

ARCHIVOS
DE LA
SOCIEDAD AMERICANA
DE
OFTALMOLOGIA Y OPTOMETRIA

SUMARIO

	PAGINA
ARIZA H. ENRIQUE, M.D.	
INCLUSIONES Y PROTESIS CORNEALES ACRILICAS	191
ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS	219
BARRAQUER M. JOSE I., M.D.	
METODO PARA LA TALLA DE INJERTOS LAMINARES EN CORNEA CONGELADA. NUEVA ORIENTACION PARA LA CIRUGIA REFRACTIVA —NOTA PREVIA—	237
SUMMARY	251
HENAO R. HERNANDO, O.D. TELLEZ D. CARLOS, O.D.	
ADAPTACION DE LENTES DE CONTACTO EN OJOS INTERVENIDOS DE QUERATOPLASTIA	253
NUEVOS INSTRUMENTOS	257
NEW INSTRUMENTS	257
NOTICIAS	265
NEWS	267
DIRECCIONES UTILES	269

NOTICE TO CONTRIBUTORS

Papers submitted for publication, books for review, and other editorial communications, including applications for exchanges should be sent to the "Redacción Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría", Apartado Nacional 700, Chapinero. Bogotá, Colombia.

All papers should be accompanied by a statement that they have not already been published elsewhere, and that, if accepted, they will not subsequently be offered to another publisher without the consent of the Editorial Committee. They should be typewritten in double spacing on one side of the paper only, with a 2-inch margin. The author's name should be plainly indicated following title of paper and the address should appear at the end of the article.

The author's name should be accompanied by the highest earned academic or medical degree which he holds.

Illustrations should be separate from the typescript and numbered in sequence with the appropriate legends on a separate sheet. Each should be marked on the back with the author's name, and the upper edge should be marked "Top" for the printer's guidance. Graphs and charts should be clearly drawn in Indian ink on tracing linen, Bristol board, or stout, smooth, white paper. All lettering should be lightly written in pencil. Photomicrographs should bear a note as to the degree of magnification. When X-ray reproduction is required, the author is advised to send the original film.

If it is necessary to publish a recognizable photograph of a person, the author should notify the publisher that permission to publish has been obtained from the subject himself if an adult, or from the parents or guardian if a child.

References should be listed alphabetically, arranged in the style of the Harvard system, and abbreviated according to the World List of Scientific Publications (the volumen number in arabic numerals underlined with a wavy line to indicate bold type, the number of the first page in arabic numerals):

v. g. SCHEPENS, C. L., (1945) Amer. J. Ophthal., 38, 8.

When a book is referred to, the full title, publisher, place and year of publication, edition, and page number should be given:

v. g. RYCROFT, B. W., 1955) "Corneal Grafts" P. 9 Butterworth, London.

Contributors will receive galley-proofs of their articles, but it will be assumed that all but verbal corrections have been made in the original manuscript. Twenty-five reprints of each article will be sent free to the contributor(s). A limited number of additional reprints at cost price can be supplied if application is made when returning proofs.

Applications and correspondence concerning advertisements should be addressed to: Propaganda Epoca, Ltda. Bogotá, Colombia.

Subscription price per annum, including postage:

Colombia — \$ 40.00 (Colombian pesos)

Foreign — \$ 8.00 (U. S. Currency)

ARCHIVOS
DE LA
SOCIEDAD AMERICANA
DE
OFTALMOLOGIA Y OPTOMETRIA

Vol. 1

1958

No. 3

SECRETARIOS DE REDACCION:

ENRIQUE ARIZA H., M. D.

SALOMON REINOSO A., M. D.

APARTADO NACIONAL 700 CHAP.

BOGOTA - COLOMBIA



INCLUSIONES Y PROTESIS CORNEALES ACRILICAS

POR

ENRIQUE ARIZA H., M. D.

Bogotá, Colombia

Las inclusiones de sustancias inertes con el fin de sustituir o reemplazar los medios refringentes del ojo humano es uno de los más complejos y apasionantes problemas oftalmológicos.

Los primeros ensayos se inician en 1771, cuando PELLIER DE QUENGSY propone colocar un "botón de vidrio" para sustituir una córnea leucomatosa.

NUSSBAUM y A. WABER en 1853 realizan el proyecto de Quengsy e introducen experimentalmente trozos de cristal de roca y mica en córnea de conejo.

HEUSSER en 1859, por primera vez coloca una pequeña lente de cristal para sustituir la córnea leucomatosa de una joven de 19 años afecta de las secuelas de una conjuntivitis neo natorum. La lente no se fijó a la córnea y le permitió ver movimientos de la mano 4 meses después de la operación.

GRANDENIGO (1866), E. MARTIN (1886), VON HIPPEL (1887), BAKER (1889) y VAN MILLIGAN (1894) reportan casos tratados con la técnica de Heusser.

SALZER (1895) intenta la fijación del cristal por medio de agrafes de oro. El mismo SALZER en 1900 reporta un caso en el que una prótesis de vidrio se retuvo por espacio de dos años y medio.

DIMMER (1891) emplea lentes de celuloide y SALZER (1900) utiliza membrana de huevo para sustituir córneas leucomatosas.

Aunque no hay publicados resultados visuales, la tolerancia inmediata de las "córneas artificiales" era buena pero a largo plazo todas se expulsaban porque los ojos intervenidos estaban siempre en malas condiciones y no toleraban la irritación del cuerpo extraño.

Las experiencias con "córneas artificiales" se abandonaron con la aparición de la queratoplastia que en sus comienzos, igual que las inclusiones artificiales, se practicó en casos considerados malos, siendo seguida de fracasos.

HESS en 1939 reanuda las experiencias con sustancias inertes e incluye con buena tolerancia inmediatos trozos de cuarzo en córnea de conejo.

JOSE I. BARRAQUER M., en 1949, realizó experiencias con prótesis de vidrio que incluía en el estroma corneal de conejos. Las lentillas de 6 mm. de diámetro eran de dos tipos: planas y tóricas. Las tóricas tenían un radio de curvatura semejante al de la córnea en que eran incluidas. En todos los casos se observó opacificación de las capas anteriores con neovascularización. Las planas se eliminaban por la presión necrosante que los bordes del lente ejercían en la córnea. Las lentillas tóricas generalmente se retenían hasta la muerte del animal recubiertas en las capas anteriores por tejido fibroso opaco y vascularizado. Las capas profundas permanecían transparentes.

BICK ensayando la tolerancia al tantalo de algunos tejidos oculares comprobaba que incluyendo en la córnea fragmentos de dicha substancia, no se observan reacciones inflamatorias y permitió a ANDERSON realizar prótesis corneales mixtas compuestas de un área acrílica y un aro de tantalo.

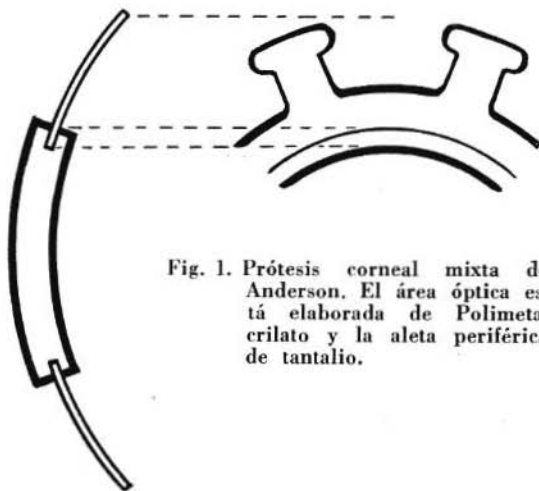


Fig. 1. Prótesis corneal mixta de Anderson. El área óptica está elaborada de Polimetacrilato y la aleta periférica de tantalo.

INCLUSIONES ACRILICAS CORNEALES

SOMMER (1953) describe sus experiencias con prótesis corneales de vidrio duro en forma de reloj de arena que coloca en conejos y reporta un caso humano en ojo afáquico con buena tolerancia y visión de 0.2 a los 18 meses de la intervención.

Con la aparición de los polímeros sintéticos denominados "Materias plásticas" se inicia una nueva era en la historia de los lentes intra-oculares.

Las materias plásticas son compuestos sintéticos cuya característica fundamental es su elevado peso molecular y cuyas cualidades dependen de la orientación de sus moléculas (cristalización).

Interesan en medicina los plásticos orgánicos, generalmente compuestos por elementos que en orden de importancia son: C, H, O, N, Cl y S, unidos para formar macro-moléculas (polímeros).

Una de las propiedades más importantes de los plásticos es la inercia química. Esta propiedad se obtiene cuando los polímeros se han saturado y hace que su reaccionabilidad sea casi nula, convirtiéndolos en materias atóxicas para los tejidos. La inercia química se pierde cuando por acción del calor o de sustancias químicas los polímeros se degradan o despolimerizan en monómeros tóxicos; así por acción del calor el polimetacrilato de metilo (polímero) se convierte en metacrilato de metilo (monómero irritante).

Según su conducta frente al calor, los plásticos se dividen en dos grupos: Termoestables y termoplásticos.

a) Los TERMOESTABLES son compuestos líquidos o sólidos que con el calor se ablandan o licúan pero que se endurecen cuando se someten a calor prolongado. Al operarse una reacción química el endurecimiento es irreversible.

b) Los TERMOPLASTICOS son sustancias sólidas que sometidas al calor se reblandecen o licúan. Este proceso es reversible.

En el grupo de los termoplásticos están los ACRILICOS, polímeros de numerosas aplicaciones en medicina. El acrílico más empleado en cirugía ocular es el polimetacrilato de metilo, conocido comercialmente con el nombre de "transpex-I", "Lucite", "perspex", "diakon", "kallodent", etc.

Empleado desde 1937 en ortodoncia, el polimetacrilato de metilo reúne las condiciones ideales que una sustancia requiere para ser empleada con fines aloplásticos:

- 1) No destruye la vitalidad de los tejidos adyacentes.
- 2) Ser inerte.
- 3) Ser bien tolerado por la mayoría de los tejidos en forma indefinida.
- 4) No impedir los procesos de reparación tisular (fibrosis, etc.)
- 5) Ser resistente; en algunos casos interesa que sea elástica.
- 6) Ser modelable.
- 7) Ser mal conductor del calor y de la electricidad.
- 8) No ser carcinogénico.
- 9) No determinar alergias.
- 10) Ser esterilizable.

Liviano, rígido, inerte frente a los agentes químicos y la luz, perfectamente transparente, fácil de trabajar, el "Transpex I" tiene propiedades ópticas similares a las de los cristales "crown".

Sus propiedades físicas más importantes son:

Peso específico: 1.189.

Absorción de agua: (20°C. 7 días) 0.3%.

Índice de refracción: 1.49.

Efecto exposición a la lámpara de arco: (480 h.) Nulo.

Resistencia a la tensión: 700-800 Kg./cm².

Resistencia a la fractura: 1.100-1.200.

Temperatura de ablandamiento: 105°C.

Coefficiente de dilatación lineal: $70 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.

Conductividad térmica: 3.5×10^{-4} .

Dispersión relativa: 57.5.

Transmisión de luz visible: 92%. (La pérdida se debe casi exclusivamente a reflexión).

A 180° puede fundirse mediante presión, soplado o vacío en moldes de metal o madera.

INCLUSIONES ACRILICAS CORNEALES

La superficie se raya fácilmente y para lavarlo se aconseja emplear agua tibia jabonosa frotando con algodón o gamuza. Las telas suelen rayar el acrílico.

Puede trabajarse con los mismos materiales empleados para laborar madera siendo posible cortarlo, taladrarlo, tornearlo, fresarlo, biselarlo, etc., y pulirlo con las mismas técnicas empleadas para los cristales ópticos, pero con pulidores y abrasivos más blandos.

Puesto que se despolimeriza con el calor debe tenerse la precaución de realizar las maniobras con lentitud y para evitar que la superficie se cargue de electricidad estática, emplear una crema ("Cripasol" I. C. I.) que al mismo tiempo sirve de lubricante.

Para finalizar anotemos que la inercia química, propiedad a la cual debe el polimetacrilato de metilo su atoxia, no puede garantizarse indefinidamente. Por consiguiente, en el campo de los lentes intraoculares sólo el tiempo nos dirá si los excelentes casos de tolerancia química que hoy observamos se mantendrán indefinidamente o si los flúidos circundantes podrán degradar los polímeros y hacer imperiosa su extracción.

CORNEAS ACRILICAS

La aparición de las materias plásticas en la cirugía ocular, representa un notable avance en el esfuerzo por sustituir o modificar los medios refringentes del ojo. Su tolerancia y propiedades físico-químicas han hecho del grupo de los acrílicos las sustancias más empleadas y las que hasta la fecha han permitido mejores y más prolongados resultados. Sin embargo, a pesar de las múltiples experiencias realizadas en este campo y el variado tipo de inclusiones y prótesis empleadas, las córneas artificiales se hallan confinadas al terreno experimental a excepción de algunos casos aislados en seres humanos.

Nuestro propósito es presentar una síntesis del estado actual de la cuestión y de las observaciones que hemos realizado en nuestros propios intentos.

En 1949 FRANCESCHETTI y HESS reanudan las experiencias iniciadas por Hess en 1939, empleando esta vez, inclusiones y prótesis corneales acrílicas transfixiantes. Sus experiencias en conejos tuvieron éxito parcial y sólo en uno de los casos humanos intervenidos se retuvo el implante por algún tiempo. En pacientes

humanos, todos casos considerados sin esperanza, utilizaron prótesis muy delgadas recubiertas en su cara anterior por un injerto corneal laminar y que por su cara posterior se ponían en contacto con la cámara anterior (Fig. 2).



Fig. 2. Inclusiones y prótesis corneales acrílicas según Franceschetti y Hess.

JOSE I. BARRAQUER (1949) intenta modificar la refracción corneal mediante la inclusión interlaminar de discos acrílicos. Tallaba un lecho normal como en una queratoplastia laminar corriente y colocaba entre él y el injerto una lente de materia plástica para mantener la curvatura deseada de la cara anterior de la córnea. En los ensayos realizados en conejos la tolerancia fue excelente pero en todos los casos se opacificaron las capas corneales anteriores.

YASUJI KUWABARA (1950) utilizó sin éxito vidrio, cristal y celuloide, en sus experiencias con córneas artificiales y logró, empleando materiales acrílicos, mantener en su sitio inclusiones interlaminares (Fig. 3) y algunas prótesis transfixiantes con ranura, y en 1956 presenta un nuevo modelo que tiene una aleta periférica de vinilo para asegurar su fijación en el estroma corneal.



Fig. 3. Lente acrílico intracorneal según Kubawara.

I. GYORFFY (1951) describe un implante corneal en forma de polea que se mantiene en posición mediante dos pestañas que siguen la curvatura de la córnea. El cuerpo del implante está formado por una porción central cilíndrica, que lleva la corrección óptica (hipermetrónica) y una pestaña (Fig. 4). Para colocarlo se procede como sigue: trepanación penetrante; incisión contra-lateral para hacer posible la introducción de la pestaña posterior; punto previo; introducción del cuerpo del implante fijado por una pinza especial; atornillado de la pestaña ante-

rior al cuerpo de la prótesis quedando sujeta la córnea entre las dos pestañas; cierre del punto previo. Este implante fue empleado por IMRE en un caso de opacidad corneal por quemaduras con cal. El plástico fue eliminado por acceso hipertenso a los 13 días.

ANDERSON O. E. E. (1951) proyecta una prótesis corneal acrílica que en su perímetro tiene una hendidura en la que se fija un aro dentado de tantalio destinado a fijarse en el estroma corneal. Para obtener un cierre inmediato de la herida y facilitar la cicatrización aconseja emplear la "cola fisiológica" de Town y Tassman (plasma autógeno y fibrina). No conocemos resultados.

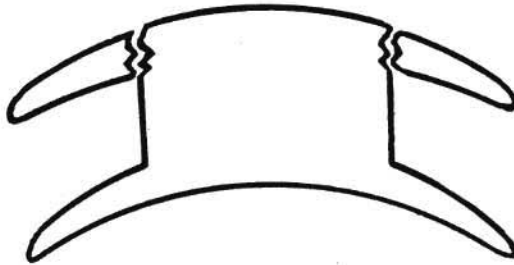


Fig. 4. Implante corneal en forma de polea según Györffy. (Cortesía del autor).

WEGENER-THOMSEN S. (1952) presenta un modelo de prótesis corneal acrílica experimental. El lente, no empleado aún en seres humanos, se fija mediante lente de contacto.

D. G. MAC PHERSON y J. M. ANDERSON (1953) publicaron sus experiencias con la inclusión de lenticulos acrílicos intracorneales. Empleaban acrílicos de 6.5 mm. de diámetro con un espesor de 0.3 mm. en el centro y un radio de curvatura de 7.8 mm. en su cara anterior. Uno de estos lentes fue colocado en un paciente afecto de queratitis intersticial que le reducía la agudeza visual a bultos. El lenticulo, incluido con trepanación laminar de 5 mm. de diámetro y 0.3 mm. de profundidad, fue cubierto por el epitelio que se opacificó y vascularizó. El tejido corneal posteriormente recobró la transparencia y el paciente alcanzó una agudeza visual de 0.10. La tolerancia y visión han permanecido inmodificadas después de 3 años de observación.

W. STONE Jr. y H. HERBERT (1953) refieren sus resultados en conejos, en los que colocaron prótesis corneales acrílicas penetrantes e interlaminares. Hallaron que las prótesis transfixiantes no se retenían y que los discos interlaminares,

dotados de numerosas perforaciones periféricas, fueron tolerados en siete casos de nueve intervenidos.

En un conejo muerto a los siete meses se comprobó que el implante estaba firmemente anclado al estroma corneal por tejido que había penetrado a través de las perforaciones. En esta primera serie de experiencias tuvieron un caso en el que espontáneamente se perforó la córnea por delante del implante y su cara anterior permaneció descubierta hasta la muerte del animal 12 meses más tarde. Esta observación dio lugar al excelente estudio que Stone publicó posteriormente (1955), sobre la "permanencia de las aberturas artificiales de la córnea delante de inclusiones acrílicas interlaminares". El trabajo se realizó empleando implantes de espesor sensiblemente uniforme y discos cuya porción central era más gruesa.

Usando lentes de espesor uniforme (0.25 mm.) comprobó dos hechos importantes: La abertura corneal practicada sobre la cara anterior del lente se cierra siempre (o el lente se expulsa) sin importar el diámetro de la trepanación de las capas corneales anteriores. El tiempo promedio de la oclusión es más corto cuando la trepanación se realiza durante la colocación del lente o en la semana siguiente, y lo atribuye a tres factores:

- 1) El estroma no ha invadido los agujeros periféricos.
- 2) No se han establecido barreras contra la infección.
- 3) No se ha logrado estabilidad en el implante y este puede salirse de lugar.

Más alentadores fueron los resultados obtenidos incluyendo discos con una porción central más gruesa (1.5 mm.) y una periferia delgada (0.25 mm) muy perforada.

De las múltiples técnicas utilizadas cabe destacar la que denominamos "fijación en escalón" (Fig. 5).



Fig. 5. Detalle de la técnica de fijación interlaminar de un lenticulo acrílico según Stone. La denominamos "en escalón" por la forma en que se talla la córnea delante de la aleta plástica.

Consta de los siguientes tiempos:

- a) Trepanación central laminar de los dos tercios anteriores de la córnea.
- b) Tallado en "escalón" de una ranura dentro del parénquima corneal en la que va a fijarse la periferia del lente.
- c) Inclusión del lente y sutura de la incisión.

El tallar en escalón la ranura en que se aloja la periferia perforada del acrílico tiene por objeto que el epitelio corneal pueda fácilmente proliferar a través de los agujeros asegurando una firme y rápida fijación. Con este procedimiento obtuvo un caso con ocho meses de tolerancia perfecta y cuatro, entre tres y cuatro meses.

Para Stone la forma y el espesor del lente son los factores que condicionan la conducta de la córnea frente a la inclusión acrílica.

En 1953 A. BARON publica sus experiencias con prótesis corneales de propósito óptico. Utilizó dos tipos de acrílicos:

- 1) Inclusiones corneales centrales.
 - 2) Prótesis corneales totales.
- 1) Las inclusiones corneales centrales eran de dos clases:
- a) Películas de materia plástica que previa trepanación penetrante, se incrustan: ningún implante se mantuvo en posición.
 - b) Prótesis en forma de botón de camisa o de polea dentro de cuya ranura se fija la córnea. La polea tiene un diámetro total de 4 mm., ranura de 2 mm., de profundidad y 2 mm. de altura. Las caras del lente siguen la curva de la córnea (Fig. 6).

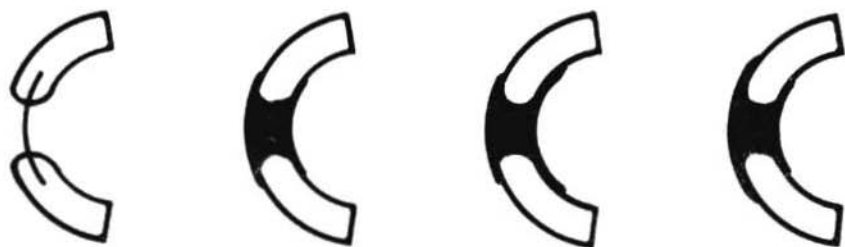


Fig. 6. Inclusiones y prótesis corneales acrílicas según A. Barón (cortesía del autor).

