

Archivos de la S. A. O. O.

1. EDITORIAL	281
2. REVISION DE TEMAS	
Nuevos materiales empleados en contactología	
<i>Henry W. Hofstetter</i>	285
3. INVESTIGACIONES CLINICAS	
Ametropías en estrabismo	
<i>Martha Pachón de Chicourel</i>	288
An introduction to optical polymer research, inc. and a qualitative method for the identification of rigid contact lens materials	
<i>Paul Shuman</i>	291
Ortóptica en el paciente con cirugía refractiva	
<i>Natalie Margules de Flikier - David Flikier</i>	293
Distorsión de la córnea y desarrollo de queratocono	
<i>Carlos Téllez</i>	300
Sobre el diseño lenticular de lentes de contacto esféricos en queratocono	
<i>Otto Estrada</i>	304
Accelerated orthokeratology	
<i>Richard J. Wlodyga</i>	307
Piggy - Back lenses in keratoconus	
<i>J. H. C. Kok - C. Van Mil</i>	310
Time constants of corneal molding recovery following ortho-k lens wear	
<i>Douglas G. Horner - Robert B. Mandel - Karen S. Armitage</i> <i>Katharine A. Wormsley - P. Sarita Soni</i>	316

Archivos de la S. A. O. O.

Acomodación convergencia en geriatría <i>Stella Jimenez de Vanegas</i>	325
Biogracompatibility of rigid gas permeable care systems <i>Ron Herskowitz</i>	328
4. INVESTIGACIONES QUIRURGICAS	
Estudio comparativo queratocomo laminar de Draeger vs. microqueratomo Barraquer <i>Carmen Barraquer - J. Draeger - Jose I. Barraquer</i>	333
Queratoplastia laminar con anestesia topica <i>Arnoldo Maldonado Bas - Ruben H. Palido Garcia</i>	341
Resultats de 2,5 ans de photokeratectomie refractive myopique par laser par laser excimer <i>M. Martenský - C. Orssaud - Le Nardre - J.L. Dazic</i>	346
Excimer laser keratomileusis on the stromal side of the disc for correction of miopia of 5.00 to 12.00 diopters: one year follow up <i>Fernando Peitz - John T. Steele</i>	350
5. NUEVAS TÉCNICAS QUIRURGICAS	
Bisagra superior en Lasik <i>J. I. Barraquer M. - J. I. Barraquer G. - C. C. Carrizosa</i>	358
Implantes y protesis oculares y orbitarios de hidroxapatita <i>Carlos S. Leon S. - J. I. Barraquer G. - Carmen Barraquer C. - Federico Serrano G. - J. I. Barraquer M.</i>	367
6. AVISOS Y ANUNCIOS	386

Nuevos materiales empleados en contactología

Prof. Juan Delgado Espinosa (*)

Desde hace varios años los adaptadores de lentes de contacto aspiran a poseer una lente que reúna las características de las blandas y de las rígidas. El descubrimiento de las lentes de caucho de silicona fue un gran adelanto, pero al cabo de los años fueron desaconsejadas, por los problemas de hidrofobia y efecto de goma de borrar sobre la córnea.

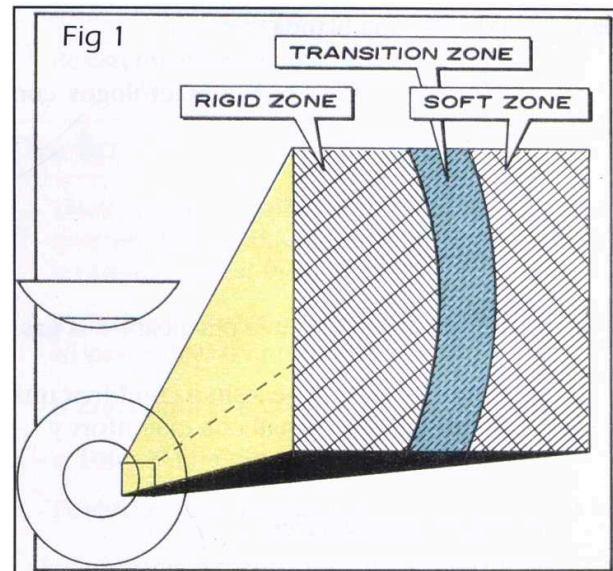
Posteriormente la lente SATURNO, rígida en el centro y blanda en la periferia, parecía la solución, pero la unión de dos materiales no resultó resistente, con la consecuente ruptura.

A continuación nace la lente SOFTPERM ideada y desarrollada sobre la base de la antigua Saturno, por laboratorios Barnes Hind. Incorpora en su estructura un material y un procedimiento de fabricación totalmente revolucionarios en el mundo de la contactología (Fig.1).

La lente de contacto SOFTPERM consta de una zona central permeable al gas y una corona exterior hidrofílica. Fabricada a partir de un único material en el que la zona hidrofílica y la permeable al gas han quedado unidas entre sí mediante enlaces moleculares, en el momento de la polimerización. No se trata, por tanto, de aquellos dos materiales, que estaban unidos entre sí mediante procedimientos físicos o mecánicos, sino de un material único.

La lente SOFTPERM proporciona así la mejor agudeza visual de las lentes permeables al gas, con el mayor confort y tolerancia de las blandas.

El material SYNERGICON A, de la lente SOFTPERM tiene una hidratación del 25% en su



zona hidrofílica y un DK de 14 en su zona permeable al gas.

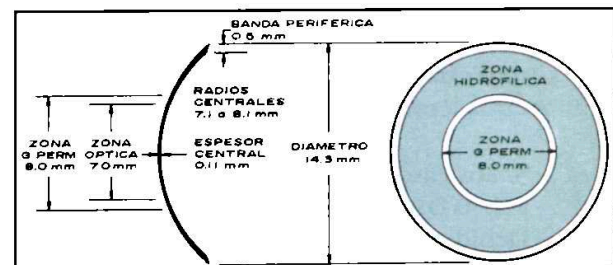
Parámetros

Diámetro: 14.30 mm

Radios: 7.10 mm a 8.10 mm en pasos de 0.1 mm

Potencias: + 6.00 D. en pasos de 0.25 D.

-10.50 D. en pasos de 0.50 D (Fig 2).



La lente tiene las siguientes características:

I. Copolímero revolucionario, resultado de la

(*) Escuela Universitaria de Óptica y Optometría, Madrid - España.

polimerización conjunta de la zona central rígida y la corona exterior blanda, en un mismo material.

II. Sofisticado diseño que combina la mejor agudeza visual de una lente permeable al gas con la comodidad de una blanda.

III. Debe ser utilizada por contactólogos con amplia experiencia.

IV. Sus indicaciones son:

- a. Queratoconos.
- b. Intolerancia de lentes permeables al gas.
- c. Deportistas, que necesitan combinar una buena agudeza visual con el confort y estabilidad de la lente.
- d. Córneas irregulares.
- e. Queratoplastias y cirugía corneal en general.
- f. Casos de astigmatismos.

En el astigmatismo tiene especial interés para:

- 1. Usuarios de lentes tóricas blandas que experimentan visión inestable.
- 2. Pacientes con astigmatismo corneal, cuya toricidad coincida con el cilindro refractivo. En casos de difícil solución con otros lentes
- 3. Los casos comprendidos entre 0.50 D. a 2.50 D. son los ideales para adaptar. Debido a la variable topografía corneal, se aconseja realizar la adaptación, utilizando caja de pruebas. Ha sido experimentada en pacientes de hasta 4.00 D.

V. No deben aplicarse en:

- a. Casos que no cumplan, en principio, los criterios para una buena adaptación, especialmente si no hay un movimiento correcto de la lente.
- b. Pacientes con un astigmatismo residual excesivo.
- c. Diversas patologías:
 - Inflamación del segmento anterior del ojo.
 - Problemas (infecciones, etc...) que afecten a la córnea, conjuntiva o párpados.
 - Síndrome de ojo seco.
 - Sensibilidad corneal claramente reducida
 - En general, cualquier problema ocular que pueda verse potenciado con la utilización de lentes de contacto.

Proceso de adaptación

Se realiza el estudio pronóstico del lente de contacto, y se selecciona la de prueba según los siguientes criterios:

1.37D. o menos	K más plano o 0.1 mm más cerrada.
1.50D. a 2.75 D.	0.1 mm a 0.2 mm más cerrada que K.
Más de 2.75 D.	0.2 mm a 0.3 mm más cerrada que K.

En caso de duda es preferible utilizar una más cerrada.

Después de colocada en el ojo debe permanecer un mínimo de 30 minutos para que se estabilice, siguiendo el siguiente principio de adaptación:

- 1. Buen confort y centrado de la lente.
- 2. Movimiento mínimo de 0.25 mm al mirar hacia arriba.
- 3. Adecuado intercambio lagrimal, evidenciado por distribución rápida de la fluoresceína macromolecular.

4. Calidad óptica de una lente rígida.

Estas lentes aportan las siguientes ventajas:

1. Centrado correcto.
2. Confortables.
3. Buena A.V. en astigmatismos.
4. Visión estable, no variable, como en algunas lentes tóricas.
5. Resistencia a las condiciones ambientales y superficies secas.
6. Utilización en niños con miopía progresiva.

Y las siguientes desventajas:

1. Alto precio.
2. Dificil control con fluoresceína macromolecular.
3. Riesgo de ruptura.
4. Estuche hidrodinámico.

En Inglaterra, el laboratorio Nissel fabrica las lentes AQUAPERM, diseñadas con un material permeable al gas, recubierto en la totalidad de las superficies por material hidrofílico.

El material es un monómero siloxanil metacrilato tratado para producir una lente rígida con una superficie de HEMA que le proporciona una comodidad propia de lente blanda y una visión y control del astigmatismo propios de la rígida.

Características

- DK: 50 X 10-11
- Hidratación: inferior al 2%
- Índice de refracción: 1.463

Propiedades

- Comodidad similar a la lente blanda.
- Elevada transmisibilidad al oxígeno.
- Alta humectabilidad.
- Resistente a los depósitos.

Diseño

- Tricurva con un aplanamiento axial constante en el borde y en toda la periferia para garantizar un flujo lagrimal óptimo.
- Radio base: Cualquiera (estándar de 7.30 a 8.20, en pasos de 0.05 mm).
- \varnothing Zona óptica: 8.20 mm
- \varnothing Total: 9.50 mm
- Potencia: + 20.00 a - 20.00D (pasos de 0.25 D.)

La técnica de adaptación se aconseja sea paralela a K utilizando limpiadores de superficie para lentes hidrofílicas. Se conservan con cualquier solución que no tenga clorhexidina, no pudiéndose hervir. Tienen que mantenerse siempre hidratadas como otras lentes hidrofílicas.

La experiencia con ellas es aún escasa aunque su diseño abre una expectativa de futuro para encontrar su mejor aplicación.

Lo importante es tener conciencia de que la investigación sigue avanzando. Diseños y materiales se van desarrollando lenta pero progresivamente, para beneficio de los posibles usuarios.

Ametropías en estrabismo

Martha Pachón de Chicourel, O. D.

Objetivo

El propósito de este trabajo es presentar un análisis de las prevalencias encontradas en las diferentes ametropías y relacionarlas con el estrabismo.

Teniendo en cuenta:

- A. Prevalencia de ametropías en heterotropías
- B. Relación con el tipo de estrabismo.
- C. Relación entre el grado de ametropía y el ángulo de desviación
- D. Criterios optométricos en el manejo del paciente estrábico.

Material y métodos

Se analizaron 15.682 historias clínicas de la consulta privada de la Unidad Oftalmológica de Bogotá, 2.684 pacientes atendidos entre noviembre de 1982 y abril de 1992, 2.684 que presentaban algún diagnóstico de estrabismo, lo cual representa una prevalencia del 19% de estrabismo dentro de la consulta general oftalmológica de un centro especializado en estrabismo. De estas historias se tomaron 360 casos de forma consecutiva de heterotropías primarias, analizando los siguientes puntos:

- a. Edad de consulta
- b. Prevalencia de ametropía
- c. Grado de ametropía
- d. Agudeza visual con corrección
- e. Anisometropía
- f. Ambliopía

g. Dirección de la desviación

i. Ametropías en endotropía, exotropía y verticales.

j. Relación entre la dirección de la desviación, el ángulo y el grado de ametropía.

Análisis de prevalencias

1. Edad de consulta: De los 360 casos que se estudiaron, un 12.5% consultó antes del año de edad; un 30.8% consultó entre los 2 y 4 años de edad. Este grupo tiene un buen pronóstico para su recuperación funcional sensorio-motora; sin embargo, hay un elevado porcentaje de niños que consulta tardíamente, el 25.8%, entre los 5 y los 9 años y el 30.8%, una vez han superado la edad ortóptica, va a presentar dificultades en su tratamiento, con pronóstico reservado en cuanto a su recuperación.

2. Prevalencias de ametropías: En nuestro estudio encontramos una gran prevalencia del astigmatismo hipermetrópico compuesto y la hipermetropía simple en contraste con la baja prevalencia de la miopía simple el astigmatismo miópico y el astigmatismo simple. Reuniendo las ametropías en tendencia miópica e hipermetrópica, vemos la prevalencia altamente significativa de la hipermetropía, 85.83% en comparación con la tendencia miópica de 10.38%, encontrándose 3.89% de emétopes. Este hecho lo hemos considerado ligado a la edad ya que la consulta promedio está alrededor de los 7 años.

