaciona con la magnitud de la reducción de la presión intraocular (PIO) y con una menor necesidad de terapia hipotensora^{3,6}, y tiene valor predictivo, de forma que por cada milímetro cúbico adicional de volumen del espacio intraescleral la PIO se reduce al año en 0,11 mmHg⁷.

La justificación para utilizar implantes no es otra que mantener abierto dicho espacio, actuando como espaciadores que reducen la fibrosis o cicatrización, y por tanto potencian el éxito de la cirugía^{5,8}. Este papel, sin embargo, es controvertido y se

ha cuestionado su uso sistemático, dado que se ha descrito la presencia de lagos patentes años después de la EPNP sin implante o con aplicación intraoperatoria de mitomicina C (MMC)⁹⁻¹¹. Serán precisos estudios prospectivos aleatorizados con y sin implante para poder valorar con exactitud el papel adicional de los implantes en esta cirugía^{5,11}.

Implantes en cirugía no perforante

Para evitar la tendencia natural a la cicatrización y al colapso del lago intraescleral pueden utilizarse espaciadores o antime-

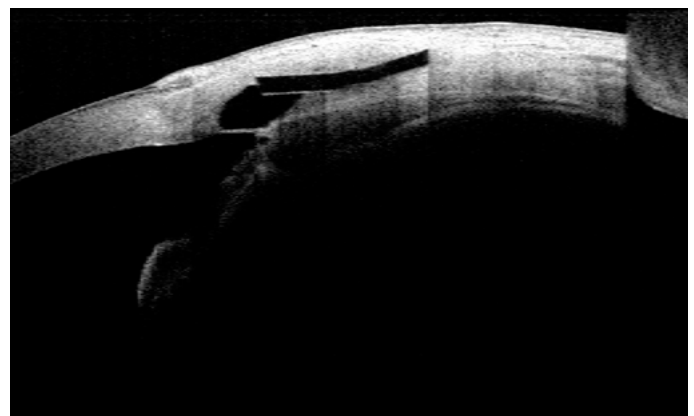


Figura 1. Filtración de humor acuoso a través de la MTD. Se observan el espacio intraescleral hipotransparente y el implante intraescleral Esnoper®.

tabolitos. Con este fin se han propugnado múltiples materiales, tanto reabsorbibles como permanentes (Tabla 1). Dado el incremento de coste asociado, algunos autores han planteado alternativas más económicas. Igualmente se ha sugerido el uso de antimetabolitos en sustitución o como complemento al uso de implantes¹¹. Aunque ya hemos comentado que hay una correlación entre la amplitud del lago escleral y la reducción de la PIO, no hay estudios bien diseñados que permitan establecer diferencias en eficacia y seguridad entre los implantes disponibles^{6,12}. En la Tabla 2 se presenta un resumen de los resultados de los estudios más representativos con cada uno de los implantes.

Implantes reabsorbibles

Colágeno

El primer implante utilizado con éxito en la EPNP era de colágeno y fue diseñado por Kozlov en 1990⁸. Se han utilizado di-

ferentes variantes: cilíndricos de colágeno porcino, cilíndricos sintéticos, cuadrados, catgut crómico y Ologen^{®1}.

Colágeno porcino cilíndrico

Se fabrica con colágeno porcino (Aquaflow[®], Staar Surgical AG), que es tratado en varias etapas para garantizar su neutralidad biológica y evitar la producción de reacciones inflamatorias. La esterilidad se consigue con irradiación gamma. Tiene forma cilíndrica y mide aproximadamente 0,5 x 4 mm en estado deshidratado. Una vez en contacto con el humor acuoso, se hidrata y duplica su tamaño respecto al estado seco, por lo que le ha denominado “*esponja de colágeno*”¹.

Se coloca de forma que el extremo anterior quede justo por detrás del espón escleral. Se sutura con un punto de nylon 10-0 en el tejido epicoroideo del lecho escleral profundo, quedando el extremo posterior haciendo relieve bajo el tapete escleral superficial suprayacente y en ocasiones sobresaliendo por detrás de este (Figura 2 y Figura 3) (Vídeo 1).



Figura 2. En la parte más posterior del tapete escleral puede verse el resalte del implante de colágeno cilíndrico.

Reabsorbibles:

Colágeno:

- Colágeno porcino cilíndrico (Aquaflow[®])
- Miniimplante colágeno sintético cilíndrico
- Colágeno cuadrado
- Ologen[®]
- Catgut crómico

Ácido hialurónico reticulado:

- SK-gel[®]
- HEALAflow[®]

Otros tejidos o materiales reabsorbibles:

- Esclera autóloga
- Membrana amniótica
- Sutura PDS

No reabsorbibles:

Acrílico hidrófilo

- T-flux[®]
- DINOP

HEMA:

- Esnoper[®] V-2000
- Esnoper-clip[®]

Polimetilmetacrilato

Otros:

Fragmentos de lentes de contacto

Tabla 1. Implantes en cirugía no perforante del glaucoma.

Autor	Implante	Éxito total (%)		Éxito parcial (%)		PIO inicial (mmHg)		PIO final (mm Hg)		Fármacos inicial		Fármacos final		Reducción PIO (%)		Seguimiento, años
		IC	No	IC	No	IC	No	IC	No	IC	No	IC	No	IC	No	
Shaarawy (2005)	IC	69,2	38,5	100	69	25,3	24,1	10,4	16	2,2	2,4	0,4	1,1			4 (4,7)
Shaarawy (2004)	IC	63,4	34,6	94	78,8	25,6	23,3	12,7	14	2,2	2,1	0,4	1	50	40	4
Shaarawy (2001)	IC	57		91		26,8		12		2,3		0,5				8
	Og	No		Og	No	Og	No	Og	No	Og	No	Og	No	Og	No	
Aptel (2009)	Og	73,3		80		24,2		14,2		2,82		0,33				0,23 (12 sem)
	CC	No		CC	No	CC	No	CC	No	CC	No	CC	No		CC	No
Wevill (2005)	CC	80		100		25,9		16,8						37,3		3
	SK	No		SK	No	SK	No	SK	No	SK	No	SK	No	SK	No	
Galassi (2008)	SK	64,9		24,7		21,61		12,8								5
Nuñez-Negrete (2003)	SK	71,9		84,2		23,1		16,2		1,76		0,34		27,74		1
	Hf	No		Hf	No	Hf	No	Hf	No	Hf	No	Hf	No	Hf	No	
Roy (2012)	Hf	70		91		21,6		11,5		2,4		0,5				1
	EA	No		EA	No	EA	No	EA	No	EA	No	EA	No	EA	No	
Devloo (2005)	EA	54	41	75	83	25,6	23,8	15,8	16,1	1,83	1,78	0,66	0,54	37,03	29,42	1,25
	PDS	No		PDS	No	PDS	No	PDS	No	PDS	No	PDS	No	PDS	No	
Folch-Ramos (2006)	PDS					24,8		15,75		2,5		0,12		36,5		1
	T-F	No		T-F	No	T-F	No	T-F	No	T-F	No	T-F	No	T-F	No	
Ravinet (2004)	T-F	39,1		82,6		26,26		17,6						32,9		1,35 (0,33)
Dahan (2003)	T-F					27,5	24,8	12,4	16,1					62	34	2,5
	Esc	No		Esc	No	Esc	No	Esc	No	Esc	No	Esc	No	Esc	No	
Bonilla (2012)	Esc	45		95		22,8		18		2,5		0,7		18,2		1
Loscos (2015)	Esc					24,6		16,1		2,71		0,4		34,5		2

EA: esclera autóloga; Esc: Esnoper-clip®; Hf: HEALflow; IC: implante de colágeno; Og: Ologen®; PDS: polímero dioxanona; T-F: implante T-flux®; SK: implante SK-gel®.

