

Capítulo 6

IMPLANTES ORBITARIOS

La búsqueda del implante orbitario ideal se ha estado realizando durante más de un siglo, desde que Mules introdujo la esfera hueca de cristal¹. Las variaciones se han producido a nivel del tipo de material y se estructura interna, la forma y la relación con las estructuras de la cavidad una vez implantado. Se han pasado por varias fases evolutivas desde el implante esférico enterrado hasta los actuales implantes porosos pivotables (tabla 6-1). Los primeros se colocaban totalmente cubiertos por la conjuntiva y la cápsula de Tenon, después se intentó con otros que tenían una porción expuesta al exterior y otra enterrada, la siguiente propuesta fueron implantes enterrados con forma irregular, no esférica, y, por último, los actuales implantes porosos vascularizables, de los que todavía no se les han extraído todas sus posibilidades.

• Implantes clásicos

La esfera de Mules, no tan sólo supuso un avance importante en la cirugía de la cavidad anoftálmica, sino que ha permanecido vigente durante varias décadas. El implante aumentada claramente los resultados estéticos postoperatorios al reponer parte del volumen perdido y reducir los cambios que se producen en una cavidad sin el globo ocular. El problema principal de las esferas de cristal fue la extrusión, la cual se interpretó que estaba relacionada con unas medidas asépticas insuficientes y una tolerancia insuficiente al cristal; también se habían visto casos de estallido de la esfera a causa de la extrema sensibilidad térmica que tenía aquel primer diseño. Fox, en 1902, creyendo que la reacción de los tejidos que rodeaban al implante era la causa de la extrusión propuso un material alternativo, la esfera hueca de oro, aparentemente menos reactiva. Si bien las esferas de cristal y de oro fueron las que gozaron de mayor popularidad hay que destacar que durante el primer cuarto del siglo XX se probaron todo tipo de materiales para encontrar el que fuera menos reactivo (figura 6-1). Los implantes se construyeron tanto de materiales orgánicos como inorgánicos llegándose a introducir en la órbita “las cosas más increíbles”² (tabla 6-1).

Poulard³ en 1936 propuso modificar la forma de los implantes para mejorar la movilidad y presentó los cilindros de cristal hueco; fue precisamente su forma la causante de un incremento en el número de exposiciones (figura 6-2). Wehler en 1938 fue el primero en agujerear una esfera para pasar los músculos rectos (figura 6-3).

Las preferencias de los oftalmólogos por los implantes orbitarios que figuran en el libro de Spaeth⁴ de 1941 fueron: 1º bolas de hueso carbonizado, 2º marfil, 3º hueso descalcificado, 4º cartílago y la esfera de cristal fue relegada al 5º lugar.

También en 1941, Berens⁵ introdujo la esfera de plástico macizo, un precursor de la posteriormente exitosa esfera de PMMA hueco; este implante redujo la incidencia de exposiciones de manera significativa. Más adelante, el mismo autor probó los cilindros de plástico, tanto macizos como huecos, de 9 a 16 mm. Berens y Rosa⁶, años después, fueron los que sugirieron la esfera de plástico con la cara anterior plana para facilitar el acoplamiento entre el implante y la prótesis mejorando la movilidad de esta última (figura 6-4).

Ruedeman, en 1941⁷, fue el primero en introducir un cambio radical en los conceptos que debían regir la cirugía de los implantes orbitarios. Propuso combinar el implante y la prótesis en una misma pieza de manera que la mitad posterior proporcionaba el volumen a

la cavidad, así como la adherencia del implante a los músculos, mientras que la mitad anterior hacía de prótesis (figura 6-5). El implante era acrílico, semicircular en su cara anterior y parabólico en la posterior, y se fabricaba de acuerdo con las necesidades de cada paciente. Los músculos se fijaban a través de unos pequeños agujeros para pasar las suturas, motivo por el que obtenía una excelente movilidad (figura 6-6). En 1946 Ruedemann introdujo otra novedad, recubrió la mitad posterior del implante con malla de tantalio para facilitar la fijación de los músculos y la cápsula de Tenon, que con el tiempo crecía a través de los agujeros. El implante expuesto de Ruedemann se abandonó rápidamente por varios motivos:

- dejaba una puerta de entrada a la infección demasiado grande
- no se podía limpiar ni pulir la prótesis al no poderse sacar
- iban apareciendo casos de estrabismo tardío del implante.

Los años siguientes no tienen ni tendrán antecedente en la historia de la implantología orbitaria en el sentido que los especialistas pusieron rienda suelta a su creatividad con tal de conseguir un implante que consiguiera la máxima movilidad posible a costa de tener el menor índice de exposiciones (figura 6-7). La primera creación de Cutler⁸ la presentó en 1945 y era un implante en forma de cesta que se colocaba enterrado dejando la concavidad hacia delante a la que se acoplaba una prótesis.

El segundo intento de Cutler⁸ fue en 1949 con un implante parcialmente expuesto y totalmente integrado para enucleación; era una bola de metilmetacrilato con una prolongación anterior que acababa en una superficie plana acompañada de un anillo de oro. En el anillo se fijaban los músculos y la cápsula de Tenon junto con la conjuntiva se suturaban alrededor del cuello de la prolongación. En la cara anterior plana que quedaba expuesta había un receptáculo cuadrado en el que se introducía un pivote de la misma sección y que por el otro extremo hacía lo propio con la prótesis. Cutler, más tarde, diseñó un nuevo implante, esta vez cubierto de una malla de tantalio, que recibió el nombre de universal porque podía ser utilizado tanto para enucleación como para evisceración; éste no tenía ningún anillo (figura 6-8).

Variantes de este sistema fueron diseñados por Guyton (1948), Stone (1948), Linn (1948), Moore (1949), Arruga (1952), y otros (figura)⁹. Los diseños de Stone¹⁰ y Linn¹¹ son similares, una bola de metilmetacrilato con una prolongación anterior que termina en una superficie plana que tiene una indentación; la zona media donde se deben fijar los músculos y la conjuntiva está recubierta de una malla de tantalio (figura 6-9 y 10). Se diferencian del implante de Cutler por no tener ningún anillo. El implante de Arruga¹² apareció tardíamente y se diferenciaba de los demás en que el implante era enterrado pero de éste partían dos finas varillas de oro que atravesaban la conjuntiva para conectar con la prótesis (figura 6-11). Había un diseño con 4 túneles para la enucleación y otro sin éstos para la evisceración. Sin embargo, todos estos implantes tenían una porción que abría el centro de la conjuntiva, y que conectaba con la prótesis, manteniendo el mismo problema que con el implante de Ruedemann, la infección y la extrusión.

Se volvió a los implantes enterrados pero, a diferencia de los anteriores, tenían imanes, túneles para pasar los músculos, malla de tantalio o con pequeños topes en la cara anterior. Troutman¹³ en 1949 propuso un implante enterrado magnético. Su forma difería poco de los ya comentados pero justo debajo del aplanamiento de su cara anterior había un imán. La cara posterior de la prótesis también tenía un imán pero de signo contrario y así seguía la movilidad del implante. Tom y Gearhart¹⁴ presentaron una serie de 117 pacientes con un implante magnético esférico. La movilidad obtenida mediante este sistema era menor puesto que la prótesis saltaba en miradas extremas, además, también se exponían a causa del cizallamiento de la conjuntiva que cubría el imán.

Proliferaron los implantes enterrados recubiertos de malla de tantalio para facilitar la fijación de los músculos. Lamoine, Berens, Berens-Rosa, Brawner y Bonaccolto, entre otros, desarrollaron este tipo de implantes en la década de los 50 (figura 6-12)⁹. La malla cubre la mitad anterior o la totalidad de un implante esférico, más o menos ovoide, en forma de pera o cualquier otra (figura). Wexler y colaboradores¹⁵ estudiaron el índice de exposición de estos implantes en una serie de 195 pacientes enucleados con un seguimiento medio de 21 meses encontrando 14 casos de exposición o extrusión. Característicamente estas exposiciones son tardías y se ha encontrado rotura de la malla en la mitad de estos casos¹⁶

Pero la tercera línea de trabajo, la basada en la idea de fabricar unos implantes con la cara anterior irregular para que encajaran con la prótesis y así mejorar la movilidad tuvo mejores resultados. Sin llegar a la movilidad de los implantes expuestos integrados sí era superior a la proporcionada por las simples esferas. El primero de estos implantes irregulares que gozó de popularidad fue el diseñado por Allen¹⁷ en 1950, el cual era de PMMA, tenía 4 grandes túneles para los músculos rectos, una mitad posterior convexa y una mitad anterior plana. Los músculos introducidos por las aberturas convergían en la cara anterior suturándose con su homólogo y sobreponiéndose. La superficie plana permitía adaptar una prótesis con una parte plana en la cara posterior transmitiendo mayor movilidad (figura 6-13). El problema de este implante fue que la conjuntiva podía cizallarse a nivel de los bordes del anillo que formaba la cara anterior causando exposición.

El propio Allen, con el fin de reducir los puntos de presión, diseñó, en 1957, el implante de Iowa, el cual tenía 4 montículos en la cara anterior sobre los que se cerraba la cápsula de Tenon y la conjuntiva¹⁸. La protusión de los montículos se acoplaba a unas depresiones en la prótesis para mejorar el arrastre. El no haber puntos angulosos se consiguieron reducir el número de exposiciones por cizallamiento. El implante de Iowa, teniendo en cuenta el momento en el que se ideó, tenía un buen punto de equilibrio entre los resultados en cuanto a movilidad y las complicaciones. Spivey, Allen y Burns¹⁹ publicaron en 1969 una serie de 430 pacientes con 14 de exposiciones, cifra muy optimista comparada con los resultados obtenidos por otros cirujanos distintos a los desarrolladores del implante. La crítica principal contra este implante fue que para colocarlo se precisaba de un entrenamiento que no tenía el oftalmólogo general y, además, se precisaba bastante tiempo para hacerlo. El implante Universal (1985)²⁰, que no es más que la evolución del Iowa en la que los montículos han sido rebajados, nace con la finalidad de facilitar la técnica de colocación, reducir la posibilidad de exposición, poderlo utilizar tanto en enucleación como en evisceración y conservar las ventajas de los implantes casi-integrados en cuanto a la movilidad. Un conformador específico se acoplaba a la cara anterior irregular del implante para facilitar que la esclerótica y demás capas contactaran con dicha superficie, sin hacer ninguna tienda de campaña (figura 6-15). Jordan y Anderson²¹ presentaron en 1997 una serie de 24 pacientes sometidos a evisceración y colocación de un implante Universal. La movilidad fue calificada subjetivamente como buena o excelente en el 85% de los pacientes y no se hubo ninguna exposición después de un seguimiento entre 2-7 años.

Soll²² en 1971 diseñó un implante expandible de silicona para evisceración (figura 6-16). A través de una incisión de unos 5 mm en la esclerótica, entre el recto superior y el limbo, practicaba una evisceración con conservación de la cornea e introducía el implante deshinchado. En vez dentro el implante se rellenaba de suero fisiológico o solución antibiótica hasta alcanzar el volumen suficiente y se cerraba la esclerótica. Al hincharse el implante adoptaba una forma ovalada para mejorar la transmisión de la movilidad a la prótesis. Este implante fue abandonado por el propio Soll argumentando con problemas de fabricación.