La técnica propuesta por GYORFFY, pero con dos incisiones contralaterales, tiene, según BARON, el peligro de favorecer una mala coaptación e incluso la posibilidad de fistulización. Esta última complicación determinó reacción fibrinosa e hizo necesaria la extracción de un lente después de tres meses de perfecta tolerancia; en otros tres casos observó la misma reacción después de cinco meses de intervención.

2) Prótesis corneales totales.

Son cáscaras de las dimensiones de la córnea normal que se colocan cubriendo el segmento anterior y se fijan mediante un reborde que tiene hendiduras para sujetarse a los músculos, y perforaciones múltiples que permiten la unión de la conjuntiva y episclera.

La técnica es la siguiente:

- a) Elección de una cáscara adecuada.
- b) Desinserción de la conjuntiva en el limbo como si se tratara de una enucleación.
- c) Disección de los músculos rectos sin seccionarlos.
- d) Prueba de la cáscara para comprobar su exactitud.
- e) Trepanación corneal perforante de cinco milímetros.
- f) Colocación de la prótesis bajo los músculos y conjuntiva.

Con esta técnica intervienen cinco casos de los cuales tres presentan una tolerancia de más de cinco meses y uno de 20 meses. El fondo es perfectamente visible en un caso siete meses después y la visión es de cuenta dedos a un metro. La pobre agudeza visual se atribuye a atrofia papilar glaucomatosa. El quinto paciente presentó panoftalmía y el ojo fue enucleado al mes de la intervención.

BARON considera las prótesis e inclusiones corneales como experimentos que sólo pueden realizarse en casos muy desfavorables y cuyo principal inconveniente es la imperfecta coaptación que se logra entre ojo y lente.

Simultáneamente con Barón, J. Legrand (1953) presenta sus experiencias y resultados con prótesis corneales acrílicas. Su lente de 7 mm. de diámetro, tiene un área central de 4 mm. y 1.5 mm. de espesor que constituye la parte óptica, y una periférica muy delgada y perforada por 10 agujeros unidos por una hendidura (Fig. 7).

La técnica quirúrgica usada por Legrand es la siguiente:

- 1) Trepanación y disección laminar de un colgajo de 4 mm., de diámetro y de la mitad del espesor corneal.

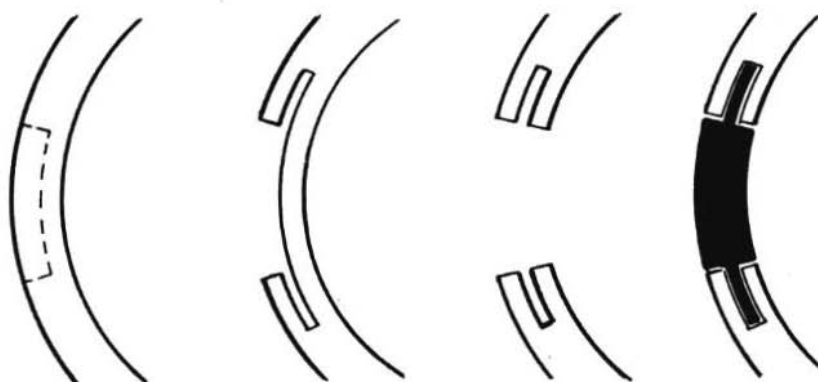


Fig. 7. Técnica quirúrgica para colocar la prótesis corneal de LEGRAND:
(Cortesía de J. Legrand)

- a) Trepanación y disección laminar. (1er. esquema de izquierda a derecha).
 - b) Tallado de un surco periférico (2º esquema).
 - c) Trepanación de las capas profundas (3er. esquema).
 - d) Prótesis en posición (4º esquema).
- 2) Talla, con cuchillito acodado, de un surco en el espesor del parénquima, y periférico a la trepanación.
 - 3) Incisiones contra-laterales a las 3 y a las 9.
 - 4) Colocación de sendos puntos previos de seda 6-0.
 - 5) Trepanación de la mitad restante del tejido corneal.
 - 6) Introducción de la prótesis y cierre de las suturas. En algunos casos se colocó una cáscara de Walser durante 15 días.

Sintetizamos sus resultados en el siguiente cuadro:

<i>Edad</i>	<i>Estado Preoperatorio</i>	<i>Complicaciones</i>	<i>Resultados</i>
18 años	Glaucoma absoluto	Desplazamiento anterior del lente	Expulsión del acrílico
58 años	Glaucoma absoluto	No se reformó la cámara anterior	Expulsión del lente a los 16 días
42 años	Hemorragia vítreo	Ninguna	Prótesis en posición 8 meses después de la intervención
57 años	Segmentitis anterior	Ninguna	Prótesis en posición 14 meses después de la intervención

Para Legrand el mayor problema es la fijación de los lentes y la formación de membranas fibrinosas retrolentales. Atribuye la existencia de dicha membrana a dos factores:

- 1) Irritación mecánica.
- 2) Irritación por partículas del abrasivo (óxido de aluminio) usado para pulir el lente.

En su experiencia el corte de la membrana fue inútil pues ella se reprodujo a los pocos días. La inyección de Streptokinasa en la cámara anterior previno la formación de la membrana solamente durante el tiempo que fue aplicada.

De acuerdo con Legrand el hecho de que existan espacios muertos entre lente y córnea favorece la posibilidad de fistulas por lo que son aconsejables prótesis con una mínima área óptica en provecho de una mayor y bien perforada aleta de fijación.

En 1954, J. Vanysek, Iserle y J. Altaman publican sus resultados en injertos acrílicos.

En experimentos preliminares en conejos los acrílicos se eliminaban al ser colocados entre conjuntiva y episclera, pero al ser colocados interlaminarmente su reborde irregular los mantuvo en posición con buena tolerancia. Una prótesis libre en la cámara anterior fue igualmente bien tolerada. En dos ojos humanos ciegos por quemadura grave con ácido sulfúrico colocaron su implante después de haber trepanado superficialmente la córnea previamente disecada con Graefe. A continuación suturaron la capa superficial sobre la delgada pestaña del injerto. Ambos implantes fueron eliminados sin traza de unión entre córnea y acrílico.

En una serie posterior se intentó, sin éxito, evitar la formación de membranas retrolentales empleando un implante que se colocaba desde la cámara anterior

J. FORGACS (1954) presenta sus experiencias con implantes acrílicos intra-corneales en ojos de gato. No conocemos los resultados de sus intentos.

J. DORZEE (1955) refiere los resultados obtenidos en prótesis acrílicas transfixiantes y describe su técnica quirúrgica. La prótesis en forma de polea tiene una cara posterior de diámetro mayor que la anterior lo que le da una apariencia de un cono de base posterior. Después de colocada, la prótesis va cubierta por un injerto laminar que asegura la fijación y previene las filtraciones en los

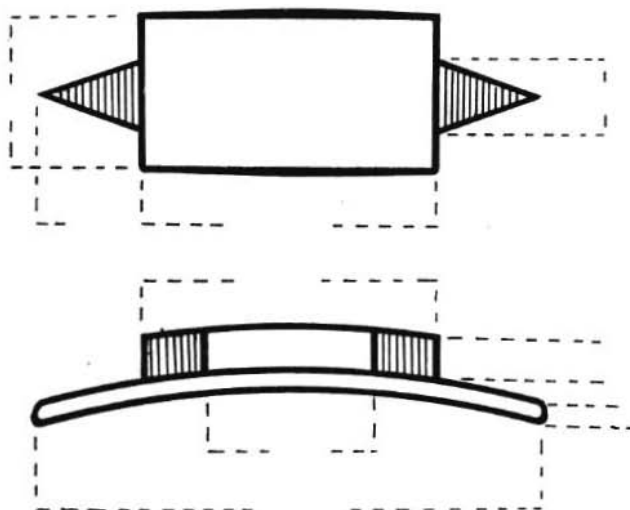


Fig. 8. El lente corneal de J. VANYSEK (cortesía del autor).

primeros días. Ha sido usada en cinco casos y en dos de ellos con resultados visuales sorprendentes. En uno de los pacientes la agudeza visual después de cinco meses es de 0.70 usando un lente de -8.00 Esf.

H. BINDER y R. BINDER (1956) han realizado recientemente inclusiones corneales acrílicas en animales empleando una prótesis de Plexiglass y polietileno.

El lente consta de dos porciones: 1) Un acrílico central de Plexiglass M-33, de 2.5 mm. de diámetro y 1.5 mm. de espesor que cerca de su cara anterior tiene una hendidura circular. 2) Un disco de polietileno de 0.01 mm. de espesor que se fija en la hendidura del cilindro. El diámetro total del disco es 8 mm. y se halla perforado por 3 o 4 agujeros como lo muestra el esquema adjunto (Fig. 9).

La técnica realizada en ojos de conejos y en dos tiempos es la siguiente:

PRIMER TIEMPO

- a) Demarcación superficial de tres lados de un colgajo rectangular.
- b) Disección del tercio anterior del colgajo dejándolo adherido al receptor por su base.
- c) Colocación de tres puntos previos.
- d) Trepanación central y penetrante de 2.6 mm. de las capas corneales profundas.

- e) Colocación del implante de manera que la cara posterior del cilindro sobresalga en la cámara anterior y la aleta periférica quede interlaminar.
- f) Reposición del colgajo superficial cubriendo completamente el acrílico.
- g) Fijación con 7 a 10 puntos de cabello humano.

En el curso post-operatorio del primer tiempo observó las siguientes fases:

- 1) Marcado edema del colgajo superficial.
- 2) Formación de la cámara a los pocos días de la intervención.
- 3) Neovascularización de las capas corneales superficiales y profundas que progresaba hasta llegar al área pupilar a los 20 días.
- 4) Regresión del proceso reaccional, con visualización del implante hacia las tres semanas.

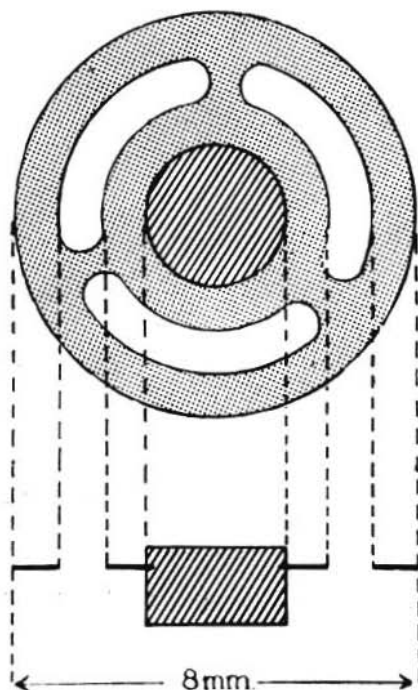


Fig. 9. Prótesis corneal mixta de BINDER & BINDER. El área central o porción óptica es de plexiglass y la aleta de fijación está confeccionada de polietileno.

SEGUNDO TIEMPO

Seis semanas después de realizado el primer tiempo se procedió a trepanar las capas superficiales que cubrían la capa anterior del cilindro. Según el autor la trepanación superficial permaneció abierta y la buena fijación obtenida evitó la posibilidad de epitelización de la cara anterior pero la formación de una membrana retrolental anuló los resultados ópticos en los casos de buena tolerancia.

RESULTADOS

<i>Número de casos</i>	<i>Curso Post-Operatorio</i>
6	Resultado excelente con visión del fondo; exudados sobre el cristalino, vítreo transparente; moderadas sinequias posteriores. A los 6 meses una membrana retrolental anuló el resultado óptico.
5	Perforación espontánea precoz del colgajo anterior con expulsión del lente.
12	Formación de membrana retrolental antes de 6 semanas.
5	Glaucoma post operatorio con expulsión del acrílico.
28	Número total de casos.

EXPERIENCIAS PERSONALES

Los intentos que hemos realizado con inclusiones y prótesis corneales acrílicas a partir de 1955 han tenido cuatro propósitos:

- 1) Inclusiones intracorneales de lentes con poder refractivo.
- 2) Inclusiones intracorneales de lentes con objeto de modificar la curvatura corneal.
- 3) Inclusiones intracorneales de lentes para tratar leucomas superficiales.
- 4) Prótesis transfixiantes para tratar leucomas de todo el espesor corneal.

Las inclusiones intracorneales fueron practicadas en ojos de conejos y la prótesis transfixiante fue colocada en un ojo humano afecto de leucoma total adherente que dadas sus condiciones no era susceptible de otro tratamiento.

LENTE Y TECNICA

En las experiencias interlaminares se utilizaron varios tipos de lentes de Polimetacrilato de metilo diseñados por José I. Barraquer y fabricados por PFORTNER (Buenos Aires, Argentina). El lente "córneo-mórfico" empleado como prótesis transfixiante fue diseñado por Joaquín Barraquer y fabricado por FLORIT (Barcelona, España).

Los lentes con corrección óptica tenían las siguientes características: Forma circular con base de 7 mm. de radio de curvatura, 0.1 mm. de espesor, un poder positivo de + 6.00 Esf. (Fig. 10-2).

Las inclusiones cuyo propósito era modificar la curvatura corneal tenían las siguientes características:

Modelo 3-A: Forma circular con 7,5 mm. de radio de curvatura, 8 mm. de diámetro, área central no perforada y 4 orificios periféricos ovalados (Fig. 10).

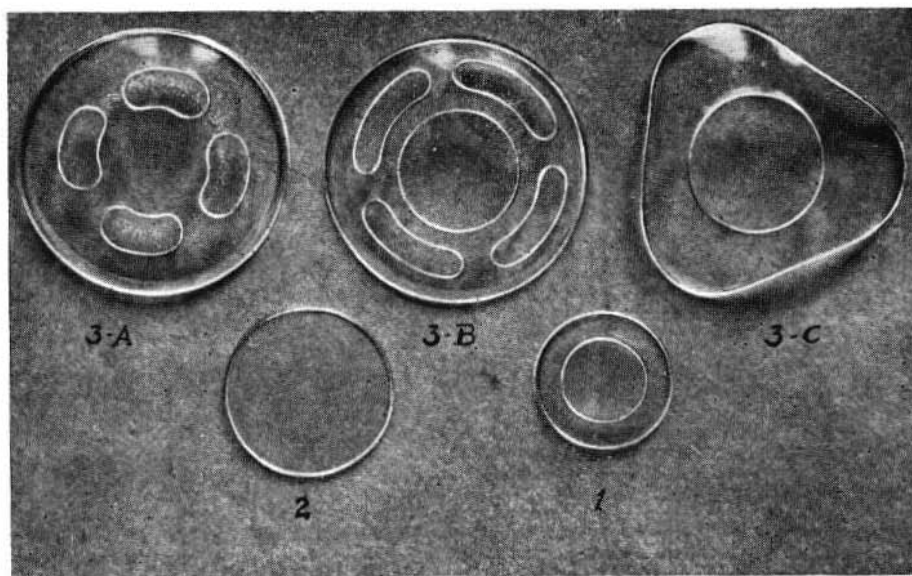


Fig. 10. Lenticulos interlaminares según diseño de J. I. BARRAQUER:

1. Lentes intracorneales para tratar leucomas superficiales.
2. Lentes intracorneales con poder refractivo.
3. (A-B-C) Lentes intracorneales con objeto de modificar la curvatura corneal

INCLUSIONES ACRILICAS CORNEALES

Modelo 3-B: Forma circular con 7.5 mm. de radio de curvatura, 8 mm. de diámetro y cinco perforaciones, una circular central de 4 mm. de diámetro y 4 periféricas ovaladas (Fig. 10).

Modelo 3-C: Forma en "silla de montar" con 7.5 mm. de radio de curvatura 8 mm. de diámetro y una perforación central de 4 mm. de diámetro (Fig. 10).

Los lentes con poder refractivo y aquellos cuyo propósito era modificar la curvatura corneal, fueron incluidos con técnicas similares que pueden esquematizarse como sigue:

- 1) Anestesia general por Pentotal sódico o por Barbisedán (1) y anestesia local por colirio de Cocaína al 5%.
- 2) Incisión rectilínea con hoja de afeitar en la mitad superior de la córnea a unos 3 o 4 mm. del centro y de profundidad variable; en unos casos la mitad del espesor corneal y en otros sus dos tercios anteriores.
- 3) Disección de una bolsa interlaminaar de tamaño adecuado, iniciada con espátula piriforme y completada con tijeras curvas.
- 4) Inclusión del lente con pinzas y centraje del mismo con relación al área pupilar.
- 5) Sutura de la herida con dos o tres puntos de seda virgen. En algunos casos la herida no fue suturada.
- 6) Tarsorrafia.

Los lentes cuyo propósito era tratar los leucomas superficiales tenían las siguientes características:

Forma en "sombbrero" con base de 7 mm. de radio de curvatura.

Diámetro total: 4 mm.

Diámetro del área cilíndrica central: 2.5 mm.

Espesor total: 0.5 mm.

Espesor de la aleta: 0.1 mm. (Fig. 10-1).

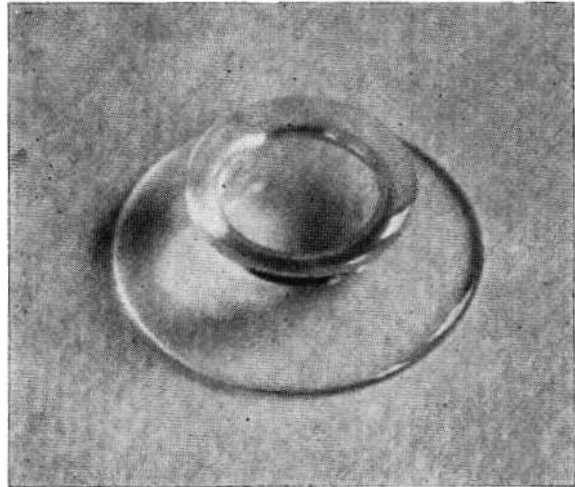
Estos lentes fueron colocados de acuerdo con la técnica anteriormente descrita para los lentes con poder refractivo, excepto que en todos los casos, después de

(1) Suministrado gentilmente por los "Laboratorios Cup" para estas experiencias.

disecada la bolsa intralaminar, se practicó una trepanación central superficial de 2.5 mm. de diámetro con objeto de dejar al descubierto el área óptica de la cara anterior del acrílico.

La prótesis transfixiante para sustituir leucomas de todo el espesor corneal tenía las siguientes características: (Fig. 11).

Fig. 11. Prótesis transfixiante de Joaquín Barraquer en forma de "botón de camisa".



Forma de botón de camisa o polea con dos caras de diámetro desigual y curvas según la curvatura de la córnea.

Diámetro de la cara anterior: 6 mm.

Diámetro del cuello de la polea: 3 mm.

Diámetro de la cara posterior: 9 mm.

Espesor total: 3 mm.

Poder dióptrico de la cara anterior: 48.50 dioptrías.

Esta prótesis denominada lente "córneo-mórfica" se colocó en un ojo humano según la técnica de Joaquín Barraquer, o sea:

- 1) Trepanación y disección laminar de una rodaja corneal de 6 mm. de diámetro y 0,3 mm. de espesor.
- 2) Trepanación penetrante de 3 mm. de diámetro en el centro de la anteriormente practicada.
- 3) Incisiones contralaterales con tijera recta a las 6 y a las 12 respectivamente.
- 4) Introducción del lente de manera que la córnea encaje en la ranura del mismo.
- 5) Sutura de las incisiones contralaterales con dos puntos de seda virgen.

CASUISTICA

EXPERIMENTOS EN CONEJOS

Caso 1:

El 10-V-55 se colocó un lente tipo I (Fig. 10-1) al que denominamos en "sombbrero" de acuerdo con la técnica previamente descrita para ese tipo de acrílicos. La incisión lineal no se suturo.

A los diez días se infectó la herida y fue necesario extraer el lente.

Caso 2:

El 10-V-55 se colocó un lente en "sombbrero" en forma similar al caso anterior. La incisión no se suturó.

A los dos días se inició infiltración leucocitaria de los bordes de la herida.

A los nueve días la lente desplazada fue extraída.

Caso 3:

El 10-V-55 se colocó un lente de "sombbrero".

La incisión lineal fue suturada con un punto de seda virgen.

A los dos días se observó buena transparencia de las capas corneales retrolentales y ligero edema del tejido circundante anterior.

A los 16 días se necrosaron los bordes de la trepanación y a los 20 días el lente se eliminó.

Casos 4, 5 y 6:

El 19-V-55 se colocaron tres lentes en "sombbrero" de acuerdo con la técnica anterior. La tolerancia y transparencia de las capas profundas fue excelente durante tres semanas al cabo de las cuales se necrosó la córnea periférica al lente y estos fueron expulsados.

Caso 7:

El 28-V-55 se introdujo un acrílico con poder refractivo (Fig. 10-2) en la cámara anterior y se le dejó libre, en ella, previo colgajo corneal con cuchillete e iridectomía periférica.

La incisión se suturó con cuatro puntos corneales de seda virgen.

A los seis días la córnea se hallaba edematosa especialmente en la mitad inferior donde el lente tocaba el endotelio. Había exudados entre lente e iris y en las áreas del iris donde el acrílico se apoyaba había un fino punteado hemorrágico.

A los 60 días la córnea se había vascularizado y se observaban opacidades parenquimatosas profundas a nivel de los puntos de contacto con el lente.

Los vasos iridianos se hallaban muy ingurgitados.

A los 65 días el lente espontáneamente se había desplazado y numerosas sinequias anteriores marcaban los puntos donde se había apoyado.