3. Grado de ametropía: Dentro de la tendencia hipermetrópica, analizando 309 casos, encontramos que la que predomina es la hipermetropía media, con un 38.83%, seguida de hipermetropía baja con 34.62%, y luego la hipermetropía alta, con 26.53%.

En cuanto a la tendencia miópica, analizando 37 casos, la que predomina es la miopía baja, con el 62.16%, seguida de la miopía media con el 21.62%, y de última la miopía alta, con un 16.21%.

4. Agudeza visual con Rx: Se encontró que un 25.1% alcanza una agudeza visual de 1.0 de 0.6 a 0.8, un 35.4% de 0.2 a 0.5, un 28.6% y menos de 0.10 un 10.9%. Hay que anotar que dentro del grupo de 0.6 a 0.8. hemos tenido la oportunidad de hacer seguimientos de estos pacientes entre 5 y hasta 10 años, hemos encontrado que muchos de éstos han alcanzado agudeza visual de 1.0 posteriormente, quizá debido a la falta de madurez visual en el momento de la toma de agudeza visual, o por falta de colaboración, debido a su corta edad.

5. Anisometropías: De 175 casos, 21.7% presentaba anisometropía mayor de 1 dioptría.

6. Ambliopía: De 175 casos, 74.9% presentaban ambliopía, distribuida de la siguiente forma: a) leve de 0.6 a 0.8, 43%; b) media de 0.2 a 0.5, 38% y c) profunda menos de 0.10, 18%. Hay necesidad de hacer campañas de información para lograr una consulta temprana y precoz para la prevención de la ambliopía. Estas se deben hacer no sólo a nivel médico, paramédico, a nivel educacional, sino también a nivel de población en general, informándoles sobre las secuelas que puede tener una consulta tardía y los beneficios de quienes consultan tempranamente, y hacen su tratamiento de manera continua y disciplinada. Es necesario insistir en la importancia de un examen preescolar y de consultar inmediatamente se note alguna alteración del paralelismo o dificultad de visión.

7. Dirección de la desviación: De 360 casos se encontró un 71.4% de endotropías, 21.7% de exotropías y 6.9% de verticales. En cuanto al tipo de endotropía, de 257 casos, encontramos endotropía monocular 65.4%, endotropía alternante 27.6%, endotropía intermitente 7.0%. Teniendo

en cuenta el tipo de exotropía, en 78 casos encontramos exotropía intermitente 46.2%, exotropía monocular 43.6% y exotropía alternante 10.3%. En cuanto a las desviaciones verticales, de 25 casos se encontró: vertical asociado a endotropía 56.0%, vertical asociado a exotropía 28.0% y vertical puro 16.0%.

8. Ametropías en heterotropías: Analizando la relación entre las ametropías y la dirección de la desviación, en 257 casos analizados, encontramos la gran relación entre endotropía e hipermetropía con el 96.1% y sólo un 3.9% a endotropía y miopía. En cuanto a las ametropías en exotropía de 78 casos el 52.6% corresponde a exotropía y miopía y el 47.4% de exotropía e hipermetropía. Es de anotar que las hipermetropías asociadas a exotropías son de bajo grado, que posteriormente en el seguimiento de varios años fueron disminuyendo su hipermetropía y llegaron algunos a ser miopes. Teniendo en cuenta las desviaciones verticales en 25 casos, el 88.0% corresponde a hipermetropía y vertical, el 12.0% a miopía y vertical.

9. Relación entre la dirección de la desviación, el ángulo y el grado de ametropía: En la endotropía en 277 casos predomina el ángulo medio, asociado a ametropías bajas y en exotropía en 73 casos, predomina el ángulo pequeño, asociado a ametropía baja.

Conclusiones

a) La importancia de un equipo interdisciplinario, oftalmólogo, optómetra, ortoptista, para un mejor manejo en el tratamiento de los pacientes estrábcicos.

b) Insistir en la necesidad de las campañas de información para la prevención de la ambliopía.

c) El alto grado de porcentaje en la relación hipermetropía y endotropía.

d) La relación existente entre exotropía y miopía y exotropía e hipermetropía baja.

e) El predominio de ametropía baja y ángulo medio en endotropía.

f) El predominio de ametropía baja y ángulo pequeño en exotropía.

An introduction to optical polymer research, inc. and a qualitative method for the identification of rigid contact lens materials

Dr. Paul Shuman

It is a great pleasure to be here today to join with you in the celebration of the 25th anniversary of the Clínica Barraquer. I would like to express a special congratulations to Drs. Barraquer and Henao who 25 years ago made it possible for us all to join with them in celebrating this day. And also to congratulate all those who contributed to the hard work that made the Clinic known through out the world for its great contributions to the science of optometry and ophthalmology and for its great service to the people of Colombia.

I am honored to be invited to speak here today and to be able to make a small contribution to this celebration by presenting a short paper that may be of some help to those who manufacture and to those who fit contact lenses.

Most of you are aware of the fact that there are many different rigid contact lens materials being manufactured and sold throughout the world. I would estimate the number to be close to 100 different materials and since the expiration of the controlling silicone acrylate U. S. patent, the number of new materials continues to increase. I would further estimate that 90% of all rigid lens materials now in use are either polymethylmethacrylate (PMMA), silicone acrylates, or fluorine modified silicone acrylates. With all the dif-

As presented at the "Forum in aniversario Instituto Barraquer de América, 21-26 marzo 1993"

ferent rigid lens materials available, quality control becomes a problem for the lens laboratory and even more so for the lens fitter. This is further complicated because many of the lens blanks are unmarked.

Because of this quality control problem I would like to offer a relatively simple but useful method for the separation and qualitative identification of rigid contact lens materials. As you will see, this is a non-destructive test that may be used, with some limitations, to characterize rigid contact lenses and contact lens blanks, this test is based on the differences in contact lens material densities as shown in my first slide.

Some representative contact lens materials have been arranged in an order of increasing density. This is not an exhaustive list but does serve to illustrate the density range of some of the more commonly used rigid lens materials. The lowest one shown, No. 1, is for O₂perm 30 having a density of 1.086 G/CC with the highest one for equalens, No. 20, having a density of 1.266. You can also see that equalens, PMMA and RXD are in a class by themselves, having a density much higher than the other RGP materials shown. As a consequence of this they are easily separable from all other RGP lens materials above them on this list. On line 19 is shown the density of a saturated solution of sodium chloride in water, or common table salt, which has a density of 1.197 g/cc..

If we were to prepare such a solution and place on the surface of the solution a mixture of lenses or lens blanks selected from this list we would find that all the lens materials 1 through 18 would float and the RXD lens blank or lens would sink. Now if we carefull continue to add water to the salt solution the equalens lens blank or lens would sink and on continuing to add water the PMMA lens or lens blank would sink.

Table 1
DENSITY OF SOME RIGID CONTACT LENS MATERIALS

1.	O-Perm 30	1.086	31.
2.	PARAPERM 02+	1.096	27.
3.	SGO II	1.103	20.
4.	BOSTON IV	1.104	22.
5.	OPTACRYL 32	1.109	16.
6.	VISTAFLEX 50	1.111	17.
7.	O-PER 15	1.112	15.
8.	SGP Y	1.113	13.
9.	VISTAFLEX 25	1.113	9.
10.	VISTAFLEX 100	1.117	30.
11.	O-PERM F40	1.120	38.
12.	FLUOROPERM 30	1.123	24.
13.	OPTACRYL 18	1.124	9.
14.	O-PPERM F60	1.132	62.
15.	FLUOROPERM 60	1.135	47.
16.	BOSTON	1.135	13.
17.	PMMA	1.189	0.12
18.	EQUALENS	1.191	47.
19.	SATURATED SALT SOLUTION	1.197	
20.	RXD	1.264	27.

At this point you would have prepared two solutions that would separate RXD, equalens and PMMA from the other RGP listed.

If this process were continued it would be possible to successively separate each of the materials with the exception of the two equal density pairs 8 and 9 and also pairs 15 and 16. This limitation of the process could be easily minimized with a selective, limited choice of materials used in the lens laboratory or the practioners office. A graphical presentation of the separation process is

shown on the next slide showing a density/concentration curve for the solution of sodium chloride in water. On the top part of this slide is shown density limits that we have found for a large number of silicone acrylates and fluorine-containing lens materials. As you will notice there are overlapping densities for the two classes of lens materials but for the most part the fluorine-containing lens materials have higher densities than the silicone acrylate lens materials. Superimposed on the solubility curve is shown the separation process just described. The saturated solution density line separates RXD, in the lower corner, from the remaining materials, equalens and the O-> perm series show the point where the material density matches that of the salt solution. The addition of a small amount of water at each of the densities shown the lens material will sink.

Recently, one of our customers mixed O->perm 15 and 30, it was a very simple matter to prepare a solution having a density of about 1.1 g/cc and to separate each of theses materials. This same separation would have easily been possible without knowing the two densities involved.

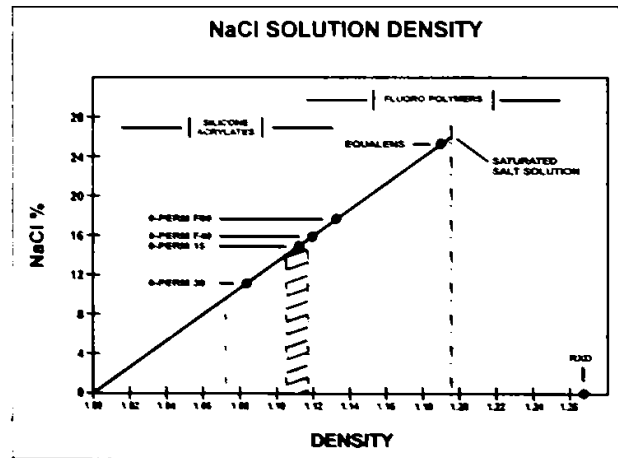


Figure 1.

In conclusion I would like to say that I hope that this process will be of some help in your quality control efforts and also in your future selection of RGP lens materials.

Ortóptica en el paciente con cirugía refractiva

Natalie Margules de Flikier (*)

David Flikier, M.D. (**)

Resumen

En un estudio retrospectivo se revisaron 1.351 pacientes a los que se les realizó algún tipo de cirugía refractiva, analizando los cambios que sufrían en el estado ortóptico. Se encontró una disminución general de las amplitudes de fusión de convergencia, que empeoraban aún más después de la cirugía, presentándose además un espasmo de acomodación, que cedía después del tratamiento ortóptico, disminuyendo así la miopía inducida por éste y mejorando la agudeza visual. Se observó después del tratamiento ortóptico no sólo una mejoría de las amplitudes de fusión de convergencia, sino también de la sintomatología del paciente post-quirúrgico.

Introducción

Es frecuente que en el postoperatorio de cirugía refractiva el paciente presente quejas como visión fluctuante, cansancio, salto de letras a la lectura, cefaleas, molestias a la luz y otros, que en muchas ocasiones son relacionadas directamente con la cirugía, como edema corneal residual fluctuante, variación de la refracción durante el transcurso del día, anisometropías inducidas, defectos residuales o hipercorrecciones. Anomalías pocas veces orientadas a los defectos ya existentes inducidos o desencadenados, sobre el sistema de control de la visión binocular, por la cirugía. Es conocido que la cirugía refractiva desencadena un desequilibrio de la relación acomodación, convergencia, relacionada directamente con el tamaño de la ametropía por corregir, y en estudios anteriores ⁽⁶⁾ se ha

demostrado la aparición de espasmos acomodativos posterior a la cirugía. Es por esto que decidimos iniciar un trabajo retrospectivo en el cual se evaluará, por un lado, el estado ortóptico del paciente que va a ser sometido a cirugía refractiva, y por otro, encontrar si en aquellos pacientes en los que las amplitudes de fusión se encuentran disminuidas existe una mejoría, con el tratamiento ortóptico, no sólo desde el punto de vista de mediciones ortópticas sino también en cuanto a la sintomatología, y en mejoría de su estado refractivo residual a la corrección quirúrgica.

Material y métodos

Se realiza un trabajo retrospectivo, revisando al azar 1.351 historias clínicas del archivo de la Clínica Barraquer de América, con antecedentes de cirugía refractiva realizada en la clínica, entre los años de 1985 y 1994, por 5 diferentes cirujanos, en busca de aquéllos que se les hubiese

(*) Segundo año Ortóptica, Instituto Barraquer de América
(**) Residente tercer año Oftalmología. Jefe de Residentes, Escuela Superior de Oftalmología, Instituto Barraquer de América.

realizado examen ortóptico, durante el período previo a la cirugía o posterior a éste, así como definir qué conducta se determinó con este grupo de pacientes. Se tomaron los datos de tipo de cirugía realizada, subjetivo, agudeza visual pre y post-operatoria y todos aquellos datos relacionados con el examen ortóptico: cover test de cerca y lejos, punto próximo de convergencia, amplitudes de fusión de convergencia y divergencia, periféricas, maculares y foveales, con sus respectivos puntos de ruptura y recuperación, datos tomados con el amblioscopio, y vergencias de lejos y cerca, de convergencia y divergencia, con sus respectivos puntos de ruptura y recuperación, medidos con barra de prismas, por ortoptistas certificados, en el período pre y postoperatorio (a la cirugía refractiva), y posterior al tratamiento ortóptico en los casos que se les hubiese realizado. Se comparan los datos y se grafican con el programa estadístico de Microsoft Excel versión 4. 0.