Otro implante curioso fue el de Banguerter, un ovillo de nylon que quedaba fijado en la órbita debido al crecimiento de tejido fibroso por entre los hilos; para alisar su cara anterior se recubría de esclerótica, gore-tex u cualquier otro material (figura 6-17).

Sin embargo, por su seguridad, facilidad de implantación y de adaptación de la prótesis las esferas de silicona o PMMA enterradas han sido los implantes más utilizados durante este periodo, hasta la aparición de la hidroxiapatita, el primer implante poroso, en 1989. Hornblase y colaboradores²³ publicaron en 1995 el resultado de un interesante cuestionario entre los miembros de la ASOPRS respecto de las preferencias que tenían respecto a la elección del implante y las complicaciones que habían observado. Respondieron 70 oftalmólogos con un total de 5439 intervenciones. Respecto de la enucleación con implante primario los resultados fueron los siguientes:

- en 1989 algo más de un 80% de los cirujanos utilizaban esferas de silicona o cristal (solas o bien envueltas esclerótica o fascia), injerto dermograso e implante de Iowa/Universal
- en 1992 un 56% prefirieron implantes de hidroxiapatita seguido de 28% para los de silicona.

• **Implantes porosos modernos**

Muchos son los biomateriales usados en las últimas décadas para la cirugía de la anoftalmía pero a continuación se van a exponer los más modernos implantes porosos que parecen ser, por el momento, la mejor solución (tabla 6-3).

Hace más de 70 años que Guist colocó dentro del cono muscular de la órbita hueso carbonizado después de una enucleación y hubo una época en la que se consideró que podría ser el implante más satisfactorio si no fuera por su antigenicidad y extrema fragilidad⁴. Molteno²⁴, en 1973, presentó una exitosa serie de 50 pacientes a los que les implantó una esfera de hueso de la pantorrilla previamente tratada para eliminar el tejido orgánico totalmente y, así, su poder antigénico. Al cabo de 10 años había colocado 378 esferas de este tipo, continuando con los buenos resultados y destacando su tolerancia²⁵. El poro es grande, entre 300 y 600 micras, con excelentes interconexiones al ser de origen natural y destaca su gran ligereza (tabla). El crecimiento de tejido fibrovascular en su interior ha sido suficientemente documentado tanto en un espécimen postmortem 10 años después de la implantación²⁶ como a través de un reciente estudio en conejos; la fibrovascularización fue completa en la 4ª semana²⁷. Aunque ha sido mejorada, su extrema fragilidad hace delicada su manipulación en el momento de su introducción en la cavidad y, también, dificulta la colocación de un pivote pues fácilmente se puede fracturar. La posibilidad de que un traumatismo en la cara anterior del implante pueda producir una pequeña fractura con la formación de una espícula que erosione la conjuntiva es probablemente mayor que con la HA. Aunque la M-sphere se ha estado implantando desde hace casi 30 años parece que no ha salido de su país de origen, Australia, durante mucho tiempo, en realidad está disponible en nuestro país desde hace muy poco.

El segundo implante poroso apareció en 1984 y fue un polímero fluorocarbonado, el proplast. Neuhaus y colaboradores²⁸ lo utilizaron como un implante primario después de enucleación en conejos. Posteriormente, Girard presentó una variante, el proplast II, con dos diseños distintos: uno esférico para evisceración²⁹ y otro irregular que se utilizaba como un casi integrado para la enucleación (figura 6-18); tenía una doble estructura, poroso en su tercio anterior y compacto, siliconizado, en los 2/3 posteriores³⁰. La dudosa estabilidad del material con el tiempo cuestionó el empleo de este polímero. Algunos de estos implantes

que fueron retirados por movilidad insuficiente estaban avasculares y rodeados de una pseudocápsula, al igual que los habituales implantes de silicona³¹.

Perry, después de 2 años de estudios en el animal de experimentación, presentó por primera vez su esfera de hidroxiapatita (HA) en el *Combined Meeting of the American Society of Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery and The American Society of Ocularists* realizado en Dallas en 1986³² (figura 6-19). Este material estaba siendo utilizado en odontología y traumatología en los 10 últimos años como un sustituto del hueso. Hasta el momento había demostrado su biocompatibilidad y tolerancia sin observarse manifestaciones tóxicas o alérgicas. Sin embargo, la esfera de HA no estuvo disponible para ser usado como implante orbitario hasta 1989.

La HA es una sal de fosfato cálcico que se encuentra de forma natural como componente mineral del hueso humano. Perry obtenía el material de un tipo de coral que se encontraba en los océanos Índico y Pacífico. El coral es tratado mediante una reacción hidrotérmica que, además de eliminar el componente orgánico y dejar todo un sistema de túneles perfectamente organizados, convierte el carbonato cálcico en fosfato cálcico. Así, la HA implantada dentro del cuerpo permite el crecimiento de tejido fibrovascular en sus cavidades internas sin crear una reacción a cuerpo extraño significativa ni producir fenómenos de encapsulamiento (figura 6-20). La integración del implante con los tejidos orbitarios debería resultar en un menor riesgo de extrusión, migración e infección, lo cual ha acabado resultando ser cierto.

A pesar de su elevado coste el implante de HA se convirtió en pocos años en el preferido por los cirujanos oculoplásticos, aunque no tanto por los oftalmólogos no especializados. En nuestro país llegó en 1992 y su precio pronto se situó alrededor de las 120.000 ptas. Gran parte de este éxito se debió a que la propuesta de Perry podía solucionar el problema de la deficiente movilidad de la prótesis de los implantes enterrados. Lo cierto fue se obtuvieron movilidades similares a los implantes expuestos integrados de la década de los 40 y 50 pero sin pagar por ello un porcentaje de extrusiones inaceptable. La causa fue que la esfera de HA tiene dos características muy importantes:

- los músculos se adhieren directamente (enucleación) o a través de la esclerótica (evisceración) al implante
- se puede hacer un agujero en su cara anterior, acoplar un pivote y adaptar una prótesis que tenga una concavidad en la que encaje el citado pivote, transmitiéndose toda la movilidad del implante a la prótesis

Así, los músculos transmiten toda su acción a la esfera y ésta hace lo propio a la prótesis mediante el pivote.

En la evisceración la HA se introduce en la cavidad escleral habiendo practicado aberturas en la parte posterior para facilitar la llegada del tejido fibrovascular al implante, en cambio, en la enucleación la esfera de HA debe ser enfundada para poder suturar los músculos en la superficie y tener así los resultados más óptimos de movilidad. Se han propuesto muchos materiales como envoltura de la HA o cualquier otro implante orbitario no habiendo excesivas diferencias entre ellos en lo que a vascularización de los túneles se refiere (tabla 6-4) (figura 6-21). Klapper y colaboradores³³ realizaron un estudio comparativo entre pericardio bovino o humano, fascia lata, esclerótica autóloga, malla de vicryl y PTFEe encontrando completa fibrovascularización a las 12 semanas; sin embargo, el proceso de vascularización fue más rápido en los 3 últimos materiales. Se ha especulado en que la vascularización de la HA es más rápida cuando se coloca teniendo en cuenta la dirección

principal de los poros, de manera que éstos tengan una dirección anteroposterior para que así el tejido entre con facilidad por la cara posterior y se dirija hacia delante³⁴. Con el mismo objetivo, también se ha practicado unos pequeños agujeros a la esfera que actúen como túneles de crecimiento vascular preferencial.

Para llegar a la fase del pivote es imprescindible demostrar que la esfera ha sido integrada tisularmente ya que la superficie del agujero que vamos a realizar debe tapizarse completamente de conjuntiva. Para ello es preciso que los poros que hay en las paredes estén rellenos de tejido fibrovascular y la mucosa pueda sobrevivir gracias a su aporte energético. La completa proliferación conjuntival es un requisito básico puesto que de lo contrario podría haber una puerta de entrada a los microorganismos que viven en la superficie conjuntival aumentando el área expuesta (figura 6-22). El objetivo es conseguir un sistema en el que no haya comunicación entre el exterior y el interior del cuerpo y si haya una conexión entre el implante y la prótesis, esto es, conceptualmente, una solución ideal.

Sin embargo, no todos los especialistas han estado de acuerdo con la utilización de pivotes debidos a varios motivos: aunque sencilla, se precisa una segunda intervención varios meses después, el trabajo del ocularista es más complejo y no todos se han mostrado predispuestos y, por último y más importante, ha habido un porcentaje relativamente alto de complicaciones con los pivotes. Para muchos oftalmólogos el beneficio que utilizar el implante de HA, o cualquier otro implante poroso, estriba en la resistencia a la migración y extrusión, y no en la movilidad; Custer y colaboradores³⁵ estudiaron retrospectivamente la movilidad de las esferas de HA, porosas, y las aloplásticas, lisas, ambas envueltas, no encontrando diferencias.

El siguiente implante poroso en aparecer fue un plástico (figura 6-23), el polietileno (PEP) y lo hizo en 1994, a través de los trabajos de Rubin³⁶ y Goldberg³⁷ en conejos y Karesh³⁸ sobre pacientes. Este material se estaba usando en reconstrucciones craneofaciales así como en fracturas y ya se había introducido en la órbita como implante de suelo orbitario para el tratamiento de las fracturas de la citada región. Como propiedades del PEP destacan su fuerza tensil, maleabilidad, biocompatibilidad y crecimiento fibrovascular. El material se puede trabajar con poro pequeño, de 150 micras o grande, de 400 micras, siendo este último el preferido como implante orbitario en virtud de que facilita mejor el crecimiento fibrovascular en su interior. Se ha encontrado suficiente invasión fibrovascular en el PEP de poro grande, y no en el de poro pequeño, a las 12 semanas^{36 37}. Karcioğlu y colaboradores³⁹ fueron los primeros en demostrar crecimiento fibrovascular en el centro de estas esferas en un paciente, afecto de un retinoblastoma recidivante. A pesar de la teórica menor biocompatibilidad respecto de la HA, el ser un plástico, los resultados en este apartado son también buenos y se consiguen igualmente los objetivos de mejor movilidad del implante y menor riesgo de migración. La primera serie presentada fue de 21 pacientes y con un seguimiento medio de 19 meses no encontrándose casos de exposición, inflamación ni infección³⁸.