Tabla 2. Resultados con diferentes tipos de implante.

El implante es digerido progresivamente por las colagenasas y metaloproteinasas del humor acuoso, y se disuelve en 6-9 meses tras la cirugía, creándose un canal poroso dentro del espacio intraescleral¹³. Mediante biomicroscopia ultrasónica (BMU) el implante no es visualizable y queda enmascarado dentro del lago intraescleral (Figura 4).

Resultados

En todos los estudios publicados se observa que el uso de este implante permite una reducción significativa de la PIO

y del número de fármacos antiglaucomatosos, tanto a corto como a medio y largo plazo^{9,14-18}. El estudio más prolongado (seguimiento de 10 años) con EPNP e implante de colágeno encuentra una tasa de éxito completo del 47,7% y de éxito parcial del 89%. Para ello se precisó utilizar goniopunción con láser Nd:YAG en el 59,8% de los casos e inyecciones subconjuntivales de 5-fluoruracilo (5-FU) en el 23% de los pacientes. No se observaron complicaciones significativas¹⁹ (Tabla 2).

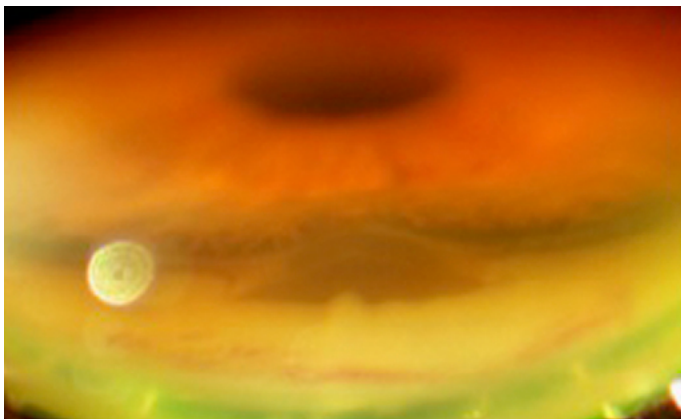
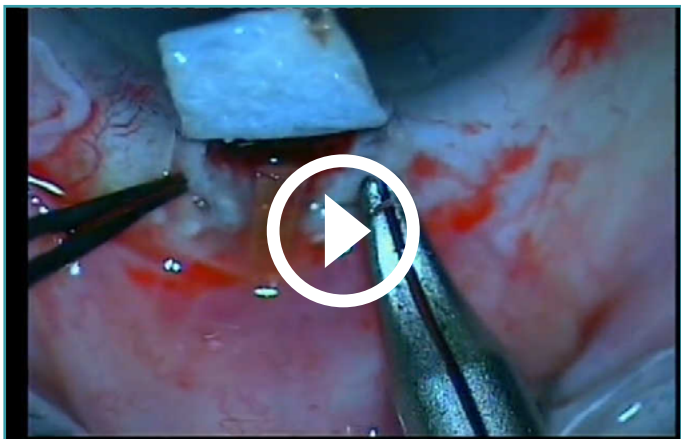


Figura 3. Implante Aquaflow indentando la MTD y neovasos alrededor de la ventana.



Vídeo 1. Implante colágeno.

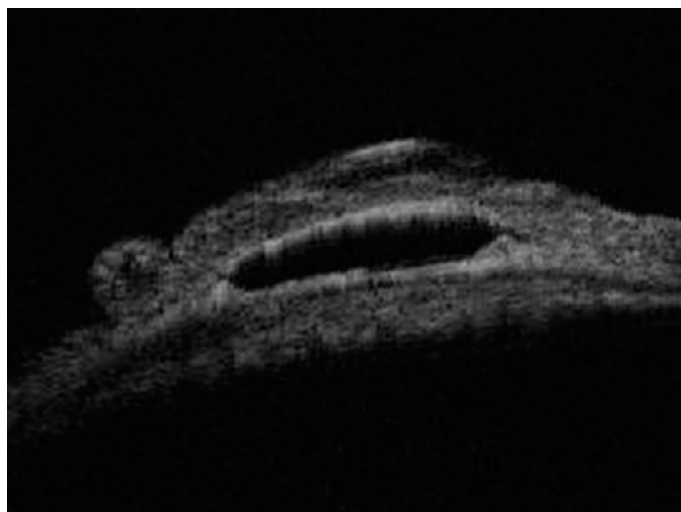


Figura 4. BMU. Espacio intraescleral anecoico que contiene un implante reabsorbible, no distinguible mediante esta técnica.

Miniimplante cilíndrico de colágeno sintético

Se ha descrito un implante reabsorbible de colágeno sintético (Ultraplug™; Surgical Specialties, Reading, PA, USA), también de forma cilíndrica, de menor tamaño (0,4 mm de diámetro y 2 mm de longitud). Se ha estudiado en un grupo de pacientes coreanos y los resultados tensionales han sido inferiores a los referidos con el implante clásico en pacientes caucásicos, precisando la mayoría de los pacientes permanecer con tratamiento médico tras la cirugía (éxito cualificado del 36,7% a los 5 años). Un 5,6% de los pacientes presentan como complicación sinequias anteriores periféricas. Tanto esta complicación como los peores resultados son justificados por las características étnicas de los pacientes²⁰.

Implante de colágeno cuadrado

Se trata de un implante de colágeno plano cuadrado de 4 x 4 mm. En los modelos experimentales iniciales se encontró una eficacia comparable a la del modelo cilíndrico. Presenta una serie de ventajas teóricas, como no precisar sutura y reducir el riesgo de perforación de la MTD por el extremo anterior del cilindro. Debido a su forma también podría utilizarse para taponar roturas de la MTD. Como posible inconveniente destaca su reabsorción más rápida²¹.