Resultados

De las 1.351 historias clínicas revisadas con cirugía refractiva previa, se encontró que sólo a 60 pacientes (4,44%), se les había realizado mediciones en algún momento por el servicio de ortóptica de la clínica. De éstos sólo un 7,5% en el período preoperatorio, y los restantes 52 pacientes en el postoperatorio. La edad promedio de los pacientes examinados fue de 25,8 años (SD 6,7), con un rango de 12 a 44 años (gráfico 1), lo cual corresponde a la distribución por edad, del grupo general de pacientes operados de cirugía refractiva revisados para el estudio. La distribución por sexo evidencia un predominio en el femenino, con una relación de 2 a 1, con el sexo masculino (tabla 1). El defecto refractivo prequirúrgico medio (equivalente esférico) para ambos ojos fue de -3,52 D (ojo derecho -3,75 D, izquierdo -3,29 D) con rangos que oscilaron entre -11,00 D y +7,50 D, y agudezas visuales con corrección preoperatorias de 87,5% y 89% para cada ojo. La corrección óptica con la cirugía fue

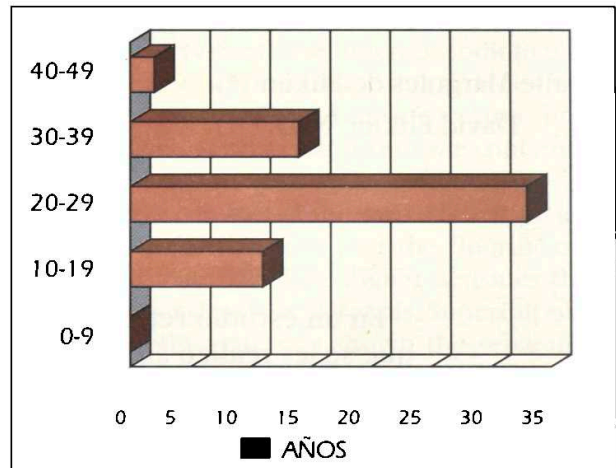


Gráfico 1. Distribución por edad

	NUM.	%
MASCULINO	20	33.3
FEMENINO	40	66.6

adecuada, con un subjetivo postoperatorio promedio de -0,88D (ojo derecho -1, 02 D y ojo izquierdo de 0, 74D), y agudezas visuales con corrección similares a las prequirúrgicas (gráfico

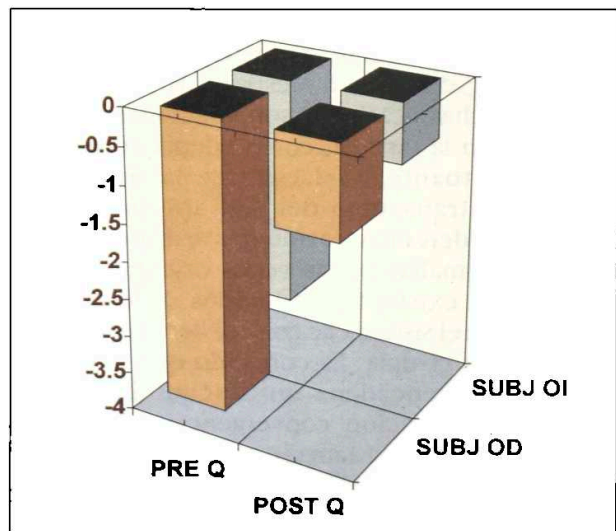


Gráfico 2. Distribución defecto óptico pre y post cirugía refractiva

2). Se realizó examen ortóptico en sólo 60 de los 1.351 pacientes revisados, con un período promedio de 13,8 meses entre la cirugía y el examen ortóptico. En sólo 8 pacientes (7,5%) el examen inicial se realizó en el período preoperatorio y en 52 en el post-operatorio. Encontrando una disminución de las amplitudes de fusión de convergencia y divergencia en el amblioscopio, al comparar el examen preoperatorio con el postoperatorio (gráfico 3). El cover test se encontró dentro de límites normales, tanto de lejos como de cerca, en el período pre y postoperatorio, sin un cambio marcado, estadísticamente significativo (tabla 2). Se encontró una disminución de las amplitudes de fusión de convergencia, tanto en el paciente pre como postoperatorio, al examinar estas amplitudes en

el amblioscopio, el cual provoca un reflejo de cercanía, que induce acomodación y expone la deficiencia en la amplitud de fusión de convergencia, llamando la atención, se encontró una mayor disminución, en el examen post-operatorio (gráfico 4). Al comparar las amplitudes de fusión de divergencia, medidas en el amblioscopio, se encuentra que éstas están dentro de límites normales y que no son afectadas después de la cirugía refractiva (gráfico 5). Las amplitudes de

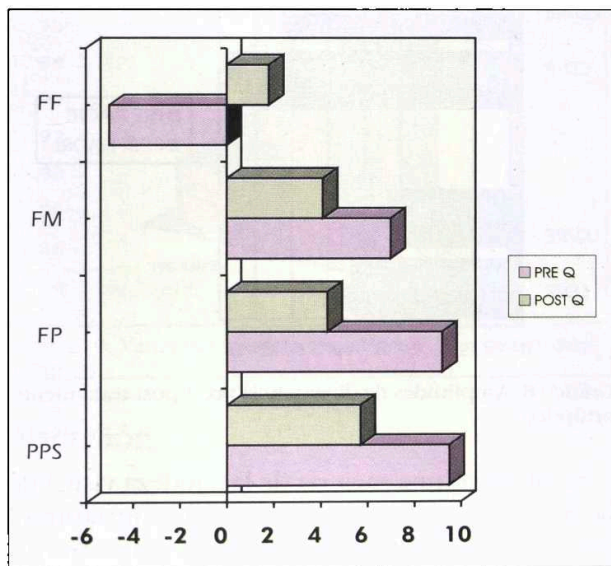


Gráfico 3. Amplitudes pre y post operatorias

TABLA 2 COVER TEST Y PPC		
	PRE-OPERATORIO	POST-OPERATORIO
COVER CERCA	XT 5,5	XT 6,6
COVER LEJOS	XT 7,6	XT 2,5
PPC	8,5 cm	6,8 cm

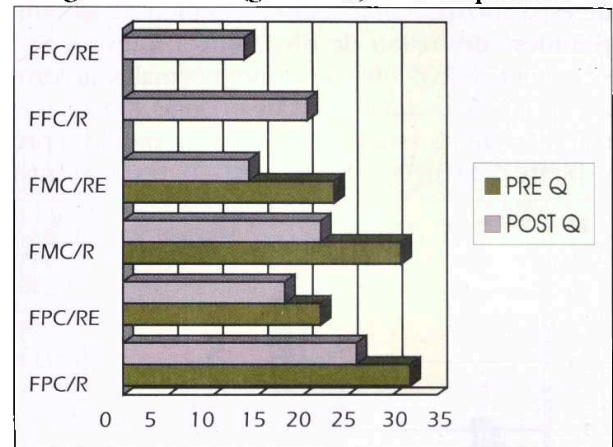


Gráfico 4. Amplitudes de convergencia pre y post operatorias

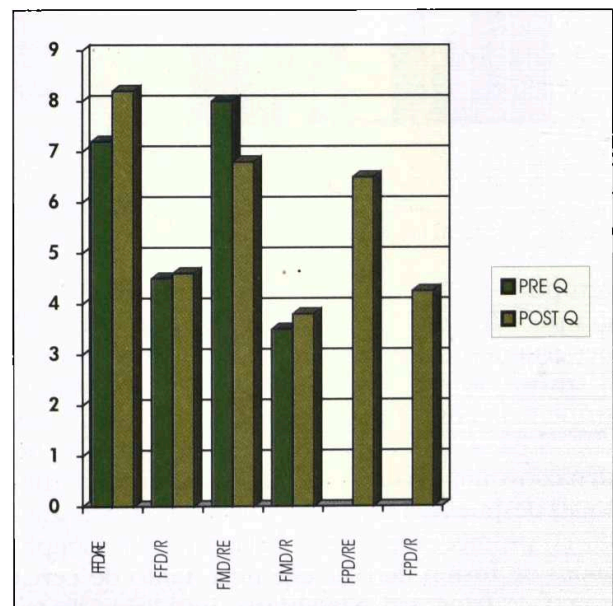


Gráfico 5. Amplitudes de divergencias pre y post operatorias

fusión, examinadas con la barra de prismas, demostraron nuevamente la disminución general de las amplitudes de fusión de convergencia, principalmente al ser examinadas de cerca a 33 cm, pero no lograron demostrar la disminución mayor, después de la cirugía refractiva, probablemente por el hecho de que este test induce un menor reflejo de cercanía, que el presentado en el amblioscopio y por lo tanto un menor grado de espasmo de acomodación (gráfico 6). Las amplitudes de fusión de divergencia nuevamente se encontraron dentro de límites normales, al realizar las medidas con la barra de prismas, sin demostrar diferencias estadísticas, entre las medidas pre y postoperatorias. Se le realizó tratamiento

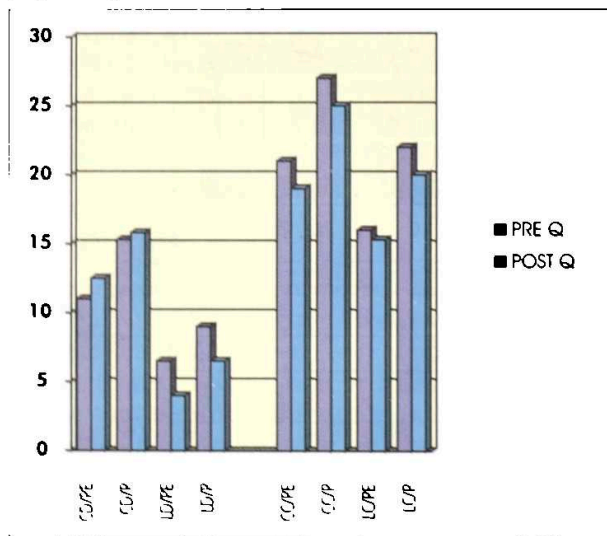


Gráfico 6. Vergencias pre y post operatorias

ortóptico a un grupo de 20 pacientes (33,3% del grupo de pacientes examinados por el departamento de ortoptica), que presentaban disminución de las amplitudes de fusión principalmente de convergencia, mayores a las encontradas en el grupo general (gráfico 7). Se demostró una franca mejoría de todas las amplitudes después del tratamiento ortóptico alcanzando en promedio niveles normales para las amplitudes de fusión de convergencia, tanto de cerca como de lejos, sin presentarse una caída de las amplitudes de fusión de divergencia, a pesar de

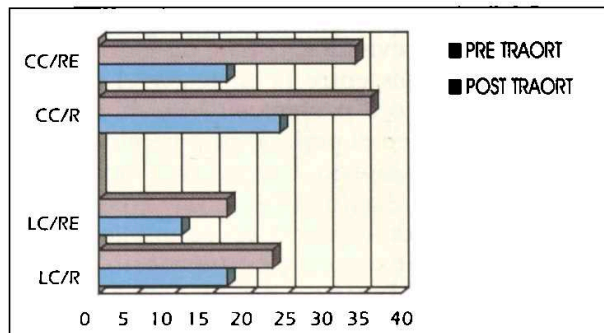


Gráfico 7. Amplitudes de convergencia pre y post tratamiento ortóptico

haberse orientado el tratamiento principalmente a aquellas deficiencias de convergencia (gráfico 8).

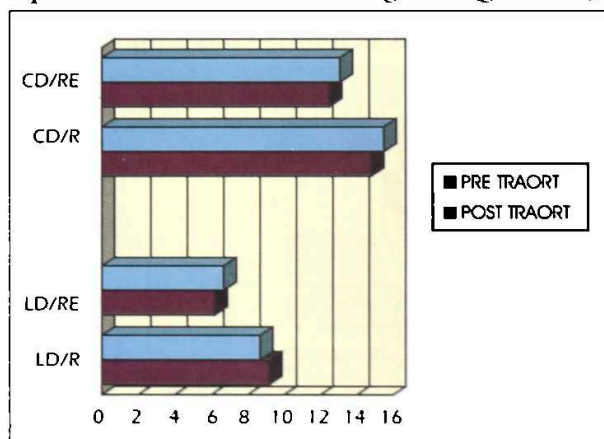


Gráfico 8. Amplitudes de divergencia pre y post tratamiento ortóptico

Se observó una mejoría de la agudeza visual de la mayoría de los pacientes, al comparar el subjetivo previo y posterior al tratamiento ortóptico (gráfico 9), relacionado directamente con la mejoría de las amplitudes de fusión de convergencia y con la disminución del espasmo de acomodación. Se demuestra también la disminución del espasmo acomodativo al encontrar una disminución de la miopía residual, en la mayoría de los pacientes, que se relacionó directamente con la mejoría de la agudeza visual (gráfico 10). Se documenta en algunas historias, anotaciones subjetivas de mejoría sintomática en un alto porcentaje de los pacientes (tabla 3).