La superficie de PEP es algo más lisa, y menos rasposa, que la HA siendo más fácil deslizarlo al interior de la cavidad, sin embargo, sigue siendo preferible la utilización de algún sistema introductor. Es maleable, de manera que se puede cortar, aunque con cierta dificultad, sobre todo si se calienta el material. Se puede clavar una aguja en el material, lo cual permite el poder suturar los músculos directamente al implante y no se hace imprescindible envolverlo, después de la enucleación, para tal propósito (figura 6-24). Hay que tener en cuenta que hasta el momento las esferas de HA se envolvían en esclerótica donante para poderles fijar los músculos y conseguir una movilidad integrada; la obtención

de esclerótica conservada ha sido una limitación importante en los centros en los que no se disponía de un comité de trasplantes. Como alternativas se han estado utilizando otros materiales como la aponeurosis de temporal y la malla de poliglactin 910 como los más extendidos. La posibilidad de implantar el PEP sin necesidad de enfundarlo y su precio son los argumentos más fuertes a favor de este material. Contrariamente, Van Acker y De Potter⁴⁰ han publicado recientemente una serie de 75 pacientes sometidos a enucleación e implante esférico de PEP envuelto en esclerótica homóloga con un seguimiento de 3 a 33 meses. Las escasas complicaciones encontradas avalan la seguridad de este implante: un caso de exposición asociado a una hemorragia orbitaria masiva en postoperatorio y ningún caso de infección ni respuesta inflamatoria significativa. Aún está en discusión el que si los músculos pueden fijarse directamente al PEP y no es obligatorio envolverlo por esta causa quizás lo sea para reducir la posibilidad de exposición.

La fácil manufacturación del PEP permite que pueda producirse en cualquier forma, hasta el momento, además de la clásica esfera, está disponible en forma ovoide, cónica y, muy recientemente, otro con 4 montículos en la cara anterior (figura 6-25). El PEP cónico lo introdujo Rubin⁴¹ para conseguir mayor relleno de la cavidad enucleada (no sirve para evisceración) (figura 6-26). Colocó 45 implantes cónicos envueltos en fascia autóloga con sólo dos casos con profundización moderada del pliegue palpebral superior y dos más de exposición. Anderson⁴², por su parte, modificó ligeramente su implante Universal pero ahora en PEP en vez de PMMA (figura 6-27). Un total de 24 pacientes fueron sometidos a evisceración, enucleación o implantación secundaria con un seguimiento entre 3 y 30 meses encontrando buena movilidad de la prótesis y ninguna exposición.

La vascularización del PEP, al igual que con la HA, puede ser comprobada mediante RMN⁴³ aunque este dato no es tan importante puesto que este dato no es tan importante en el caso de indicar la colocación de un pivote. El sistema de pivotaje del PEP se realiza a través de un tornillo de titanio enroscado en el material habiendo atravesado previamente la conjuntiva. Aunque este kit está disponible desde hace varios años sólo han sido publicados escasos estudios, tanto en conejos^{44 45} como sobre pacientes⁴⁶. Como alternativa a este sistema se ha estudiado en el conejo la tolerancia de un implante de PEP que lleva escondido en su cara anterior una laminita de acero inoxidable con la finalidad de utilizarla junto con un imán en la cara posterior de la prótesis⁴⁷.

En 1998, una empresa francesa, FCI, empezó a producir una HA sintética de idéntica composición a la forma natural de BioEye. Este implante ha pasado por varias fases evolutivas hasta llegar a la forma definitiva, una tercera generación, que se comercializa en la actualidad. Hay unas ligeras diferencias en la uniformidad de los poros y la interconectividad entre las formas sintética y natural pero lo cierto es que ambas han demostrado posibilitar el crecimiento fibrovascular en el centro de la esfera de igual manera en el conejo (lo cual no ocurría con las primeras generaciones de estos implantes)⁴⁸. Jordan y Bawazeer⁴⁹ presentaron en 2001 una serie de 120 pacientes sometidos a enucleación, evisceración o implantación secundaria de una esfera de hidroxiapatita sintética de 18-20 mm de diámetro encontrando similares complicaciones a las obtenidas con la HA de BioEye.

El pivotaje del implante sintético de HA no necesita de la utilización de un micromotor de alta velocidad puesto que es de menor dureza; se puede perforar manualmente con el instrumento adecuado produciendo menor traumatismo y haciendo más confortable la maniobra. Los costes de este implante son menores a los de la forma natural original y un poco superiores al PEP, lo cual, junto a una mayor facilidad para la manipulación, han hecho que sea una interesante alternativa en muchos ambientes.

Pero estas dos formas de HA no son las únicas, entre las más conocidas están una de origen chino (natural) y otra brasileña (cerámica). El ámbito de utilización de estos implantes es el de su país de origen o áreas de influencia, no en todo el mundo. La HA china tiene una porosidad e interconexión idénticas a la de BioEye pero se han detectado impurezas de óxido de calcio que pueden causar inflamación⁵⁰.

La variante brasileña fue presentada por Soares y colaboradores⁵¹ en 1995. Esta HA sintética se caracteriza por ser más sólida y sin la estructura de poros interconectados de las otras HA siendo, por tanto, la más pesada (tabla) (figura 6-28). La serie de Soares fue de 25 pacientes y, aunque parecía tener una buena tolerancia tuvo 7 exposiciones, un granuloma y una infección como complicación. En un estudio histopatológico realizado en conejos se observó vascularización central en la 4ª semana a pesar de que su estructura porosa es más deficiente que otras HA⁵². También encontraron un material extraño que podría entrar en el material durante la manufacturación. Aunque su coste es relativamente bajo no se puede encontrar por el momento en nuestro país. En la tabla 6-5 se pueden ver contrastadas las principales diferencias entre los distintos tipos de HA.

De más reciente aparición, es la esfera de alúmina porosa (óxido de aluminio), también llamada implante biocerámico (FCI) (6-29). Al igual que lo ocurrido con otros materiales, la alúmina tiene como antecedente el haber sido utilizada como implante en odontología y traumatología (prótesis de cadera y de rodilla) desde 1972. Los primeros estudios de biocompatibilidad de un implante poroso de alúmina un modelo de experimentación animal fueron publicados por Adenis y col (1997)⁵³ y Morel y col (1998)⁵⁴. Estudiaron histológicamente la tolerancia e integración tisular de estas esferas en 15 conejos. La alúmina resultó ser bien tolerada clínicamente en todos y el crecimiento fibrovascular fue completo al cabo de 15-90 días de la implantación en 10 de los animales. Jordan y colaboradores⁵⁵ publicaron en 2000 los resultados de un interesante estudio en conejos en el que se analizaba el implante macroscópicamente, mediante análisis químico y microscópicamente con microscopía electrónica, y se comparaba con el de hidroxiapatita (tabla). Los resultados fueron los siguientes:

- el poro es muy uniforme, con un tamaño medio de 500 micras, y muy bien interconectado
- la composición es 99.9% óxido de aluminio analizado mediante difracción de rayos x, por lo tanto, libre de contaminantes
- la RMN demuestra captación en el centro del implante a las 4 semanas
- la vascularización fue uniforme en todo el implante a las 4 semanas.

La biocompatibilidad de la alúmina es muy buena, para algunos es el mejor de todos los materiales en este sentido, puesto que tanto los osteoblastos como los fibroblastos parece que crecen mejor en su interior. Mawn y colaboradores⁵⁶ encontraron mayor proliferación fibroblástica en el PEP y la alúmina que en la hidroxiapatita, además, a diferencia de los demás implantes, en la alúmina no se detectó ningún tipo de impureza. La tabla 6-6 compara las características de la HA de BioEye, el PEP y la alúmina.

Aunque este implante se está colocando en humanos desde hace unos 2 años no se ha publicado ninguna serie en la que se estudien los resultados clínicos ni histopatológicos. En mi experiencia este implante es bien tolerado, al igual que la HA y el PEP, y los resultados clínicos son también similares. El estudio histológico de un implante que he extraído después de haber permanecido 5 meses en la órbita llama la atención por un intenso y completo relleno fibrovascular y por la ausencia de celularidad inflamatoria (figura).

Es posible colocar pivotes en el implante de alúmina y, en este sentido, sirve lo dicho en el implante de HA sintética, sin embargo, tampoco se ha publicado nada al respecto. El precio es similar a la HA sintética.

Dei Cas y colaboradores⁵⁷ publicaron en 1998 los resultados obtenidos con esferas de gore-tex en 6 conejos (figura 6-30). No es fácil moldear el PTFE-e en forma esférica de manera que, en este estudio, lo han combinado con etilpropileno fluorado, por tanto, estos implantes no son, ni tampoco pueden ser, de gore-tex puramente. Los implantes se retiraron al cabo de 36 semanas y no se observaron hasta aquel momento casos de exposición o infección. Los estudios histológicos demostraron infiltrado inflamatorio y tejido fibrovascular hasta un máximo de 500 micras de profundidad en el implante ya que el tamaño del poro utilizado en este estudio fue de sólo 20-20 micras. También encontraron un infiltrado inflamatorio crónico de variable intensidad rodeando la esfera de gore-tex.

El último implante poroso presentado, aunque todavía en experimentación, es el de poly (2-hidroximetil metacrilato) o PHEMA, cuya diferencia con los demás implantes citados hasta ahora es que es blando. Hicks y colaboradores^{58 59} han publicado en 1999 dos artículos en los que estudiaban la colocación de un prototipo de este tipo de implante en 18 conejos. El hemisferio anterior es esponjoso, para facilitar el crecimiento de tejido fibrovascular y la fijación directa de los músculos, mientras que el posterior es sólido, para evitar la adherencia de los tejidos. La integración tisular del hemisferio anterior fue documentada mediante estudios histopatológicos y resonancia magnética (figura 6-31). No se observó ninguna exposición en un seguimiento de 21 meses. Al igual que ocurre con el gore-tex, no se sabe cual es el futuro del implante de PHEMA.

Por otro lado, otro tema importante es el hecho de que algunos pacientes portadores de un implante orbitario debido a un tumor intraocular maligno podrían necesitar radioterapia. Aurora y colaboradores⁶⁰ estudiaron la atenuación y dispersión producida por un implante de HA usando un haz fotónico de 4 MV y una película dosimétrica no encontrando diferencias significativas. Karcioğlu y colaboradores⁶¹ la absorción de radiación de implantes de metilmetacrilato, HA y PEP encontrando que mientras los primeros tenían una absorción igual al agua no ocurría lo mismo con los porosos; el PEP tenía una mayor transmisión de la radiación que el agua mientras que la HA la tenía menor. A partir de estas 2 publicaciones sólo podemos deducir que hay ligeras diferencias en la absorción de la radiación en los distintos implantes aunque parece que no son lo suficientemente grandes como para alterar significativamente la distribución de la radiación.

La situación opuesta a la anterior sería que la órbita hubiera recibido previamente radioterapia, como es el caso de melanoma, un retinoblastoma o ciertas enfermedades inflamatorias orbitarias severas. En tales circunstancias lo importante es conocer la influencia que sobre la colonización fibrovascular va a tener la radioterapia. DeBacker y colaboradores⁶² estudiaron la vascularización de los implantes de HA irradiados y sometidos a oxigenoterapia hiperbárica en 18 conejos. La vascularización fue deficiente y hubo un elevado porcentaje de exposición en los casos irradiados; la oxigenoterapia mejoró la fibrovascularización pero no redujo las exposiciones. Sin embargo, con independencia de si la órbita ha sido irradiada previamente o no, se han estudiado sustancias que pueden acelerar el crecimiento fibrovascular tales como sucralfato y factor de crecimiento fibroblástico (bFGF)⁶³, solución salina/gentamicina, factor de crecimiento transformante (rTGF-beta2) y plasma autógeno⁶⁴ o factor de crecimiento fibroblástico básico humano recombinante (rH-bFGF)⁶⁵ aunque su papel aún está por esclarecer.