El lente fue tolerado pero la córnea vascularizada y opaca perdió su función óptica.

Caso 8:

El 28-V-55 se colocó, interlaminar un lente tipo "2" (Fig. 10) en el tercio corneal anterior de acuerdo con la técnica previamente descrita.

La incisión lineal no fue suturada.

A los 6 días la córnea estaba edematosa, la herida entreabierta y fuerte iritis.

A los 13 días necrosis de las capas superficiales y gran neovascularización.

A los 20 días se expulsó el lente.

Caso 9:

El 28-V-55 se colocó un lente interlaminar tipo "2" (Fig. 10-2). La bolsa interlaminar se disecó a nivel de los dos tercios anteriores de la córnea.

La incisión lineal no se suturó.

A los 6 días se formó un punto de infección entre el lente y la cara anterior de la córnea. El iris estaba congestionado y con pequeñas hemorragias.

A los 13 días se ulceró la córnea anterior al lente.

A los 20 días la ulceración continuaba abierta, sin infección y sin desplazamiento del lente. Iniciaba neovascularización superficial.

A los 52 días un tejido de neoformación había cerrado la abertura corneal y toda la córnea se hallaba opaca y vascularizada.

A los 10 meses el resultado no se había modificado.

Caso 10:

El 16-VII-55 se incluyó interlaminar un acrílico tipo "2" (Fig. 10-2). La bolsa interlaminar se disecó en la mitad del espesor corneal.

La incisión lineal se suturó con dos puntos de seda virgen.

La sutura se retiró a los 10 días.

El lente cursó sin reacción alguna, con transparencia perfecta y sin tendencia a la vascularización hasta la muerte del animal 7 meses más tarde.

Caso 11:

El 16-VII-55 se incluyó un acrílico tipo "2" con técnica similar al caso 10.

Al 4º día inició edema corneal especialmente a nivel de la incisión lineal.

Al 18º día disminuyó el edema y pudo observarse una fibra de algodón entre la cara anterior del lente y la córnea.

Al 28º día persistía el edema y se inició neovascularización a nivel de la incisión. Se aplicaron 1.350 r. de rayos Beta.

A los 33 días los vasos se habían detenido a 1 mm. del lente: Las capas anteriores continuaban transparentes y las profundas se habían opacificado.

A los 40 días los vasos habían llegado al lente.

A los 7 meses las capas anteriores estaban opacas y profusamente vascularizadas.

Se procede a la enucleación y el examen microscópico muestra que la opacificación y vascularización están circunscritas a las capas anteriores y que las capas profundas están transparentes.

Caso 12:

El 16-VII-55 se incluyó, interlaminar, un acrílico tipo "2" con técnica similar al caso 10.

A los 6 días había discreto edema corneal. Las imágenes oftalmométricas eran irregulares. Al queratómetro el poder corneal era de 56.5 dioptrías. El otro ojo tenía 45.00 dioptrías.

A través del lente los detalles de fondo son perfectamente visibles.

A los 18 días la córnea estaba transparente con ligero edema en la zona de la incisión y algunos vasos de neoformación.

A los 27 días los vasos no habían progresado.

A los 34 días se presentó infiltración leucocitaria de las capas corneales anteriores al lente.

A los 44 días se perforó la zona infiltrada dejando al descubierto parcialmente la cara anterior del lente.

Seis meses después, al morir el animal, la perforación continuaba abierta y el lente se mantenía en posición.

Caso 13:

El 1-X-55 se colocó, interlaminar, un acrílico tipo "3", modelo "A" (Fig. 10, 3-A), con objeto de intentar modificar la curvatura corneal de un ojo de conejo. La inclusión se realizó de acuerdo con la técnica previamente descrita y hubo necesidad de practicar paracentesis de la cámara anterior para lograr que la herida pudiera cerrarse. Se colocaron tres puntos de seda virgen.

A los 8 días se observaba edema corneal y los agujeros del lente aparecían como espacios vacíos. En el centro del orificio principal se ponían en contacto las capas corneales superficiales con las profundas.

A los 14 días se inició infiltración leucocitaria a nivel de los puntos de presión.

A los 22 días la córnea se perforó y el implante se eliminó.

Caso 14:

El 1-X-55 se colocó interlaminar un acrílico tipo "3", modelo "B" (Fig. 10,3-B) con una técnica similar a la empleada para el caso 13.

A los dos días se presentó infiltración leucocitaria e hipopión que llenaba media cámara.

A los 10 días el implante se eliminó.

Caso 15:

El 1-X-55 se colocó interlaminar un acrílico tipo "3", modelo "C" (Fig. 10, 3-C), que precisó de un colgajo cuadrangular suturado con 7 puntos de seda virgen, previa paracentesis de la cámara anterior para lograr un correcto afrontamiento de los labios de la herida.

El lente cursó con edema corneal pero sin manifestaciones sépticas.

A los 22 días se retiraron los puntos y las capas corneales superficiales estaban opacas y muy vascularizadas.

Seis meses después de la intervención el lente se había tolerado y se hallaba firmemente anclado en el estroma corneal pero la opacificación del tejido no se había modificado.

CASO HUMANO

Caso 16:

El 5-XII-57 se incluyó un lente córneo-mórfico (Fig. 11) en el ojo de un paciente afecto de leucoma total con la técnica anteriormente descrita para este tipo de prótesis.

Se prescribió Diamox y antibióticos por vía general.

El ojo cursó sin reacción alguna y con perfecta tolerancia al acrílico durante ocho días al cabo de los cuales se observó la formación de una fístula por dehiscencia de la incisión contralateral superior con pérdida de humor acuoso.

El tejido muy adelgazado y necrótico no podía afrontarse adecuadamente y se practicó inmediatamente recubrimiento conjuntival total en bolsa en un esfuerzo por lograr el cierre de la fístula y la conservación del lente.

Diez días más tarde se abrió espontáneamente el recubrimiento y se halló cicatrizada la abertura corneal superior y detenido el escape de acuoso.

Cuatro días después se apreció nueva movilidad del lente y reaparición de la fístula. Se procedió a la extracción del acrílico, se resecaron en cuña las dos incisiones contralaterales y se suturó en una línea toda la incisión vertical con cinco puntos de seda seis ceros; a continuación cubriendo toda la córnea se cerró la conjuntiva con una sutura horizontal de seda. En el acto quirúrgico se encontró que la córnea incrustada en la polea se había adelgazado y necrosado determinando un agrandamiento de la trepanación central, causa de la movilidad del acrílico y de la fistulización de la cámara anterior.

COMENTARIOS

El comportamiento del tejido dérmico a la inclusión de materiales acrílicos ha sido estudiado por CORNEL y J. KERNEIS (citado por Legrand) y resulta de interés para comprender las reacciones corneales a las prótesis plásticas.

Estos investigadores practicaron implantes acrílicos en la hipodermis ventral de 25 cobayos observando lo siguiente:

1) Durante los primeros 15 días la reacción inflamatoria es similar a la determinada por todos los cuerpos extraños, es decir, fase congestiva con edema y reacción fibrino-leucocitaria.

2) Aproximadamente al 15º día se ha creado una gran capa de fibroblastos jóvenes que rodea al cuerpo extraño mediante una docena de hileras de células de núcleo globuloso.

3) A partir de entonces, se presenta una disminución progresiva del margen fibroblástico que envuelve al cuerpo extraño.

4) A los cuatro meses el magma fibroblástico reaccional se halla reducido a una cápsula adelgazada y avascular compuesta por un estrato de 3 o 4 capas de fibroblastos aplanados.

La cápsula es poco consistente, lo que indica la poca intensidad de las reacciones hísticas a la presencia física y química de las inclusiones acrílicas.

El comportamiento corneal frente a la inclusiones plásticas es similar al de los tejidos dérmicos. En casi todos los casos publicados y también en los nuestros, durante las dos primeras semanas se presentó edema corneal y reacción fibrino-leucocitaria.

En este primer período o FASE INFLAMATORIA, se expulsaron la mayoría de las inclusiones interlaminares, especialmente si se había trepanado la parte central de las capas corneales anteriores sobre el lente.

La expulsión en este caso (lentes "en sombrero") fue explicada por STONE como falta de sólida fijación y sepsis secundaria. En los "sandwiches acrílicos" creemos que las expulsiones tempranas se deben a la pérdida de consistencia tisular que la fase inflamatoria provoca en las capas corneales anteriores al lente, cuando éstas han quedado muy delgadas. Si el acrílico se implanta profundamente en el estroma esta complicación es rara.

El segundo período o FASE DEFENSIVA, se inicia generalmente a partir de la segunda semana y se caracteriza, como en las inclusiones dérmicas, por la reacción fibroblástica. En este período se observa la proliferación de tejido conectivo a través de los orificios periféricos de las inclusiones perforadas, tejido que con los haces vasculares corneales superficiales y profundos anastomosados constituye el sólido anclaje que LEGRAND acertadamente llama "sutura anatómica".

En el tercer período o FASE REGRESIVA los tejidos tienden a recobrar su estado primitivo. Sólo en algunos casos excepcionales esta fase permite que el tejido corneal situado por delante de la inclusión, recobre toda su transparencia y por ello no consideramos que los "sandwiches acrílicos" permitan resultados ópticos permanentes. En general la reacción estimula la neo-vascularización hasta el punto de que sólo es posible obtener lentes interlaminares muy bien tolerados pero rodeados por tejido opaco. Por esta razón las inclusiones "en sombrero" con amplias y bien perforadas aletas periféricas de fijación han dado algunos resultados excelentes.

En las prótesis penetrantes, a las fases ya comentadas, se agregan varios factores que ensombrecen el pronóstico de estos lentes.

El más importante depende de las malas condiciones del segmento anterior, cuando dichos acrílicos están indicados. Por esto la complicación inmediata más

frecuente es el glaucoma (irritativo y hemorrágico) y precisamente la hipertensión es la que desplaza los lentes, (aún no sólidamente anclados, y provoca fistulas de la cámara anterior con consecuencias bien conocidas.

Estas alzas tensionales no suelen ocasionar molestias subjetivas porque el pronto escape de acuoso a través de la trepanación e incisiones contralaterales recientes, normaliza y luego hipotoniza el globo ocular. El glaucoma hemorrágico ha sido observado al colocar lentes transfixiantes en córneas vascularizadas, y se atribuye a hemorragias por sección de los capilares (Joaquín Barraquer).

El segundo factor es la reacción del acuoso en contacto con la cara posterior del área óptica del lente. La formación de una membrana fibrinosa retrolental, que anula los resultados ópticos, se atribuye más que a la presencia física del acrílico, a irritación química por partículas residuales del abrasivo empleado para pulir el lente (Legrand).

Creemos que esa reacción fibrinosa es determinada por la alteración, que en la fisiología corneal, causa una abertura permanente en las capas posteriores de la córnea.

Fig. 12. Lente mixto para inclusión interlaminar según modelo del autor. El área central óptica está elaborada de polimetacrilato de metilo y la aleta periférica, completamente permeable, de esponja de polivinilo.



Para evitar la formación de la membrana y obturar mejor la herida, se han ideado prótesis en polea cuya cara posterior es mucho más amplia que la anterior pero estos lentes deben afrontar el riesgo de ocasionar endotelitis a causa del prolongado y extenso contacto con esta delicada estructura.

El tercer factor es el que en último término decide la suerte de las inclusiones y prótesis elaboradas con sustancias inertes; la nutrición corneal. En efecto, para que los estratos corneales anteriores se nutran adecuadamente y conserven su estructura y transparencia es necesario que estén en fácil contacto con el resto del tejido corneal. Las capas impermeables de sustancia acrílica interlaminar constituyen una barrera infranqueable. De ello resulta que los tejidos mal nutridos, se

necrosan al contacto o a las presiones de los lentes y éstos finalmente resultan expulsados aún después de mucho tiempo de buena tolerancia.

Creemos que las inclusiones interlaminares en "sombbrero" con área óptica muy reducida y una amplia aleta de fijación periférica COMPLETAMENTE PERMEABLE tienen posibilidades de aumentar el número de resultados favorables. La aleta de fijación podría elaborarse de esponja de polivinilo, que a su permeabilidad completa agrega una perfecta maleabilidad incapaz de producir presiones.

En cuanto al porvenir de las prótesis transfixiantes y a pesar de los éxitos descritos, compartimos el criterio de BIETTI y pensamos que por sus complicaciones, actualmente no permiten un promedio razonable de mejorías.

RESUMEN

- 1) Se revisa la historia, técnica, complicaciones y resultados de las prótesis acrílicas corneales.
- 2) Se presentan los modelos, técnicas, complicaciones y resultados obtenidos en experiencias personales.
- 3) Se sugiere un nuevo implante en "sombbrero" con aleta *completamente permeable* (esponja de polivinilo) para inclusiones corneales.

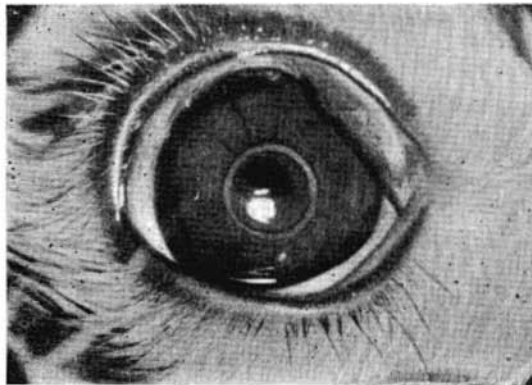


Fig. 13. (Caso Nº 10). Acrílico interlaminar en conejo 6 meses después de la intervención. Nótese la perfecta tolerancia a la inclusión.

RESUMEN

<i>Tipo de Lente</i>	<i>Casos</i>	<i>Resultados</i>
Acrílico tipo I	6	Fueron eliminados entre la 1ª y 3ª semanas después de colocados.
Acrílico tipo II	1 4 1	La tolerancia fue perfecta y la córnea se mantuvo transparente hasta la muerte del animal, siete meses después de la inclusión. Se toleraron hasta la muerte del animal de seis a diez meses después de la inclusión, pero el tejido corneal permaneció opaco y vascularizado. El lente se eliminó tres semanas después de la inclusión.
Acrílico tipo III	1 2	El lente se retuvo hasta la muerte del animal (6 meses), pero el tejido corneal permaneció opaco y vascularizado. El acrílico se eliminó entre una y tres semanas después de la intervención.
Prótesis penetrante	1	En el caso humano se fistulizó la herida y fue preciso extraer el lente a los 22 días.

SINOPSIS GENERAL

1. Prótesis totales: Cáscaras que cubren el segmento ocular anterior (Baron)

2. Prótesis centrales transfixiantes
- 1. Películas plásticas fijadas al estroma (Baron)
 - 2. Cilindros de diámetro uniforme (Franceschetti-Hess)
 - 3. Cilindros con aleta interlaminar de
 - a) Tantalio (Anderson)
 - b) Polietileno (Binder-Binder)
 - 4. Poleas
 - Cara anterior de diámetro mayor (Baron)
 - Cara posterior de diámetro mayor (Dorzee-Baron-Barraquer)
 - Caras de diámetro igual (Kubawara-Gyorffy-Baron)
 - 5. Hemipoleas con la cara anterior cubierta por queratoplastia laminar (Franceschetti)

3. Prótesis intracorneales

- 1. Interlaminares
 - Macizos (Kubawara-Barraquer-Mac Pherson-Anderson)
 - Perforados (Stone-Herbert-Barraquer)
- 2. Córnea anterior al lente trepanada
 - Aleta de fijación de polimetacrilato
 - a) Área central gruesa "lente en sombrero"
 - b) Espesor uniforme (Stone)
 - (Stone-Vanysek-Barraquer)
 - Aleta de fijación de polivinilo (Kubawara)
- 3. Córnea posterior al lente, trepanada (Vanysek)

BIBLIOGRAFIA

- ANDERSON O. E. E., *Brit. J. Ophthalm.*, 35, 628, 1951.
- ARRUGA F. ALFREDO, *Arch. Soc. Oftal. Hisp. Amer.*, 15, 815, 1955.
- BARON A., *Bull. Soc. Ophthalm. Fr.* 67, 386, 1954.
- BARRAQUER M. JOSE I., *Estd. Informa. Oftal. (Barcelona XII, 1949), comunicaciones personales*, 1955-56-57-58.
- BARRAQUER M. JOAQUIN, *Comunicación personal*, 1957.
- BINDER H. y BINDER R., *Amer. J. Ophthalm.*, 41, 793, 1956.
- DORZEE J., *Bull. Soc. Belge Ophthalm.*, N° 108, 582, 1955.
- FORGACS J., *Kisárl. Orvostud.*, 6, 348, 1954.
- FRANCESCHETTI A. y HESS, *Tr. Ophth. Soc. U. Kingdom*, 69, 17, 1949.
- GYORFFY I., *Amer. J. Ophthalm.*, 34, 757, 1951.
- KUBAWARA Y., *Proc. Jap. Ophth. Soc.*, 1950. *Acta Soc. Ophthalm. Jap.*, 1956.
- LEGRAND J., *Bull. Soc. Ophthalm. Fr.*, 67, 407, 1954.
- MAC PHERSON D. G. y ANDERSON J. M., *Brit. Med. J.*, Feb.-53.
- STONE W. y HERBERT E., *Amer. J. Ophthalm.*, 36, 168, 1954.
- STONE W., *Amer. J. Ophthalm.*, 39, II, 185, 1955.
- VANYSEK J., ISERLE J., y ALTMAN J., *Csl. Ophthalm.*, 10, 108, 1954.
- WEGENER THOMSEN S., *Acta Ophthalm.*, 30, 9, 1952.

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

BY

ENRIQUE ARIZA H., M. D.

Bogotá, Colombia

The introduction of plastic material in ocular surgery represents a remarkable advance in attempts to replace or modify the refracting media of the eye. The tolerance of the eye for the acrylics and the physico-chemical properties of these same substances have made them the substances most commonly used in ocular surgery and those that, up to the present time, have made it possible to obtain the most satisfactory and long-lasting results. However, in spite of the many experiments carried on in this field, and the various types of implants and prostheses used, artificial corneas are still confined to the experimental stage, with the exception of a few isolated cases in which they have been utilized in human beings.

We aim to present in this article, a summary of the present status of this problem and to report the results of our experiments and clinical observations.

Franceschetti and Hess in 1949 resumed the experiments previously initiated by Hess in 1939. The authors utilized, in these new experiments and clinical experiences, transfixing acrylic corneal prostheses and implants. Their experiments in rabbits gave partially good results, but only in one of the patients who underwent the operation was the implant retained for some time in the eye. In human patients, all of whom were considered hopeless cases, they utilized very thin prostheses the anterior surface of which was covered with a laminary corneal graft, while the posterior surface was placed and kept in contact with the anterior chamber (Fig. 1).

José I. Barraquer in 1949 attempted to modify corneal refraction by the interlaminary implantation of an acrylic disk. A normal bed, such as that used for a common laminary keratoplasty, was cut, and a lens of plastic material was placed between this bed and the graft for the purpose of maintaining the desired curvature of the anterior face of the cornea. In experiments carried out in rabbits the tolerance of the eye to the implant was excellent but in every case the anterior layers of the cornea became opacified.

Yasuji Kuwabara in 1950 utilized, without success, glass, crystal, and celluloid in his experiments with artificial corneas. Using acrylic materials, however, he succeeded in keeping in place interlaminary implants and some transfixing prostheses with a groove (Fig. 2). In 1956 he introduced a new model acrylic implant which has a peripheral vinyl wing which assures its fixation in the corneal stroma.

I. Gyorffy in 1951 described a corneal implant shaped like a pulley. It is held in proper position by means of two ledges (a lower ledge and an upper one) which follow the curvature of the cornea. The body of the implant is formed by a cylindrical central portion which carries the optic correction (hypermetropic) and the posterior (lower) ledge (Fig. 3). The implant is placed as follows: Penetrating trephination; contralateral incision to make introduction of the posterior ledge possible; a preliminary suture; introduction of the body of the implant which is fixed in the proper position by means of a special pincet; screwing of the anterior (upper) ledge to the body of the prosthesis, the cornea being maintained in place between the two ledges; closure of the preliminary suture (Fig. 4). This implant was utilized by Imre in a case of corneal leukoma due to severe burns from lime. The plastic implant slipped out of the wound on the 13th day, because of increased intraocular tension after the operation.

Anderson O. E. E. in 1951 planned an acrylic corneal prosthesis which has a groove around its perimeter. A toothed ring of tantalum fits into the groove and is then fastened to the corneal stroma. In order to obtain immediate closure of the wound and to facilitate healing, he advised the use of Town and Tassman's "physiologic glue" (Autogenic plasma and fibrin). We do not know the results. (Fig. 5).

S'Wegener-Thomsen in 1952 presented an experimental model of an acrylic corneal prosthesis. The lens, which has not as yet been utilized in human beings, is fixed by means of a contact lens.

D. G. MacPherson and J. M. Anderson in 1953 reported the results of their clinical experiences with the implantation of intracorneal acrylic lenticules. They utilized acrylic lenticules 6.5 mm. in diameter with a thickness of 0.3 mm. at the center and a radius of curvature of 7.8 mm. at the anterior face. One of these lenses was placed in the eye of a patient with interstitial keratitis which reduced the patient's visual acuity to perception of masses. The lenticule, which was implanted with a laminary trephination 5 mm. in diameter and 0.3 mm. in depth, was covered by epithelium which became opacified and vascularized. Later on, the corneal tissue recovered transparency and the patient reached a visual acuity of 0.10. Both the tolerance and the visual acuity of the patient have remained unmodified during more than 3 years of observation.