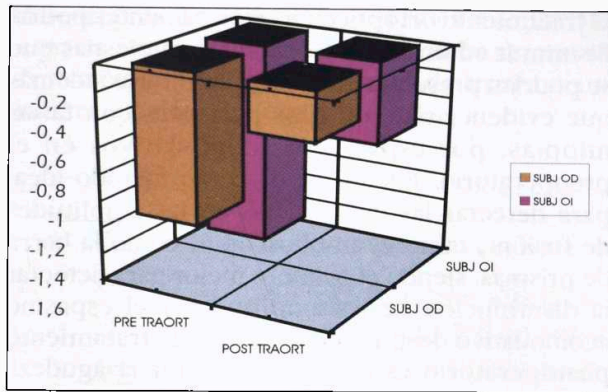


Gráfico 9. Variación subjetivo pre y post tratamiento ortóptico

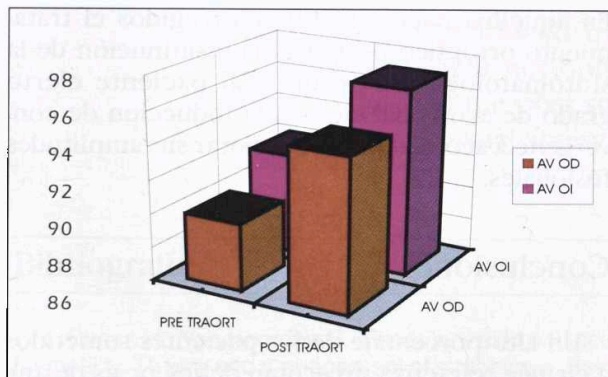


Gráfico 10. Variación agudeza visual pre y post tratamiento ortóptico

Discusión

La fusión tiene dos componentes:

1. Fusión sensorial: Es la habilidad de apreciar dos imágenes similares, una por cada ojo, e interpretarlas como una sola.

2. Fusión motora: Es la habilidad de mantener una única imagen fusionada durante los movimientos de vergencia. La fuerza de la fusión motora se expresa en las amplitudes de fusión, sobre las vergencias horizontales (formando la convergencia como componente positivo de la amplitud y el valor negativo el de divergencia), vergencias verticales y ciclovergencias (tabla 4).

Tabla 3
ABREVIACIONES

FF	Fusión Foveal
FM	Fusión Macular
FP	Fusión Periférica
PPS	Percepción Periférica Simultánea
PPC	Punto Próximo de Convergencia
PREQ	Pre-Quirúrgico
POSTQ	Post-Quirúrgico
FFC/R	FF de Convergencia / Punto Ruptura
FFC/RE	FFC / Punto Recuperación
FMC/R	FM de Convergencia / Punto Ruptura
FMC/RE	FMC / Punto Recuperación
FPC/R	FP de Convergencia / Punto Ruptura
FPC/RE	FPC / Punto Recuperación
FFD/R	FF de Divergencia / Punto Ruptura
FFD/RE	FFD / Punto Recuperación
FMD/R	FM de Divergencia / Punto Ruptura
FMD/RE	FMD / Punto Recuperación
FPD/R	FP de Divergencia / Punto de Ruptura
FPD/RE	FPD / Punto Recuperación
CD/R	Cerca Divergencia / Punto Ruptura
CD/RE	CD / Recuperación
LD/R	Lejos Divergencia / Punto de Ruptura
LD/RE	LD / Recuperación
CC/R	Cerca Convergencia / Punto de Ruptura
CC/RE	CC / Recuperación
LC/R	Lejos Convergencia / Punto de Ruptura
LC/RE	LC / Recuperación
SUBOD	Equivalente Esférico Subjetivo Ojo Derecho
SUBOI	Equivalente Esférico Subjetivo Ojo Izquierdo
TRAORT	Tratamiento Ortóptico
AVOD	Adudeza Visual Ojo Derecho con Corrección Óptica
AVOI	Agudeza Visual Ojo Izquierdo con Corrección Óptica

Tabla 4
Amplitudes de Fusión⁽⁷⁾

		Diop. Prigmat
CONVERGENCIA	CERCA	35-40
	LEJOS	15
DIVERGENCIA	CERCA	15
	LEJOS	5-7

En el amblioscopio, si se logra fusionar una imagen única, se demuestra la presencia de fusión sensorial. La fusión motora es medida al mover los brazos del amblioscopio en ambos sentidos midiendo así las amplitudes de fusión tanto en convergencia como divergencia, midiéndose la convergencia de primero. El tratamiento ortóptico para aumentar las amplitudes de fusión de convergencia busca mejorar no sólo el estado fusional, sino también el estado acomodativo y de visión próxima. Al modificar el estado acomodativo, después de la cirugía refractiva, la convergencia acomodativa es variada (aumenta o disminuye), en un cierto grado, determinado por la rata de AC/C (convergencia acomodativa/acomodación), y subsecuentemente la amplitud de fusión de convergencia, debe ser más alta para permitir tolerar los cambios descritos a nivel de la acomodación y refractivos. Es evidente que en la población general existe un alto porcentaje, con disminución de las amplitudes de fusión de convergencia, algunas no sintomáticas, pero que bajo ciertas circunstancias de estrés pueden desencadenarse. En el paciente miope esta afirmación es en especial cierta, y principalmente en aquellas miopías bajas, en las cuales el paciente usa su corrección para visión lejana, y no para visión cercana, alterando el sistema de visión binocular, modificando la rata AC/A (al no tener que acomodar en visión próxima).

Es obvio suponer que al operar estos pacientes, al reducirse la ametropía miópica, se induce un cambio del sistema binocular, forzando la acomodación, y variando la rata de AC/C, lo cual puede pasar asintomático sólo en aquellos pacientes con una reserva fusional amplia. El espasmo acomodativo conlleva a una serie de alteraciones, responsables del alto número de síntomas que se presentan en estos pacientes, principalmente en aquellos con bajas reservas fusionales, en especial de convergencia. Consideramos que el examen ortóptico preoperatorio es indispensable, para permitir detectar aquellos pacientes que presenten deficiencias de las reservas fusionales, principalmente de convergencia, postulando que

el tratamiento ortóptico en estos pacientes podría disminuir en un alto porcentaje las molestias que se podrían presentar en el postoperatorio, además que evidenciarían aquellos pacientes con falsas miopías, por espasmos acomodativos en el preoperatorio. Encontramos como método ideal para detectar las deficiencias en las amplitudes de fusión, tanto el amblioscopio, como la barra de prismas, siendo el primero mejor para detectar la disminución de las amplitudes y el espasmo acomodativo después de la cirugía. El tratamiento postoperatorio es capaz de mejorar la agudeza visual en un elevado número de pacientes, al bloquear el espasmo de acomodación y la inducción de miopía en este grupo de pacientes. En aquellos pacientes hiperconvergedos el tratamiento ortóptico permitirá la disminución de la sintomatología, al permitir al paciente cierto grado de acomodación, sin la inducción de convergencia acomodativa, al mejorar sus amplitudes fusionales.

Conclusiones

Un alto porcentaje de los pacientes sometidos a cirugía refractiva presentan deficiencias de amplitudes de fusión, principalmente de convergencia, que se acentúan en el postoperatorio.

Todo paciente que se va a someter a un procedimiento refractivo debe ser evaluado en el período preoperatorio, en busca de las deficiencias descritas, aunque no se encuentren síntomas prequirúrgicos.

Las deficiencias deben ser tratadas, en lo posible, desde el período preoperatorio, para intentar evitar las complicaciones anotadas. Se recomienda la medición, con el amblioscopio, tanto en el examen pre como postoperatorio, debido a que es más específico para detectar la disminución de las amplitudes, en el período postoperatorio. Si se presenta miopía residual postquirúrgica, realizar un examen ortóptico, así como un examen funcional bajo cicloplegia, para

descartar la presencia de una falsa miopía, por espasmo acomodativo. De existir, debe ser tratada con métodos ortópticos, antes de caer en una reintervención innecesaria.

Por último, recordar que una gran cantidad de los síntomas post-operatorios pueden ser debidos a una alteración en el sistema de visión binocular y no a alteraciones propias de la cirugía efectuada.

Abstract

In a retrospective study, we reviewed 1.351 medical records that had been submitted to some kind of refractive surgery, analyzing the orthoptic state changes. Finding a general depression in convergence fusion amplitudes that deteriorate even more post operatively, associated with an accomodative spasm during this period, that decreased with the orthoptic treatment, diminishing the induced myopia produced by this spasm. We noticed that after orthoptic treatment not only the convergence fusion amplitudes enhanced but also the post surgical patients symptomatology with the consequent visual acuity improvement.

Bibliografía

1. Burian H., Von Noorden G. Binocular vision and ocular motility. Theory and management of strabismus. Saint Louis, Mosby 1974, Cap. 21:393-400.

2. Ciancia A. Ortóptica y Pleóptica. Los tratamientos reeducativos del estrabismo. Buenos Aires, Ediciones Macchi 1966, Cap. 30:227-234.3. Ferrer R. J. Estrabismo y Ambliopías. Práctica razonada. Barcelona, Ediciones Doyma 1991, Cap. 15:109-117.

3. Ferrer RJ. Estrabismo y ambliopías. Práctica razonada. Barcelona, Edicioneson Doyma 1991, Cap. 15: 109-117.

4. Hugonnier R. Estrabismo, Heteroforias. Parálisis oculomotrices. Barcelona, Toray-Masson S.A. 1973: 13-16,80.

5. Hurtt J. Comprehensive review of Orthoptics and ocular motility. Theory, therapy and surgery. Saint Louis, Mosby 1972, Cap. 7:49-58.

6. Juchem CA. Cambios acomodativos después de cirugía refractiva. Archivos de la SAOO, 22(2):141-146, 1988-1989.

7. Mein J. Diagnosis and management of ocular motility disorders. London, Blackwell Scientific Publications 2º. ed., 1991:135-137.

Distorsión de la córnea y desarrollo de queratocono

Dr. Carlos Téllez O.D.

La distorsión de la córnea es el cambio inicial que suele presentarse por acción irregular de un lente de contacto. Se puede considerar una complicación, que suele ser asintomática, mientras persista el uso del lente. Dicho cambio puede ser reversible o permanente, sin estar asociado con edema de la córnea. También relacionada con esta alteración de la estructura corneal se pueden observar cambios refractivos, distorsión queratométrica, encurvamiento o aplanamiento de la curvatura central, aumento del astigmatismo con la regla, y franco descenso en la agudeza visual, al practicar un examen subjetivo. Se menciona como causa adicional desencadenante de la distorsión, la posición que asume el lente de contacto sobre la superficie de la córnea. Si ésta presenta descentramiento inferior, en relación con el centro anatómico, cierto grado de aplanamiento en dicha zona corneal induce a la distorsión. La controversia se manifiesta más sensiblemente en la relación directa que pueda existir entre el uso del lente de contacto y el desarrollo de queratocono. Algunas estadísticas alcanzan a mostrar una relación hasta de un 27% de casos, que han presentado tal afinidad. Como quiera que esta relación es de proporciones muy altas, en usuarios de lentes de polimetilmetacrilato (PMMA) que los han usado durante largos años, se concluye que la hipoxia causada por la baja permeabilidad al oxígeno es el factor primordial que ocasiona el trauma corneal, de suficiente intensidad, para afectar, principalmente, aquellos pacientes que, por presentar menos rigidez corneal, desarrollan una mayor susceptibilidad.

De esta manera, nos parece de interés presentar seis casos, controlados en los últimos dieciocho meses y que en nuestra filosofía se colocan dentro del grupo de pacientes con queratocono, por acción directa del lente de contacto: seis casos

clínicos que han usado ininterrumpidamente lentes de (PMMA), con horarios fluctuantes entre doce y dieciséis horas al día, y que iniciaron su uso hace más de diez años. Una revisión de las historias clínicas revelaron que en el momento de iniciar adaptación todos los pacientes mostraron un grado medio de miopía, y la adaptación se llevó a cabo por razones cosméticas.

En ningún caso de los expuestos se detectaron afecciones generales, como anormalidad del colágeno, enfermedades atópicas o antecedentes familiares de queratocono. Los datos queratométricos revelaron al iniciar la adaptación total simetría corneal, agudezas óptimas en el control refractivo y córneas con perfil normal, comprobado con la lámpara de hendidura. En la historia clínica no se registraron datos iniciales de paquimetría corneal, que nos hubiesen servido en esta evaluación. Controles de rutina se practicaron con intervalos entre uno y tres años, en periodos diferentes, detectando tan sólo en los últimos años el desarrollo del cono.

Nuestro criterio para diagnosticar queratocono se ha basado en otros signos característicos del queratocono; estos signos no se encontraron en este grupo de pacientes como las líneas de Vogt, o el anillo de Fleisher. Las agudezas sin lentes de contacto, y con la corrección refractiva de cada caso, nos revelaron una prueba adicional de la alteración corneal, con valores menores en todos los casos de 20/40, reflejos en tijera, y encurvamientos acentuados. La tensión intraocular no se halló registrada en todas las historias clínicas, para presentarla como un valor comparativo. En los controles practicados en épocas más recientes, estos valores presentaron variaciones entre 14 y 16 mm Hg. Todos los seis casos de este estudio fueron discontinuados del uso de lentes de

PMMA y readaptados con material gas permeable con DK 35. Después de completar periodos diferentes de uso, han sido controlados mediante topografía computarizada, y estos datos comparados con los obtenidos cuando se inicio el estudio, vale decir, cuando se suspendió el uso de material PMMA. El número de pacientes, seis en este estudio, no es un grupo considerable, pero esperamos ampliar nuestra estadística en los años siguientes, a pesar de la dificultad que encontramos para seleccionar estos casos especiales, que reúnan los criterios ya descritos, y que en el transcurso de los años hubiesen atendido los controles programados, y disponer de toda la información clínica requerida.