- **Estudios de integración tisular de los implantes porosos**

Diagnóstico por la imagen de la vascularización del implante in situ

El conocer con certeza la vascularización de un implante de HA es muy importante para poder tomar la decisión de hacer una perforación y colocar un pivote pues se precisa de un lecho tisular suficiente que facilite su fijación y eventual conjuntivalización. Esto no ocurre con el PEP puesto que su pivote va atornillado directamente en el material.

Para comprobar la vascularización del implante de HA pueden utilizarse varios métodos, el primero en aparecer fue la gammagrafía tecnecio 99 (6-32). Ferrone y Dutton⁶⁶ demostraron captación sugestiva de vascularización de esferas de HA en 7 de los 7 pacientes a las 10-12 semanas. (RMN).

En 1992, de Potter y colaboradores⁶⁷ presentaron una serie de 15 pacientes sometidos a RMN orbitaria para valorar la cantidad de vascularización del implante de HA. Se compara la señal en el interior de la esfera entre los cortes en secuencias T1 y otros en los que se les inyectó gadolínio. Las zonas de la esfera vascularizadas captan el gadolínio y emiten una señal más intensa. Los patrones más comunes son la captación difusa y la de predominancia periférica (6-33). Jamell y colaboradores hicieron un estudio comparativo sobre la eficacia de los dos métodos encontrando un 78% de vascularizaciones completas con el Tc99 frente a un 10% con la RMN concluyendo que esta última ofrecía mayor detalle. Con el tiempo, aunque de coste más elevado, la RMN se ha impuesto puesto que, además de su mayor definición, se puede estudiar el implante en sus tres planos en vez de uno y no produce ningún tipo de irradiación⁶⁸. Sarvananthan y colaboradores⁶⁹ practicaron RMN a 8 pacientes con implante de HA sintético colocado desde hacía más de 9 meses y encontraron captación heterogénea en la mayoría de ellos, algunos con grandes áreas sin captación.

La tomografía computerizada si bien permite diferenciar con facilidad la mayoría de implantes es poco útil para estudiar su vascularización (6-34).

Histopatología

1. Hidroxiapatita

Al extirpar una esfera de hidroxiapatita se observa microscópicamente una cobertura discontinua de esclerótica con zonas en las que hay tejido fibroadiposo orbitario adherido. Para preparar el la pieza para el estudio histológico es preferible descalcificarla puesto que así se disuelve la mayoría del material y queda una trama de canales vacíos interconectados de fácil manipulación. Estos poros a menudo son ocupados por un fluido seroso o serosanguinolento granular eosinofílico. Un tejido fibrovascular ocupa lo que antes eran los canales vacíos del implante (figura 6-35A); si la HA fue implantada poco tiempo, por ejemplo un mes, se puede ver que la fibrovascularización empieza a penetrar por las zonas en los que la funda escleral (o cualquier otra) estaba abierta, en general, por la parte posterior y, en caso de enucleación, por las ventanas a través de las cuales se insertaron los músculos⁷⁰. En la periferia del implante se encuentra una cápsula fibrosa de variable grosor (figura 6-35B).

Las áreas de osificación empiezan a aparecer al cabo de 5-12 meses y pueden llegar a ocupar gran parte del implante⁷¹ (figura 6-35C). Sires y Benda⁷² encontraron completa fibrovascularización y casi completa osteogénesis, incluso con hematopoyesis, en un paciente de 17 años portador de una esfera de hidroxiapatita desde hacía 5.5 años.

La reacción a cuerpo extraño observada en estos implantes se manifiesta en forma de un infiltrado linfoplasmocitario que puede ser leve y disperso, en acúmulos u ocupando

masivamente toda la esfera (figura 6-35D), especialmente en niños. También pueden observarse células gigantes de reacción a cuerpo extraño en variable cantidad⁷³.

También pueden observarse cristales del material englobados en el tejido fibrovascular (figura 6-35E). En las zonas expuestas es posible encontrar necrosis tisular (figura 6-35-F).

Los estudios histológicos en el implante sintético de HA de FCI (3ª generación) revelan un completo crecimiento de tejido fibrovascular, de indiferenciables características del ocurrido en la forma natural de BioEye, a las 4 semanas de su colocación en el conejo (esfera de 12 mm de diámetro)⁴⁸. Sin embargo, la fibrovascularización del centro de la esfera en pacientes se realiza más tardíamente puesto que el volumen de las esferas es mayor⁷⁴.

2. Polietileno poroso

El implante de PEP, aunque es duro, se puede cortar directamente con un bisturí para el estudio histológico. Se demostró crecimiento fibrovascular en el interior de los poros al igual que la HA (figura 6-36) aunque, en las primeras publicaciones, parecía que se realizara más lentamente, sin embargo, la reacción inflamatoria y la cápsula fibrosa parecían ser menores en el PEP³⁷. Pero si se analiza el PEP de poro grande resulta que se vasculariza tan rápido como la hidroxiapatita³⁶. Actualmente se cree que no hay significativas diferencias en el crecimiento fibrovascular y la reacción inflamatoria inducida por ambos tipos de implante.

3. Alúmina

Morel y colaboradores⁵⁴ encontraron fibrovascularización completa de esferas de 10 mm de diámetro al cabo de 30 días y, también, en otras de 14 mm al cabo de 90 días. Jordan y colaboradores⁵⁵, analizaron la histopatología de 6 conejos sometidos a enucleación e implante de alúmina enfundado en esclerótica o poliglactin 910. Al cabo de 4, 8 y 12 semanas se observó fibrovascularización en los espacios intertrabeculares, acompañada en un leve infiltrado inflamatorio. En la periferia del implante, lugar donde se localizaba la envoltura del mismo, había mayor infiltrado linfocitario, células gigantes multinucleadas y una cápsula fibrosa de variable grosor. El autor ha estudiado recientemente la histopatología de una esfera de alúmina implantada en un paciente desde hacía 5 meses que tenía una exposición amplia; con los siguientes hallazgos (figura 6-37):

- al igual que el PEP hay que cortar directamente la esfera y puesto que es muy dura es preferible hacerlo con un bisturí de diamante o cauterios específicos
- el crecimiento de tejido fibrovascular en los espacios fue completo e intenso pues en la alúmina tiene unas trabéculas más delgadas
- se observan una mayor fragmentación de la pieza, probablemente por la dificultad del corte
- hay unas zonas con tinción negra que podrían corresponder al material.

• **Implante dermograso**

Aunque ya había un poco exitoso antecedente⁷⁵ a principios del XX de introducción de grasa dentro de la órbita para sustituir el volumen perdido después de una enucleación no fue hasta 1978 que Smith y Petrilli⁷⁶ propusieron la técnica que se utiliza actualmente. Más tarde presentaron una serie con 46 pacientes sometidos a injerto dermograso en un periodo de 4 años con resultados prometedores y enfatizaron que la técnica conservaba la conjuntiva, preservaba los fondos de saco y rellenaba la cavidad, todo ello con una mínima probabilidad de extrusión y atrofia⁷⁷. La técnica consiste en obtener el injerto de una zona sin pelo y con abundante tejido subcutáneo, por ejemplo, cualquier zona de la región pélvica que tape un bañador. El tamaño del injerto debe ser de 18-25 mm de diámetro por, al menos, 25 mm de profundidad pues conviene que relleno lo suficiente pero no se necrose por excesivo tamaño. La epidermis debe retirarse antes de la implantación pues la superficie del injerto debe permitir que la conjuntiva crezca sobre ella (figura 6-38). EL injerto se coloca en el espacio intracónico suturando la cápsula de Tenon y la conjuntiva a los márgenes de la dermis (figura 6-29). Si se han individualizado los músculos pueden éstos suturarse a la dermis junto con la Tenon para optimizar su movilidad.

Cuando son utilizados como implante primario en la enucleación tienen mejores resultados en cuanto a la movilidad y mejores fondos de saco comparativamente a los implantes esféricos acrílicos, aunque la movilidad de la prótesis es similar en los 2 grupos⁷⁸. Migliori y Putterman⁷⁹ sugirieron la modificación de la dermis para darle una forma de cúpula en vez de plana para mejorar la movilidad.

La crítica que tiene el injerto dermograso es el variable grado de reabsorción que tiene y que puede conducir a un déficit de relleno de la cavidad. Heher y colaboradores⁸⁰ estudiaron 16 niños entre 2 meses y 17 años que recibieron estos injertos y encontraron que en menores de 9 años los injertos tendían a crecer y a menudo necesitaron una intervención para reducir su volumen mientras que en los mayores de dicha edad, al igual que en el adulto, la tendencia era hacia la atrofia.

La principal indicación del injerto dermograso ha sido como implante secundario en el tratamiento de una migración, exposición o expulsión de un implante, en el síndrome postenucleación y en la cavidad contraída pero también se ha utilizado como implante después de la enucleación. En la evisceración ha sido propuesto para dos situaciones: en la evisceración de ojos con pthisis para conseguir mayor relleno⁸¹ y en después de la expulsión de un implante sintético⁸² (figura 6-40).

¹ Mules PH. Evisceration of the globe with artificial vitreous. *Trans Ophthalmol Soc UK* 1884-1895;5:200-6.

² Gougelman HP. The evolution of the ocular motility implant. *Int Ophthalmol Clin* 1970;10:689-711.

³ Poulard A. Insertion sclerale des spheres et ovoïdes solides. *Ann Oculist* 1936 ;173 :120.

⁴ Spaeth EB. *The Principles and Practice of the Ophthalmic Surgery*. Philadelphia; Lea and Febiger, 1941:127-42.

⁵ Berens C. Synthetic plastic material for implantation into the orbit. *Am J Ophthalmol* 1941;24:550.

⁶ Berens C, Rosa FA. Evisceration with plastic intraescleral implants. *Am J Ophthalmol* 1953;36:356-60.

⁷ Ruedemann. Plastic eye implant. *Am J Ophthalmol* 1946;29:947-52.