Ologen®

El implante Ologen® (OculusGen Biomedical Inc., Taipei, Taiwan) está compuesto por colágeno (90%) y condroitín 6-sulfato (10%). Debido a su gran tamaño tiene que ser recortado para poder usarlo como implante intraescleral (Figura 5). La matriz de colágeno tiene unos poros con diámetros comprendidos entre 20 y 200 µm. Esta matriz porosa guía a

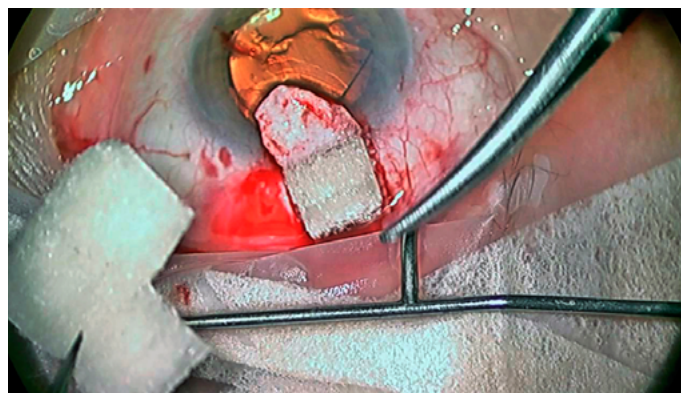
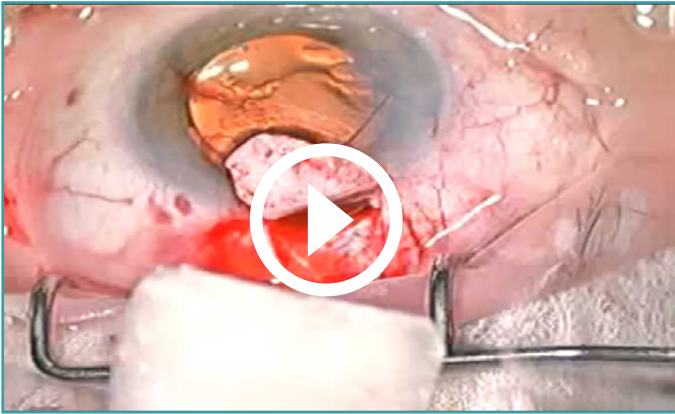


Figura 5. Implante de colágeno y condroitín sulfato que es recortado para colocarlo en el espacio intraescleral.



Vídeo 2. Ologen®.

los fibroblastos a una proliferación irregular, reduciendo la formación de cicatriz. Por ello, su indicación inicial ha sido como sustituto de antimetabolitos en la cirugía filtrante. También se ha propuesto como implante intraescleral en la EPNP, con un buen resultado tras 1 año de seguimiento y sin complicaciones significativas²² (Vídeo 2).

Catgut crómico

También se ha sugerido el uso como implante de un trozo de 2 mm de catgut crómico suturado al lecho escleral profundo. En estado seco tiene unas medidas de 0,5 x 0,5 x 3 mm; una vez hidratado, se expande. Al estar cromado, su absorción se enlentece^{23,24}.

Sus posibles ventajas son su bajo coste y que puede ser utilizado en pacientes con objeciones religiosas al uso de productos de origen porcino. Sin embargo, la tasa de éxito es inferior por la mayor inflamación inducida, que requiere tratamiento antiinflamatorio durante más de 5 meses tras la cirugía. Esto, unido a las frecuentes complicaciones, hace que su uso sea poco recomendable.

Ácido hialurónico reticulado

SK-gel®

Sourdille *et al.*²⁵ desarrollaron un implante de ácido hialurónico reticulado biosintético en forma de triángulo equilátero de 3,5 o 4,5 mm de lado (SK-gel®, Corneal Laboratoires, París, Francia). Se coloca bajo el tapete escleral sobre el lecho escleral profundo, sin necesidad de ser suturado (Vídeo 3).

El ácido hialurónico es un glucosaminoglicano producido por la matriz extracelular, que se integra en los ciclos fisiológicos



Vídeo 3. SK-gel®, despliegue.

de eliminación. Debido a su estructura entrecruzada (*cross-linking*) se degrada muy lentamente, por lo que la reacción inflamatoria inducida es mínima. En un estudio histológico realizado en conejos se observa que la cápsula fibrosa que induce es más fina que la que producen otros materiales no reabsorbibles²⁶. Aunque teóricamente es reabsorbible, hemos encontrado el implante íntegro envuelto en una cápsula fibrosa en reintervenciones realizadas hasta 2 años después de la inserción del implante. En BMU el implante de SK-gel® es hipoecoico (Figura 6)²⁷.

También hemos observado por gonioscopia la aparición de vasos en el lecho intraescleral, cuya formación no es específica de este implante. La presencia de estos vasos no parece modificar el resultado tensional²⁸, aunque sí puede determinar la aparición de microhifemas recurrentes, con los consiguientes episodios de pérdida de visión transitoria.

La EPNP con implante de SK-gel® y MMC presenta una eficacia similar a la de la trabeculectomía con MMC^{29,30}. También se ha demostrado su eficacia en cirugía combinada de catarata y glaucoma³¹.

Las complicaciones específicas relativas a este implante son escasas. Se ha descrito su migración a la cámara anterior en casos con rotura amplia de la MTD. La exposición parcial del mismo en los bordes del tapete escleral superficial es bien tolerada¹. También se ha publicado su migración completa al espacio subconjuntival³². Desde hace varios años no se comercializa, por lo que no está disponible.

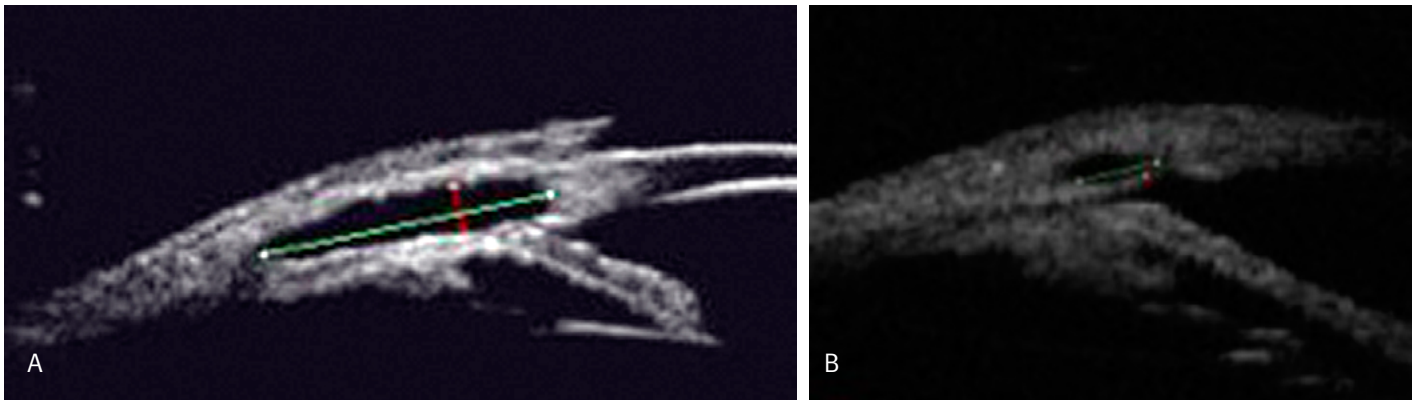


Figura 6. BMU tras EPNP con implante de SK-gel®. Lago escleral al mes de la cirugía (izquierda) y reducción del mismo 1 año tras la EPNP (derecha).

HEALFlow

Existe la posibilidad de utilizar ácido hialurónico inyectable, a modo de viscoelástico (HEALFlow, Anteis, Plan-les-Ouates, Switzerland). Se origina de la biofermentación del hialuronato sódico. Debido a su alto grado de reticulación doble, su reabsorción es lenta y se prolonga la vida media del producto. De esta manera puede actuar como mantenedor del espacio intraescleral durante varios meses tras la cirugía³³. Se suele utilizar tanto dentro del espacio intraescleral como en el espacio subconjuntival (Vídeo 4).