Paciente No. 1

Periodo de uso de material PMMA: 18 años

Promedio de uso diario: 16 horas

Periodo de uso de material gas permeable: 6 años

CAB: 4 años

Topografía corneal inicial OD: 6,36
OI: 6,45

Topografía 18 meses después usando material gas permeable OD: 6,66 (2,25 dpts. de aplanamiento)
OI: 6,65 (1,50 dpts. de aplanamiento)

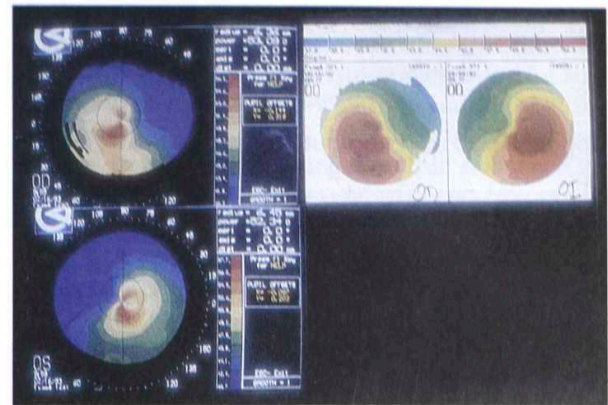
(Fig. No. 1)

Paciente No. 2

Periodo de uso de material PMMA: 17 años

Promedio de uso diario: 14 a 16 horas

Periodo de uso de material



gas permeable: 5 años

Topografía corneal inicial OD: 6,89

OI: 6,16

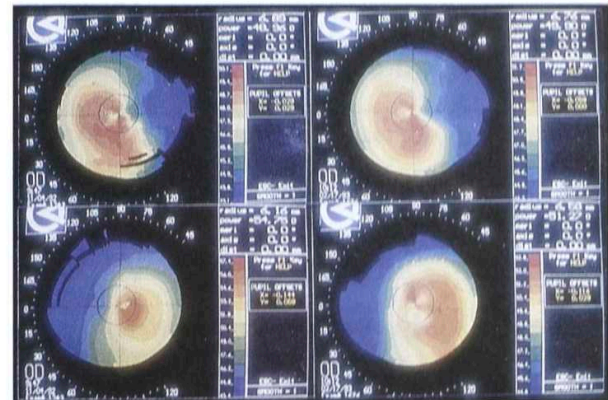
Topografía 10 meses después usando

material gas permeable: OD: 6,76

OI: 6,58

(3,50 dpts. de aplanamiento)

(Fig. 2)



Paciente No. 3

Periodo de uso de material PMMA: 23 años

Promedio de uso diario: 16 a 18 horas

Periodo de uso de material gas permeable: 11 meses

Topografía corneal inicial OD: 6.25

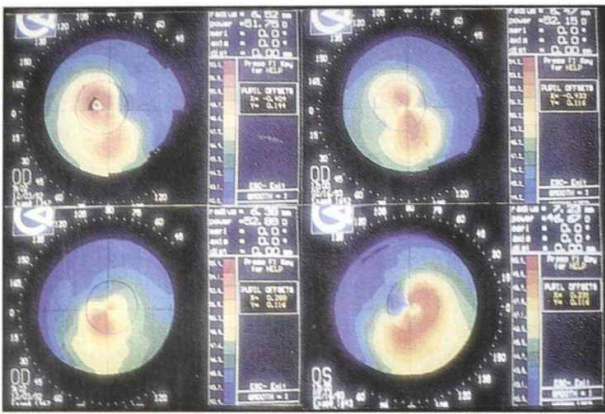
OI: 6.38

Topografía 10 meses después usando material

gas permeable: OD: 6.47 (1.62 dpts. de aplanamiento)

OI: 7.23 (5.50 dpts. de aplanamiento)

(Fig. 3)



Paciente No. 4

Periodo de uso de material PMMA: 11 años

Promedio de uso diario: 14 horas

Periodo de uso de material gas permeable: 30 meses

Topografía corneal inicial: OD: 6.17

OI: 7.53

Topografía 14 meses después usando material gas permeable: OD: 6.72

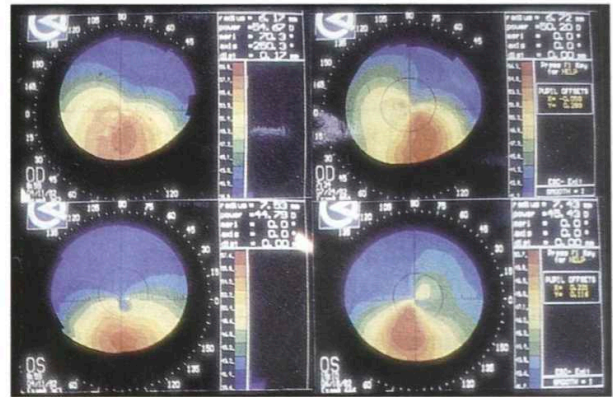
OI: 7.43 (4.50 dpts. de aplanamiento)

(Fig. 4)

Paciente No.5

Periodo de uso de material PMMA: 12 años

Promedio de uso diario: 14 a 16 horas



Periodo de uso de material gas permeable : 14 meses

Topografía corneal inicial: OD: 6.72

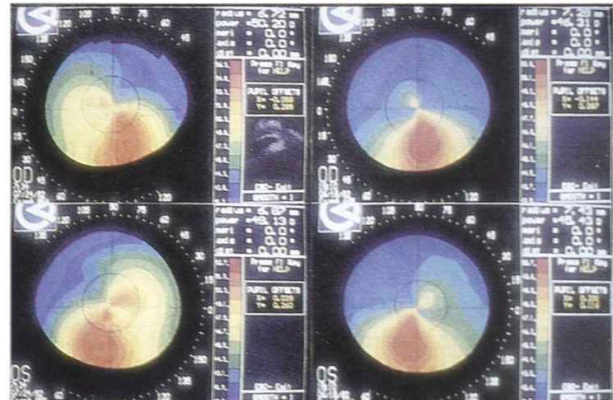
OI: 6.87

Topografía 10 meses después usando

material gas permeable: OD: 7.29 (4.00 dpts. de aplanamiento)

OI: 7.43 (6.25 dpts. de aplanamiento)

(Fig. 5)



Paciente No. 6

Periodo de uso de material PMMA: 10 años

Promedio de uso diario: 18 horas

Periodo de uso de material gas

permeable: 18 meses

Período de uso de material de lentes

hidrofílicos: 12 meses

Período de uso de anteojos regulares: 10 meses

Topografía corneal inicial:

OD: 6.44

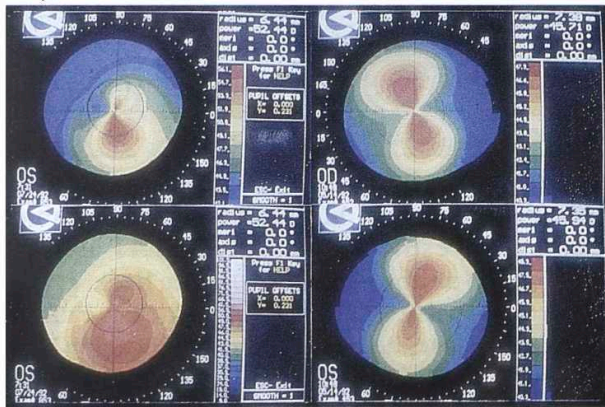
OI: 6.44

Topografía 10 meses después usando

material gas permeable: OD: 7.38
(6.50 dpts. de aplanamiento)

OI: 7.35
(6.25 dpts. de aplanamiento)

(Fig. 6)



(El paciente discontinuó el uso de lentes de contacto). Los anteriores resultados revelan con suficiente claridad, que la hipoxia creada, durante periodos prolongados por el material PMMA, fue el factor desencadenante de la alteración corneal, pero a su vez no permite concluir con certeza, cuales otros, dentro de este proceso reversible, han sido determinantes para que los tejidos alterados regresen, en mayor o menor grado, a su estructura inicial. A manera de especulación se puede pensar que en la fase de recuperación ejercen mayor influencia factores como el tiempo de uso, la rigidez ocular, la tensión intraocular, la edad de iniciación del uso de los lentes, o combinación de todos estos interrogantes que deberán encontrar respuesta en el futuro. En nuestro empeño, ante todo, de prevenir el desarrollo de las afecciones, es de primordial importancia vigilar con detenimiento los casos que presenten los siguientes hallazgos:

- Paciente que usan lentes de PMMA más de diez horas al día.
- Aumentos en miopía, sin estar relacionados con edad y crecimiento
- Francos aumentos de astigmatismo con la regla
- Formación de astigmatismo irregular
- Encurvamiento corneal central o inferior
- Adelgazamiento de la córnea central

Sobre el diseño lenticular de lentes de contacto esféricos en queratocono

Dr. Otto Estrada O.D. (*)

1. Tres observaciones fundamentales en la adaptación ideal de un lente de contacto son:

1. Integridad anatómica y fisiológica
2. Confort
3. Agudeza visual normal.

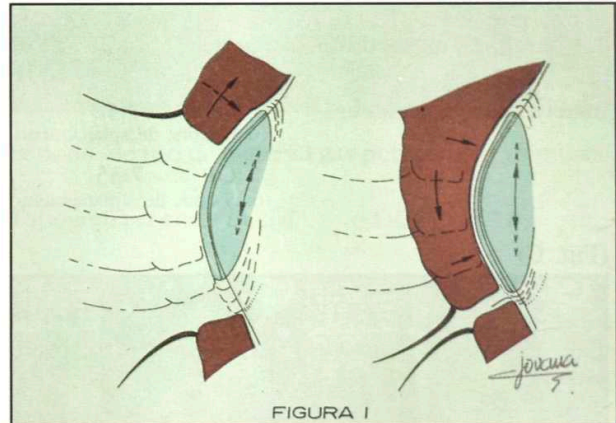
En condición de queratocono los diferentes grados de forma cónica que se encuentran en el casquete corneal ofrecen un reto al especialista para obtener la adaptación ideal de un lente de contacto.

Antes de seguir adelante, es importante anotar las siguientes definiciones:

1. Lente de contacto de corte sencillo: es el que tiene una sola curva en la superficie anterior.
2. Lente de contacto de corte lenticular: es el que tiene más de una curva en la superficie anterior.

Lentes de corte sencillo

En pacientes que padecen queratocono, usuarios de lentes de contacto con corte sencillo, se observa un movimiento excesivo al parpadeo, por efecto de la forma del borde con pendiente positiva o convergente propia de lentes positivos de corte sencillo (Fig. 1). Esta clase de borde resulta por el aplanamiento de la curva posterior en el corte multicurvo o esférico necesario en estos casos; el movimiento se observa aún en lentes de valor negativo medio y alto. Para evitar la formación de un borde agudo es necesario aumentar el espesor central, esto hace que el lente sea más pesado y



rígido, modificación que contribuye a un movimiento mayor. El párpado tenso, también común en estos casos, aumenta el aspecto traumático de abrasión permanente hacia el polo anterior o parte central de la córnea y causa la formación de tejido hialino con opacificación hacia el centro del área pupilar, la agudeza visual disminuye significativa y proporcionalmente al tamaño del leucoma. El paciente queda eventualmente limitado a cirugía de trasplante. Excepcionalmente es posible encontrar en queratocono una adaptación ideal con un lente de corte esférico o esférico sencillo y así cumplir con las tres observaciones fundamentales del capítulo siguiente y que rigen el concepto de adaptación ideal de lentes de contacto en queratocono; en este caso aplicando sentido de proporciones el diseño más eficiente es el de corte sencillo. Después de observar el comportamiento de la geometría de lentes esféricos de corte sencillo y el potencial resultado clínico en el paciente, debemos prepararnos aún más en este campo y obtener conocimiento avanzado para ejercer dominio

(*) Carrera 47 No. 55-20, Teléfono: 513 35 86 Medellín, Colombia

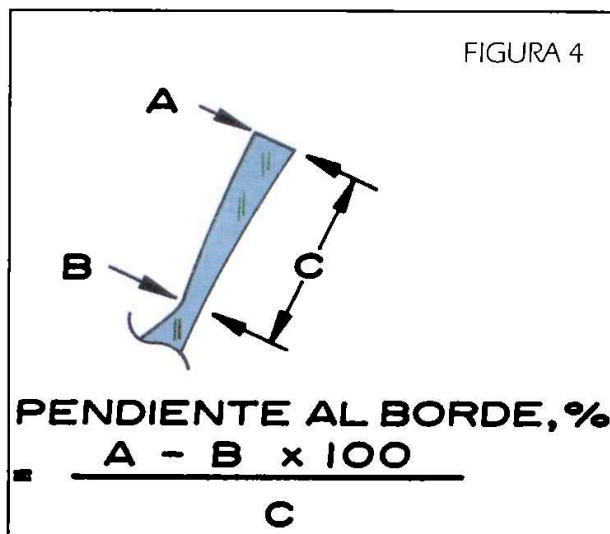
sobre el diseño del lente con control sobre todos los parámetros, en este caso especialmente, el espesor promedio y pendiente al borde. Podemos así acercarnos al lente ideal y lo mejor para nuestro paciente.