-
- ⁸ Cutler NL. A universal type integrated implant. *Am J Ophthalmol* 1946;32:253-8.
- ⁹ Danz W. Mobility implants: a review. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1990;8:46-52.
- ¹⁰ Stone WJ, Jardon FW. The role of plastics in ocular prosthetic devices. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1948;53:399.
- ¹¹ Linn. Integrated implants and artificial eyes for use after enucleation and evisceration. *Am J Ophthalmol* 1948;31:303.
- ¹² Arruga H. Improved orbital implant. *Am J Ophthalmol* 1954;38:93.
- ¹³ Troutmann RC. Five years survey on use of a magnetic implant for improving cosmetic results after enucleation. *Arch Ophthalmol* 1954;53:158.
- ¹⁴ Tomb EH, Gearhart DF. A new magnetic orbital implant, A.M.A. *Arch Ophthalmol* 1954;52:763.
- ¹⁵ Wexler SA, Fruhe BR, Misch DC y col. Exposure of tantalum mesh orbital implants. *Ophthalmology* 1985;92:671-5.
- ¹⁶ Przybyla VA, La Piana FG. Complications associated with use of tantalum-mesh covered implants. *Ophthalmology* 1982;89(2):121-3.
- ¹⁷ Allen JH, Allen L. A buried muscle cone implant: I. Development of a tunnelled hemispherical type. *Arch Ophthalmol* 1950;43:879-90.
- ¹⁸ Allen L, Ferguson EC III, Braley AE. A quasi integrated buried muscle cone implant with good motility and advantages for prosthetic filling. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1960;64:272.
- ¹⁹ Spivey BE, Allen L, Burns CA. The Iowa enucleation implant: A ten years evaluation of techniques and results. *Am J Ophthalmol* 1969;67:171-81.
- ²⁰ Jordan DR, Anderson RL, Nerad J y col. A preliminary report on the universal implant. *Arch Ophthalmol* 1985;105:1726-31.
- ²¹ Jordan DR, Anderson RL. The universal implant for evisceration surgery. *Ophthalm Plast Reconstr Surg* 1997;13(1):1-7.
- ²² Soll DB. A new type of evisceration implant. *Am J Ophthalmol* 1971;71(3):763-4.
- ²³ Hornblass A, Biesman ES, Eviatar JA. Current techniques of enucleation: A survey of 5.439 intraorbital implants and a review of the literature. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1995;11(2):77-88.
- ²⁴ Molteno ACB, van Rensburg JHJ, van Rooyen B y col. "Physiological" orbital implant. *Br J Ophthalmol* 1973;57:615-21.
- ²⁵ Molteno ACB. Antigen-free cancellous bone implants after removal of the eye. *Trans Ophthalmol Soc NZ* 1983;32:36-9.
- ²⁶ Molteno ACB, Elder MJ. Bone implants after enucleation. *Aust N Z J Ophthalmol* 1991;19:129-36.

-
- ²⁷ Jordan DR, Hwang I, Brownstein S y col. The Molteno M-Sphere. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2000;16(5):356-62.
- ²⁸ Neuhaus RW, Greider B, Baylis HI. Enucleation with implantation of proplast sphere. *Ophthalmology* 1984;91:494-6.
- ²⁹ Girard LJ, Esnaola N, Sagahon E. Evisceration implant of Proplast II. A preliminary report. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1990;6(2):139-40.
- ³⁰ Girard LJ, Eguez I, Soper JW y col. Buried quasi-integrated enucleation implant of proplast II. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1990;6(2):141-3.
- ³¹ Chistenbury JD. Use of Proplast II (letter: comment). *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1991;7:223.
- ³² Perry AC. Integrated orbital implant. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1990;8:75-81.
- ³³ Klapper SR, Jordan DR, Punja K y col. Hydroxyapatite implant wrapping materials: Análisis of fibrovascular ingrowth in an animal model. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2000;16(4):278-85.
- ³⁴ Sires BS, Dortzbach RK, Holds JB. Theoretical considerations in the placement of hydroxyapatite orbital implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1997;13(2):147-51.
- ³⁵ Custer PL, Trinkaus KM, Fornoff J. Comparative motility of hydroxyapatite and alloplastic enucleation implants. *Ophthalmology* 1999;106(3):513-6.
- ³⁶ Rubin AD, Popham JK, Bilyk JR y col. Comparison of fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1994;10(2):96-103.
- ³⁷ Goldberg RA, Dresner SC, Braslow RA y col. Animal model of porous polyethylene orbital implant. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1994;10(2):104-9.
- ³⁸ Karesh JW, Dresner SC. High-density porous polyethylene (Medpor) as a successful anophthalmic socket implant. *Ophthalmology* 1994;101:1688-96.
- ³⁹ Karcioğlu ZA, al-Mesfer SA, Mullaney PB. Porous polyethylene orbital implant in patients with retinoblastoma. *Ophthalmology* 1998;105(7):1311-6.
- ⁴⁰ Van Acker E, De Potter P. Implant orbitaire de polyethylene poreus. *J Fr Ophthalmol* 2001 ;24(10) :1067-73.
- ⁴¹ Rubin PA, Popham J, Rumelt S y col. Enhanced of the cosmetic and functional outcome of enucleation with the conical orbital implant. *Ophthalmology* 1998;105:919-25.
- ⁴² Anderson RL, Yen MT, Lucci LM y col. The quasi-integrated porous polyethylene orbital implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2001;18(1):50-5.
- ⁴³ De Potter P, Duprez T, Cosnard G. Post-contrast magnetic resonance imaging assessment of porous polyethylene orbital implant. *Ophthalmology* 2000 ;10 :1656-60.
- ⁴⁴ Choi JC, Iwamoto MA, Bstandig S y col. Medpor motility coupling post: a rabbit model. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1999;15:190-201.

-
- ⁴⁵ Hsu WC, Green JP, Spilker MH y col. Primary placement of a titanium motility post in a porous polyethylene orbital implant: animal model with quantitative assessment of fibrovascular ingrowth and vascular density. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2000;16(5):370-9.
- ⁴⁶ Rubin PA, Fay AM, Remulla HD. Primary placement of a motility coupling post in porous polyethylene orbital implants. *Arch Ophthalmol* 2000;118(6):826-32.
- ⁴⁷ Murray TG, Cicciarelli NL, Croft BH y col. Design of a magnetically integrated microporous implant. *Arch Ophthalmol* 2000;118(9):1259-62.
- ⁴⁸ Jordan DR, Munro SM, Brownstein S y col. The synthetic hydroxyapatite implant: the so-called counterfeit implant. *phthal Plast Reconstr Surg* 1998;14(4):244-9.
- ⁴⁹ Jordan DR, Bawazeer A. Experience with 120 synthetic hydroxyapatite implants (FCI3). *phthal Plast Reconstr Surg* 2001;17(3):184-90.
- ⁵⁰ Jordan DR, Pelletier CR, Gilberg TS, Brownstein S, Grahovac SZ. A new variety of hydroxyapatite: the Chinese implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1999;15(6):420-4.
- ⁵¹ Soares EJC, Franca V, Wycrota L y col. Clinical evaluation of a new bioceramic ophthalmic implant. *Orbit* 1995;14:137-46.
- ⁵² Jordan DR, Hwang I, McEachren T y col. Brazilian hydroxyapatite implant. *phthal Plast Reconstr Surg* 2000;16(5):363-9.
- ⁵³ Adenis JP, Dourlhes N, Robert P y col. Nouveaux implants orbitaires en alumina. Etude expérimentale et premiers essais chez l'home. *Bull Soc Ophthalmol Fr* 1997;1:72-74.
- ⁵⁴ Morel X, Rias A, Briat B y col. Biocompatibilité dans la cavité orbitarie d'une bille en alumine poreuse. *J Fr Ophthalmol* 1998 ;21(3) :163-9.
- ⁵⁵ Jordan DR, Mawn LA, Brownstein S y col. The bioceramic orbital implant: a new generation of porous implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2000;16(5):347-55.
- ⁵⁶ Mawn LA, Jordan DR, Gilberg S. Proliferation of human fibroblasts in vivo alter exposure to orbital implants. *Can J Ophthalmol* 2001;36(5):245-51.
- ⁵⁷ Dei Cas R, Maus M, Bilyk J y col. Gore-Tex as an orbital implant material. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1998;14(6):425-31.
- ⁵⁸ Hicks CR, Clayton AB, Vijayasekaran S y col. Development of a poly(2-hydroxyethyl methacrylate) orbital implant allowing direct muscle attachment and tissue ingrowth. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1999;15(5):326-32.
- ⁵⁹ Hicks CR, Morris IT, Vijayasekaran S y col. Correlation of histological findings with gadolinium enhanced MRI scans during healing of a PHEMA orbital implant in rabbits. *Br J Ophthalmol* 1999;83:616-21.
- ⁶⁰ Aurora V, Weeks K, Halperin EC y col. Influence of coralline hydroxyapatite used as uan ocular implant on the dose distribution of external beam photon radiation therapy. *Ophthalmology* 1992;99(3):380-2.
- ⁶¹ Karcioğlu ZA, Al-Ghamdi H, Al-Bateri A y col. Radiation absorption properties of orbital implants. *Orbit* 1998;17(3):161-7.

-
- ⁶² DeBacker CM, Dutton JJ, Proia AD y col. The influence of hyperbaric oxygen therapy and irradiation on hydroxyapatite ocular implant exposure and fibrivascular ingrow in New Zeland white rabbits. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1999; 15(6):412-9.
- ⁶³ Rubin PA, Nicaeus TH, Warner MA y col. Effect of sucralfate and basic fibroblast growth factor on fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene alloplastic implants using a novel rabbit model. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1997;13(1):8-17.
- ⁶⁴ Holck DE, Dutton JJ, Proia A y col. Rate of vascularization of coralline hydroxyapatite spherical implants pretreated with saline/gentamicine, rtgf-beta2 and autogenous plasma. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1998;14(2):73-80.
- ⁶⁵ Bigham WJ, Stanley P, Cahill JM y col. Fibrovascular ingrowth in porous ocular implants: the effect of material composition, porosity, growth factors and coatings. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1999;15(5):317-25.
- ⁶⁶ Ferrone PJ, Dutton JJ. Rate of vascurarization of coralline hydroxyapatite ocular implants. *Ophthalmology* 1992;99:376-9.
- ⁶⁷ De Potter P, Shields CL, Shields JA y col. Role of magnetic resonance imaging in the evaluation of the hydroxyapatite orbital implant. *Ophthalmology* 1992;99:824-30.
- ⁶⁸ Jamell GA, Hollsten DA, Hawes MJ y col. Magnetic resonante imaging versus bone scan for assessment of vascularization of the hydroxyapatite orbital implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1996;12(2):127-30.
- ⁶⁹ Sarvananthan N, Liddicoat AJ, Fahy GT. Synthetic hydroxyapatite orbital implants: a clinical and MRI evaluation. *Eye* 1999;13 (Pt 2):205-8.
- ⁷⁰ Shields CL, Shields JA, Eagle RC y col. Histopathologic evidence of fibrovascular ingrowth four weeks after placement of the hydroxyapatite orbital implant. *Am J Ophthalmol* 1991;111:363-6.
- ⁷¹ Green WR, Maumenee AE, Sanders TE, et al. Sympathetic uveitis following evisceration. *Trans Amer Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1972;76:625-44.
- ⁷² Sires BS, Benda PM. Osteogenesis in a human hydroxyapatite orbital implant 5.5 years after implantation. *Am J Ophthalmol* 2000;130(3):368-9.
- ⁷³ Rosner M, Edward DP, Tso MOM. Foreign-body giant-cell reaction to the hydroxyapatite orbital implant. *Arc Ophthalmol* 1992;110:173-4.
- ⁷⁴ Klapper SR, Jordan DR, Brownstein S, Punja K. Incomplete fibrovascularization of a hydroxyapatite orbital implant 3 months after implantation. *Arch Ophthalmol* 1999;117(8):1088-9.
- ⁷⁵ Barraquer J. Enucleación con injerto de tejido adiposo en la cápsula de Tenon. *Arch Ophthalmol Hisp-Am* 1901;1:82.
- ⁷⁶ Smith B, Petrilli R. Dermis fat graft as a moveable implant within the muscle cone. *Am J Ophthalmol* 1978;85:62-6.
- ⁷⁷ Smith B, Bosniak SL, Lisman RD. An autogenous kinetic dermis-fat orbital implant. *Ophthalmology* 1982;89:1067-71.