Los resultados tensionales pueden apreciarse en la Tabla 2. Entre las complicaciones se ha publicado la presencia de hipotonía (9%) e incarceration de iris (5,4%)³³.

Otros tejidos o materiales reabsorbibles

Esclera autóloga

Se ha sugerido el uso del tapete escleral profundo extirpado durante la EPNP como implante, que es recortado hasta alcanzar unas dimensiones de 4x1 mm. La pieza de esclera se sutura bajo el tapete superficial con nailon monofilamento 10/0, dejando que el extremo superior del mismo sobresalga del borde posterior horizontal del tapete superficial.

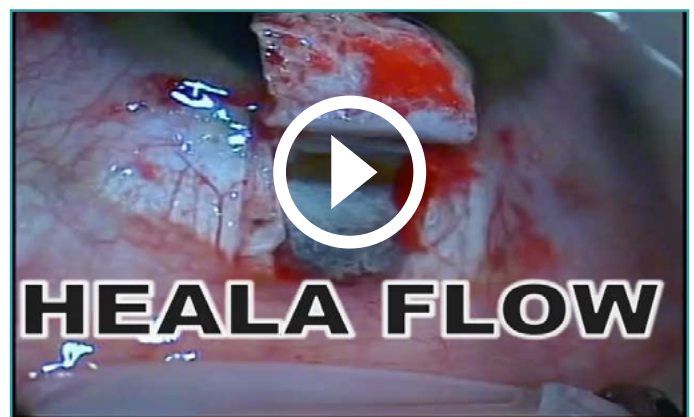
El problema es que induce una fibrosis precoz, y son necesarias goniopunciones más precoces y frecuentes que cuando no se utiliza implante^{34,35}. Todo esto, unido a que los resultados obtenidos son similares a los que se consiguen sin implante, hace que no sea una estrategia aconsejable.

Membrana amniótica

Ye *et al.*³⁶ realizan EPNP con implante de membrana amniótica (6 x 9 mm) bajo el tapete escleral superficial. Puesto que lo combinan con el uso simultáneo de MMC (0,04%), no es posible conocer el papel de la membrana amniótica de forma aislada. En un pequeño estudio no comparativo de 23 ojos encuentran una tasa de éxito completa del 100% el primer mes tras la cirugía, que se va reduciendo hasta llegar a un 66,7% al año.

Sutura PDS

El PDS o polímero de dioxanona es una sutura monofilamento sintética reabsorbible en unos 180 días, disponible corrientemente en cualquier quirófano. Se ha sugerido el uso de varios fragmentos de PDS 3/0 en el espacio intraescleral asociado a MMC. En el único estudio preliminar realizado se obtienen



Vídeo 4. HEALFlow.

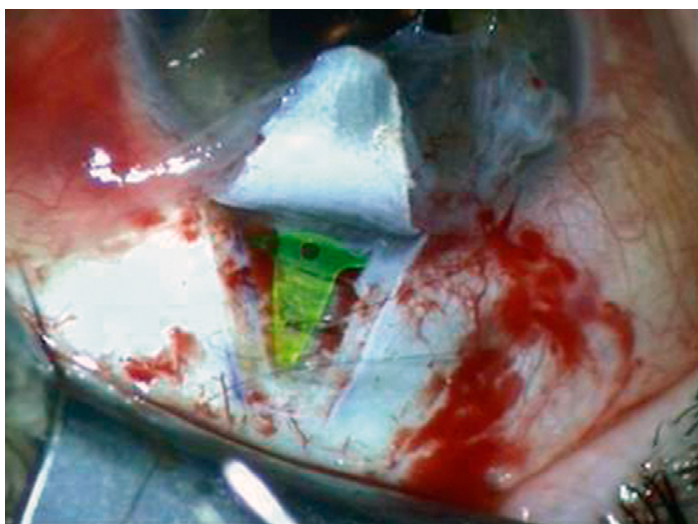


Figura 7. Implante T-Flux® teñido con fluoresceína para facilitar su visualización. (Por cortesía de K. Schargel.)

buenos resultados tensionales, con escasas complicaciones (extrusión de fragmentos en un caso) y una reacción inflamatoria no mayor que la habitual de la EPNP. Sin embargo, no hay estudios posteriores comparativos más amplios que avalen su uso³⁷.

Implantes no reabsorbibles

Acrílico hidrófilo

T-Flux®

El implante T-Flux® (IOLtech Laboratoires, La Rochelle, Francia) es de material acrílico muy hidrófilo (Poly-Megma®). Sus dimensiones son 4 mm de longitud de los brazos anteriores, 3,4 mm de altura del tronco y 0,15-0,35 mm de espesor. Presenta dos orificios, uno en el cuerpo del implante para fijarlo a la esclera con una sutura y otro anterior, a través del cual puede realizarse la goniopunción.

Dado que es un implante muy delgado, transparente y de difícil visualización, se ha sugerido sumergirlo en una solución de fluoresceína sódica para favorecer su visualización y reducir el riesgo de pérdida (Figura 7)³⁸.

A diferencia de los implantes reabsorbibles, este implante es hiperecogénico en la BMU³⁹.

Como mecanismo de acción se postula que crea un espacio intraescleral permanente y estimula la formación de nuevas

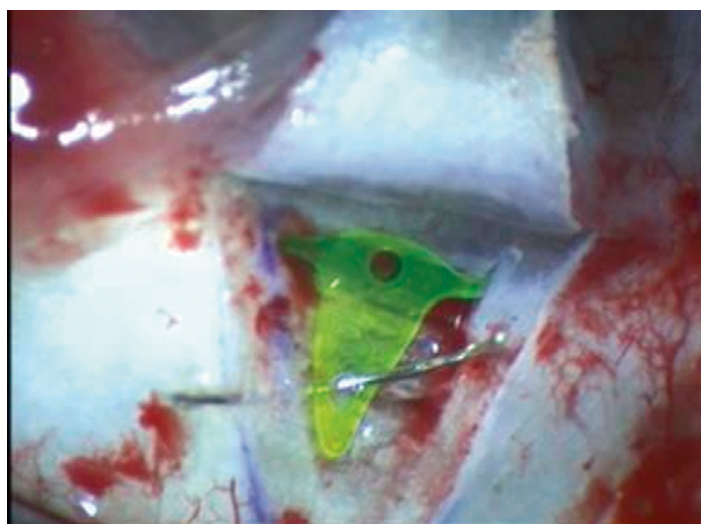


Figura 8. Implante T-Flux® teñido con fluoresceína con la cabeza a nivel supracoroideo. (Por cortesía de K. Schargel.)

venas acuosas. Tensa la MTD por su gran superficie de contacto, facilitando la goniopunción con láser Nd:YAG y previniendo las hernias de iris⁴⁰. Sin embargo, como parte del implante yace sobre la MTD, algunos autores sugieren que podría bloquear el paso de humor acuoso a través de esta, lo que podría justificar la alta tasa de goniopunción cuando se utiliza este implante (63,6% *versus* 34% en pacientes en quienes se usa Healon GV®)⁴⁰. Parece que cuando la goniopunción se practica sobre el implante es menos efectiva que si se realiza anterior o posterior a este.