Lente de corte esférico lenticular

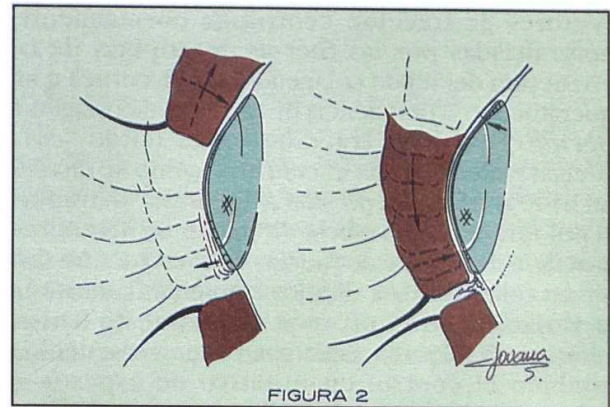
Para obtener una adaptación ideal en córneas cónicas, se ha estudiado el diseño de un lente el cual debe cumplir con tres observaciones fundamentales que son:

1. Posición superior
2. Movimiento basculante
3. Control de desplazamiento.

1. La posición superior se obtiene generando en el lente un borde con pendiente negativa y proporcionada, hacia la periferia (Fig. 4).

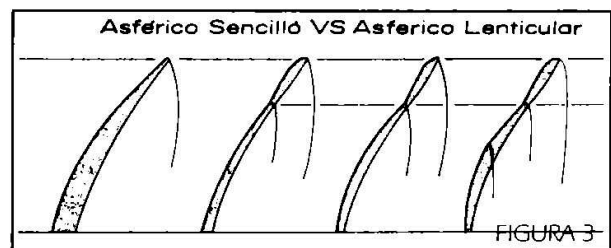


2. Movimiento basculante: en el parpadeo, es efecto de un asentamiento proporcionado hacia la parte media superior de la córnea usando curvas esféricas según "Concepto Fundamental sobre Forma y Curvatura de la Córnea" (O. Estrada 1981, Bogotá). El intercambio lagrimal abundante permite una fisiología corneal normalizada. (Fig. 2).



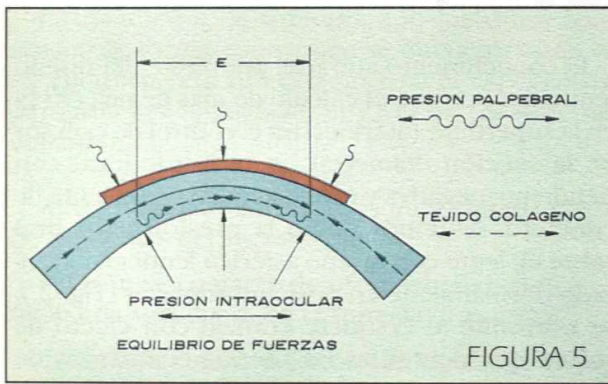
3. Control de desplazamiento, se obtiene con selección del diámetro según la amplitud de la hendidura palpebral.

El conocimiento aún más avanzado del diseño lenticular permite el cálculo de más de una curva en la superficie anterior para el control de espesor en la sección diametral y un borde ideal con pendiente negativa y proporcionada en el lente de contacto. Notemos cómo la presión palpebral sobre el lente con diseño esférico lenticular avanzado normalmente en posición superior (Fig. 2.), se transmite al casquete corneal con efecto de sostén que neutraliza las fuerzas centrífugas de tracción, vectores de la presión intraocular y que actúan sobre el tejido corneal. Observemos el contraste de la sección diametral en la geometría del lente esférico o multicurvo de corte sencillo VS lente esférico de corte lenticular (Fig. 3).

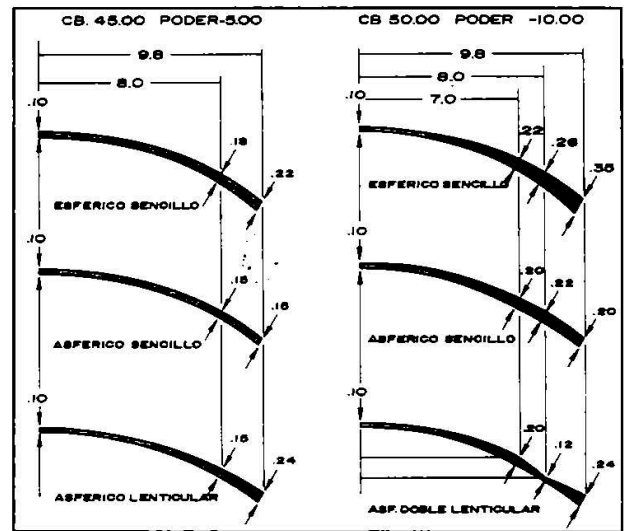


El dibujo gráfico ilustra las fuerzas vectoriales sobre el tejido corneal en condición de queratocono; la presión intraocular se convierte en fuerzas

vectores de tracción centrífuga normalmente neutralizadas por las fuerzas centrípetas de la estructura del tejido colágeno. En una córnea con queratocono la deficiencia de las fibras de colágeno permite extrema tracción en el tejido, con adelgazamiento hacia el centro; cuando se diseña un lente en el cual la presión palpebral se transmite al polo anterior con efecto de sostén, se neutraliza la acción deficiente de fuerzas en la estructura del tejido colágeno. Los dibujos siguientes muestran la variación en el espesor diametral de lentes esféricos VS lentes asféricas en corte sencillo, también el control quantitativo de espesor y pendiente hacia el borde que ofrece el diseño lenticular y doble lenticular. Los gráficos a escala son para curvas de 45.00 y 50.00 dioptrías, con valor refractivo de -5.00 D y -10.00 D respectivamente.



El cálculo correcto del corte lenticular permite obtener el levantamiento radial del borde necesario según la amplitud y radio de las curvas periféricas. Los resultados observados durante más de veinte años en un número incalculable, confirman el resultado excelente en pacientes adaptados. El buen diseño de un lente asférico lenticular permite cumplir con los tres principios fundamentales que listamos al comienzo, y hace posible obtener una adaptación ideal y preventiva en el control del queratocono.



Abstract

The fitting of contact lenses in keratoconus has always offered a challenge to obtain the ideal lens. This article describes the secondary effects that result from the excessive movement found on single-cut multicurve or aspheric contact lenses in this speciality, and points out clearly the importance of the quantitative design of aspheric lenses with lenticular cut. This enables the practitioner to obtain control over the average thickness of the lens and proper slope of the lenticular zone in order to achieve the ideal aspheric contact lens fit in cases of keratoconus.

Accelerated orthokeratology

Richard J. Wlodyga, O.D., F.I.O.S.(*)

Thank you, Dr. Henao for this opportunity to speak to this august group. I'm here to introduce to you an improved and expanded orthokeratology that can accomplish excellent results in a very short time period. We now can temporarily change corneal refraction of six diopters of myopia; three diopters of hyperopia and 2.5 diopters of corneal astigmatism. These changes can be accomplished in days and sometimes in just hours. This new system called accelerated orthokeratology or A-Ok for short is a miracle to witness. In 1972 I started learning all there was to know about orthokeratology. Within six years I realized a better system was needed to afford more control over the changes in our patients vision. Until that time doctors knew the cornea could be changed but it was a slow, arduous process which took from six months to two years to complete. Also, the range of these changes was limited to about two diopters. This meant this treatment could only be offered to a relatively small number of patients.

I had thought long and hard about designing lenses in the shape we wanted the cornea to attain. I actually solicited every contact lens laboratory in the country inquiring whether they could manufacture a lens with a flat center and steeper periphery. My thought was fitting the periphery of the cornea and using the center of the contact lens to flatten the cornea. This would cause changes to take place at a much faster pace. After calling dozens of labs and having them tell me the design I wanted was impossible to manufacture, I temporarily gave up my search for an improved ortho-k lens. Early in 1987 I read in a professional contact lens journal that a contact lens laboratory in California would make any design. I thought, «Here's my chance!». I called the manufacturer and described to him what I wanted and he said he could make it without a problem. I was doubtful this lab could make something all

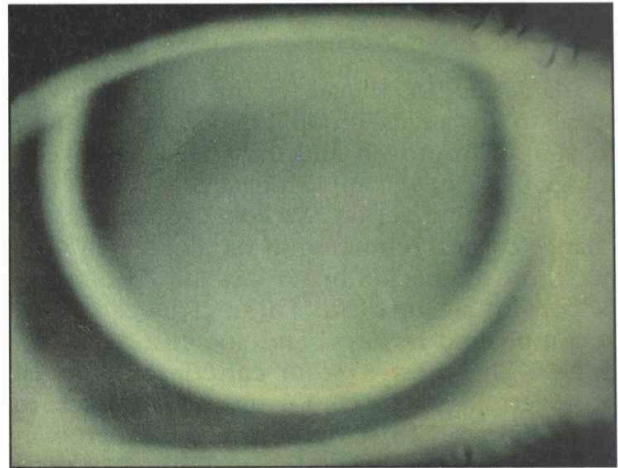
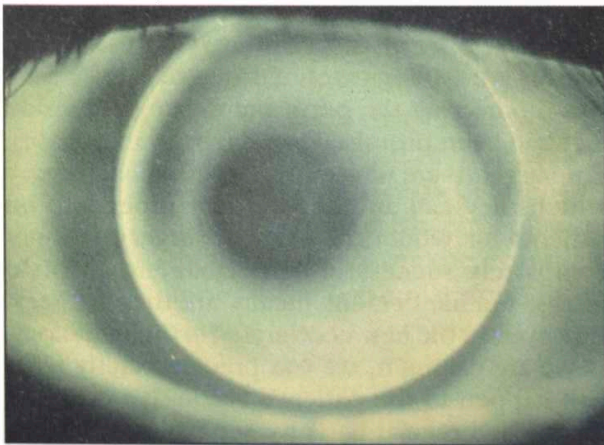
(*) Warren Optometric Clinic, South macomb professional center 12415 east twelve mile rd. warren, Michigan 48093 Telephone (313) 573-4477

those other labs said couldn't be made. So, I asked this man to make the lens I needed and send it to me. Well, sure enough, when the lens arrived I checked it in my instruments and it was flatter in the center and steeper on the periphery. When I put a lens of this design on a patient's eye. I was elated to find it changed the correction as much as two diopters in an hour. That's something that would previously have taken six months to one year.

I immediately set up a clinical study in my own office. My staff and I found that not only could we change eyes more quickly but also we could change greater amounts of myopia. All the patients who participated in the original study were written up in August 1989 Spectrum, a contact lens periodical printed in the United States. This study has regenerated an interest in this procedure among optometrists around the world. Before the study many doctors were not interested in ortho-k because they thought it was too complicated and too time consuming for the patients. This new technique enabled the process to be completed sooner and now patients with astigmatism were experiencing the same improvements. As the study had progressed I discovered patients with hyperopia could have improved vision by fitting the new lens in a different way. Some have considered radial-keratotomy as the answer to their quest for «natural vision». Now, after several years of this surgery, doctors are finding cases of damaged eyes. We are also discovering the permanent change in vision that had been promised is not true in most cases. The surgeons are now doing an additional surgery which they call an enhancement procedure on patients for whom the original surgery was not completely successful or permanent. In plain terms, enhancement means another surgery. However, in the new accelerated orthokeratology, as we are calling it, we can predict exactly what will happen to the patient's vision. It's no guess work! On a regular basis we see patients for a di-

agnostic fitting at which time lenses are applied. At the end of the patient's office visit I know if the A-ok will work because in an hour or two the patient will have gained up to three or four lines of improvement in uncorrected vision. This is exciting! It's exciting for the doctor and I know it's exciting for the patients. I've asked a couple of them to share their enthusiasm.

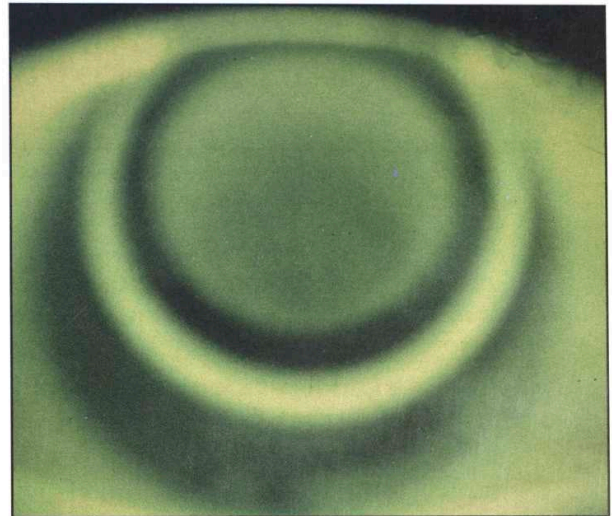
Here's what Chris Hansen wrote following his first experience with A-Ok . «In august 1992 I heard about the accelerated orto-K that Dr. Wlodyga was involved with. I immediately made an appointment to find out more about this produre. I also contacted my eye doctor to get his opinion on Dr. Wlodyga's new procedure. He gave his approval immediately. I started this new procedure in September 1992. My first appointment for my contacts was totally amazing. I remember getting my new contacts, being told to go have lunch and return in about one hour. After only one hour of wearing these special contacts I was able to read the 20/20 line on the eye chart. I was totally amazed!. «At that point I was instructed to wear my contacts for only eight hours per day. Of course I asked what did I do for the remainder of the day. Would I have to wear my glasses? Dr. Wlodyga reminded me that I had just read the 20/20 line with no help and that my glasses would no longer help because the strength of my eyes had changed!». After her first fitting with A-ok lenses Lisa Ashmore wrote, «I felt wonderful when I experienced improved vision! When Dr. Wlodyga tested my eyes for the program, I was able to see 20/20 after the first session!» (Fig. 1y2).