⁷⁸ Bosniak SL, Nesi F, Smith BC y col. A comparison of motility: autogenous dermis-fat vs synthetic spherical implants. *Ophthalmic Surg* 1989;20(12):889-91.

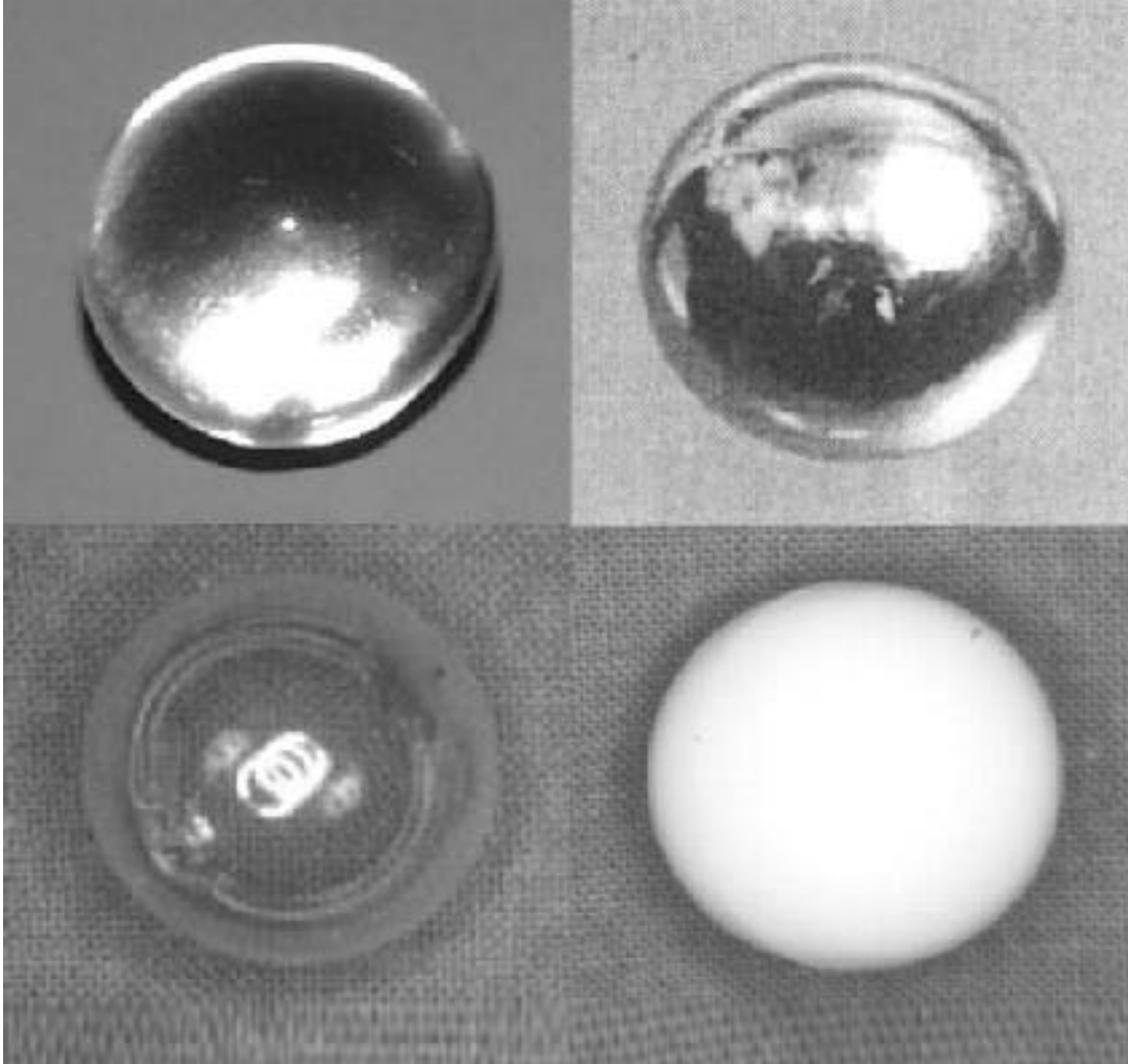
⁷⁹ Migliori ME, Putterman AM. The domed dermis-fat graft orbital implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1991;7(1):23-30.

⁸⁰ Heher KL, Katowitz JA, Lou LE. Unilateral dermis-fat graft implantation in the pediatric orbit. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1998;14(2):81-8.

⁸¹ Archer KF, Hurwitz JJ. Dermis-fat grafts and evisceration. *Ophthalmology* 1989;96(2):170-4.

⁸² Borodic GE, Townsend DJ, Beyer-Machule CK. Dermis fat grafts in eviscerated sockets. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 1989;5(2):144-9.

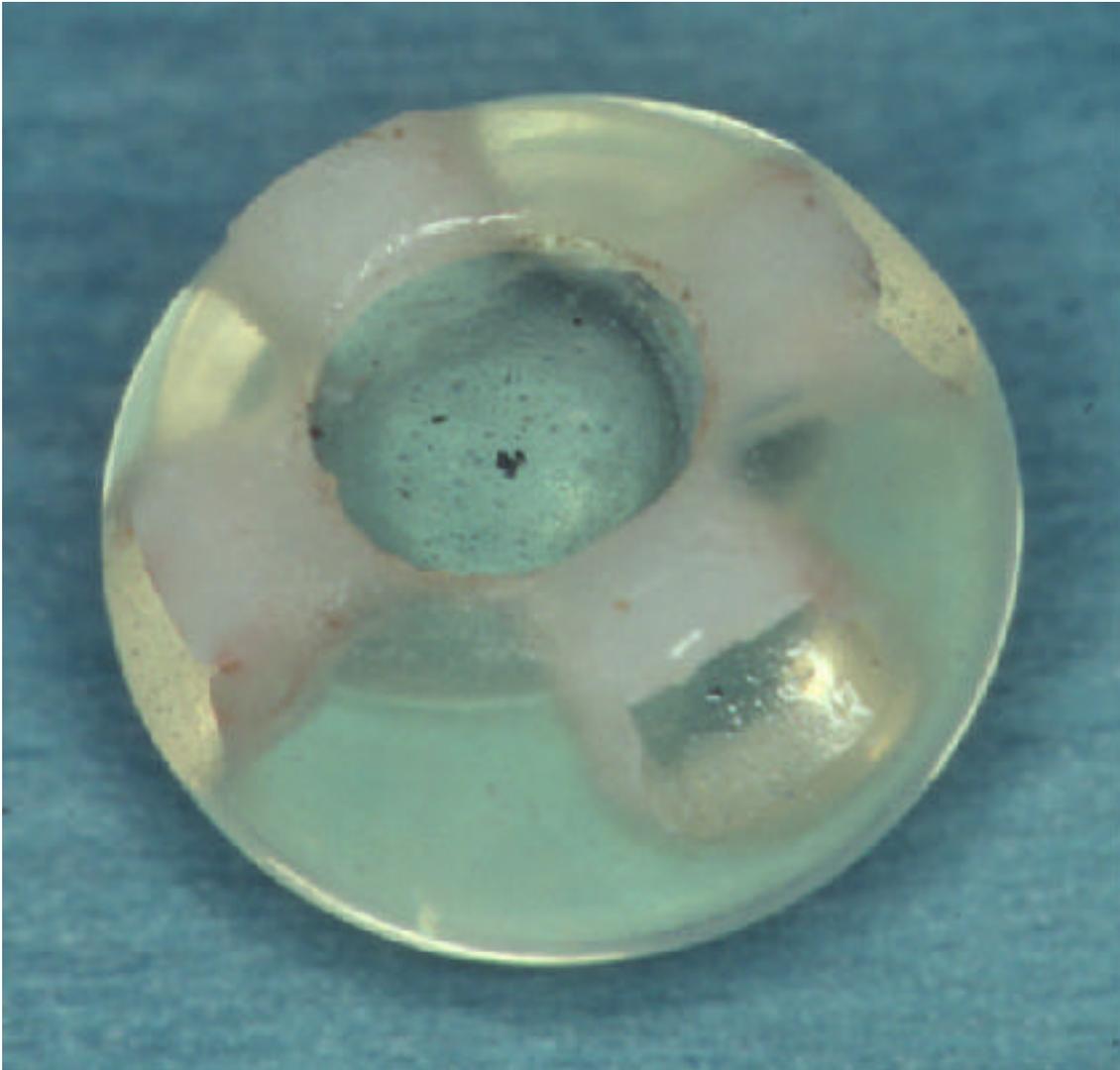
6-1. Esferas de cristal, oro, PMMA y silicona.



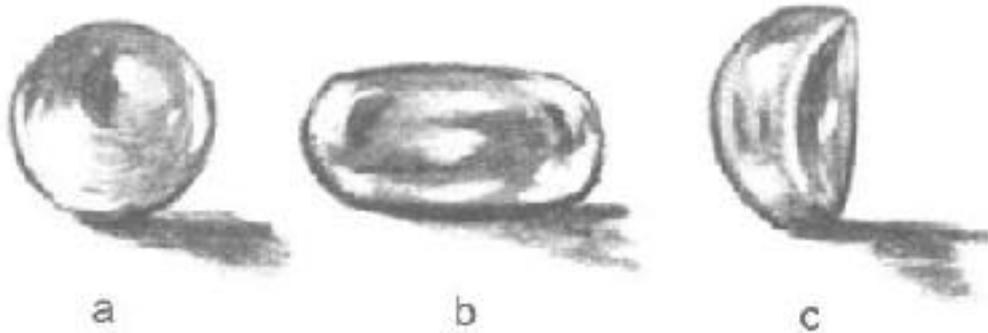
6-2 Implantes ovalados de cristal.



6-3 Esfera con túneles para los músculos rectos similar al diseño de Wheeler.

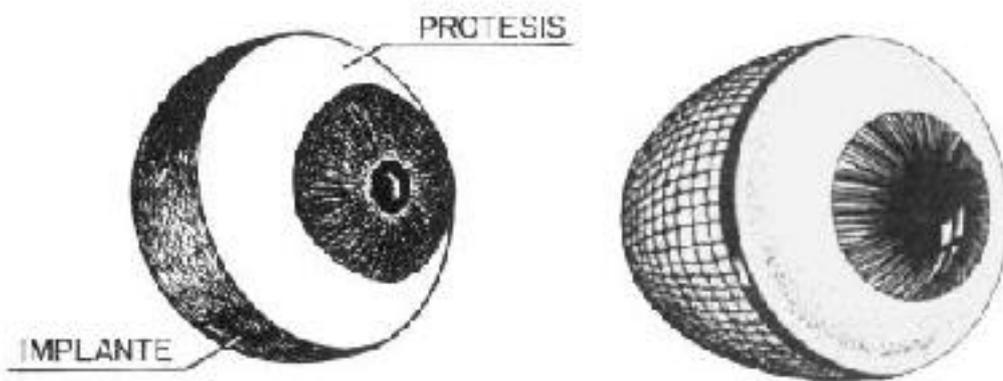


6-4 Implantes de plástico de Berens y Rosa.