W. Stone Jr. and H. Herbert in 1953 reported the results of their experiments in rabbits in the eyes of which interlaminary and penetrating acrylic corneal prostheses were implanted. They found that transfixing prostheses were not retained and that interlaminary disks prepared with numerous peripheral perforations were tolerated in 7 out of 9 of the eyes on which the operation was performed. One of the rabbits used in these experiments died seven months after the implant was made. It was observed that the implant was firmly anchored in the corneal stroma by tissue which had penetrated through the perforations. In this first series of experiments, the

authors had one case in which the cornea spontaneously underwent perforation in front of the implant, leaving the anterior surface of the implant uncovered until the death of the animal 12 months later. This observation was the basis of the excellent study reported by Stone in 1955 on the "Permanency of artificial openings of the cornea in front of interlaminary acrylic implants." The work was carried out by utilizing implants of substantially uniform thickness and disks in which the central portion was thicker.

In utilizing lenses of uniform thickness (0.25 mm.) two important facts were established: The corneal opening made on the anterior surface of the lens always closes (or else the lens is eliminated) regardless of the diameter of the trephination and regardless also of the interval of time that elapses between the placing of the implant and the trephination of the anterior corneal layers. The average period of time for occlusion is 37 days.

Stone found that the elimination of the implant is more frequent when trephination is carried out during the placing of the lens or in the following week. He attributed this fact to the following three factors:

- 1) The stroma did not invade the peripheral perforations.
- 2) Barriers against infection had not been established.
- 3) Stability of the implant was not obtained, so that the implant might shift out of place.

The results obtained by the implantation of disks with a thicker central portion (1.5 mm.) and a thin, well perforated peripheral portion (0.25 mm.) were more gratifying (Fig. 6).

Of the several techniques utilized, the so-called "fixation in step" technic should be emphasized (Fig. 7). It consists of the following stages:

- a) Laminary central trephination of the anterior two thirds of the cornea.
- b) Cutting in a "step" of a groove inside the corneal parenchyma in which groove the periphery of the lens is to be fixed.
- c) Introduction of the lens and suturing of the incision. The purpose of cutting the groove in which the perforated periphery of the acrylic lens is to be placed in a "step" is to facilitate proliferation of the corneal epithelium through the perforations to secure a rapid and firm fixation of the implant. With this procedure Stone obtained perfect tolerance for the implant for eight months in one case and for a period of between three and four months in four cases.

According to Stone, the form and the thickness of the lens are the factors that determine the behavior of the cornea towards the acrylic implant.

A. Baron in 1953 reported the results of his clinical experiences with corneal prostheses for visual purposes. He utilized two types of acrylic implants, namely:

- 1) Central corneal implants and,
- 2) Total corneal prostheses.

1) The central corneal implants were of the following two classes:

a) Films of plastic material which became incrustrated after having been put in place by a penetrating trephination: None of these implants remained in position.

b) Prostheses in the form of a shirt stud or a pulley with a groove in which the cornea is fixed. The pulley 4 mm. in total diameter and 2 mm. in height, has a groove 2 mm. in depth. The surface of the lens follow the curve of the cornea (Fig. 8).

According to Baron, the technic suggested by Gyorffy, but with two contralateral incisions, presents the danger of favoring poor coaptation, including the possibility of fistulization. This last complication led to a fibrinous reaction and made is necessary to extract the lens in one case after it had been perfectly tolerated for three months. The same reaction was observed in three other cases five months after the operation.

2) Total corneal prostheses.

These are shells of the dimensions of the normal cornea which are so placed as to cover the anterior segment. They are fixed by means of a border which has clefts to be used in attaching them to the muscles, and by multiple perforations which permit a union to the conjunctiva and the episclera. (Fig. 9).

The technic is as follows:

a) Choice of an adequate shell.

b) Disinsertion of the conjunctiva at the limbus, as if the operation were going to be an enucleation.

c) Dissection of the rectus muscles without sectioning them.

d) Trying of the shell to verify its exact fit.

e) Perforating corneal trephination of 5 mm.

f) Placing of the prosthesis under the muscles and the conjunctiva.

He used this technic in operating on five patients, three of whom showed tolerance for more than five months and one for 20 months. The fundus is clearly visible in one of these patients seven months after the operation and the visual acuity is equal to counting fingers at a distance of one meter. The poor visual acuity in this patient is attributed to glaucomatous papillar atrophy. The fifth patient showed panophthalmia and the eye had to be enucleated one month after the operation.

Baron regards corneal implants and corneal prostheses as in the experimental stage and only to be used in very unfavorable cases. He considers the principal disadvantage to be the imperfect coaptation secured between the eye and the lens.

J. Legrans in 1953, simultaneously with Baron, reported the results of his experiences with acrylic corneal prostheses. His lens, with a diameter of 7 mm., has a central area of 4 mm. and 1.5 of thickness, which constitutes the optic part, and a very thin peripheral part which is perforated by 10 perforations, joined together by a cleft (Fig. 10).

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

The surgical technic utilized by Legrand is as follows:

- 1) Trephination and laminary dissection of a flap 4 mm. in diameter and half as thick as the cornea.
- 2) Cutting of a groove in the thickness of the parenchyma and peripheral to the trephination, with an elbow-shaped knife.
- 3) Contralateral incisions at 3 o'clock and at 9 o'clock.
- 4) Placing of large preliminary sutures with 6-0 silk.
- 5) Trephination of the remaining half of the corneal tissue.
- 6) Introduction of the prosthesis and closure of the sutures. In some of the cases, a Walser shell was placed in position and left in place for 15 days. (Fig. 11).

His results are summarized in the following table:

<i>Age</i>	<i>Preoperative condition</i>	<i>Complications</i>	<i>Results</i>
18 years	Absolute glaucoma	Anterior displacement of the lens	Elimination of the acrylic prosthesis
58 years	Absolute glaucoma	Failure of the anterior chamber to reform	Elimination of the acrylic lens 16 days after the operation
57 years	Vitreous hemorrhage	None	Prosthesis in position 8 months after the operation
42 years	Anterior segmentitis	None	Prosthesis in position 14 months after the operation

According to Legrand the greatest problems are the fixation of the lenses and the formation of retroretinal fibrinous membranes. He attributes the formation of such membranes to two factors:

- 1) Mechanical irritation.
- 2) Irritation due to particles of the abrasive substance (aluminum oxide) used for polishing the lens.

In his experience, the cutting away of the membrane was useless because the membrane reformed within a few days. Streptokinase injected into the anterior chamber prevented formation of the membrane only for as long as it was being administered.

According to Legrand, the fact that dead spaces may exist between the lens and the cornea favors the possibility of the formation of fistulas and for this reason, prostheses should have a minimal optic central area with a correspondingly larger, well perforated wing for fixation.

J. Vanysek, Iserle and J. Altman published in 1954, the results they had obtained by the use of acrylic implants and prostheses.

In preliminary experiments in rabbits the acrylic implants were eliminated when they were placed between the conjunctiva and the episclera, but when they were interlamarily placed they were well tolerated and held in good position by their irregular borders. A free prosthesis in the anterior chamber was equally well tolerated. In two human eyes, which were blind as the result of a burn with sulfuric acid, the implant was placed after the cornea was superficially trephinated following dissection with a Graefe knife. Then the superficial layer of the cornea was sutured over the thin edge of the graft. Both implants were eliminated without any traces of union between the cornea and the acrylic implant.

In a further series an attempt was made, without success, to prevent the formation of retrolental membranes by utilizing an implant which was placed from the anterior chamber (Fig. 12).

J. Jorgacs in 1954 reported his experiments with intracorneal acrylic implants in the eyes of cats. We do not know the results of his experiments.

J. Dorzee in 1955 reported the results he obtained by the use of transfixing acrylic prostheses. He described his surgical technic as follows:

The prosthesis, in the form of a pulley, has a posterior surface of greater diameter than its anterior surface, which gives it the aspect of a cone with a posterior base. After the prosthesis is put in place, it is covered with a laminary graft which assures fixation of the prosthesis and prevents filtration during the first few days. His technic has been used in five patients in two of whom the visual results were spectacular. In one of the patients the visual acuity after 5 months is 0.70 using a lens of -8.00 Sph.

H. Binder and R. Binder recently in 1956 carried out experiments with acrylic corneal implants in animals, utilizing a prosthesis of Plexiglass and polyethylene.

The lens consists of two portions: 1) A central acrylic cylinder of Plexiglass M-33, 2.5 mm. in diameter and 1.5 mm. in thickness, which has a circular groove near its anterior surface; 2) a polyethylene disk 0.1 mm. in thickness, which is fixed to the groove of the cylinder. The total diameter of the disk is 8 mm. and it is perforated by 3 or 4 perforations as shown in the accompanying scheme: (Fig. 13).

The two stage technic, as carried out in the eyes of rabbits, is as follows:

First stages

- a) Superficial demarcation of three sides of a rectangular flap.
- b) Dissection of the anterior third of the flap, leaving it attached to the receptor by its base.
- c) Placing of three preliminary sutures.
- d) Penetrating central trephination of 2.6 mm. in the deep corneal layers.
- e) Placing of the implant in such a way that the posterior surface of the cylinder projects into the anterior chamber, and the peripheral wing remains interlaminary.

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

- f) Replacing of the superficial flap so that it covers the acrylic implant completely.
- g) Fixation with from 7 to 10 sutures of human hair.

In the postoperative course of the first stage, the following phases were observed:

- 1) Marked edema of the superficial flap.
- 2) Formation of the chamber within a few days after the operation.
- 3) Neovascularization of both the superficial and the deep corneal layers which progressed until it reached the pupillary area at the 20th day.
- 4) Regression of the reactional process, with visualization of the implant in about three weeks.

Second stage:

Six weeks after realization of the first stage, the procedure was continued with the trephination of the superficial layers covering the anterior surface of the cylinder. According to the author the superficial trephination remained open, and the good fixation which was obtained avoided the possibility of epithelization of the anterior surface, but even in the cases with good tolerance the formation of retrolental membrane nullified the optic results.

RESULTS

<i>Number of cases</i>	<i>Postoperative course</i>
15	Excellent results with vision of the fundus; exudates on the crystalline lens; transparent vitreous; moderate posterior synechiae. In the sixth month a retrolental membrane nullified the optic result.
5	Early spontaneous perforation of the anterior flap with elimination of the lens.
12	Formation of retrolental membrane before six weeks.
6	Postoperative glaucoma with elimination of the acrylic material.

PERSONAL EXPERIMENTS AND CLINICAL EXPERIENCES

The work we have carried out with acrylic corneal prostheses and implants, which was started in 1955, had the following four aims:

- 1) Intracorneal implants of lenses with refractive power.
- 2) Intracorneal implants of lenses intended to modify the corneal curvature.
- 3) Intracorneal implants of lenses, as treatment for superficial leukoma.
- 4) Transfixing prostheses for the treatment of leukoma of the whole thickness of the cornea.

The intracorneal implants were performed in the eyes of rabbits and the transfixing prosthesis was placed in a human eye affected with total adherent leukoma which, because of the condition of the eye, was not susceptible to any to any other treatment.

Lenses and Technic:

Several types of lenses of Methyl polymetacrylate devised by one of us and manufactured by Pfortner of Buenos Aires, Argentina, were utilized in our interlaminary experiments. The "corneo-morphic" lens utilized as transfixing prosthesis was devised by Joaquín Barraquer and manufactured by Florit of Barcelona, Spain (Fig. 11).

The lenses with optic correction had the following characteristics: Circular form with a base of 7 mm. of radius of curvature, 0.1 mm. of thickness and a positive power of + 6.00 Sph. (Fig. 10-2).

The implants intended to modify the corneal curvature had the following characteristics: (Fig. 10).

- A Model: Circular form with 7.5 mm. of radius of curvature, 8 mm. in diameter, non-perforated central area and 4 oval peripheral orifices (Fig. 10-3-A).
- B Model: Circular form with 7.5 mm. of radius of curvature, 8 mm. in diameter, and five perforations; one central circular perforation 4 mm. in diameter and 4 oval peripheral perforations (Fig. 10-3-B).
- C Model: "Saddle-shaped" form with 7.5 mm. of radius of curvature, diameter 8 mm., and a central perforation 4 mm. in diameter. (Fig. 10-3-C).

The lenses with a refractive power and those which intended to modify the corneal curvature were introduced with similar techniques which can be detailed as follows:

- 1) General anesthesia with sodium Penthotal or with Barbisedan and local anesthesia with 5% cocaine colyrium.
- 2) Rectilinear incision made with a razor blade in the upper half of the cornea at about 3 or 4 mm. from the center and of a variable depth, amounting in some cases to half the thickness of the cornea and in other cases to a depth of its anterior two thirds.
- 3) Dissection of an interlaminary pocket of an adequate size, starting it with a piriform spatula and completing it with curved scissors.
- 4) Introduction of the lens with pincets and centering of the lens in relation to the pupillary area.
- 5) Suture of the wound with two or three sutures of virgin silk. In some cases the wound was not sutured.
- 6) Tarsorrhaphy.

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

The lenses which were utilized as a treatment of superficial leukoma had the following characteristics: (Fig. 10-2).

"Hat-shaped" form with a base of 7 mm. of radius of curvature.

Total diameter: 4 mm.

Diameter of the central cylindric area: 2.5 mm.

Total thickness: 0.5 mm.

Diameter of the central cylindric area: 2.5 mm.

Thickness of the wing (that is the brim of the hat): 0.1 mm.

These lenses were placed in accordance with the technic previously described for the lenses with refractive power, with the single exception that in all cases a superficial central trephination of 2.5 mm. in diameter was made, after the dissection of the interlaminary pocket, for the purpose of allowing the optic area of the anterior surface of the acrylic implant to remain uncovered.

The transfixing prostheses used as substitutes for leukomas of the whole thickness of the cornea had the following characteristics: (Fig. 11).

Form of a shirt stud or a pulley with two faces of unequal diameter curved according to the curvature of the cornea.

Diameter of the anterior surface: 6 mm.

Diameter of the neck of the pulley: 3 mm.

Diameter of the posterior surface: 9 mm.

Total thickness: 3 mm.

Dioptic power of the anterior face: 48.50 diopters.

This prosthesis, the so-called "corneo-morphic" lens, was placed in a human eye according to the technic described by Joaquin Barraquer, which is as follows:

- 1) Thephination and laminary dissection of a round corneal flap 6 mm. in diameter and 0.3 mm. in thickness.
- 2) Penetrating trephination 3 mm. in diameter performed at the center of the trephination previously made.
- 3) Contralateral incisions with straight scissors at 6 o'clock and at 12 o'clock positions, respectively.
- 4) Introduction of the lens in such a manner that the cornea fits into the groove of the lens.
- 5) Suture of the contralateral incisions with two stiches of virgin silk.

CASE REPORTS

Case 1:

A type 1 lens (Fig. 10-1) of the so-called "hat-shaped" form was placed on May 10, 1955, by the technic previously described for this type of acrylic lens. The linear incision was not sutured.

Infection of the wound occurred on the second day after the implantation, making it necessary to extract the lens.

Case 2:

A lens of the "hat-shaped" type was placed on May 10, 1955, in a manner similar to that used for the placing of the lens in experiment number 1. The incision was not sutured.

Leukocyte infiltration of the edges of the wound started on the second day.

The displaced lens was extracted on the 9th day.

Case 3:

A lens of the "hat-shaped" type was placed on May 10, 1955.

The linear incision was sutured with one suture of virgin silk.

Good transparency of the retrolental corneal layers and moderate edema of the surrounding anterior tissue were observed two days later.

The edges of the trephination became necrotic on the 16th day and the lens was eliminated on the 20th day.

Cases 4, 5 and 6:

A lens of the "hat-shaped" type was placed on one eye of each of three animals on May 19, 1955. The lenses were placed according to the technic previously described. The tolerance and transparency of the deep layers were excellent during three weeks, but thereafter the peripheral cornea in contact with the lens became necrotic in all three eyes, and the lenses were eliminated.

Case 7:

On May 28, 1955, an acrylic lens with refractive power (Fig. 10-2) was introduced into the anterior chamber, where it was left free, after a corneal flap had first been cut with a Graefe knife and a peripheral iridectomy had been performed.

The incision was closed with 4 corneal sutures of virgin silk.

Six days later the cornea was edematous, especially in the lower half where the lens was in contact with the endothelium. There were exudates between the lens and the iris and in the areas of the iris on which the acrylic lens was resting there was a fine hemorrhagic mottling.

Within 60 days the cornea had become vascularized and deep parenchymatous opacities could be observed at the level of the points of contact with the lens. The blood vessels of the iris were markedly ingurgitated.

On the 65th day the lens had been spontaneously displaced and there were numerous anterior synechiae marking the points where it had rested.

The lens was well tolerated but the opaque and vascularized cornea lost its optic function.

Case 8:

A type "2" lens (Fig. 10-2) was interlamarily placed on May 28, 1955, in the anterior third of the cornea according to the technic previously described.

The linear incision was not sutured.

On the sixth day the cornea was edematous, the wound was partially open, and there was acute iritis.

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

On the 13th day necrosis of the superficial layers and strong neovascularization were observed.

On the 20th day the lens was eliminated.

Case 9:

A type "2" lens (Fig. 10-2) was interlamarily placed on May 28, 1955. The interlaminary pocket was dissected at the level of the anterior two thirds of the cornea.

The linear incision was not sutured.

On the 6th day a point of infection appeared between the lens and the anterior surface of the cornea. The iris was congested and it had small hemorrhages. On the 13th day the cornea in front of the lens became ulcerated.

On the 20th day the ulceration was still open, without infection and without displacement of the lens. Superficial neovascularization was beginning.

On the 52nd day the corneal opening had been closed by the neof ormation and the whole cornea was opaque and vascularized.

The results were not modified in the tenth month.

Case 10:

An acrylic lens type "2" (Fig. 10-2) was interlamarily placed on July 16, 1955. The interlaminary pocket was dissected in one half of the corneal thickness.

The linear incision was sutured with two sutures of virgin silk.

The suture was removed on the 10th day.

The lens followed a good course without any reaction, with perfect transparency and without any tendency to vascularization up to death of the animal, which occurred 7 months later.

Case 11:

An acrylic lens type "2" was introduced on July 16, 1955, with a technic similar to that used in case number 10. On the fourth day corneal edema started especially at the level of the linear incision. Edema diminished on the 18th day and at this time a cotton fiber could be seen between the anterior surface of the lens and the cornea.

On the 28th day edema persisted and neovascularization started at the level of the incision. 1,350 r of Beta rays were applied.

On the 33rd day the vessels had stopped 1 mm. from the lens. The anterior layers remained transparent and the deep layers had become opacified.

On the 40th day the blood vessels had reached the lens.

In seven months the anterior layers were opaque and profusely vascularized.

The eye was then enucleated. Microscopic examination showed that the opacification and the vascularization were confined to the anterior layers and that the deep layers were transparent.

Case 12:

An acrylic lens type "2" was interlamarily introduced on July 16, 1955, with a technic similar to that used in case 10.

On the 6th day there was moderate corneal edema. The ophthalmometric images were irregular. The corneal power, measured by the keratometer was 56.5 diopters. The other eye had 45.00 diopters.

The details of the fundus were perfectly visible through the lens.

On the 18th day the cornea was transparent with moderate edema in the zone of the incision and with a few newly formed blood vessels.

On the 27th day the blood vessels had not progressed.

On the 34th day leukocytic infiltration appeared in the corneal layers in front of the lens.

On the 44th day perforation of the infiltrated zone occurred leaving the anterior surface of the lens partially uncovered.

Six months later, when the animal died, the perforation was still open and the lens was still in position.

Case 13:

An 'A' Model of an acrylic lens type "3" (Fig. 10-3-A) was interlaminarily placed on Oct. 1, 1955, in an attempt to modify the corneal curvature of an eye of a rabbit. The lens was introduced in accordance with the technic previously described. In order to obtain closure of the wound, it was necessary to make a paracentesis of the anterior chamber. Three sutures of virgin silk were placed.

On the 8th day, corneal edema was observed and the perforations of the lens looked as if they were empty spaces. At the center of the main perforation the superficial corneal layers were in contact with the deep corneal layers.

On the 14th day, leukocytic infiltration started at the level of the pressure points.

On the 22nd day perforation of the cornea occurred and the implant was eliminated.

Case 14:

A 'B' Model of an acrylic lens type "3" (Fig. 10-3-B) was interlaminarily placed on Oct. 1, 1955, with a technic similar to that used in case 13.

On the 2nd day, leukocytic infiltration started and hypopyon, which occupied a half of the anterior chamber was observed.

On the 10th day, the implant was eliminated.

Case 15:

A 'C' Model of an acrylic lens type "3" (Fig. 10-3-C) was interlaminarily placed on Oct. 1, 1955. It was necessary first to cut a quadrangular flap which was sutured with seven sutures of virgin silk, after a preliminary paracentesis of the anterior chamber in order to obtain a correct approach of the lips of the wound.

The lens followed its course with corneal edema but without septic manifestations.

On the 22nd day, the sutures were removed and the superficial corneal layers were opaque and markedly vascularized.

Six months after the operation the lens was well tolerated and it was firmly anchored in the corneal stroma but the opacification of the tissue had not been modified.