When I find the lenses do not change the cornea within an hour or two it's fairly certain this patient does not have a cornea that will change. Of all patients, on whom I do diagnostic fittings, about five per cent will be rejected because the cornea is not moldable. With the new technique patients do not need to invest large amounts of either time or money before discovering accelerated ortho-K may not work. Now I can tell the patients after the first fitting that he is a candidate for the A-OK and be reasonably sure the procedure will be successful. Also, as a result of the work with the A-OK method, several universities have shown a renewed interest in this miraculous treatment called orthokeratology. Professors are now completing their own studies because they intend to begin teaching ortho-K to optometric students in their colleges. Thankfully, doctors of optometry who graduate in the future will have knowledge of ottho-k for their future patients who need or want this «natural vision. Basically, people who need this procedure to qualify for their jobs are airline pilots, fire fighters, police officers, FBI agents, border patrol agents and some military personnel. In addition, there are thousands of people who want to have «natural vision». They wish to get rid of glasses and contact lenses and yet need to be funtional without these optical aids.

One of the most exciting cases was of a young woman having all the qualifications needed to be an FBI agent, except one. She needed a minimum of 20/200 uncorrected vision and she had less than

20/600 uncorrected vision. She had worn contact lenses most of her life and now needed to pass this eye test. She was the patient of a colleague of mine in Michigan. Her doctor called me and asked if I thought her vision could be changed in a matter of two weeks so she could pass her test. I said, «Terry, if you asked me this two years ago, I would have said, «Not possible», but with this new technique using accelerated lenses, it is possible, send her down!». With the older system, this would have taken two or three years, but after only two weeks she passed her FBI test with 20/50 vision. This young woman was able to enter the FBI training program and, indeed, she is an FBI agent today. For her, this is a dream come true (Fig.3y4).



In conclusion, I hope I have presented information that will inspire you to investigate this new accelerated procedure. I invite all of you to the global meeting of the national eye research foundation in Chicago in July 1993. At that time I will present an in depth lecture on this new procedure. At the same meeting we will be presenting a Manual of all the Ortho-K Procedures known at this time.

Piggy - Back lenses in keratoconus

J.H.C. Kok, M.D., Ph. D., C. Van Mil, O.D.(*)

Abstract

Intolerance to rigid contact lenses in keratoconus may occur as a result of epithelial pathology or a sub-optimal fitting. The application of a soft lens as a bandage lens makes it possible to tolerate a rigid lens upon it. This study gives the results of 40 eyes in 26 patients who were consecutively fitted with a new aspheric combination lens. Thirty-five eyes (87.5%) showed no discomfort, acceptable wearing time and visual acuity. Four of these eyes showed an improvement of the corneal condition, eliminating the need for a further piggy-back wearing system. Failures were found in 5 eyes (12.5%) due to: giant papillary conjunctivitis (2 eyes); severe keratonocus (1 eye); difficulty in lens handling and lack of motivation (2 eyes). The successful use of an aspheric piggy-back combination lens in rigid lens-intolerant keratoconus may preclude early surgical therapy.

Introduction

An irregular topography of the cornea in keratoconus may require the application of a rigid contact lens for optical correction. The advent of high gas-permeable lens material in combination with an aspheric lens design has been of great benefit for the keratoconus patient (1,2,3). The new lenses are more comfortable and have less complications than the low oxygen-transmissible spheric lenses used until recently. The curvature of an aspheric lens runs more parallel to the corneal topography in keratoconus than a spherical lens.

(*)Cornea and Contact Lens Unit, Department of Ophthalmology of the Academic Medical Center, Amsterdam.

Corresponding author:

Jan H.C. Kok, Cornea and Contact Lens Unit, Department of Ophthalmology Academic Medical Center, University of Amsterdam Meibergdreef 9, 1105 AZ Amsterdam-ZO, The Netherlands

This increases the surface contact between the cornea and the lens, which provides a stable and well centered lens (1,2,3). Intolerance to rigid aspheric contact lenses, however, may still occur in keratoconus as a result of sub-optimal fitting, corneal sensitivity and epithelial defects. The piggy-back lens design or combination lens is the name given to the technique of fitting a rigid lens on top of a soft lens which acts as a bandage lens, that increases comfort and adds protection to the apex of the cone. Westerhout (4) reported the first use and advantages of a combination of a soft and a rigid lens. Difficulties encountered with this combination lens included poor centration of the rigid lens and gross corneal edema. Many lenses would slip onto the sclera or pop out of the eye (5). Even if the corneal lens was manufactured from (low) gas permeable material there was always a risk of localized corneal hypoxia (6,7). Corneal neovascularization has been another cause why most of

these lens systems had to be discontinued (8). Until now, the fitting procedure consisted of an initial application of a hydrophilic lens of medium to low water content. The keratometer readings were taken and a rigid lens was selected by trial and error. This study reports a simplified fitting procedure of a new aspheric piggy-back lens. Keratoconus patients experiencing severe discomfort from their aspheric rigid lenses were fit with a high water containing soft lens and the original rigid lens was placed on top of it.

Only high oxygen transmissible materials were used for both the soft and the rigid lens in order to supply the minimal amount of oxygen required by the cornea (9). Almost 90% of the cases were successfully fitted with the new piggy-back lens system.

Material and methods

Twenty six consecutive keratoconus patients (40 eyes), who were intolerant of their aspheric high gas-permeable rigid lens were included in this study. 15 patients were male and 11 were female. The mean age was 35.9 years (s.d. 9.1 years, range 18 - 55 years).

Forty eyes were graded according to the Amsler (10) classification, using corneal radius, as modified by Muckenhirn (11), (Table I). This classification adds a value for corneal eccentricity (E) to the Amsler classification (Table I). Two kind of lens materials, Quantum and Boston Equa, of comparable high gas permeability, were used for the production of the rigid lenses. All lenses were manufactured by the same company. Quantum lenses were fitted in 29 eyes (72.5%) and Boston Equa lenses in 11 eyes (27.5%). The specification of the rigid lens materials are given in (Table II). The computer-aided technique for fitting rigid aspheric lenses in keratoconus has been described elsewhere (1,2). All rigid lenses were manufactured by Hecht (Germany) using the Ascon Kc 20 Hecht

Amsler classification of corneas in keratoconus according to Amsler, modified by Muckenhirn

Grade	Radius (mm)	Eccentricity	Patients (n)
I	> 7.50	< 0.80	8
II	6.50-7.50	0.80-1.20	14
III	5.80-7.50	1.20-1.50	10
IV	< 5.80	> 1.50	8

**Table II
Properties of Quantum and Boston Equa rigid contact lens materials.**

QUANTUM 92	
Material	Fluoro-silicon copolymer (siflufocan A)
Dk	92 x 10 ⁻¹¹ according to Fatt
Refractive index	1.34
Wetting angle	24° (captive bubble technique)
BOSTON EQUA	
Material	Fluoro Carbon/Acrylate copolymer
Dk	71 x 10 ⁻¹¹ according to Fatt
Refractive index	1.44
Wetting angle	30° (captive bubble technique)

lens desing. The lens has a central spherical optic zone, which is fixed at 20°, while the base curve is changed. The high eccentricity, or rapid rate of peripheral flattening, of the lens is reached within 20 - 30° to align with the topography of the cornea. The maximum eccentricity is limited to 0.9 to minimize loss of visual acuity from spherical aberration. The parameters of the lenses used in this study were: base curves: 6.00 - 8.10 mm; diameters: 8.0 - 9.6 mm; and eccentricities: 0.6 - 0.9. The determination of the best soft bandage lens fit was performed by trial and error until good centration was achieved. Mobility of the lens was considered optimal when movement at each blink measured at least one to two millimeters. The specifications of the soft lens are given in (Table III). To create the combination lens, the aspheric rigid lens is placed upon the soft contact lens. Thus no further adjustment of the rigid lens is carried out. The piggy-back lens fitting is considered optimal

Table III Specifications of soft bandage lens	
LUNELLE ES 70	
Material	Polymethyl-methacrylatepolyvinylpyrrolidone copolymer
Dk	35 x 10 ⁻¹¹ according to Fatt
Refractive index	1.38
Base curve radius	8.0, 8.30, 8.60, 8.90, 9.20 mm.
Total diameter	13.0, 14.0 mm.
Lens hydration	70%
Center thickness	0.15 mm.

when both the rigid and the soft lens move independently at each blink. In case of a painful corneal erosion, the advice was given to only remove the rigid lens at night and to leave the soft lens in on an extended wear basis, as a bandage lens, until the epithelium was healed. Gentamicin sulfat 0.5% eyedrops were prescribed as a prophylactic medication. Then, a daily wear schedule of the soft lens was advised again. Where necessary, blue-tinted soft lenses were fitted to overcome the difficulty experienced with lens handling due to poor vision without lenses. The rigid lenses were cleaned with Boston lens cleaner and stored in Boston conditioner solution. For the soft lenses the Soft tab cleaning and disinfecting, preservative free system, was used. The maximum wearing time of the rigid lens was compared with the wearing time of the piggy-back system. The best visual acuity with the rigid lens was compared with the vision with the piggy-back system, using a Snellen chart.

Contact lenses related complications, including epithelial defects, epithelial edema, corneal swelling and giant papillary conjunctivitis was recorded by slitlamp examination by two independent investigators, before and after the start of the piggy-back wear.

Results

Rigid contact lens intolerance in keratoconus may be encountered in mild and severe keratoconus. The grade of keratoconus in our study was

recorded as follows: 8 (20%) eyes Grade I, 14 (35%) eyes Grade II, 10 (25%) Grade III, and 8 (20%) eyes Grade IV.

The main reason for discontinuation of the wearing of the rigid lens was absolute intolerance (8 yes, 20%). A «foreign-body» sensation was recorded in 12 eyes (30%). A maximal wearing time of 12 hours was found for 4 eyes (10%), 9 hours for 12 eyes (30%), 6 hours for 4 eyes (10%). To improve the comfort of the rigid lens a soft bandage lens was used to create the piggy-back lens. The selection of the base curve radius of the soft lens was performed by trial and error. In 24 eyes (60%) a base curve radius of 8.90 mm was fitted (table V). In 6 eyes (15%) of 3 patients, a blue tinted soft

Table V Selection of base curve radius of soft lens versus Amsler classification of corneas (number of eyes)					
Total	Amsler classification				
	Grade I	Grade II	Grade III	Grade IV	
Base Curve Radius bandage lens (mm)					
8.00	0	1	0	0	1
8.30	0	2	0	0	2
8.60	0	1	5	2	8
8.90	5	9	4	6	24
9.20	3	1	1	0	5
Total	8	14	10	8	40

lens was used to facilitate lens handling. The mean follow up time of the wearing of the piggy-back lens was 7.8 months, s.d. 3.9 months (range 1-14 months). Two placido photographs demonstrate the smoothing out effect of the soft lens on the irregularities of the corneal surface. The greatest disturbance of the ring pattern correlates with the apex of the cone, which is decentered downwards and sideways. Smoothing out of these irregularities is shown in, by a more regular pattern of rings.

Thirty two eyes (80%) fitted with the piggy back system experienced an unrestricted wearing time, without a foreign-body sensation. One eye was absolutely intolerant for the piggy-back lens and

another patient could only keep the lens in the eye for three hours at a time. Two eyes had a maximal wearing period of 6 hours, 2 eyes of 9 hours and 2 eyes of 12 hours. The most important goal in fitting the combination lens in keratoconus is the optical correction of the keratoconus, since spectacle correction is inadequate due to the irregular topography. In 15 (37.5%) applications of the piggy-back lens an improvement of the visual acuity was recorded compared with the rigid lens alone. In 18 eyes (45%) there was no alteration of visual acuity with the piggy back-lens and in 7 eyes (17.5%) the vision decreased. However, this deterioration of visual acuity during the study was never the reason to discontinue lens wear. Complications before and after wearing the piggy-back lens are shown in (Table IV).

Complication	Before		After	
Staining	15/40	37.5%	4/40	10%
Erosion	6/40	15%	2/40	5%
Epithelial edema	2/40	5%	0/40	0%
Bullae	1/40	2.5%	0/40	0%
Micro-cysts	1/40	2.5%	0/40	0%
Giant papillary Conjunctivitis	1/40	2.5%	6/40	15%

Staining and erosions of the cornea (21 eyes, 52.5%) before the wearing of the piggy-back system were mainly related to mechanical problems of the fitting and fragility of the epithelium. A reduction of these complications (6 eyes, 15%) was found after fitting the piggy-back lens. In four eyes the epithelial defects improved to such an extent with the piggy-back lens that there was no further need for the bandage lens, and the rigid lens alone was tolerated again. Giant papillary conjunctivitis as a side effect of the wearing of the piggy back lens was observed in six eyes (15%). For two of these eyes the giant papillary conjunctivitis was a reason to discontinue lens wear. In five (12.5%) eyes of three patients the piggy-back lens was not successful. The reason

was giant papillary conjunctivitis in two eyes of one patient, which did not respond to medication (Topical corticosteroid and Lomudal). Intolerance to the piggy-back lens was found in one eye with severe keratoconus Grade IV. One patient (two eyes) had difficulty with lens handling and stopped due to lack of motivation. Quantum was the first high, gas-transmissible, rigid contact lens material on the market in Europe, followed by Boston Equa. No notable differences were found as regards gas permeability, deposit formation lens breakage.