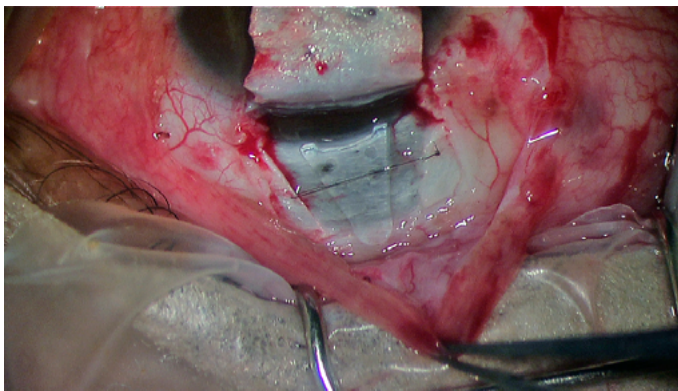


Figura 9. Implante DINOP.

Muñoz⁴¹ sugirió el implante supracoroideo sin sutura, realizando un surco detrás del espolón escleral que llega al espacio supracoroideo. La cabeza del implante la sitúa en el espacio supracoroideo a través de este surco (Figura 8).

En la Tabla 2 se ofrecen datos sobre su eficacia. El único estudio comparativo con implante SK-gel[®] refiere una eficacia y una seguridad similares con el uso de ambos implantes¹².

DINOP

Recientemente ha salido al mercado otro implante acrílico hidrófilo en forma de punta de lanza roma, denominado “implante escleral de drenaje para glaucoma no penetrante de canal amplio para trabeculectomía profunda” (DINOP, Henan Universe, Zhengzhou, China), que tiene un tamaño de 4,5 x 3,5 mm, con 0,25 mm de espesor, cuatro orificios de drenaje y un canal central de 0,7 mm de ancho (Figura 9). Los resultados preliminares son alentadores, pero se necesitan estudios más amplios sobre su seguridad y eficacia⁴².

Implante de HEMA

Julio de la Cámara diseñó un implante pentagonal compuesto de un copolímero de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) de peso molecular ultraalto (Esnoper[®], AJL Ophthalmics, Álava, España). Al ser un polímero no iónico, muestra escasa tendencia a presentar depósitos de proteínas. El modelo inicial era pentagonal, con un orificio central para permitir la sutura al lecho escleral profundo, dejando el lado más ancho dirigido hacia la MTD sin ocluirla⁴³. En la BMU se muestra hiperecogénico, a diferencia de los implantes reabsorbibles (Figura 10), mientras que en la tomografía de coherencia óptica (OCT) de segmento anterior se observa un borde hiperreflectivo (Figura 11)⁴³. La

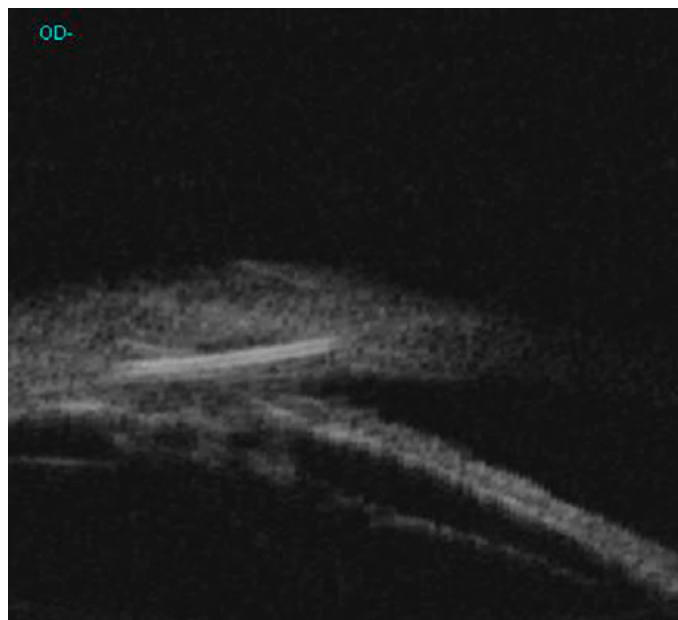


Figura 10. BMU: implante Esnoper[®] hiperecogénico.

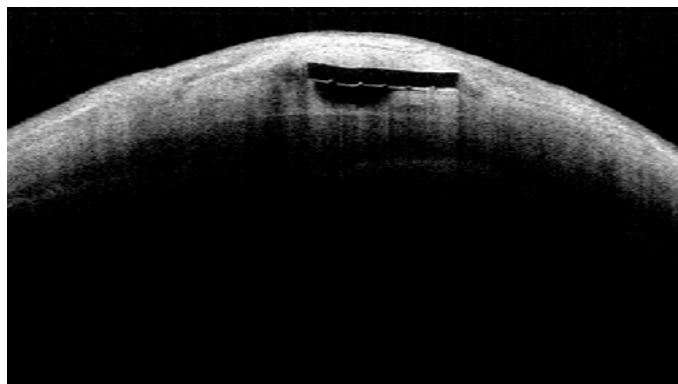


Figura 11. OCT de segmento anterior: implante intraescleral Esnoper[®] con surcos dirigidos hacia abajo. Los bordes del implante son hiperreflectivos, mientras que el espesor del mismo es hipotransparente.

presencia en BMU de ampollas hiporreflectivas, espacio supracoroideo hiporreflectivo y área hiporreflectiva alrededor del lago intraescleral es signo de buen pronóstico de filtración⁴⁴.

El modelo inicial ha ido modificándose con la adición de surcos internos y el aumento de su espesor. El modelo más utilizado en la actualidad tiene dos muescas laterales, que permiten su anclaje en el espacio supracoroideo en un bolsillo escleral sin necesidad de sutura (Esnoper[®] V-2000). Recientemente se ha diseñado otro implante con dos alerones delanteros que se apoyan sobre la MTD (Figura 12).