Case 16:

A corneo-morphic lens (Fig. 11) was introduced into the eye of a patient with total leukoma on Dec. 5, 1957. The lens was introduced with the technic previously described for this type of prosthesis.

The patient was given Diamox and antibiotics by the systemic route.

The eye followed a course without any reaction and with perfect tolerance towards the acrylic lens for 8 days, after which, however, a fistula was formed by dehiscence of the upper contralateral incision with loss of aqueous humor.

The tissue was very thin and necrotic at the edges of the fistula and for this reason it could not be adequately approximated to close the fistula. Therefore, a total conjunctival covering in the form of a pocket was immediately applied to secure closure of the fistula and to preserve the lens.

Ten days later the covering opened spontaneously and it was found that the upper corneal opening was healed and the loss of the aqueous humor had been stopped.

Four days later, movement of the lens was again observed and the fistula reappeared. We proceeded with the removal of the acrylic lens, the two contralateral incisions were resected in a wedge and the entire vertical incision was sutured in a line with five sutures of 6-0 silk. Then the entire cornea was covered and the conjunctiva was closed with a horizontal suture of silk.

During the surgical operation it was found that the cornea which had been incrustated in the pulley, had become thin and necrotic causing an enlargement of the central trephination and that this was the cause of both the movement of the acrylic lens and the fistulization of the anterior chamber.

COMMENTARIES

The behavior of the dermic tissue towards the implantation of acrylic materials has been the subject of studies carried on by Cornel and J. Kerneis (quoted by Legrand). Their work is important for an understanding of the reactions of the cornea towards the plastic prostheses.

These researchers introduced acrylic implants into the ventral hypodermis of 25 guinea pigs with the following results:

1) During the first 15 days, the inflammatory reaction is similar to that caused by any foreign body, namely, a phase of congestion with edema and a fibrino-leukocytic reaction.

2) Approximately on the 15 day, an extensive layer of young fibroblasts has already been formed. This layer surrounds the foreign body by means of a dozen of rows of cells with globular nuclei.

3) Immediately after this, there is a progressive diminution of the fibroblastic magma enveloping the foreign body.

4) Within four months, the reactional fibroblastic magma has been reduced to a thin avascular capsule composed of a layer of 3 or 4 flattened fibroblasts.

The capsule has very little consistency, which shows the slight intensity of the tissue reaction to the physical and chemical presence of the acrylic implants.

The behavior of the cornea towards plastic implants is similar to that of the dermic tissues. In almost all the reported cases, as well as in our observations, corneal edema and a fibrino-leukocytic reaction appeared within the first two weeks after implantation.

In this first period, —the stage of inflammation— the majority of the interlaminary implants were eliminated, especially if the central area of the anterior corneal layers over the lens had been trephinated. Stone explained the elimination in this case (lenses of the "hat-shaped" type) as due to lack of solid fixation and secondary sepsis. We believe that early elimination of the "acrylic sandwiches" is due to the loss of consistency in the tissues caused by the inflammatory stage in the corneal layers in front of the lens, when these layers have been left very thin. If the acrylic lens is implanted deeply in the stroma, this complication is rare.

The second period, namely, the stage of defense, starts, as a rule, at the beginning of the second week. It is characterized by the occurrence of the fibroblastic reaction, just as in the dermic implants. In this period, proliferation of the connective tissue is observable through the peripheral perforations of the perforated implants. This tissue, together with the anastomosed superficial and deep corneal vascular bundles constitutes the solid anchorage which Legrand properly calls the "anatomic suture".

In the third period, or the stage of regression, the tissues show a tendency to return to their original condition. In certain exceptional cases, only, this stage permits the corneal tissue situated in front of the implant to regain all of its transparency. That is why we do not believe that the "acrylic sandwiches" can give permanent optic results. The reaction, as a rule, stimulates neovascularization to such an extent that it is only possible to obtain interlaminary lenses that are very well tolerated but always surrounded by opaque tissue. It is for this reason that the "hat-shaped" implants with ample and well-perforated peripheral fixation wings have given some excellent results.

In penetrating prostheses, other factors, which worsen the prognosis of those lenses are added to the phases already described.

The most important factor is derived from the poor condition of the anterior segment when these acrylic lenses are indicated. This is the reason why the most frequent immediate complication is glaucoma (irritative and hemorrhagic) and hypertension is precisely the condition which causes displacement of the lenses when they are still not solidly anchored and which leads to the formation of fistulas in the anterior chamber, with their well-known consequences.

The elevations of tension do not necessarily cause subjective troubles because the rapid escape of the aqueous humor through the trephination and the recently made contralateral incisions makes the ocular globe first normal and then hypotonic. Hemorrhagic glaucoma has been observed in placing transfixing lenses in vascularized corneas and it is attributed to hemorrhages due to section of the capillaries (Joaquin Barraquer).

The second factor is the reaction of the aqueous humor in contact with the posterior surface of the optic area of the lens. The formation of a retrolental fibrinous membrane, which nullifies the optic results, is attributed to chemical irritation caused by residual particles of the abrasive material utilized in polishing the lens, rather than to the physical presence of the acrylic lens (Legrand).

RESUME

<i>Type of lens</i>	<i>Cases</i>	<i>Results</i>
Acrylic type I	6	They were eliminated between the first and the third weeks after they were set in place.
Acrylic type II	1	Tolerance was perfect and the cornea retained its transparency up to death of the animal seven months after implantation.
	4	They were well tolerated up to the death of the animal from six to ten months after implantation, but the corneal tissue remained opaque and vascularized.
	1	The lens was eliminated three weeks after it had been introduced.
Acrylic type III	1	The lens was retained until death of the animal (6 months), but the corneal tissue remained opaque and vascularized.
	2	The acrylic lens was eliminated between 1 and 3 weeks after implantation.
Penetrating prosthesis	1	In the case in a patient the wound became fistulized, and the lens had to be removed on the 22nd day.

GENERAL SYNOPSIS

- | | | | |
|---|--|--|--|
| 1. Total prostheses: Shells which cover the anterior segment of the eye (Baron) | | | |
| 2. Transfixing central prostheses | <ul style="list-style-type: none"> 1. Plastic films fixed to the stroma (Baron) 2. Cylinders of uniform diameter (Franceschetti-Hess) 3. Cylinders with an interlaminary wing of: <ul style="list-style-type: none"> a) tantalum (Anderson) b) polyethylene (Binder and Binder) 4. Pulleys <ul style="list-style-type: none"> Surfaces of equal diameter (Kubawara-Gyorffy-Baron) Posterior surface of larger diameter (Dorzee-Baron-Barraquer) Anterior surface of greater diameter (Baron) 5. Hemi-pulleys with the anterior surface covered by means of a laminary keratoplasty (Franceschetti) | | |
| 3. Intracorneal prostheses | <ul style="list-style-type: none"> 1. Interlaminary <ul style="list-style-type: none"> Massive (Kubawara-Barraquer-MacPherson-Anderson) Perforated (Stone-Herbert-Barraquer) 2. Cornea trephinated in front of the lens <ul style="list-style-type: none"> Fixation wing of polymetacrylate <ul style="list-style-type: none"> a) Uniform thickness (Stone) b) Thick central area, lens "hat-shaped" (Stone-Vanysek-Barraquer) Fixation wing of polyvinyl (Kubawara) 3. Cornea trephinated behind the lens (Vanysek) | | |

ACRYLIC CORNEAL PROSTHESES AND IMPLANTS

We believe that the fibrinous reaction is caused by the alteration which in the physiology of the cornea causes a permanent opening in the posterior layers of the cornea.

To prevent the formation of the membrane and to obtain better closure of the wound, prostheses in the form of a pulley, whose posterior surface is much more ample than the anterior surface, have been constructed. These lenses, however, may involve the danger of causing endothelitis, because of the prolonged and extensive contact they have with the delicate endothelium.

The third factor, which is the nutrition of the cornea, is the one which, in the end decides the fate of implants and prostheses constructed of inert materials. In reality, for the anterior corneal layers to receive adequate nutrition and to conserve their structure and their transparency, it is necessary that they be in easy contact with the rest of the corneal tissue. The impermeable layers of interlaminary acrylic substances constitute an unconquerable barrier. As a result, the poorly nourished tissues become necrotic through contact with or pressure from the lenses and the lenses are finally eliminated, even after having been well tolerated for a long time.

We believe that the "hat-shaped" interlaminary implants with a very reduced optic area with a completely permeable ample peripheral fixation wing have great possibilities for increasing the number of favorable results. The fixation wings could be manufactured out of polyvinyl sponge, which in addition to its complete permeability possesses perfect malleability which makes it incapable of producing any pressure.

In regard to the future of transfixing prostheses, and not withstanding the reported successful results, we believe, with Bietti, that because of their complications, they do not now permit a reasonable average of improvements.

RESUME

- 1) The history, technic, complications and results of corneal acrylic implants and of corneal acrylic prostheses is reviewed.
- 2) The models and technics used are described and the complications observed and results obtained in personal experiences are reported.
- 3) A new "hat-shaped" implant with a COMPLETELY PERMEABLE wing (polyvinyl sponge) for corneal implants is suggested.

Apartado Aéreo 11056.
Bogotá, Colombia.

METODO PARA LA TALLA DE INJERTOS LAMINARES EN CORNEA CONGELADA. NUEVA ORIENTACION PARA LA CIRUGIA REFRACTIVA

(Nota Previa)

POR

JOSE I. BARRAQUER M., M. D.

Bogotá, Colombia

Si bien en los primeros tiempos de la queratoplastia se hicieron intentos de transplante laminar (Walther - 1840) (1) pronto se abandonaron en favor de la penetrante por sus mejores resultados, hasta que con el advenimiento de los antibióticos, Paufigue y Sourdille, demostraron en 1948 la bondad del método laminar (2). Esta característica se ha acentuado con la introducción de los corticosteroides en terapéutica.

Sin embargo, en queratoplastia laminar anterior los resultados visuales son frecuentemente menos satisfactorios que en los casos favorables de queratoplastia penetrante. Esto es debido:

- 1) Opacidades residuales en el plano profundo.
- 2) Opacidad en el plano de unión.
- 3) Defectos de refracción.

Estos últimos, son los que nos interesan en este trabajo y son motivados por irregularidad:

- a) En el tallado del lecho receptor.
- b) En la talla del injerto.

- c) En la coaptación entre ambos.
- d) En la córnea receptora.

Muchos autores han propuesto métodos para mejorar los tres primeros factores mencionados, así:

1) Paufigue (2) describe su técnica con el uso del cuchillete acodado, de su nombre, y el escarificador de Desmarres para la talla del lecho receptor y del escarificador solo, para la talla del injerto.

2) Barraquer (3) describe su técnica y emplea su espátula piriforme para ambos fines.

3) Bock (4) diseña su cuchilla para la toma de injertos de espesor uniforme, y recientemente Castroviejo (9) describe su nuevo Queratoplastotomo.

Para asegurar la coaptación y fijación del injerto se han empleado principalmente cuatro métodos:

- a) Paufigue (2) hilos de contención y membrana vitelina de huevo.
- b) Barraquer (3) sutura borde a borde.
- c) Fritz (5) lentes de contacto suturados.
- d) Walsler (6) lentes de contacto libres.

La observación de las ametropías provocadas por la queratoplastia hicieron que el autor propusiera, en 1949, el empleo de métodos laminares para modificar la refracción en ojos amétropes (7), modificando:

- a) La dimensión del injerto.
- b) La curva del lecho receptor.
- c) La curva de la córnea incluyendo entre sus capas un acrílico con o sin poder dióptrico (10).

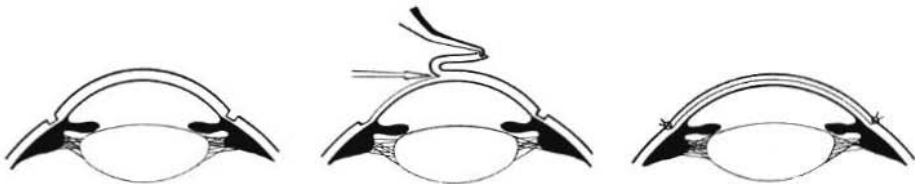


Fig. 1. Queratectomía anular para aumentar el radio de curvatura corneal (1949).

Con los métodos descritos en 1949 en nuestra nota "Queratoplastia Refractiva" (7) (Figs. 1 y 2) conseguimos algunos resultados que nos demostraron lo lógico de la idea de modificar la refracción del globo ocular actuando sobre el órgano más fácilmente accesible y de mayor poder dióptrico del ojo.

INJERTOS REFRACTIVOS

Fig. 2. Métodos (1949) para disminuir el radio de curvatura corneal:

a) Injerto laminar mayor que el lecho.



b) Lecho con talla convexa.

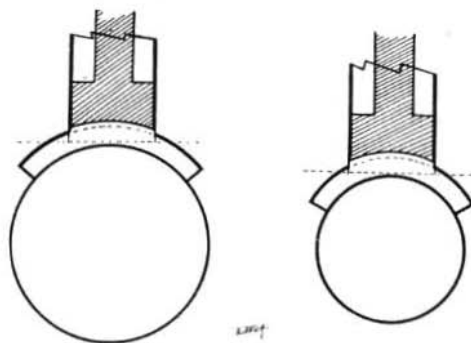


c) Inclusión de un acrílico.



La falta de un procedimiento técnico para tallar en la forma deseada el lecho receptor nos hizo pensar en la posibilidad de modificar la forma del injerto. Así pudimos minimizar defectos de refracción miópicos o hipermetrópicos pre-existentes en ojos con leucomas superficiales tallando el injerto con una navaja en una córnea dadora cuya forma habíamos modificado previamente adaptándola sobre una esfera metálica de la dimensión adecuada (Fig. 3), y si bien debido a imperfecciones de la talla manual no conseguimos una exactitud suficiente, los resultados obtenidos nos alentaron a continuar experimentando por este camino.

Fig. 3. La córnea adaptada sobre una esfera del diámetro requerido, se halla horizontalmente una vez delimitado el injerto.



Nuestra experimentación se dirigió entonces hacia la talla del injerto o lecho receptor por medios mecánicos semejantes a los empleados para la talla de lentes ópticos. Ensayamos un sinnúmero de instrumentos y métodos que no dieron el resultado deseado (cuchillas curvas, fresas de metal, esmeril, carborundum, diamante, etc.)

Los descubrimientos de Eascott (8) sobre la viabilidad de la córnea congelada abrieron un nuevo horizonte a nuestra idea de tallar injertos corneales perfectos y eventualmente con un poder refractivo predeterminado, pues en estas condiciones la dureza de la córnea permitiría trabajarla como otros materiales de uso corriente, v. g. plásticos.

El método desarrollado consiste en tallar por su cara parenquimatosa el injerto congelado en un torno especial que permite darle la curvatura, espesor y dimensiones deseadas con gran precisión.

Con esta técnica hemos podido obtener injertos absolutamente regulares y con valor dióptrico predeterminado, con los que es posible no sólo minimizar o suprimir los defectos de refracción esféricos y cilíndricos post-operatorios o los pre-existentes a una queratoplastia laminar, sino que también nos ha permitido realizar, en animales de experimentación, autoqueratoplastias laminares para producir a voluntad ametropías que pueden ser compensadoras de una pre-existente.

El método es aún susceptible de otra posibilidad, actualmente en vías de experimentación, o sea la talla de lentes de tejido corneal de forma y tamaño preciso que incluidos en el espesor de la córnea permitirán modificar su poder refractivo. (Fig. 4).



Fig. 4. Inclusión interlaminar de lente de "parenquima corneal" para aumentar o disminuir el radio de curvatura de la córnea.



Dado el carácter de esta nota no entraremos en la consideración minuciosa de detalles técnicos, pues en el momento actual sería prematuro. Expondremos lo esencial de la técnica seguida en nuestros experimentos y un ejemplo de los resultados que nos han movido a hacer esta publicación.

Lo complejo del método, todos los comienzos son complejos, no es obstáculo puesto que en caso de homoqueratoplastia, y ésta es la única que hasta la fecha hemos practicado en seres humanos, todo el trabajo técnico puede ser llevado a cabo en el banco de ojos por un especialista que con esta técnica está capacitado para entregar un injerto que se adapte exactamente a las condiciones solicitadas por el cirujano.

Con córneas talladas en estas condiciones pueden disminuirse dos de las causas ya señaladas de irregularidad tectónica en las queratoplastias laminares, puesto que:

1) Permite obtener injertos muy uniformes en espesor y radio de curvatura, pudiendo este último ser calculado para compensar una ametropía pre-existente.

2) Permite compensar las deformaciones de la córnea receptora por medio de injertos astigmáticos.

3) Las irregularidades por defectos de coaptación están minimizadas en queratoplastia laminar ya sea con la sutura borde a borde, ya con el uso de un lente de contacto.

4) El método no permite corregir las irregularidades consecutivas a la talla defectuosa del lecho receptor, las cuales por el momento solo podemos reducir con una disección sumamente cuidadosa y eventualmente bajo el control del microscopio quirúrgico con lámpara de hendidura (11).

LABOR EXPERIMENTAL

En el desarrollo de este método estudiamos consecutivamente:

a) La posibilidad de congelar la córnea receptora con el fin de tallarla con la forma deseada.

b) Comprobación de la viabilidad de injertos laminares congelados después de su talla.

c) Comprobación de la viabilidad de injertos laminares tallados durante la congelación.

No comprobamos la viabilidad de los injertos tallados en globos previamente conservados a 79° centígrados bajo cero y descongelados antes de tallar el injerto, pues este punto ha sido ya demostrado por los experimentos de Eascott, Cross, Leigh, North, Rycroft y otros.

a) *Congelación del receptor.*

Experimentos realizados en conejos nos demostraron la reversibilidad de las lesiones corneales causadas por congelación de la córnea obtenida mediante la apli-

cación directa de una varilla de nieve carbónica sobre la córnea o a través de la superficie cóncava de un tubito de metal de 7 milímetros de diámetro lleno de nieve carbónica. (Fig. 5).

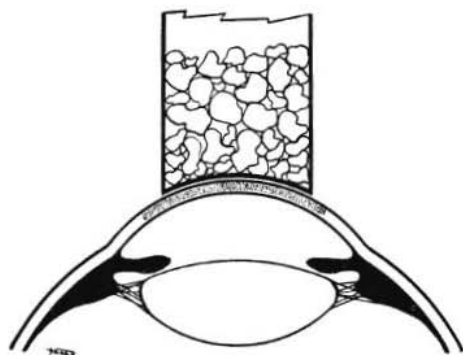


Fig. 5. Congelación de la córnea mediante la aplicación de un tubito lleno de nieve carbónica.

Congelaciones superiores a diez segundos de duración provocaron en todos los casos lesiones irreversibles en el iris (atrofias y midriasis paralítica) y en la mayoría opacidades en la cápsula anterior del cristalino.

Este tiempo (diez segundos) era insuficiente para permitirnos tallar un lecho receptor con la forma pre-determinada como era nuestra idea.

Con el fin de prolongar el tiempo útil disponible de congelación de la córnea in situ sin producir lesiones irreversibles en iris y cristalino, intentamos aislar estos órganos llenando previamente la cámara anterior con aire; de esta forma conseguimos prolongar en tres segundos el tiempo útil de congelación. Para aumentarlo aún más ensayamos aire circulante (Fig. 6) en cámara anterior a la temperatura de cero grados centígrados con lo que conseguimos prolongar este tiempo hasta quince segundos. Congelaciones más prolongadas determinaban en todos los casos lesiones irreversibles de iris y cristalino por lo que abandonamos la idea de tallar la córnea congelada in situ y empezamos a estudiar la posibilidad de hacerlo en el injerto aislado.



Fig. 6. Esquema mostrando el dispositivo para mantener circulación de aire frío en la cámara anterior a presión uniforme. Los recipientes contienen mercurio.

b) *Comprobación de la viabilidad de injertos laminares congelados después de la talla.*

Conocidos los experimentos de Eascott, Cross, Leigh y North sobre el papel de la glicerina como protector de la transparencia en injertos congelados a 79° centígrados bajo cero, procedimos a comprobarlos en córnea aislada realizando autoplastias y homoplastias en perros, cerdos, conejos y cobayos.

Para la congelación del injerto empleamos en un principio la platina del microtomo de congelación y córneas autoplásticas y homoplásticas obtenidas de animales sacrificados inmediatamente antes de la experiencia.

Un 50% de estos injertos fueron congelados sin preparación previa, mientras que los restantes fueron sumergidos en una solución salina isotónica con un 15% de glicerina durante un período de tiempo que varió entre quince minutos y una hora, antes de proceder a su congelación. La congelación se mantuvo cinco minutos, tiempo que considerábamos suficiente para las maniobras a que nos proponíamos someter el tejido congelado. Descongelación lenta a temperatura ambiente. Con esta técnica no obtuvimos ningún caso de transparencia.

Cambiamos entonces nuestro procedimiento de congelación por la sumersión de la córnea en un ambiente a 70° centígrados bajo cero, obtenido en una pequeña cámara rodeada de pasta de nieve carbónica con alcohol o glicerina (Fig. 7). En estas condiciones obtuvimos un 60% de injertos transparentes tanto en el lote glicerinado como en el que no había sido tratado previamente.

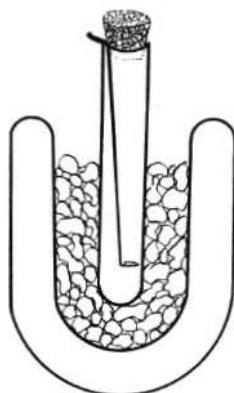


Fig. 7. Cámara de congelación para injertos.