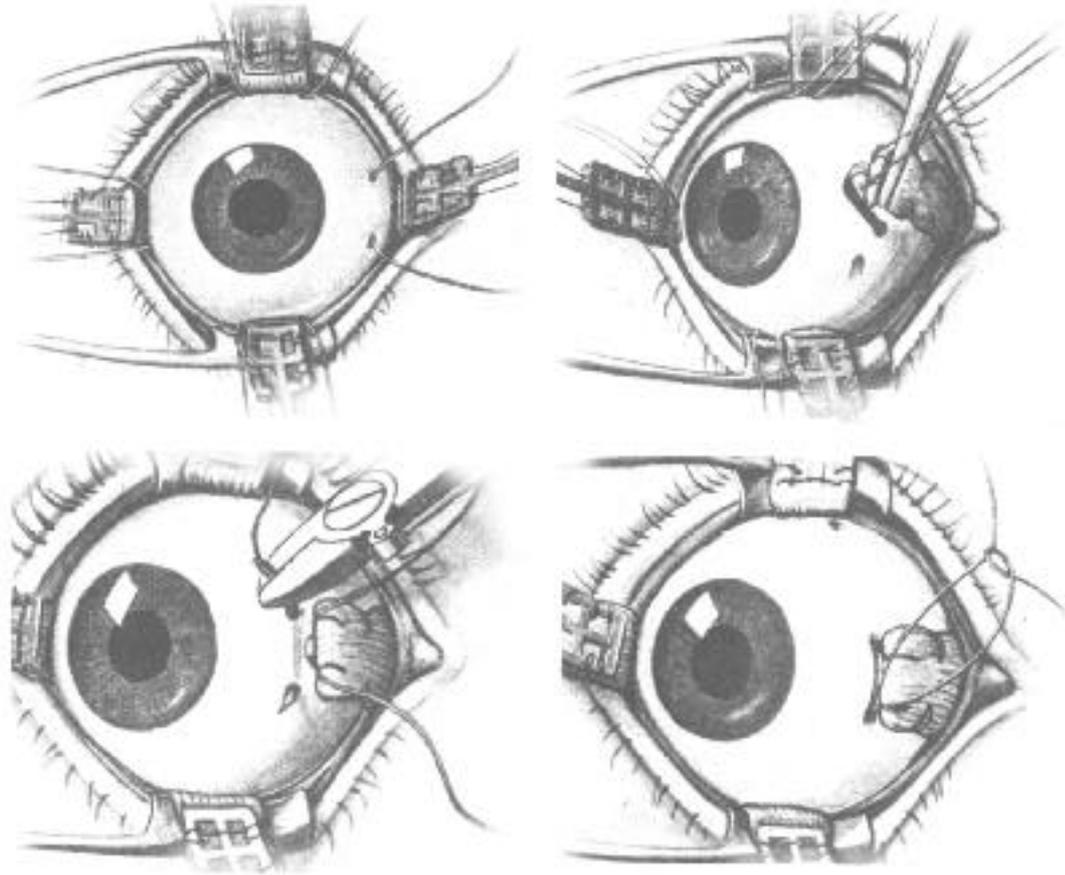


(a) y (b) ESFERA Y CILINDRO PLASTICOS DE BERENS
(c) IMPLANTE PLASTICO DE ROSA

- 6-5 Implante-prótesis de Ruedemann, también con malla de tantalio en la mitad posterior.



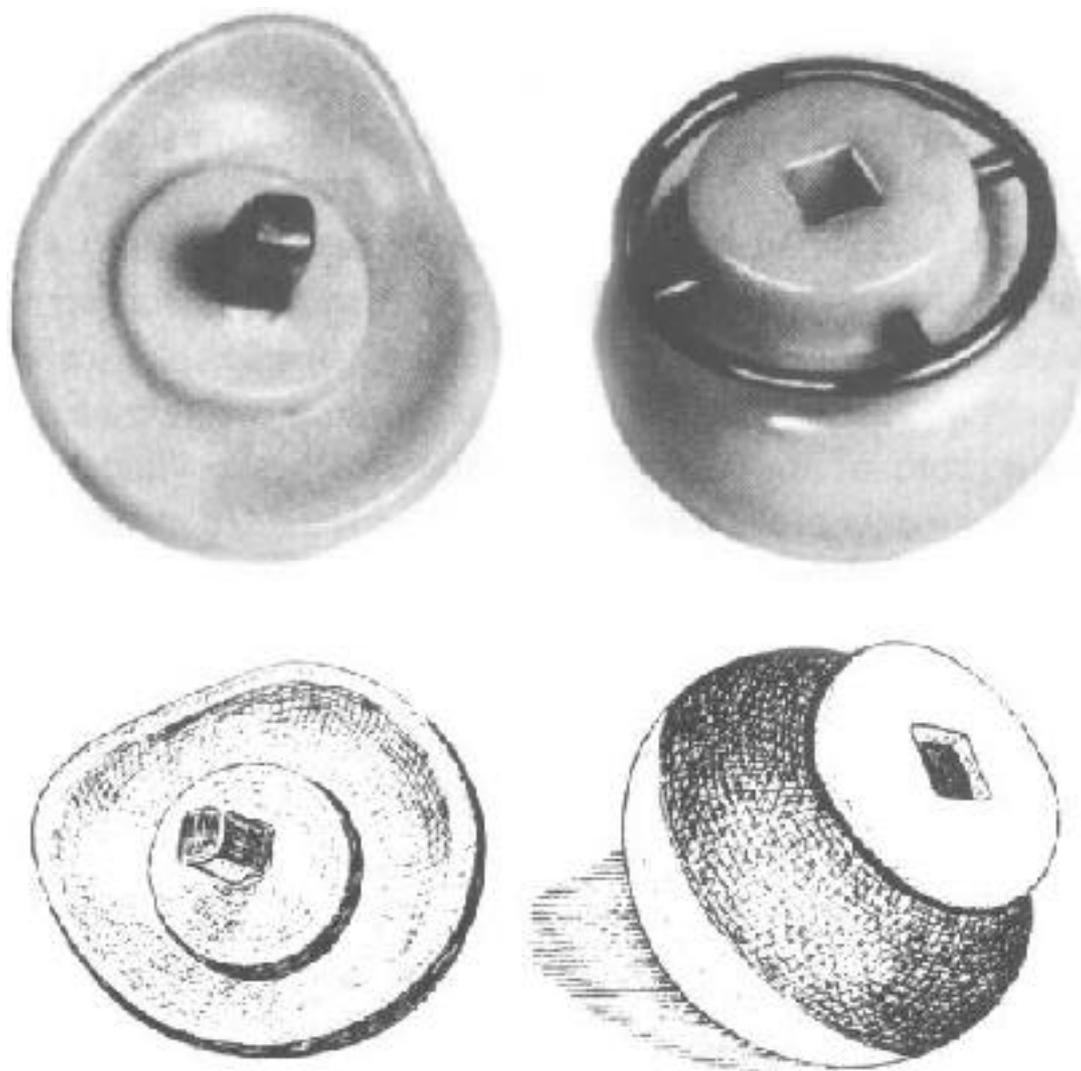
6-6 Fijación de los músculos rectos al implante expuesto de Ruedemann original.



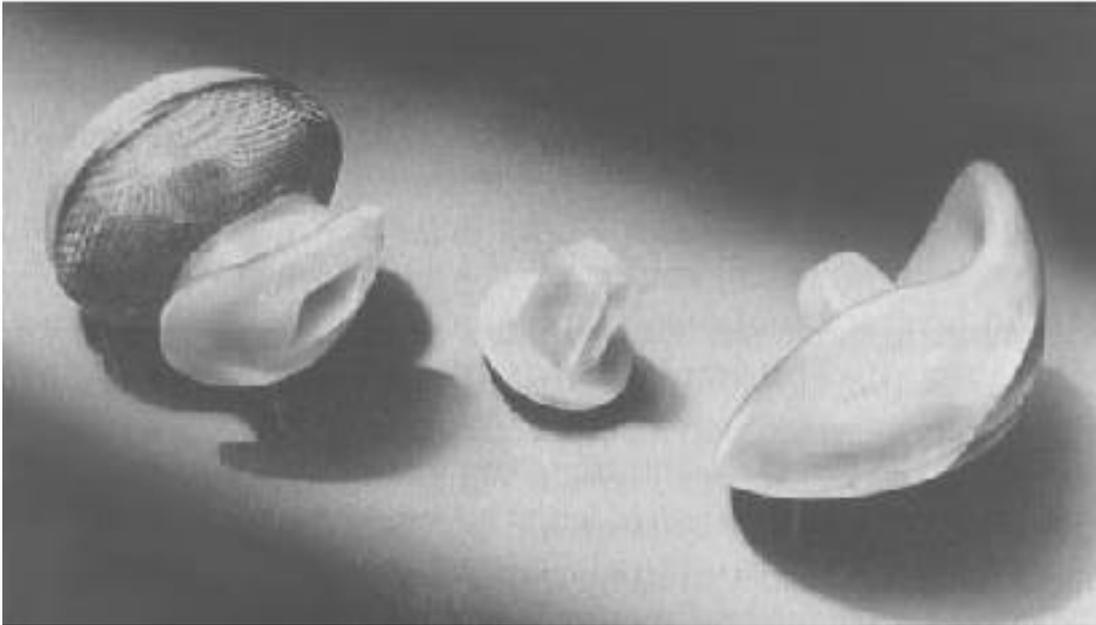
6-7 Implantes expuestos integrados (American Optical Company, Southbridge, MA).