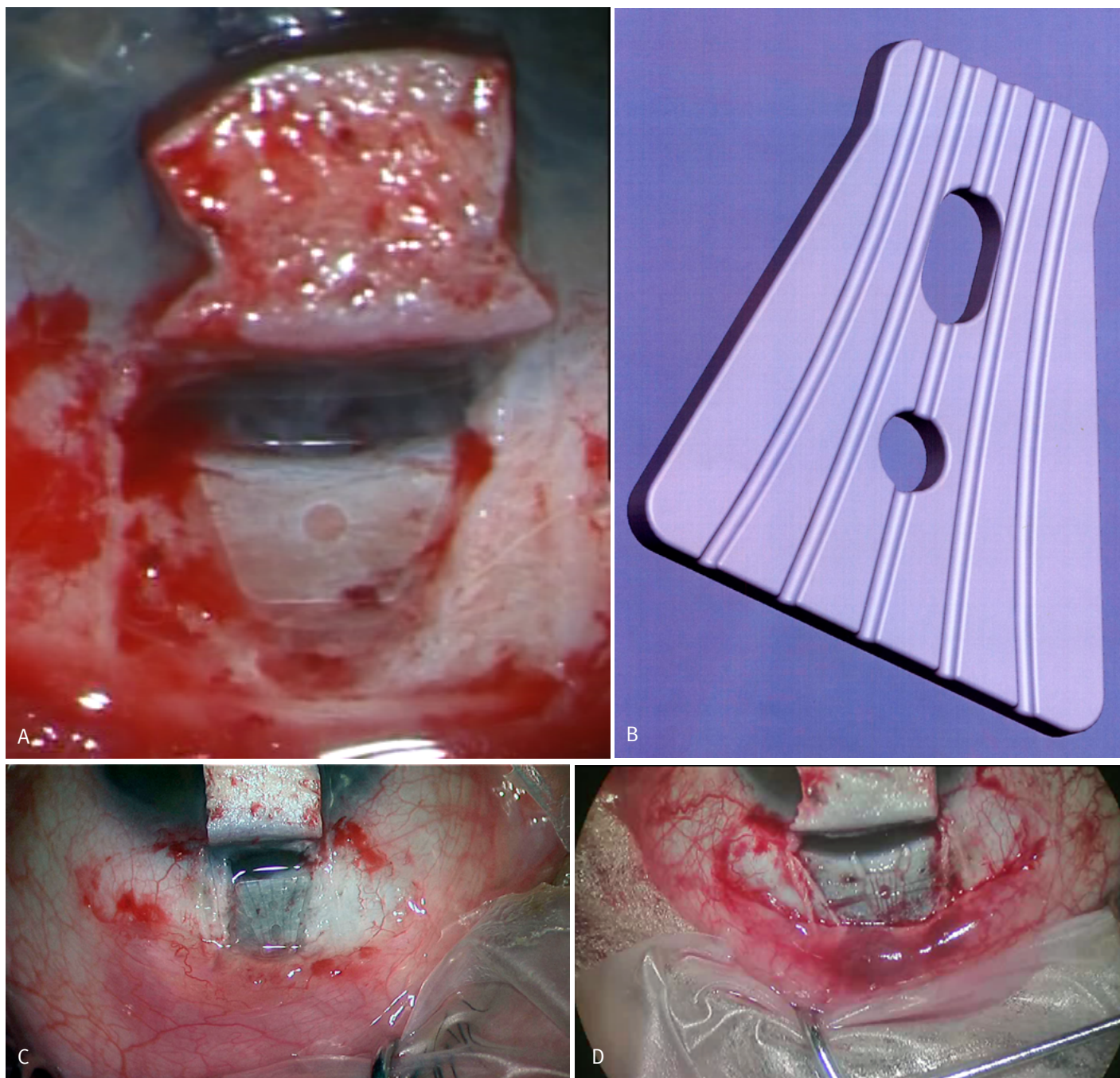


Figura 12. Evolución de los modelos Esnoper®. De izquierda a derecha: modelo inicial liso (A), modelo con surcos (B), modelo V-2000 con muescas laterales para anclaje supracoroideo (C) y modelo con astas laterales para colocación sobre la MTD (D).

En cuanto a los resultados de la implantación supraciliar (Esnoper® V-2000), Loscos *et al.*⁴⁵⁻⁴⁷ refieren una reducción de la PIO de 8 mmHg, con necesidad de goniopunción en el

64,5% de los casos. Describen que el hifema en el postoperatorio inmediato es un factor pronóstico negativo respecto al éxito final.

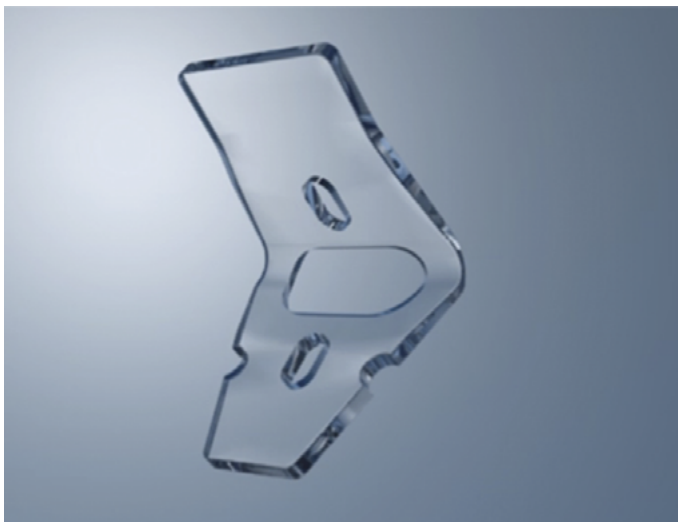


Figura 13. Implante Esnoper-clip®.

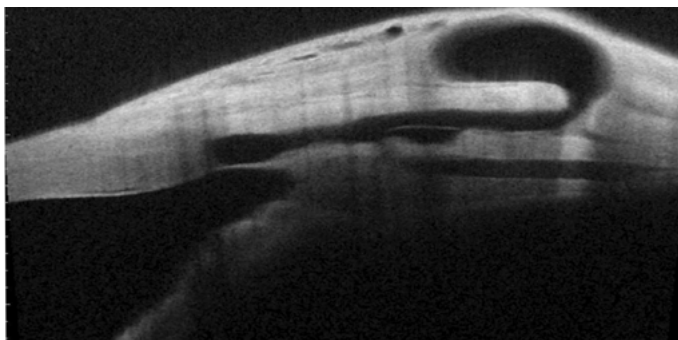


Figura 14. Imagen de OCT de segmento anterior: Esnoper-clip® plegado sobre sí mismo. Se observan los bordes del implante hiperrefringentes. (Cortesía de la Dra. MI Canut).

La última versión es el Esnoper-clip® (AJL Ophthalmics, Álava, España), que se pliega sobre sí mismo de modo que la mitad del implante queda en el espacio supracoroideo y la otra mitad en el espacio intraescleral, sin necesidad de sutura alguna⁴⁸ (Figura 13 y Figura 14) (Vídeo 5).

Recientemente se han publicado los primeros resultados con el implante Esnoper-clip® suplementado con MMC en un estudio prospectivo sin grupo control (Tabla 2). Las complicaciones postoperatorias fueron escasas (hifema 7,4%, desprendimiento coroideo 3,7%)⁴⁸.

Aunque el implante supraciliar parece atractivo, favoreciendo la salida de humor acuoso por la vía uveoescleral, no se dispone de estudios comparativos respecto al implante intraescleral.



Vídeo 5. Esnoper-clip® 1.

Por otro lado, al combinarse en la mayoría de los casos con el uso concomitante de MMC, no es posible conocer la contribución a los resultados del antimetabolito y del implante.

Polimetilmetacrilato

Se ha descrito un implante de polimetilmetacrílico (PMMA) en forma de aspa (HOMDEC, SA, Belmont, Suiza)^{49,50}, no comercializado en el momento presente. El dispositivo mide 4 x 4 mm y tiene una longitud total de los brazos de 5,4 mm y un espesor de 0,5 mm. Este diseño supuestamente permitiría una máxima patencia del espacio intraescleral, impidiendo la obliteración de este por la fibrosis del proceso natural de cicatrización. Al mismo tiempo, el espacio que queda entre las áreas libres de los brazos actuaría como reservorio de humor acuoso.