Como quiera que la prolongada estancia del injerto en solución salina y glicerina hacía que éste se volviese edematoso y de consistencia mucosa, lo que resultaba inadecuado para nuestro propósito de talla óptica, decidimos emplear exclusiva-

mente injertos sin protección y redujimos nuestro campo experimental al conejo, por su mayor facilidad de manipulación, pudiendo observar que la mayor parte de las opacificaciones eran debidas a defectos en la coaptación del injerto, porque las suturas se desgarraban prematuramente, levantándose el injerto en una pequeña zona a través de la cual se infiltraban las lágrimas.

La resección del tercer párpado al terminar la intervención y la práctica de una tarsorrafia disminuyeron estos accidentes, los cuales quedaron prácticamente eliminados al tratar a los animales de experimentación con antibióticos y A.C.T.H. durante el curso post-operatorio.

En un lote de control obtuvimos el 100% de transparencias empleando córneas homoplásticas congeladas sin protección y queratoplastia laminar circular de seis milímetros de diámetro con 0.3 milímetros de espesor, fijando los injertos con sutura continua borde a borde.

c) Comprobación de la viabilidad de injertos laminares tallados durante la congelación.

Una vez confirmada la viabilidad de los injertos laminares autógenos y homogéneos, obtenidos con nuestra técnica habitual (espátula piriforme) y congelados por espacio de cinco minutos a 79° centígrados bajo cero, procedimos a comprobar si la talla del injerto congelado al torno, modificaba la viabilidad del mismo o el curso post-operatorio.

Los resultados obtenidos fueron idénticos a los del apartado b), o sea que la manipulación del injerto en estado de congelación no modifica la conducta posterior de éste.

Los injertos así obtenidos (Fig. 8) presentan una sección completamente regular, no siendo posible descubrir ni siquiera al microscopio la menor irregularidad ni huella de la herramienta.

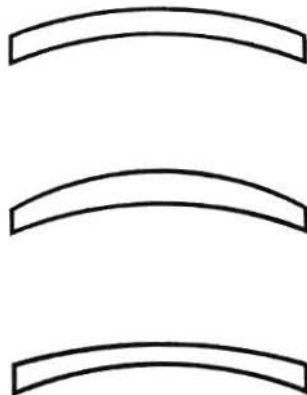


Fig. 8. Injertos: Ópticamente neutro; de valor dióptrico positivo y de poder negativo.

TALLA OPTICA DE INJERTOS CONGELADOS

Como se trata de tornear córneas congeladas con el fin de darle la forma y espesor deseado, debemos considerar sucintamente en primer lugar las características del torno empleado y de los dispositivos para fijar la córnea y poderla trabajar de forma que mantenga la congelación durante todo el tiempo necesario.

Torno: En nuestros primeros experimentos hemos empleado un pequeño torno de relojero para el que hemos hecho construir por la casa Remdix un carro especial con un dispositivo reproductor de curvas (Fig. 9).

Los radios de curvatura los hemos obtenido empleando esferas de la dimensión adecuada de las habitualmente empleadas en cojinetes de bola.

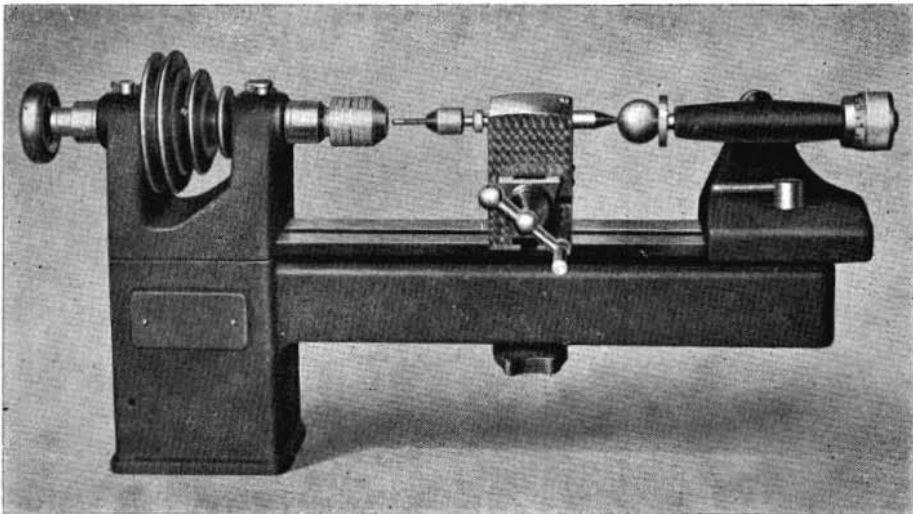


Fig. 9. Torno de relojero con dispositivo reproductor de curvas.

Actualmente empleamos un torno industrial con dispositivo para tallar curvas que permite una precisión de 0.01 milímetros.

Fijación del Injerto: La fijación del injerto congelado y su conservación en este estado, ofreció múltiples dificultades que finalmente pudimos solventar construyendo el plato del torno con una cámara para nieve carbónica (Fig. 10) y un porta-córneas construido en materia plástica que se fija al primero por medio de un dispositivo de bayoneta (Fig. 11).

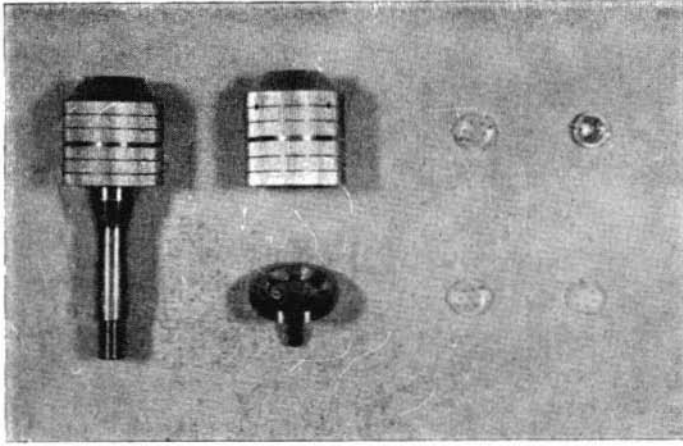


Fig. 10. Dos modelos de plato con cámara para nieve carbónica y porta-córneas.

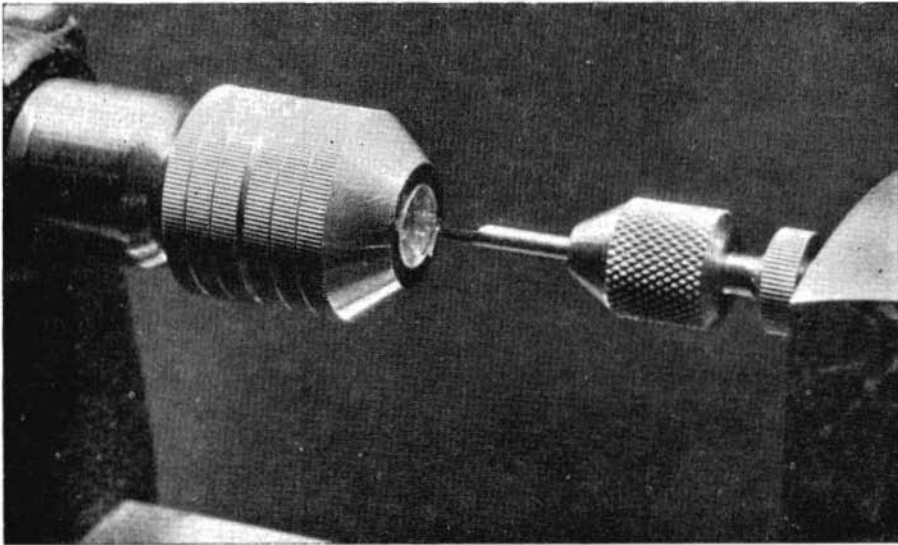


Fig. 11. Plato con porta-córneas colocado en el torno.

El *modus operandi* es el siguiente:

Se coloca en el torno el plato sin nieve carbónica con un portacórneas de plástico, en el cual se talla una concavidad del radio de curvatura adecuado y diámetro exacto de la córnea que pensamos trabajar. A continuación se practica, aproxima-

damente a un milímetro de la periferia de dicha concavidad, una corona de perforaciones de unas dos décimas de milímetro cada una para aumentar la solidez de la fijación (Fig. 12).

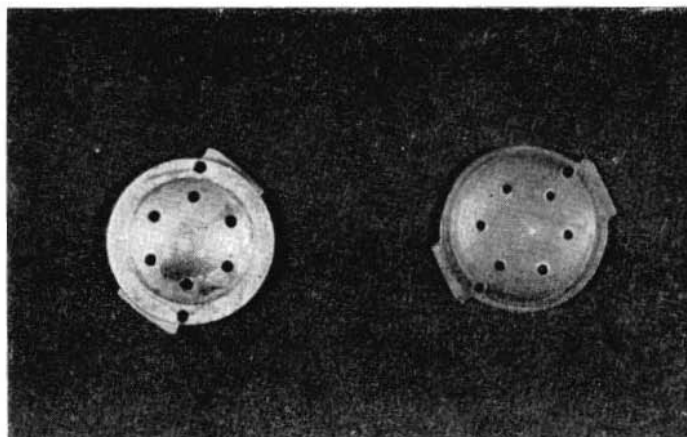


Fig. 12. Porta córneas:

- a) De latón para injertos de 6 mm.
- b) De plástico para injertos de 7 mm.

Retirado el porta-córneas del plato, se esteriliza y sobre él se coloca, por su cara epitelial, la córnea previamente obtenida con un trépano de la dimensión adecuada de forma que quede perfectamente centrada en la concavidad del plástico, pasándose a continuación a la cámara de congelación donde permanecerá durante 3 o 4 minutos.

En este lapso se carga la cámara del plato con nieve carbónica y se regula convenientemente el torno.

Se coloca el porta-córneas plástico, con la córnea congelada adherida, en el plato y todo ello en el torno. Se procede entonces a la talla de la cara parenquimatosa de la córnea, dándole la curva que previamente hemos seleccionado. Es conveniente hacer esta maniobra en una atmósfera con grado hidrométrico bajo para evitar la excesiva formación de hielo sobre las partes congeladas. En algunos casos nos hemos visto obligados a trabajar en atmósfera de nitrógeno por no tener a nuestro alcance medios adecuados para desecar en forma conveniente el ambiente del laboratorio.

La talla en sí, desde el punto de vista mecánico, no ofrece dificultades de ninguna clase y las únicas condiciones dignas de señalarse son la conveniencia de

emplear un buril con superficie cortante curva, cuyo radio de curvatura sea aproximadamente un milímetro inferior al de la concavidad que deseamos tallar y el mantener dicho buril a baja temperatura mientras dure la operación. Esto se consigue fácilmente aplicando cerca de su punta un pequeño depósito lleno de nieve carbónica.

El valor de los radios de curvatura es motivo de experimentación para determinar dentro de los procedimientos que hemos seguido cuál es el más adecuado. El segundo de los procedimientos que vamos a describir merece nuestra preferencia por su simplicidad.

El primer procedimiento consiste en tallar el lecho del portacórneas con la curva exacta de la córnea dadora y calcular matemáticamente cuál debe ser la curva de la cara parenquimatosa para que al adaptarse a la superficie cruenta de la córnea receptora nos dé a nivel del epitelio del injerto el radio de curvatura que deseamos obtener.

El segundo procedimiento consiste en tallar la concavidad del porta-córneas con el radio que definitivamente deseamos obtener y al cual se adaptará la córnea dadora, dada la elasticidad de la córnea y la relativamente pequeña diferencia entre ambos radios de curvatura. La cara posterior o parenquimatosa debe tallarse exactamente con el mismo radio de curva que tiene la córnea receptora a nivel del lecho. Este radio es tres o cuatro décimas de milímetro menor que el radio de curvatura de la córnea receptora a nivel del epitelio, según se trate de injertos de tres o cuatro décimas de espesor. Esto debe tenerse muy en cuenta ya que tres o cuatro décimas de milímetro en el valor del radio equivalen a unas dos dioptrías.

Este método tiene la ventaja de no exigir cálculos, pero precisa aún la experimentación en una gran serie para demostrar que la adaptación del injerto al nuevo lecho cóncavo permite suficiente exactitud.

Cuando se trata de obtener injertos ópticamente neutros, como han sido los que hasta la fecha hemos empleado en seres humanos, tallamos el lecho receptor en el porta-córneas exactamente igual que el radio de la córnea dadora, tallando la cara parenquimatosa con el mismo radio disminuído exactamente en el espesor del injerto, generalmente tres décimas de milímetro para que ambas superficies resulten paralelas.

En estos casos las córneas fueron obtenidas de globos humanos conservados en aceite de parafina hasta el momento de tomar en ellos el injerto para su congelación y talla óptica.

Los injertos astigmáticos pueden obtenerse con un procedimiento que varía ligeramente y aunque pueden concebirse las mismas técnicas que hemos descrito

para los injertos ópticamente neutros o con valor refractivo esférico, nosotros, por dificultades de índole mecánica, solo hemos podido ensayar el equivalente a la segunda técnica descrita con algunas variantes.

Esta técnica es la siguiente: El porta-córneas se talla en forma tórica con el grado de astigmatismo que deseamos obtener. Al aplicarse la córnea sobre la superficie tórica sufre una deformación que la convierte en elíptica y por lo cual es preciso utilizar un injerto mayor para tallar su cara parenquimatosa e inmediatamente cambiando la herramienta del torno o mejor aun pasando el plato a una máquina auxiliar, cilindrarlo reduciendo su diámetro a la dimensión adecuada.

Tratándose de homoplastias, hemos tomado en todos los casos, con el trépano, un injerto de todo el espesor de la córnea de la dimensión deseada rebajándolo por su cara endotelial hasta el espesor necesario.

En casos de autoplastias (hasta la fecha experimentales) hemos tomado el injerto laminarmente con nuestra técnica habitual (espátula piriforme) rebajándolo solamente lo esencial para obtener la modificación adecuada en el radio de curvatura.

Una vez tallado el injerto hemos seguido tres conductas sin que todavía podamos definirnos por la superioridad de ninguna de ellas.

- a) El injerto se descongela y emplea inmediatamente.
- b) El injerto se deja descongelar y se conserva en aceite de parafina a una temperatura que puede variar entre dos y cuatro grados centígrados hasta el momento de su empleo.
- c) El injerto prendido al porta-córneas se mantiene congelado a 79° centígrados bajo cero hasta el momento de su utilización.

RESULTADOS

Como ejemplo presentamos el caso de la figura 13 y que corresponde a un conejo cuya córnea tenía un radio de curvatura de 47 dioptrías y al que se le colocó un injerto de 37 dioptrías obteniéndose un resultado final de 38 dioptrías con perfecta transparencia del injerto y visibilidad del fondo ocular.

La figura 14 muestra el caso de un ojo de conejo cuya córnea tenía un valor de 43,25 dioptrías y al que se le colocó un injerto de 47,25 dioptrías obteniéndose una córnea de 48.00 dioptrías con perfecta transparencia y visibilidad normal del fondo ocular.

La figura 15 muestra una queratoplastia laminar en ojo humano de 6 milímetros a los seis meses de intervenida, practicada con injerto ópticamente neutro y

cuya agudeza visual es en la actualidad de 0,62 con una corrección de -125 cil. x 120.

Estos casos demuestran la viabilidad de la córnea tallada al torno en estado de congelación profunda. Este hecho es el único que deseamos sentar en este trabajo, pues la determinación de la precisión que puede obtenerse en correcciones refractivas debe ser objeto de una larga experimentación.

CONCLUSION

De las experiencias realizadas y sucintamente expuestas en este trabajo se desprende que es posible tallar por medios mecánicos el tejido corneal en estado de congelación profunda sin que pierda sus cualidades para realizar injertos laminares con finalidad óptica.

RESUMEN

a) El autor describe un método para la talla regular de injertos laminares en córnea congelada.

b) Considera que la viabilidad y conservación de transparencia de estos injertos puede considerarse como demostrada.

c) Se exponen los fundamentos de un método que abre un nuevo campo al tratamiento quirúrgico de los defectos de refracción.

El procedimiento se basa en torneear la córnea congelada a 79° centígrados bajo cero para darle la curvatura, dimensión y espesor deseados.

Con este procedimiento los Bancos de Ojos estarían capacitados para suministrar injertos laminares de talla perfecta y de las dimensiones y forma requeridas por el cirujano.

Por este método, ha podido modificar experimentalmente, el valor esférico de la córnea valiéndose de autoplastias y homoplastias.

En el trabajo se sugiere también la posibilidad de corregir defectos astigmáticos y de tallar lentes de tejido corneal para inclusión interlaminar.

CONCLUSION

From the experiments performed and succinctly exposed in this article, one can see the possibility of turning, the corneal tissue under deep freezing state, without losing its qualities to perform laminar grafts, to be used for optical purposes.

SUMMARY

- a) The author describes one method of turning regular laminar grafts on deep frozen corneas.
- b) The viability and preservation of transparency of the grafts is considered as a successful attempt.
- c) The principles of a method to open a new field in the surgical treatment of the errors of refraction, are exposed.

The procedure is based on the machining of the frozen corneas at 79 centigrades degrees below zero, to give the cornea, curvatures, sizes and thickness desired.

With this procedure the Eye Banks will be able to furnish laminar grafts of perfect grindings, dimensions and shapes required by the surgeon.

By means of this method, it has been possible to modify experimentally, the spherical value of the cornea, using autografts and heterografts.

In this article, it is also suggested, the possibility of controlling astigmatic defects and grinding lenses of corneal tissue for interlaminar inclusions. *

Apartado Aéreo 11056

Note: The whole English translation of this article will appear in the next issue.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1) RYCROFT B. W. (1955) Corneal Grafts. Butterworths, London p. 5.
- 2) PAUFIQUE L., SOURDILLE G. P., OFFRET G. (1948) Les Greffes de la cornée. Masson. Paris.
- 3) BARRAQUER M. J. I. (1951) La Histioterapia en Oftalmología. Arch. Soc. Hisp. Amer., **11**, 874.
- 4) BOCK R. H. (1949) New Instruments for obtaining lamellar grafts. Arch. Ophthal., **9**, 458.
- 5) FRITZ A. (1950) Sutured contact lenses for contention of the graft in keratoplasty. Amer. Jour. Ophthal., **33**, 1236.
- 6) WALSER E. (1949) New Fixation procedure in keratoplasty. Ber. Dtsch. Ophthal. Ges., **55**, 382.
- 7) BARRAQUER M. J. I. (1949) Queratoplastia refractiva. Estudios e informaciones oftalmológicas, **2**, N^o 10.
- 8) EASCOTT H. H., CROSS A. G., LEIGH A. G. y NORTH D. P. (1954) Preservation of grafts by freezing. Lancet, **1**, 237.
- 9) CASTROVIEJO R. (1958) Comunicación al Congreso Internacional de Bruselas.
- 10) ARIZA H. E. (1958) Lentes y Prótesis acrílicas intracorneales. Arch. Soc. Amer. Oftal. Optom., **1**, 191.
- 11) BARRAQUER M. J. I. (1956) The Microscope in ocular Surgery. Amer. Jour. Ophthal., **42**, 916.

Figura 13 - Queratoplastia hipermetropizante en conejo.

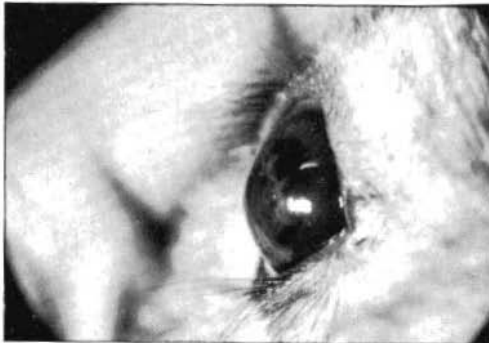


Figura 14 - Queratoplastia miopizante en conejo.

Figura 15 - Queratoplastia en ojo humano seis meses después de la intervención. Injerto tallado durante la congelación.



ADAPTACION DE LENTES DE CONTACTO EN OJOS INTERVENIDOS DE QUERATOPLASTIA

POR

HERNANDO HENAO R., O. D.

CARLOS TELLEZ D., O. D.

Bogotá, Colombia

En este trabajo tratamos de presentar en cuadros sinópticos, algunos resultados de la adaptación de lentes de contacto en ojos operados de Queratoplastia. Si bien ésta no presenta dificultades desde el punto de vista "tolerancia" del paciente, presenta algunos problemas técnicos peculiares, los cuales, deseamos poner de relieve así como los métodos de que nos hemos valido para resolverlos.

El criterio oftalmológico seguido en estos casos, ha sido muy estricto y en todos ellos a excepción del Caso N° 12, un mismo cirujano ha hecho la intervención. Decimos estricto ya que bajo la vigilancia médica, una serie de condiciones se han tenido en cuenta antes de que el cirujano conceptúe conveniente la indicación de prescribir lentes de contacto. Las condiciones exigidas han sido las siguientes:

- 1º Haber transcurrido 6 meses después de la operación.
- 2º Que el injerto no demuestre signos inflamatorios ni degenerativos.
- 3º Que la secreción lagrimal sea normal.
- 4º No obtener resultados satisfactorios con corrección óptica por medio de anteojos.