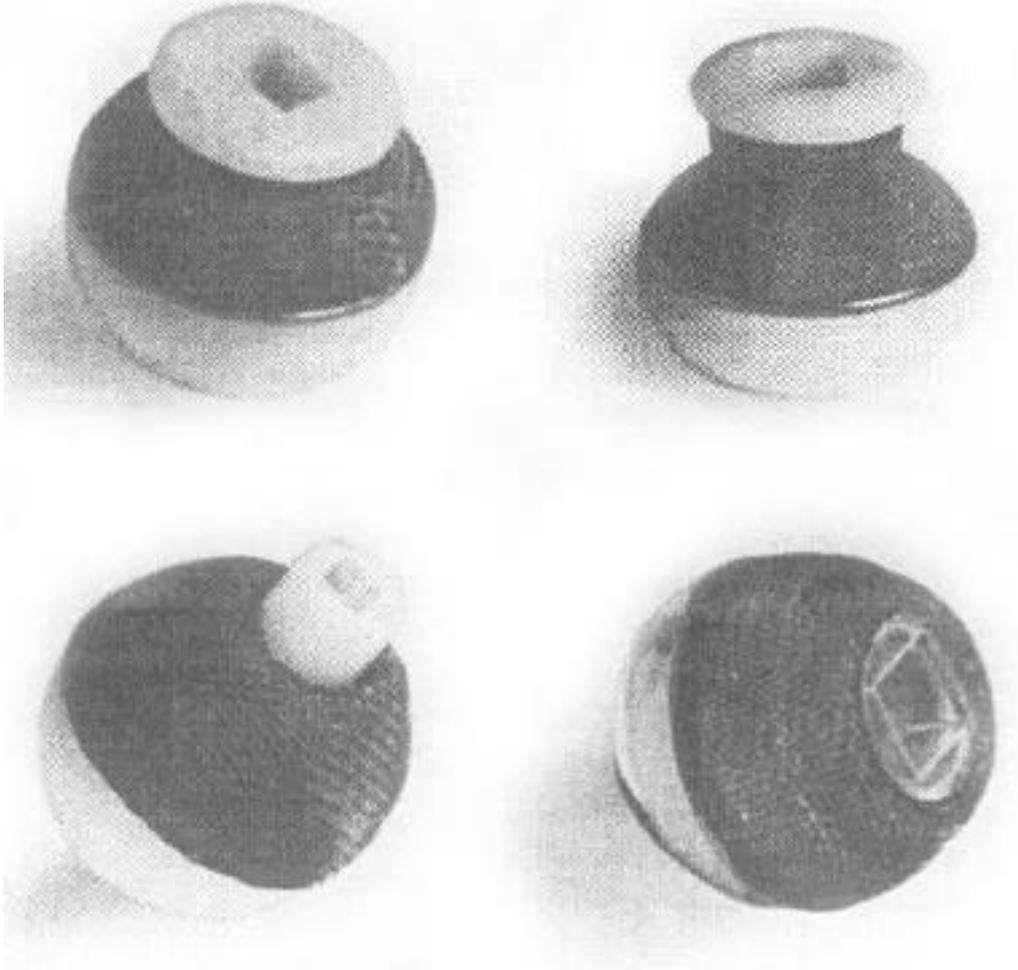
6-8 Implante expuesto de Cutler para enucleación (arriba) y universal (también para evisceración), con malla de tantalio.



- 6-9 Implante expuesto integrado de Stone con la prótesis provista de una prolongación posterior para encajar con el implante (Danz).



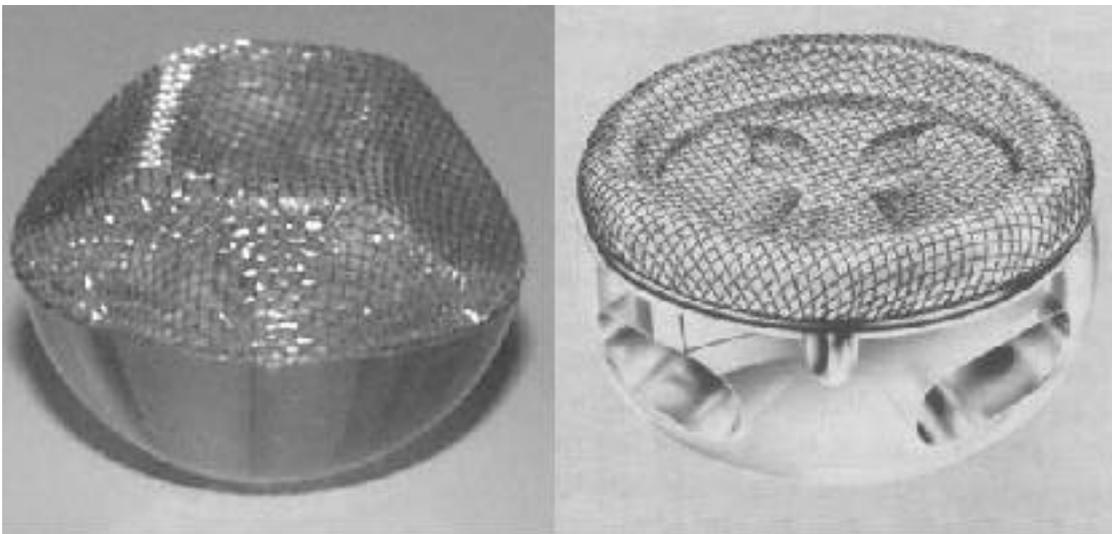
6-10 Implantes expuestos con malla de titanio de Withney, Acorn, Linn y Johnson
(En: Shanon GM, Connelly FJ. Oculoplastic surgery and prosthetics. Int
Ophthalmol Clin 1970;10:689).



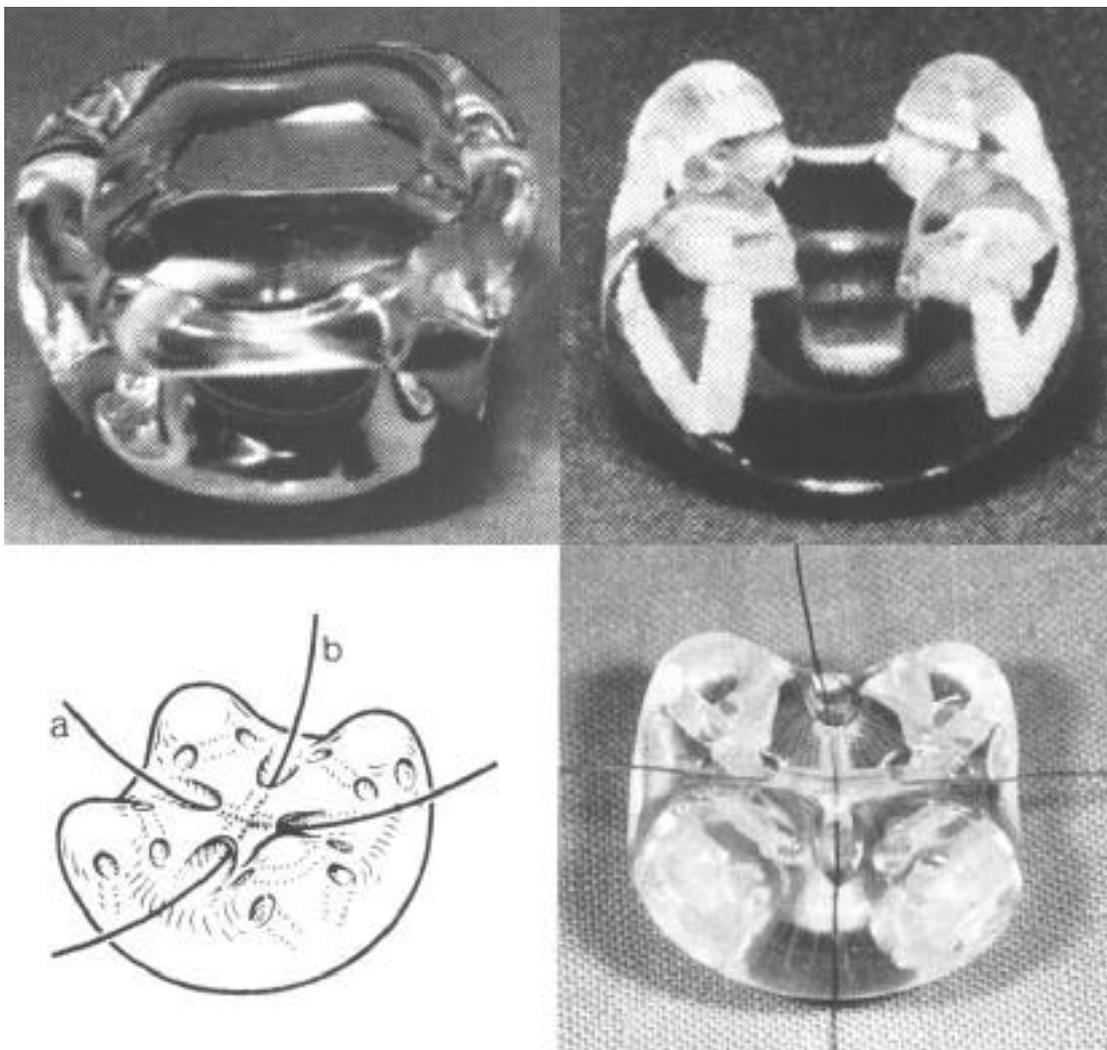
6-11 Implante expuesto de Arruga con barillas de oro o plata, para evisceración o enucleación (con túneles) (Cortesía Dres Arruga).



6-12 Implantes enterrados irregulares con malla de tantalio.



6-13 Implantes irregulares enterrados de Allen, Iowa (arriba) y Universal (abajo).



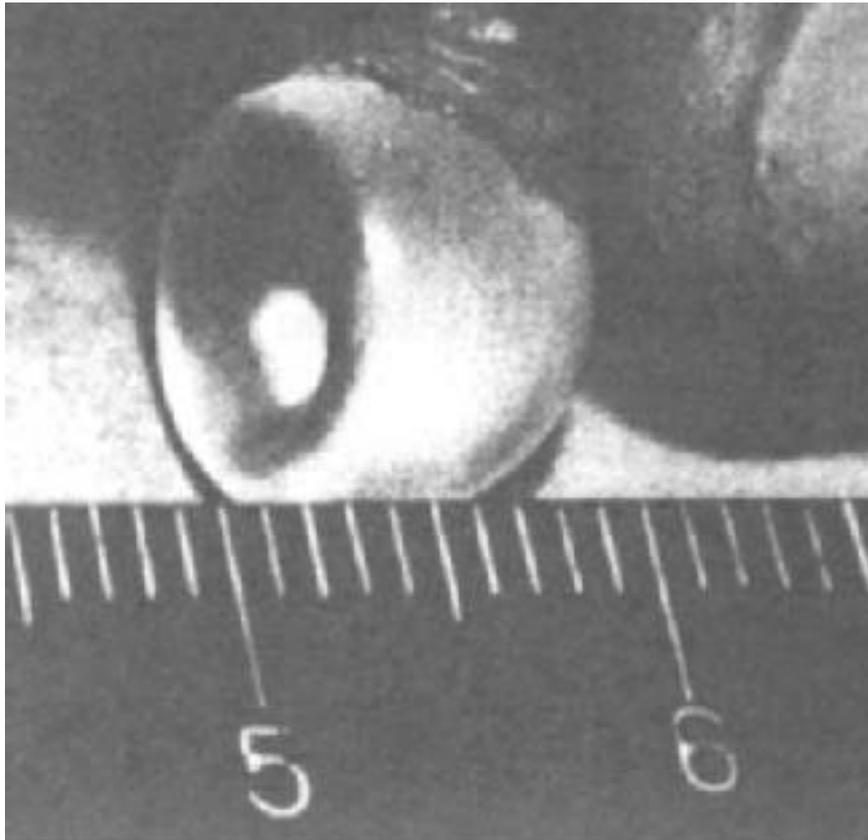
6-14 Implante irregular enterrado de Barraquer.



6-15 Cavity eviscerated and carrier of a Universal Implant with specific conformer.



6-16 Implante se silicona expandible de Soll.



6-17 Implante en ovillo de nylon tipo Banguerter.