En el estudio piloto, los autores no han encontrado casos de erosión escleral o conjuntival tardía, aunque advierten que dada la consistencia rígida del implante no descartan que puedan producirse a largo plazo⁴⁹.

Fragmentos de lentes de contacto

En un intento por abaratar los costes del implante, Kałuzny *et al.*²⁶ han realizado un estudio experimental en conejos implantando fragmentos de lentes de contacto de hidrogel metacrílico y de silicona, que son recortados en forma triangular para adquirir una forma similar a la del implante de SK-gel®. En este modelo experimental se comparó la reacción inducida por estos implantes respecto al SK-gel®. Ambos implantes indujeron una reacción inflamatoria mayor que el SK-gel®. A los 360 días, la cápsula del SK-gel® continuaba siendo la más delgada y la de hidrogel tenía un grosor intermedio²⁶.

Conclusiones

Uno de los mecanismos de acción de la cirugía filtrante es mantener un lago intraescleral patente que sirva de reservorio de humor acuoso. Este espacio se mantiene de manera más prolongada si se usan implantes y/o antimetabolitos. No existen estudios comparativos bien diseñados que indiquen qué implante es más útil. Dado que los implantes suponen un mayor coste, se están buscando alternativas más económicas, aunque ninguna de ellas ha mostrado ventajas significativas sobre los implantes comercializados.

El uso de MMC podría ser una opción cuando no se dispone de implante, pero debería ser utilizada por cirujanos que hayan finalizado su curva de aprendizaje en la técnica quirúrgica para evitar las complicaciones que su uso podría determinar en una cirugía no perforante reconvertida. La utilización combinada de antimetabolitos y algunos implantes podría proporcionar un efecto hipotensor ocular añadido.

Tips

- ✓ Los implantes en EPNP ayudan a mantener patente el espacio intraescleral y, por tanto, mejoran los resultados de la cirugía.
- ✓ Existen numerosos implantes reabsorbibles y permanentes, pero no se ha demostrado una mayor eficacia y seguridad de un implante concreto.
- ✓ Algunos implantes pueden situarse en parte en el espacio supracoroideo, aumentando teóricamente la filtración por la vía uveoescleral.
- ✓ Los implantes pueden combinarse con el uso simultáneo de antimetabolitos.

Bibliografía

1. Muñoz-Negrete FJ, Rebolleda G, Casas-Llera P, Cabrejas L. Implantes en cirugía no perforante del glaucoma. *Stadium Ophthalmologicum*. 2007;25:243-53.
2. Mendrinos E, Mermoud A, Shaarawy T. Nonpenetrating glaucoma surgery. *Surv Ophthalmol*. 2008;53(6):592-630.
3. Torres-Suárez E, Rebolleda G, Muñoz Negrete FJ, Cabarga C, Rivas L. Influence of deep scleral flap size on intraocular pressure after deep sclerectomy. *Eur J Ophthalmol*. 2007;17(3):350-6.
4. Mavranakas N, Mendrinos E, Shaarawy T. Postoperative IOP is related to intrascleral bleb height in eyes with clinically flat blebs following deep sclerectomy with collagen implant and mitomycin. *Br J Ophthalmol*. 2010;94(4):410-3.
5. Sangtam T, Mermoud A. Visante anterior segment optical coherence tomography analysis of morphologic changes after deep sclerectomy with intraoperative mitomycin-C and no implant use. *J Glaucoma*. 2015;24(3):254.
6. Fernández-Buenaga R, Rebolleda G, Casas-Llera P, Muñoz-Negrete FJ, Pérez-López M. A comparison of intrascleral bleb height by anterior segment OCT using three different implants in deep sclerectomy. *Eye (Lond)*. 2012;26(4):552-6.
7. Cabrejas L. Biomicroscopia ultrasónica en esclerectomía profunda no perforante: correlación morfológico-funcional tras un año de seguimiento. [Tesis doctoral.] Universidad de Alcalá; 2010.
8. Kozlov VI, Bagrov SN, Anisimova SY, Osipov AV, Mogilevtsev VV. Nonpenetrating deep sclerectomy with collagen. *Eye Microsurgery*. 1990;3:44-6.
9. Shaarawy T, Nguyen C, Schnyder C, Mermoud A. Comparative study between deep sclerectomy with and without collagen implant: long term follow up. *Br J Ophthalmol*. 2004;88(1):95-8.
10. Moreno-López M, Pérez-Álvarez MJ. [Short- and medium-term intraocular pressure lowering effects of combined phacoemulsification and non-penetrating deep sclerectomy without scleral implant or antifibrotics]. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2006;81(2):93-100.
11. Pérez-Rico C, Gutiérrez-Ortiz C, Moreno-Salgueiro A, González-Mesa A, Teus MA. Visante anterior segment optical coherence tomography analysis of morphologic changes after deep sclerectomy with intraoperative mitomycin-C and no implant use. *J Glaucoma*. 2014;23(1):e86-90.
12. Wiermann A, Zeitz O, Jochim E, Matthiessen ET, Wagenfeld L, Galambos P, et al. [A comparison between absorbable and non-resorbable scleral implants in deep sclerectomy (T-flux and SK-gel)]. *Ophthalmologie*. 2007;104(5):409-14.
13. Chiou AG, Mermoud A, Underdahl JP, Schnyder CC. An ultrasound biomicroscopic study of eyes after deep sclerectomy with collagen implant. *Ophthalmology*. 1998;105(4):746-50.
14. Karlen ME, Sánchez E, Schnyder CC, Sickenberg M, Mermoud A. Deep sclerectomy with collagen implant: medium term results. *Br J Ophthalmol*. 1999;83(1):6-11.
15. Mermoud A, Schnyder CC, Sickenberg M, Chiou AG, Hédiguer SE, Faggioni R. Comparison of deep sclerectomy with collagen implant and trabeculectomy in open-angle glaucoma. *J Cataract Refract Surg*. 1999;25(3):323-31.
16. Shaarawy T, Karlen M, Schnyder C, Achache F, Sánchez E, Mermoud A. Five-year results of deep sclerectomy with collagen implant. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27(11):1770-8.
17. Ambresin A, Shaarawy T, Mermoud A. Deep sclerectomy with collagen implant in one eye compared with trabeculectomy in the other eye of the same patient. *J Glaucoma*. 2002;11(3):214-20.
18. Shaarawy T, Mermoud A. Deep sclerectomy in one eye vs deep sclerectomy with collagen implant in the contralateral eye of the same patient: long-term follow-up. *Eye (Lond)*. 2005;19(3):298-302.
19. Bissig A, Rivier D, Zaninetti M, Shaarawy T, Mermoud A, Roy S. Ten years follow-up after deep sclerectomy with collagen implant. *J Glaucoma*. 2008;17(8):680-6.
20. Rho S, Kang SY, Hong S, Seong GJ, Jung JJ, Kim CY. Long-term results of deep sclerectomy with small collagen implant in Korean. *Korean J Ophthalmol*. 2013;27(1):34-8.
21. Nguyen C, Boldea RC, Roy S, Shaarawy T, Uffer S, Mermoud A. Outflow mechanisms after deep sclerectomy with two different designs of col-