Desde el punto de vista oftalmológico hay que pensar que estos ojos intervenidos pueden presentar las complicaciones banales corrientes inherentes a la adaptación de lentes de contacto, pero que dada su condición de ojos con Queratoplastia, no pueden ser considerados al igual que casos no intervenidos, ya que las complicaciones pueden ser más severas y por lo tanto requieren una máxima atención.

La indicación primordial fue establecer condiciones aceptables para la visión binocular interferida en casi todos los casos por anisometropía meridional inducida, factor cilíndrico de Rx. óptica corriente (factor refractivo residual post-quirúrgico), como también mejorar los niveles de agudeza visual.

El defecto refractivo residual en Queratoplastia, creemos podrá reducirse en muchos casos, gracias a las nuevas técnicas quirúrgicas de talla óptica del injerto, cuya publicación hace el Dr. José I. Barraquer M., M.D., en este número de "Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría".

El problema técnico en estos casos es que con los datos que habitualmente se obtienen para la prescripción, se obtienen lentes flojas, debido a que la zona que rodea al injerto, córnea receptora, tiene generalmente un radio de curvatura mucho menor (casos de queratocono), que el trasplante, lo cual crea un contorno periférico escalonado. La lente prescrita, en base de la lectura K, tiene un toque central, con un notorio vacío en la periferia, de tal modo que fácilmente se puede observar una burbuja alargada, al mover la lente horizontal o verticalmente. El control de esta burbuja es muy importante ya que las variaciones de lentes, al cambiarlos por bases de radio de curvatura menores, conducen a seleccionar un lente, con desplazamiento mínimo normal, sin que se presente la mencionada burbuja. (Desplazamientos estáticos y dinámicos, aunque es más fácil observar la burbuja en el estático).

El desplazamiento o "lag", no nos parece tener gran importancia en estos casos ya que hemos podido observar que no se presentan grandes variaciones, al probar lentes de diferentes radios de curvatura; generalmente, los bien tolerados, son lentes bastante fijos y desplazados discretamente hacia arriba, y para poder observar la burbuja en el vacío periférico hay necesidad de provocar manualmente un desplazamiento, el cual presenta en el estático inferior una mejor observación de la burbuja.

Es nuestra creencia, que con el reciente adelanto de los dispositivos usados en PEK (*), se podrá determinar la curva periférica de la lente adecuada, ya que al usar tal instrumentación se podrá considerar el radio de curvatura de la córnea receptora, facilitando de esta manera, la selección y características de la lente definitiva. PEK trata de determinar el contorno corneal periférico y su anuncio fue hecho en el Tercer Congreso Nacional (U.S.A.)

El sistema que ahora hemos adoptado es el de caja de prueba, ya que el dato de la lectura K, (***) nos dio en todos los casos, una lente bastante floja, con

(*) PEK: Queratoscopia fotografía electrónica.

(***) K: Lectura oftalmométrica en el meridiano más plano o de mayor radio de curvatura.

sus problemas característicos; las variaciones del radio de la base curva oscilan desde 0.50 dioptrías (Caso N^o 1) hasta 7.00 dioptrías en un caso (N^o 5) y siempre cambiando a lentes de radio de curvatura menor, consiguiendo por consiguiente lentes más ajustados. Los cambios en la Base-Curva también trajeron consigo una lente lagrimal la cual fue computada matemáticamente y comprobada posteriormente de una manera subjetiva; esto puede verse no solamente en los casos adaptados por oftalmómetro sino también en los adaptados por caja de prueba, el hacerse una comparación de la lectura K (lente lagrimal prácticamente 0.00) y también en la comparación de la Rx óptica habitual y la necesaria en los lentes de contacto.

El seleccionar un lente de mayor diámetro, pensamos, podría solucionar el problema de lente suelto, de que anteriormente hablamos, pero hemos observado que son muy frecuentes las alteraciones del epitelio de la córnea, (tanto receptora que como injerto), cuando se usan lentes grandes, en casos de Queratoplastia. (Consideramos lentes grandes aquellas mayores a 9.4 mms. de diámetro). También podría sugerirse la posibilidad de usar lentes Tri-Curves de tamaño mayor a 9.6, a fin de evitar las alteraciones epiteliales sobre anillo limitante y córnea receptora.

Se puede observar en el cuadro adjunto, que en todos los casos adaptados con base en el oftalmómetro, (excepción del N^o 2 * * *) hubo necesidad de cambiar el radio de curvatura de la base, por uno menor (casos 1-3-4-5), mientras que los casos adaptados por medio de la caja de prueba (teniendo en cuenta seleccionar una lente que no forme la burbuja anteriormente anotada), no tuvimos necesidad de hacer ningún cambio en la base originalmente seleccionada.

En el cuadro presentado también se puede observar, que lentes de diámetro superior a 9.5 mms., determinaron la presencia casi sistemática de alteraciones epiteliales, lo que nos indujo a reducir el diámetro y ampliar las curvas periféricas, para no interferir el libre intercambio del líquido pre-corneal. Esto es muy lógico al haber apretado los lentes por medio de la reducción del radio de curvatura.

RESUMEN

Creemos que en la prescripción de lentes de contacto, en casos de Queratoplastia, el sistema más adecuado a seguir actualmente es el de caja de prueba con el fin de controlar la presencia o ausencia de burbuja sobre la córnea receptora en los desplazamientos provocados manualmente y determinar el tamaño del lente

(***) Seguramente debido a la técnica quirúrgica en dos planos, tal como anotamos en el cuadro, también puede verse que la misma técnica quirúrgica fue seguida en el caso N^o 11, y la comparación de la lectura K, tan solo presenta una diferencia que podríamos considerar mínima (0.50 D.)

de acuerdo con los controles posteriores de descamaciones epiteliales (observación bajo la lámpara de hendidura). Un tamaño aproximado de 9.5 mms. es aconsejable, pues facilita cualquier futura modificación. Consideramos que para una adaptación más precisa, se debe tener en cuenta el radio de curvatura de la córnea receptora. No creemos exista relación entre el tamaño del injerto y el del lente seleccionado como dato importante en la adaptación. Creemos que han de usarse lentes ajustadas, no controladas por el tamaño de la lente sino por el radio de curvatura de la base. (Lente lacrimal positivo).

Las condiciones de visión binocular se hicieron posibles en todos los casos y discretos problemas diplópicos iniciales desaparecieron en su mayoría sin necesidad de ortóptica.

En este trabajo presentamos nuestros primeros 16 casos. Hoy en día contamos con 19 casos más, los cuales están siendo tratados con las normas y criterio expuestos en este trabajo.

CALLE 58 N° 13-08

NUEVOS INSTRUMENTOS

New Instruments

CABEZAL PARA CIRUGIA OCULAR

POR

JOSE I. BARRAQUER M., M. D.

Bogotá, Colombia

Para mantener una posición adecuada de la cabeza del paciente durante el acto operatorio, hemos diseñado un nuevo modelo de cabezal, construido en esponja de caucho, que se adapta satisfactoriamente a todos los casos a excepción de aquellos pacientes afectados de alteraciones en la columna vertebral y que requieren disposiciones especiales para cada caso particular.

Este cabezal ha sido empleado satisfactoriamente durante los últimos tres años, en todo tipo de intervenciones oculares y fue demostrado en el Congreso Internacional de Bruselas en la proyección de la película "Facoerisis 1958".

El cabezal está constituido por un bloque rectangular de esponja de caucho de 37,5 centímetros de largo por 17,5 de ancho y 8,5 de alto. En su parte central lleva una escotadura en forma de medio óvalo que tiene mayores dimensiones a nivel de la cara anterior (18,5) que de la cara posterior (14,5). En esta escotadura se aloja la parte posterior de la cabeza del paciente. En la zona correspondiente a la nuca el espesor de la almohadilla está rebajado a seis centímetros.

Este dispositivo permite mantener la cabeza convenientemente fija. El apoyo en la nuca proporciona el ligero grado de extensión de la cabeza, adecuado para mantener libres las vías respiratorias durante la curarización con anestesia local y anestesia general.

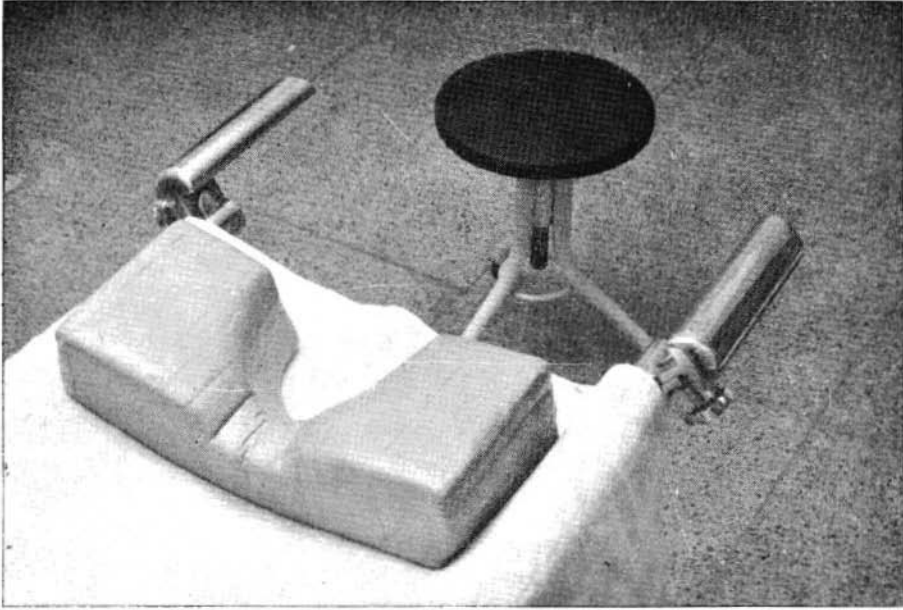


Fig. 1. Cabezal de esponja de caucho dispuesto en la camilla quirúrgica.
Head-piece of sponge rubber already in place in the surgical bed.

La esponja de caucho ha sido forrada con tiras de esparadrapo y finalmente pintada con material a base de caucho para impermeabilizarla sin pérdida apreciable de su elasticidad.

En la figura 1, se aprecia el cabezal descrito colocado en su posición habitual en la camilla, con soportes para los antebrazos, que empleamos habitualmente en nuestra práctica.

HEAD-PIECE FOR OCULAR SURGERY

BY

JOSE I. BARRAQUER M., M. D.

Bogotá, Colombia

A new type of head-piece to hold the head of the patient in an adequate position during an operation on the eye has been devised by the author. It is made of sponge rubber, which adapts itself satisfactorily to all patients, with the single exception of those who suffer from abnormalities of the spine and who require special devices in each individual case.

HEAD - PIECE FOR SURGERY

The head-piece consists of a rectangular piece of sponge rubber 37,5 cm. in length, 17,5 cm. in width, and 8,5 cm. in thickness. In its central part it has a slope in the shape of a half-oval, which is larger in front (18,5 cm.) than at the back (14,5 cm). The back of the patient's head fits into this slope. At the zone which corresponds to the nape of the neck, the thickness of the head-piece diminishes to 6 cm.

This device enables the eye surgeon to keep the head of the patient conveniently fixed in an adequate position during the operation. The support at the nape of the neck provides for a slight degree of extension of the head, which is sufficient to keep the respiratory air passages unobstructed during curatization with local anesthesia or with general anesthesia.

The sponge rubber is covered with strips of adhesive plaster and then painted with a rubber base paint which makes the head-piece impermeable practically with no loss of elasticity.

Fig. 1 shows the head-piece placed in its usual position in the special surgical stretcher with supports for the forearms of the surgeon which are habitually used by the author in his practice of ocular surgery.

Apartado aéreo N° 11056

ADAPTACION DE ESCALA PARA MEDICIONES EN LA LAMPARA DE HENDIDURA DE ZEISS

POR

JOSE I. BARRAQUER M., M. D.

La determinación del tamaño de lesiones y estructuras anatómicas situadas en la córnea, conjuntiva, esclera, y en general en la superficie del globo ocular y anexas puede hacerse a través del microscopio corneal por medio de un ocular micrométrico, lo que implica cambiar el ocular del microscopio, pues su uso constante es molesto y además requiere realizar un cálculo según el aumento empleado.

Para simplificar la rutina de estas mediciones pensamos sería posible emplear la anchura de la hendidura luminosa del microscopio corneal como compás y obtener, sobre el control de la misma, una lectura directa en una escala previamente establecida.

Para nuestros ensayos empleamos la lámpara de hendidura Zeiss que permite la proyección del haz luminoso a cero grados y por consiguiente ausente de paralaje. La forma que en este modelo de lámpara se controla el ancho de la hendidura, o sea por medio de una palanca, facilita la colocación de una escala indicadora del ancho de la hendidura en cada posición de dicho mando. El prisma de gonioscopia adaptado a la cabeza de la lámpara de hendidura permite girar el haz luminoso, para orientarlo en la dirección deseada.

El doctor Litmann, de la casa Zeiss, autor del microscopio y lámpara que lleva su nombre, respondió gentilmente a nuestras consultas proporcionándonos datos de sumo interés. En sus cartas nos dice: "Si bien la lámpara de hendidura no ha sido construida con fines de medición, he comprobado que estas pueden realizarse con una exactitud de 0.015 milímetros. Una escala 'standard' no puede aplicarse dadas las diferencias que pueden existir entre una lámpara y otra. La escala debe calibrarse individualmente para cada aparato".

Para calibrar la escala hemos procedido de la siguiente forma:

- 1) Practicar una marca en el centro del mango de la palanca de mando de la hendidura.
- 2) Colocar la lámpara a cero grados en relación con el microscopio.
- 3) Colocar el dispositivo adicional de Gonioscopia.
- 4) Colocar, en el orificio central del soporte del microscopio, el dispositivo para enfoque de que va provisto cada microscopio.
- 5) Colocar un ocular micrométrico.
- 6) Enfocar cuidadosamente, empleando un aumento de X-10.
- 7) Guiándonos por la escala micrométrica, adaptar la anchura de la hendidura a medio milímetro, 1-2-3-4- y marcando en cada posición, sobre la tapa de la lámpara, un punto de referencia a cada anchura. A continuación empleando un aumento de X-40 marcar las divisiones intermedias correspondientes a las décimas de milímetro.
- 8) Guiándose por estas referencias un grabador trazó líneas y marcó los números así como las divisiones entre cada una de ellas para indicar las fracciones de milímetro (Figura 1).

Del lado izquierdo de la cubierta de la lámpara hemos inscrito una escala que indica la anchura de la hendidura, con el uso del prisma de Goniocopia, tal como hemos descrito y del lado derecho otra escala similar, que indica el ancho de la hendidura sin uso del dispositivo de Gonioscopia y que solo permite mediciones horizontales. Sería deseable que la hendidura pudiese abrirse hasta 12 o 13 milímetros para poder determinar por este procedimiento las dimensiones de la córnea de una manera simple, pero los actuales modelos de lámpara no lo permiten.

Para predeterminar el diámetro de una queratoplastia redonda, hemos modificado la dimensión de los diafragmas a fin de proyectar sobre la córnea un círculo luminoso del tamaño deseado y poder apreciar su extensión en relación con la lesión corneal.

Para manejar este dispositivo debemos proceder en la siguiente forma:

- 1) Colocar el haz de la lámpara de hendidura a cero grados con relación al microscopio.
- 2) Colocar el conjunto "microscopio-lámpara" perpendicularmente a la superficie que deseamos medir para evitar errores de paralaje.
- 3) Con pequeños movimientos de lateralidad del conjunto "microscopio-lámpara" conseguir que la anchura de la hendidura, bien enfocada, coincida con los límites de lo que deseamos medir.
- 4) Leer en la escala directamente en milímetros el valor de nuestra medición, sin tener en cuenta el aumento empleado.

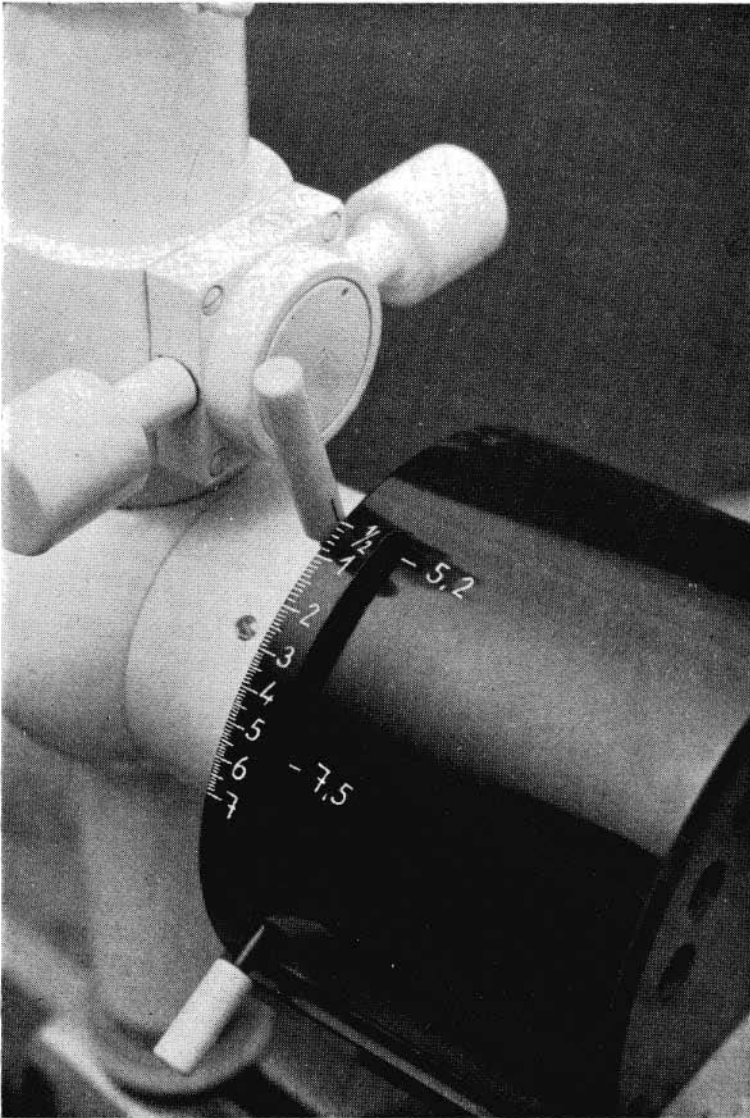


Fig. 1. Éscala para mediciones en la lámpara de hendidura Zeiss.
Scale for measurements in Zeiss' slit lamp.

- 5) Para determinar la dimensión más conveniente de un injerto corneal basta proyectar sucesivamente el círculo de diferentes dimensiones y ver cuál es el más adecuado.

Este método no puede aplicarse para medir estructuras situadas detrás de los medios refringentes del ojo toda vez que existen grandes variaciones debidas a las diferencias de refracción de uno a otro ojo, sin embargo medidas no absolutas y solo con fines comparativos, pueden obtenerse, en un mismo ojo en exámenes sucesivos, para formarnos una idea de la progresión o regresión de una lesión, y ser una ayuda para juzgar la evolución de un proceso dado.

ADAPTATION OF SCALE FOR MEASUREMENTS IN ZEISS'S SLIT LAMP

POR

JOSE I. BARRAQUER M., M. D.

Bogotá, Colombia

The size of lesions and anatomic structures situated in the cornea, the conjunctiva, the sclera, and in general on the surface of the ocular globe and the adnexa can be determined exactly through the corneal microscope by means of a metric eye-piece but this procedure necessitates changing the eye-piece of the microscope because its constant use, besides being troublesome, requires the making of calculations in accordance with the degree of magnification used. In order to simplify the routine of making these measurements, we thought that it would be possible to use the width of the luminous slit of the corneal microscope as a compass and so to obtain, by controlling this width, a direct-reading on a previously established scale.

Four our trials, we used Zeiss's slit lamp, which permits the projection of a light beam at zero degrees and therefore without parallax. The manner in which the width of the slit is controlled in this type of lamp, that is by means of a lever, facilitates the placing of a scale showing the width of the slit at each position of the lever. The gonioscopic prism fitted to the head of the slit lamp permits the luminous beam to be turned so that it can be orientated in the desired direction.

We consulted Dr. Litmann, of the Zeiss firm, who is the creator of the microscope and lamp that bear his name. He graciously answered us, giving us data of the greatest importance. In his letters to us, he stated that: "Although it is true that the sli lamp was not constructed for the purpose of making measurements, I have ascertained that measurements can be made with an exactness of 0.015 millimeters. A 'Standard' scale cannot be applied, because of the diferences that may exist between one lamp and another. The scale should be calibrated individually for each apparatus".

To calibrate the scale, we proceeded as follows:

- 1) A mark is made ate center of the handle of the lever controlling the slit.
- 2) The lamp is placed at 0 degrees in relation to the microscope.

- 3) The additional gonioscopic device is set in place.
- 4) The focusing device, which is provided with every microscope, is placed at the central orifice of the support of the microscope.
- 5) A micrometric epe-piece es set in place.
- 6) The instrument is carefully focused, using a magnification of X-10.
- 7) Following the micrometric scale as a guide, the width of the slit is adjusted to 0.5, 1, 2, 3 and 4 millimeters, and a reference mark for each width is made on the cover of the lamp. Next, using a magnification of X-40, the intermediate divisions, which correspond to tenths of a millimeter, are marked.
- 8) Taking these reference marks as a guide, an engraver engraved the lines and marked the numbers, as well as the divisions between the lines which correspond to fractions of a millimeter (Fig. 1).

On the left side of the cover of the lamp, a scale was engraved showing the width of the slit, using the gonioscopic prism as described in the paragraphs above. A similar scale engraved on the right side shows the width of the slit without the use of the gonioscopic device. This scale, therefore, permits only the making of horizontal measurements. It would be highly desirable if the slit could be opened to 12 or 13 millimeters so that it would be possible to use this procedure in making measurements of the dimensions of the cornea in a simple manner, but the present models of the lamp do not permit it.

In order to determine the diameter of a round keratoplasty in advance, we have modified dimensions of the diaphragms so as to project upon the cornea a luminous circle of the desired size. In this way, it is possible to evaluate the extent of the circle in relation to the size of the corneal lesion.

In handling this device, we should proceed as follows:

- 1) The beam of the slit lamp is placed at 0 degrees in relation to the microscope.
- 2) In order to prevent parallax, the "microscope-lamp" system is placed perpendicularly to the surface which is to be measured.
- 3) By small sidewise movements of the microscope-lamp system, one succeeds in making the width of the slit, perfectly focused, coincide with the limits of the thing to be measured.
- 4) The value of our measurement can then be read directly on the scale in millimeters, without taking into account the magnification used.
- 5) To determine the best size for a corneal graft, it is sufficient to project successively circles of different dimensions until the most appropriate one is found.

This method cannot be used for measuring structures situated behind the refracting media of the eye, because there are great variations which are due to differences of refraction between one eye and another. However, non-absolute measurements can be made in the same in successive examinations for purposes of comparison only; thus, some idea can be obtained in regard to the progression or regression of a lesion, and this idea may be used as an aid in judging the evolution of a given process.

Apartado Aéreo N° 11056

NOTICIAS

News

RESUMEN DE LAS ACTIVIDADES DE LA SOCIEDAD AMERICANA DE OFTALMOLOGIA Y OPTOMETRIA

(Agosto 1957 - Agosto 1958)

Presentado ante la Asamblea General el 22 de agosto, 1958.

La Sociedad cuenta con un total de 62 miembros, discriminados así:
28 oftalmólogos, 24 optómetras y 10 asociados.

Se han recibido diversas colaboraciones científicas tanto de miembros como de personas no miembros de la Sociedad. Estas colaboraciones, algunas ya están publicadas y otras están en estudio y consideración para ser presentadas.

Entradas totales de la Sociedad en este período	\$ 15.772.63
Gastos de la Sociedad en el mismo período	\$ 14.539.89

Concepto de ENTRADAS:

Esta suma está integrada por cuotas de admisión, anualidades, venta de escudos (*Fiat Lux*), suscripciones a la revista, donaciones y valor de cambio de algunas sumas de dólares a pesos colombianos.

Concepto de gastos:

Esta suma está integrada por compra de escudos (*Fiat Lux*), pagos a la Casa Editorial (Casa Heller) del primer número de la revista, gastos de correo, traducciones técnicas de estatutos y reglamento, pago de servicios profesionales al Abogado de la Sociedad, trabajos de mecanotaquigrafía, compra de útiles y enseres, compra de plomo para la impresión de la revista y compra de 9.500 carátulas para la revista.

El papel para los cuatro primeros números fue donado por un miembro de la Sociedad.

La Sociedad cuenta con un depósito bancario en dólares el cual se encuentra en cuenta corriente de moneda extranjera en uno de los bancos de la ciudad, a disposición. Esta suma está constituida por el valor de cuotas de entradas, anualidades y donaciones efectuadas en esta clase de moneda.

El costo del primer número de la revista resultó bastante elevado y por esta razón la Junta Directiva decidió cambiar de agente editor, logrando rebajar considerablemente los costos de ahora en adelante, sin alterar la calidad y presentación.

Hasta la fecha se han establecido los siguientes intercambios de publicaciones:

Archivos de la Facultad de Medicina de Zaragoza.

Revista Medicamenta.

Anales de la Real Academia Nacional de Medicina.

American Optometric Association.

American Journal of Optometry.

Instituto Barraquer.

En caso de que alguno de los miembros de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría desee algún detalle pormenorizado de las actividades científicas y financieras de la Sociedad, con gusto se le proporcionará al pedirlo directamente al señor Secretario y Tesorero.

Sesiones de Ateneo

SESION del día 12 de junio de 1958.

El doctor Hernando Castro R., hizo comentarios sobre las técnicas empleadas para la reconstrucción del párpado y fondo de saco inferior haciendo hincapié sobre la conveniencia de dejar una prótesis de plástico en la cavidad conjuntival para mantener extendido el fondo de saco así como la de practicar una tarsorrafia temporal.

SESION del día 11 de septiembre de 1958.

El doctor Arry Constantini habló sobre las indicaciones de la radioterapia en oftalmología.

En las afecciones inflamatorias recalcó su acción anestésica y antiflogística indicando las normas de tratamiento en casos de blefaritis, eczema palpebral,

conjuntivitis primaveral, tracoma, queratitis, tuberculosis ocular, hemorragias retinianas.

También citó las aplicaciones de la radioterapia en exoftalmías, hemangiomas, linfangiomas, etc., así como en afecciones malignas tales como melanosarcoma de la coroides, cuerpo ciliar e iris, linfomas, carcinomas, gliomas y astrocitomas, si bien en estos últimos se emplea, generalmente, después de la enucleación.

Señaló las complicaciones que pueden sobrevenir indicando que a menor edad existe mayor radio-sensibilidad.

El cristalino es el órgano ocular más sensible y en término medio bastarían 1.200 r. para ocasionar catarata.

La radio-sensibilidad de la piel de los párpados y conjuntiva es igual a la piel y mucosa del resto del organismo.

La depilación temporal se puede producir con una dosis de 500 r. aplicados en una sola sesión.

En las vías lagrimales pueden sobrevenir estrecheces, y la glándula lagrimal disminuir su secreción. La córnea puede edematizarse e inclusive necrosarse.

S. REINOSO A.

REPORT OF THE ACTIVITIES OF THE AMERICAN SOCIETY OF OPHTHALMOLOGY AND OPTOMETRY FROM AUGUST, 1957, TO AUGUST, 1958, TO THE GENERAL ASSEMBLY, AUGUST 22, 1958

The Society has a total membership of 62, consisting of 28 ophthalmologist, 24 optometrists, and 10 associate members. It has received several scientific papers both from members and non-members. Some of these papers have already been published and the others are under consideration for publication in future issues.

The total receipts for the year totaled 15.772.63 colombian pesos, and total expenditures for the same period totaled 14.539.89 pesos. The receipts were derived from application and membership fees, the sale of society (Fiat Lux) lapel emblems, subscriptions to the journal, and various donations. The expenses included the cost of the lapel pins, editorial services for the first issue of the journal, mailing, postage, translation of the constitution and by-laws, legal services in connection with the preparation of the constitution, secretarial assistance, miscellaneous office equipment and supplies, printing material (lead), and 9,500 envelopes for future issues of the journal.

Paper for the first four issues of the journal was donated by one of the members of the Society.

The Society has en deposit a total of \$ 436.00 in U. S. currency. This fund represents dues and donations received from the United States.

Due to the high cost of the first issue of the journal the Board of Directors decided to change publishers. The same quality and style of publication will be maintained.

Serial publication exchanges have been arranged with the Archivos de la Facultad de Medicina de Zaragoza, Revista Medicamenta, The Journal of the American Optometric Association, and the American Journal of Optometry.

Members of the Society interested in additional information relative to this report are invited to make direct inquiry.

REVISION DE LIBROS

"INDUSTRIAL VISION" por Dr. H. W. Hofstetter, O. D. es un análisis, revisión y compendio de hechos relacionados con visión en industrias, pruebas de la misma y destrezas visuales aplicada a la producción industrial como también un tratado acerca de los cuidados y protección de los ojos en este campo. También analiza en los dos últimos capítulos problemas de visión en la conducción de vehículos automotores. Los títulos de los capítulos son los siguientes:

- 1) Peligros industriales y protección visual requerida en diferentes trabajos.
- 2) Pruebas de visión aplicadas a especialización industrial.
- 3) Visión relacionada con eficiencia industrial.
- 4) Indemnización industrial en accidente de visión.
- 5) Pruebas visuales en la habilidad para conducir vehículos automotores y
- 6) La relación que existe entre la visión y las pruebas de habilidad en la conducción de vehículos automotores.

El libro tiene 189 páginas, ilustradas con fotografías, diagramas y gráficas.

Es de particular interés el capítulo sexto: "The Relation of Vision and Visual testing to Driving Ability", en el cual el autor trata tópicos tan importantes como el resplandor causa de deslumbramiento; la adaptación visual a menor intensidad luminosa (adaptación a oscuridad); los diversos estudios y conclusiones llevados a cabo sobre agudezas visuales (Lauer, Ellis, Hare); la visión periférica; habilidad en la distinción de colores; problemas de diplopia; criterio al juzgar distancias (estereopsis); cambio de fijación y visión taquistoscópica.

El juicio y criterio de los anteriores temas dejan ver la imperante necesidad de que tales tópicos sean objeto de detenido estudio, con el fin de salvar una vida que en cualquier momento puede ser la nuestra propia.

El autor del libro es el director de la División de Optometría de la Universidad de Indiana. Es ampliamente conocido por sus escritos en diversos temas científicos, optométricos, pedagógicos, históricos y legislativos.

El libro ha sido publicado por Chilton Company Publishers 5605, Chestnut Street, Philadelphia 39, Pa., U. S. A. (U.S.\$ 8.00 F. O. B.)

HERNANDO HENAO R.

CONGRESO

El 57º Congreso de la "Societe Francaise D'Otorrinolaringologie" tendrá lugar en París, rue de L'Ecole de Medicine, del 19 al 22 de octubre de 1959, bajo la presidencia del Dr. A. Souslas, siendo presidente de honor el Prof. L. Vinet, Decano de la Facultad de Medicina de París.

Se presentarán y discutirán dos ponencias:

1ª La Cirugía de la Sordera, su estado y su porvenir. Por los doctores George Portmann, Michel Portmann y G. Claverie.

2ª Avances en el tratamiento de las insuficiencias laringeas agudas. Por los doctores Paul Avouler, J. Lissac y Saint-Paul.

Se presentarán numerosas comunicaciones libres.

Simultáneamente, en el hall de la Facultad, tendrá lugar una exposición de instrumentos quirúrgicos, aparatos especializados y productos farmacéuticos de interés otorrinolaringológico.

Para inscripciones y más amplia información dirigirse al Secretario General:

Dr. H. Guillon. 6 Avenue Mac-Mahon. París 17, Francia.

DIRECCIONES UTILES

KURT MORCHER

Reinsburgstr. 91
Stuttgart-W
Alemania Occidental

Lentes de cámara anterior modelo
Danheim.

W. M. BLOSS

63, San Eusebio
Barcelona
España

Lente pantoscopio de Cardona para
gonioscopia y examen de fondo.

LEAL

Arzobispo Apaolazza 25
Zaragoza
España.

Instrumental quirúrgico oftalmoló-
gico.

OERTLI

Zylistrasse 8
St. Gallen
Suiza

Instrumental quirúrgico e implantes
de Nylon según Bangerter.

NOTICIAS

FISBA

Rorchacherstrasse 19a
St. Gallen
Suiza.

Pleoptophor.

MAW'S

Aldersgate House
Barnet - Hertfordshire
Inglaterra.

Zonulysin - Alfa Quimotripsina para
uso oftálmico.

P.E.Y.V.A.

Molins de Rey
Barcelona
España

"Quimotrased" Alfa Quimotripsina
para uso oftálmico.

PFORTNER

Juncal, 2345
Buenos Aires, Argentina.

Lentes de contacto,
Ojos artificiales.

CARL ZEISS

Oberkochen/Wurttemberg
Alemania.

Aparatos oftalmológicos.

RAYNER & KEELER

100, New Bond Street
London, W. I., Inglaterra.

Lentes para cámara anterior.

MAISON MORIA

108, Boulevard Saint - Germain
París - VIe - Francia.

Instrumental quirúrgico. Tijera con
tope, hemiqueratomy y pinza colibri
según J. I. Barraquer M.

OCULOS — KOORDINATO

(Cüppers)

OCULUS-KOORDINATOR (Cüppers) Para el tratamiento de la ambiopía por medio de Post-Imágenes

OCULUS-EUTHYSCOP (Cüppers) Para la determinación y diferenciación de la fijación visual. - Oftalmoscopio

OCULUS-VISUSCOP (Cüppers) Para el tratamiento de las fijaciones excéntricas

Pida informes y precios a:

CASA HUMBOLDT LTDA.

Calle 12 No. 10-10 - Tel. 433-689 - Apdo. Aéreo 8991

*Contact lenses should be part of
your professional wardrobe*

THE USES of Contact Lenses have become varied and many, and the ever widening use of Contact Lenses is due, without question, to the growing body of research and techniques in which the Plastic Contact Lens Company has been an important force.

Research, Quality, Service in Contact Lenses—Accepted by the
Ocular Professions

USES OF CONTACT LENSES:

As a Diagnostic Aid

Aphakia

- a. Monocular
- b. Binocular

Keratoconus

Irregular Cornea

Scarred Corneas

Cosmetic Contact Lens Fitting To Scarred and Unsightly Eyes.

Telescopic Contact Lens Fitting

To Improve Appearance

Sports

Occupational

Iris Color Change

Color Contact Lenses

Special Uses of Contact Lenses as in Gonioscopy, X-Ray Treatment, Skin Diving, etc.

Write Department F. for your copy of the W/J Instructional Manual — without obligation.



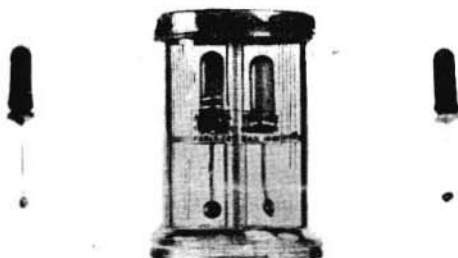
THE PLASTIC CONTACT LENS COMPANY

59 E. Madison St., Chicago 3, Ill

RECOGNIZED AUTHORITIES • PRACTICAL • LATEST TECHNIQUES • CLINICS

INFORME SOBRE LOS ERISIFACOS DE SANTALICES Y GUILLAUMAT

GUILLAUMAT
Erisifaco



SANTALICES
Erisifaco

Estos dos tipos de erisifacos para extracción total son el producto de las investigaciones de GUILLAUMAT (París) y SANTALICES (Madrid).

En la actualidad estamos en capacidad de suministrar los dos tipos (cada uno tiene sus ventajas).

GUILLAUMAT (Erisifaco)—Copa de presión poco profunda (menor riesgo de romper la cristaloides) SUCCION PODEROSA.

SANTALICES (Erisifaco)—Copa de punta roma que facilita el paso a través de la pupila.—SUCCION MEDIA.

Las peras de succión son iguales en los dos tipos. La superficie externa de las copas ha sido cuidadosamente terminada.

ESTERILIZACION—Se obtiene mediante inmersión de los instrumentos en líquidos o atmósferas bactericidas. Formol, amonio cuaternario, cetavlon, biocidan, etc.

Podemos suministrar un recipiente especial elaborado de plexiglas para la esterilización mediante líquidos, de los modelos anunciados.

LENTES DE CONTACTO SEMI-TERMINADOS

Ofrecemos stock de Lentes de Contacto semi-terminados en todos los radios de curvatura y dioptrías, perfectamente tallados.

Los lentes vienen listos para ser llevados al diámetro por Ud. requerido.

Independiéndose de las esperas del laboratorio brindando un servicio de 24 horas a sus pacientes y colegas.

Usted ganará prestigio, tiempo y dinero.

Venta mínima 500 blocks.

También suministramos Lentes de Contacto terminados en cantidad, al diámetro requerido.

Descuentos especiales por mayores cantidades.

LABORATORIOS FOCUS VL — EMILIO MITRE 51

BUENOS AIRES - ARGENTINA



Electro - Keratome for the Disecction of Lamellar Grafts

RAMON CASTROVIEJO, M.D.

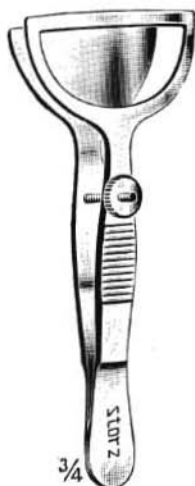
Procedure is shortened, and minimally traumatized grafts of even thickness and as large as permitted by the donor's eye are obtained. This result was difficult to achieve by older methods, especially with larger grafts.

- * Small enough to observe the donor eye for which it is used only.
- * Edge of cutting blade visible through open roller guards, enabling surgeon to start and complete graft at exact margins.
- * Uses small, disposable, double-edged razor blade. Simple mechanism.
- * Shims are provided in thicknesses of 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 and 0.5 mm., permitting graft from 0.1 to 1.5 mm. thick. This method so accurately controls the thickness that two grafts of 6 mm. diameter have been removed from a single donor eye.

Instrument also useful for cutting buccal mucous grafts for plastic repair in cases of symblepharon or extensive scarring of the conjunctiva. The mucous membrane can be taken from the buccal surface of lip or cheek. It cuts the grafts so thin that they need no further thinning, which was impossible with previous instruments.

Head of instrument is Stainless Steel. Motor is rotary type, AC or DC, 110.

E-2950—Keratome, CASTROVIEJO: head only with one dozen blades, Stainless Steel.	\$ 150.00
Foot Switch	14.50
Norelco Motor	11.50
Complete.. ..	\$ 176.00
E-2952—Extra Blades for E-2950, dozen.. ..	1.50



E-2530 — Lip Plate, CASTROVIEJO:

used in connection with the Electro-Keratome for cutting of buccal mucous grafts .. . \$ 17.50

STORZ INSTRUMENT COMPANY - 4570 Audubon Ave., St. Louis 10, Mo.

New York Showroom
809 Lexington Ave.

SERVICIO DE OPTICA Y OPTOMETRIA

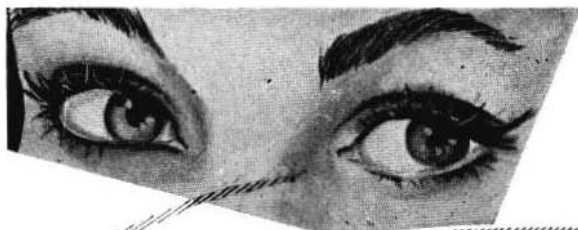
OPTICA MODERNA

BOGOTA

COLOMBIA, S. A.

CALLE 12 No. 7-75
TELEFONO 418-211

Apartado Nacional 1383
Apartado Aéreo 4018



Una garantía de
perfección en
lentes de contacto
y ojos artificiales.

CORNEALENT

el lente de contacto de mayor tolerancia



OJOS ARTIFICIALES
GONIOLENT - LENTES-GOLDMAN
LENTE ILLIG
IMPLANTES PARA ENUCLEACIONES
CAJAS DE PRISMAS
ANTEJOS PARA AMBLIOPIA
PRISMA BEHRENS

laboratorios

Pförtner

Juncal 2345 - T. E. 84-2410
Buenos Aires - República Argentina

rg-ro publicidad

a importadores
colizamos
precios especiales

A LOS COLABORADORES

Los artículos para publicación, crítica de libros, peticiones de intercambio y otras comunicaciones deben enviarse a: "Redacción Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría", Apartado Nacional 700. Chap. Bogotá, Colombia.

Los trabajos originales deben ir acompañados de una nota indicando que no han sido publicados y que en caso de ser aceptados no serán ofrecidos a otras revistas sin consentimiento de la Redacción de la S. A. O. O. Deben estar escritos a máquina, a doble espacio, en una sola cara, en papel de tamaño corriente, con un margen de 5 centímetros e ir acompañados de una copia en carbón.

El nombre del autor debe ir seguido de su mayor grado académico y colocado a continuación del título del artículo. La dirección completa debe figurar al final del trabajo.

Las ilustraciones deben ir separadas del escrito, numeradas en orden y con las leyendas en hojas aparte. El nombre del autor debe ir escrito en el reverso de las láminas y en el exterior superior la palabra "Arriba". Los gráficos y esquemas deben estar dibujados con tinta china. Las microfotografías deben indicar el grado de aumento. Las radiografías pueden enviarse en original. Las fotografías de personas reconocibles deben ir acompañadas de la notificación de poseer autorización del sujeto, si es un adulto, o de los parientes si es un menor.

La bibliografía debe limitarse a la consultada por el autor para la preparación del artículo, ir ordenada alfabéticamente por el sistema Harvard y abreviada de acuerdo con el World List of Scientific Publication (el volumen en números arábigos subrayado, y la primera página en números arábigos):

v. g. SCHEPENS, C. L., (1945) Amer. J. Ophthal., 38, 8.

Cuando se cita un libro debe indicarse el nombre completo, editorial, lugar y año de la publicación, edición y número de la página:

v. g. RYCROFT, B. W., (1955) "Corneal Grafts" p. 9 Butterworth, London.

Los autores recibirán pruebas de sus artículos para su corrección, y las que alteren el contenido del texto serán a su cargo. Los autores recibirán gratuitamente 25 apartes de su artículo. Los apartes adicionales se suministrarán a precio de costo.

Para anuncios comerciales dirigirse a: Propaganda Epoca Ltda. Bogotá, Colombia.

Suscripción para un año:

Colombia: \$ 40.00

Extranjero: \$ 8.00 U. S. A.

ANTARES, LTDA.
IMPRESA - FOTOGRAFADO