- lagen implant in an animal model. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2006;244(12):1659-67.
22. Aptel F, Dumas S, Denis P. Ultrasound biomicroscopy and optical coherence tomography imaging of filtering blebs after deep sclerectomy with new collagen implant. *Eur J Ophthalmol*. 2009;19(2):223-30.
 23. Shin IH, Nah YS, Hong YJ, Kim CY. Comparison of surgical outcomes between small collagen and chromic catgut implants in deep sclerectomy. *Korean J Ophthalmol*. 2002;16(2):75-81.
 24. Wevill MT, Meyer D, Van Aswegen E. A pilot study of deep sclerectomy with implantation of chromic suture material as a collagen implant: medium-term results. *Eye (Lond)*. 2005;19(5):549-54.
 25. Sourdille P, Santiago PY, Villain F, Yamamichi M, Tahi H, Parel JM, et al. Reticulated hyaluronic acid implant in nonpenetrating trabecular surgery. *J Cataract Refract Surg*. 1999;25(3):332-9.
 26. Kałuzny JJ, Jóźwicki W, Wiśniewska H. Histological biocompatibility of new, non-absorbable glaucoma deep sclerectomy implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;81(2):403-9.
 27. Marchini G, Marraffa M, Brunelli C, Morbio R, Bonomi L. Ultrasound biomicroscopy and intraocular-pressure-lowering mechanisms of deep sclerectomy with reticulated hyaluronic acid implant. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27(4):507-17.
 28. Moreno-Montañés J, Rebolleda G, Muñoz-Negrete FJ. Prognostic value of gonioscopy after deep sclerectomy. *Eur J Ophthalmol*. 2007;17(5):702-8.
 29. Schwenn O, Springer C, Troost A, Yun SH, Pfeiffer N. [Deep sclerectomy using a hyaluronate implant versus trabeculectomy. A comparison of two glaucoma operations using mitomycin C]. *Ophthalmologe*. 2004;101(7):696-704.
 30. Galassi F, Giambene B. Deep sclerectomy with SK-gel implant: 5-year results. *J Glaucoma*. 2008;17(1):52-6.
 31. Muñoz Negrete FJ, Rebolleda G, Noval S. [Non-penetrating deep sclerectomy combined with phacoemulsification. Results and complications]. *Arch Soc Esp Ophthalmol*. 2003;78(9):499-506.
 32. Al Obeidan SA. Migration of reticulated hyaluronic acid implant [SK-GEL] following deep sclerectomy. *Int Ophthalmol*. 2010;30(3):329-31.
 33. Roy S, Thi HD, Feusier M, Mermoud A. Crosslinked sodium hyaluronate implant in deep sclerectomy for the surgical treatment of glaucoma. *Eur J Ophthalmol*. 2012;22(1):70-6.
 34. Devloo S, Deghisilage C, Van Malderen L, Goethals M, Zeyen T. Non-penetrating deep sclerectomy without or with autologous scleral implant in open-angle glaucoma: medium-term results. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2005;243(12):1206-12.
 35. Mousa AS. Preliminary evaluation of nonpenetrating deep sclerectomy with autologous scleral implant in open-angle glaucoma. *Eye (Lond)*. 2007;21(9):1234-8.
 36. Ye W, Sun J, Zhong Y. [Implication of non-perforating deep sclerectomy with amniotic membrane implantation for primary open-angle glaucoma]. *Yan Ke Xue Bao*. 2002;18(2):76-9.
 37. Folch Ramos J, Castanera de Molina F. EPNP con implante de PDS. *Annals D'Oftalmologia*. 2006;14:30-4.
 38. Schargel K, Placeres-Daban J, García-Conca V, Belda JJ, Aguirre Balsalobre F. [Improving the visualization of non-absorbable T-flux® implants in deep sclerectomy. Colouring technique]. *Arch Soc Esp Ophthalmol*. 2014;89(6):226-8.
 39. Hamard P, Tuil E. [Nonpenetrating deep sclerectomy (NPDS) in ultrasound biomicroscopy (UBM)]. *J Fr Ophtalmol*. 2003;26(1):104-5.
 40. Ravinet E, Bovey E, Mermoud A. T-Flux implant versus Healon GV in deep sclerectomy. *J Glaucoma*. 2004;13(1):46-50.
 41. Muñoz G. Nonstitch suprachoroidal technique for T-flux implantation in deep sclerectomy. *J Glaucoma*. 2009;18(3):262-4.
 42. Stirbu O, Piludi S, Duch Tuesta S. New implant in deep sclerectomy: Dinop®, short time results. Nice (France): EGS Meeting; June, 2014.
 43. Contreras I, Noval S, Muñoz-Negrete FJ, Rebolleda G, García-Feijó J, De la Cámara J. [Ultrasound biomicroscopy in deep sclerectomy with a new acrylic implant]. *Arch Soc Esp Ophthalmol*. 2006;81(8):445-50.
 44. Cabrejas L, Rebolleda G, Muñoz-Negrete FJ, Losada D. An ultrasound biomicroscopy study of filtering blebs after deep sclerectomy with a new acrylic implant. *Eur J Ophthalmol*. 2011;21(4):391-9.
 45. Loscos J, Valldeperas X, Parera A, Langohr K, De la Cámara J, Domingo M, et al. An ultrasound biomicroscopy study after deep sclerectomy with supraciliary implant. *Arch Soc Esp Ophthalmol*. 2014;89(11):439-46.
 46. Bonilla R, Loscos J, Valldeperas X, Parera MA, Sabala A. Supraciliary HEMA implant in combined deep sclerectomy and phacoemulsification: one year results. *Open Ophthalmol J*. 2012;6:59-62.
 47. Loscos J, Valldeperas X, Langhor K, Parera A, Romera P, Sabala A, et al. Deep sclerectomy with supraciliary HEMA implant (Esnoper® V-2000): results and complications. *Int Ophthalmol*. 2015, Jan 30. [Epub ahead of print]
 48. Loscos-Arenas J, Parera-Arranz A, Romera-Romera P, Castellvi-Manent J, Sabala-Llopart A, De la Cámara-Hermoso J. Deep sclerectomy with a new nonabsorbable uveoscleral implant (Esnoper-clip): 1-year outcomes. *J Glaucoma*. 2015, Mar 24. [Epub ahead of print]
 49. Mansouri K, Shaarawy T, Wedrich A, Mermoud A. Comparing polymethylmethacrylate implant with collagen implant in deep sclerectomy: a randomized controlled trial. *J Glaucoma*. 2006;15(3):264-70.
 50. Codreanu A, Tran HV, Wiaux C, Mansouri K, Roy S, Mermoud A, et al. In vivo study comparing an x-shaped polymethylmethacrylate and a cylindrical collagen implant for deep sclerectomy. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2011;39(2):135-41.