Discussion

In this study we report our successful experience with a new piggy-back wearing system for the correction of visual acuity in keratoconus patients, who were intolerant to rigid contact lens wear. The improvement of the corneal condition in four eyes (10%) was such that the piggy-back lens was no longer needed. The healing of epithelial erosions by the use of the bandage lens may have contributed to improvement of visual acuity in some cases. However, the progress of the disease in the course of the study, resulting in progressive scarring, is held responsible for the deterioration of the visual acuity for some other patients. The decline of the visual acuity was never a reason to discontinue piggy-back lens wear.

The important advantage of the fitting technique used in our study is that in the case of rigid lens intolerance only a soft bandage lens has to be fitted to create the piggy-back lens; no further adjustment is necessary for the rigid aspheric lens, saving a lot of time and expense. After the corneal condition has improved due to the healing effect of the bandage lens, the rigid lens may be worn without the bandage lens, without changing the rigid lens parameters. This also gives the possibility of wearing the piggy-back lens on an interrupted time schedule. Using the bandage lenses on an extended wear basis in case of an epithelial defect renders the potential danger of corneal

infection. In this case additional antibiotic treatment is mandatory and a switch to daily wear should be made as soon as possible, usually after 24-48 hours. The advantages of the bandage effect of a soft lens, which may improve the comfort of the rigid lens, have long been apparent. This is confirmed by the results of our study, showing an improvement in wearing time without a foreign body sensation for the piggy-back lens and an improvement of the corneal condition (Table IV). The decentration of the rigid lens on top of the soft lens and the oxygen shortage under the piggy-back lens have limited the use of the piggy-back lens in the past (5,6,7).

The improvement of the centration and movement of the rigid lens in our study is based on two factors. The center thickness of the high-water, zero-power, soft bandage lens is 0.15 millimeter. This lens smoothes out the surface irregularities of the corneal contour, as can well be demonstrated by placido ring photographs. The soft lens acts as a glider for the rigid lens. The upper eyelid can pick up the rigid lens easily, because less friction is present between the soft lens and the rigid lens as compared to the interaction between rigid lens and the bare cornea. As a result of rapid flattening to the periphery of the aspheric rigid lens design, such lenses run more parallel with the topography of a keratoconus than is the case with spherical lenses. This phenomenon may augment the adhering forces between the cornea and the lens. It may be held responsible for the fact that no lenses were lost or decentered. These two factors ensure that the piggy-back lens adheres to the cornea and that the rigid and soft lens move independently. This is of great importance in supplying enough oxygen to the cornea under the piggy-back lens (6,7). For the same reason our piggy-back lens is favored to other combination lenses, which have the rigid lens fixed, without any movement, in the central position by a ridge in the soft lens (5,12,13). Oxygen shortage of the cornea may result from the use of these lenses. There is a growing list of literature, which indicates that refitting contact lenses in rigid lens-

intolerant keratoconus patients may postpone surgical intervention (1,2,14). This study describes a safe, simple technique with low costs and a high success rate to treat keratoconic patients who cannot tolerate rigid contact lenses. This technique may postpone surgical intervention even further for this group of patients.

References

1. Kok, J.H.C., Cheng, K. H.: Improvement of visual acuity and corneal physiology in keratoconus by fitting aspherical, high oxygen permeable contact lenses. *Int. Ophthalmol.* 1991; 15; 263-266.
2. Kok, J.H.C., Wagemans, M.A.J., Rosenbrand, R.M., Mil v, C.: Computer assistance in keratoconus lens design. *CLAO J.* 1990; 16; 262-265.
3. Lembach, R.G., Keates, R.H.: Aspheric silicone lenses for keratoconus *CLAO J.* 1984; 10; 323-325.
4. Westerhout, D.: The combination lens and therapeutic uses of soft lenses. *The Contact Lens.* 1973; 4; 3-9.
5. Soper, J.W.: Fitting keratoconus with piggy-back and saturn II lenses. *Contact Lens Forum.* 1986; August; 25-30.
6. Polse K.A., Decker, M.R., Sarver, M.D.: Soft and hard contact lenses worn in combination. *Am. J. Optom. Physiol. Optics.* 1977; 54; 660-665.
7. Fatt, I.: Oxygen-transmissibility considerations for a hard-soft contact lens combination. *Am. J. Optom. Physiol. Optics.* 1977; 54; 666-672
8. Woodward E. G.: Contact lenses in abnormal ocular conditions. In Philips, A. J. and Stone, J.: *Contact Lenses*, 3rd ed. Butterworths, 1989: 751-753.
9. Mertz, G. W., Holden, B.A.: Critical oxygen levels to avoid corneal edema for daily and extended wear contact lenses. *Invest. Ophthalmol Vis. Sci.* 1984; 25; 1161 - 1167.
10. Amsler, M.: Kératôcon classique et k ratoc ne fruste, arguments unitaires. *Ophthalmol.* 1946; 111; 96 - 101.

11. Muckenhirn, D.: Die Anpassung von asphärischen Kontaktlinsen bei Keratoconus unter Berücksichtigung der geometrisch optischen Verhältnissen der Hornhaut. Neues Optik. J. 1984; 5; 87-94.

12. Miller, B.: Keratoconuskorrektion mit asphärischen Kontakt linsen und Duosystemen. Contactologia 1984; 6D; 13-18.

13. Muckenhirn, D.: Hart-weich-Linsenkombination für spezielle Indikationen. Neues Optik. J. 1978; June; 82-87.

14. Lass, J. H., Lembach, R. G., Park, S. B. et al: Clinical management of keratoconus. Ophthalmology 1990; 97; 433-445.

Time constants of corneal molding recovery following ortho-k lens wear

Douglas G. Horner, O. D., Ph. D.
Robert B. Mandel, O. D., Ph.D.(*)
Karen S. Armitage, B.S.
Katharine A. Wormsley, B. S.
P. Sarita Soni O. D., M. S.

Introduction

Prevalence estimates from the 1972 National Health and Nutrition Examination Survey indicates that 25 percent of persons in the United States between the ages of 12 and 54 years are myopic.¹ The correction of myopia has been quite successful with conventional spectacles and contact lenses. Patients with myopia have expressed annoyance and discomfort with these appliances. They continue to desire normal and unencumbered vision without dependence on traditional appliances. Therefore, eye care practitioners continue to study the development of myopia and procedures which may eliminate or reduce the refractive error.²

As early as 1957 there was discussion that myopia ceased to progress following rigid contact lens wear.³ Patients have also reported seeing better after the removal of their rigid contact lenses.^{4,5} Late in the 1960's several definitions of what today is called orthokeratology, the process of flattening the cornea with a series of specially designed lenses for the reduction of myopia, were formed. One such early definition was by Kerns,

it stated «a purposeful attempt to modify the corneal curvature to result in a reduction or elimination of refractive anomaly by a programmed application of lenses».^{8,9}

Kerns, Binder et al, the Berkeley Orthokeratology Study Group, and Coon all performed separate orthokeratology prospective studies in the late 1970's and early 1980's. Binder et al found the greatest mean reduction in myopia of 1.52 D in patients with 2.5 D or greater of myopia, but a mean reduction of only 0.30 D in low myopes with less than 2.5D. The majority of these effects were seen with 9 months.¹⁰ Kerns reported a mean reduction in myopia of 1.25 D after 900 days of treatment.⁹ Coon reported a maximum change of slightly less than 1.00 D of myopia over a 5 month period.¹¹ Polse et al, from the Berkeley Orthokeratology Study Group, reported a mean reduction of 1.01 D in patients whose myopia ranged from 1-4D. This was achieved with a treatment period of 444 days.^{12,13}

The studies discussed previously all vary in the time course of the orthokeratology treatment, but the results from the Berkeley Orthokeratology Study Group and Bender et al suggest that the majority of the reduction in myopia will occur in the first six months of lens wear.² Conventional lenses were used in these early studies fitting them flatter than the flattest K by a determined amount, or in Coon's study steeper than the flattest K.

School of Optometry, Indiana University, Bloomington, Indiana
(* School of Optometry, University of California, Berkeley, California
Direct correspondence to
Dr. Horner, Indiana University, School of Optometry, 800 E. Atwater,
Bloomington, IN 47405, Office: (812) 855-9101, Fax: (812) 855-6616

A report of an 0.80 D increase in corneal toricity by Binder et al¹⁰ and a report by Kerns of an average astigmatism increase by 0.42D^{14, 15} suggests that orthokeratology induces unwanted astigmatism. Development of newly designed lenses specifically for orthokeratology have helped stabilize the contact lens on the cornea. This eliminates induced astigmatism and results in a more effective reduction of myopia.² Such a lens is the OK-3TM produced by Context Inc. This lens is designed with the secondary curve steeper than the base curve allowing for better lens centration and stability.

In our studies of patients wearing the OK-3TM lenses, we found a mean reduction of 0.85 D in myopia after wearing the lenses for 4 hours, and reductions in myopia as large as 7.0 D¹⁶ have previously been reported in patients that have worn these lenses for an extended period of time. One question that seems germane to Orthokeratology being considered a reasonable regimen for reducing myopia with the OK-3TM lenses or other designs is: « Does long term wear of these contact lenses produce changes in the cornea that are permanent?» The question of the stability of the corneal changes needs to be investigated. To date we are unaware of any studies that examine the dynamics of these changes in corneal topography following rigid contact lens wear. This study was designed to investigate the time course of corneal changes and the nature of the corneal recovery after lens wear has been discontinued.

Methods

Subjects:

Two groups of patients were served as subjects for this investigation. Group I included seven subjects who previously had not worn rigid lenses for the purpose of orthokeratology. Group II consisted of three subjects who had worn the OK-3TM lenses for one year.

The subjects in group II had been wearing the OK-3TM as retainers as needed for the maintenance of their myopic reduction. The retainer lenses were the last pair of lenses in a series of progressively flatter lenses (usually three) worn to maximize the amount of central flattening and myopia reduction.

Materials:

The OK-3TM lens have an overall diameter of 9.5 mm, an optical zone of 6.0 mm, and a 1.1 mm wide secondary curve that is 3.00 D. steeper than the base curve. This back surface relationship serves to stabilize a flat fitting relationship to the central cornea, and provide a tear reservoir in the initial stages.

Procedures:

Subjects in group I (following consent) were fitted unilaterally by trial lenses and fluorescein pattern evaluation with OK-3TM rigid gas permeable contact lenses. The lenses were fit approximately 1.5 D flat to yield the standard peripheral clearance, mid-peripheral alignment relationship required to maintain normal tear movement under the lenses. Each subject wore their lens for 1, 2, and 4 hour periods with each session separated by at least one week and randomized. Preceding insertion of the lens, baseline video keratometry was measured with the Topographic Modeling System (TMS). Following lens removal after the 1, 2 or 4 hour treatment periods, this measure was repeated when the lenses were removed and every 30 minutes for the first hour and every hour thereafter.

The subjects in Group II were instructed to wear their lenses in their standard fashion on the day preceding their appointment for testing. No subjects slept with their lenses. These subjects were instructed to not wear their lenses the morning of their appointment. Video keratometry was performed preceding a 2 hour treatment period

of lens wear. After the 2 hour treatment period, video keratoscopic data was collected at the same intervals with Group I. Data collected after the 2 hour treatment period was then compared to the original baseline of the subjects which was on file from their initial visit one year earlier before the orthokeratology lenses were dispensed. The original baseline was chosen to be used in the analysis because all subjects in Group II showed significant differences in their video keratography between baseline defined a year earlier and the measures made before the 2 hour treatment.

Analysis

At each testing time four video keratoscopic pictures were taken. Since alignment is critical on the TMS instrument, the selection of the processed keratograph (color map) to be used for the longitudinal analysis was made from notes made by the examiner operator and by inspecting all four keratographs simultaneously. The selection of the examiner was checked as being a representative color map for the four color maps produced for each test time. The longitudinal data for the analysis below was then taken from two location on each of the representative color maps. Since calibration data by our lab and others have demonstrated that the estimates of curvature in the central 0.5 mm of TMS color maps is questionable, we selected two locations for comparison outside the central 0.5 mm of the color maps. The selection was made by comparing the appropriate baseline pre-treatment map to the representative color map acquired at the end of the treatment period. We selected one location representing the steepening of the cornea typically found in the more peripheral cornea and one location was selected representing the typically central flattening. The difference maps, a computer generated comparison, was used for the identification of the flattened and steepened position. The specific location was found by manually searching the difference map in the most obvious flattened or steepened area. Once the posi-

tion was determine it was recorded in terms of meridian and distance from the center of the color maps. The difference map comparison was done on a 80286 clone with our own software. Manual searching is not supported in the TMS difference software so our own software was written to accomplish this task. After these locations were determined from the comparison of the baseline and first post treatment color maps, the locations were then examined in all representative color maps acquired during the course of the longitudinal testing.

The absolute powers (expressing an estimate of the local radius of curvature) found by reading each color map for each subject's specific locations on their representative color map were converted to relative changes in curvature. To quantify the rate of recovery, an exponential curve was fitted (by minimizing chi square) to the data corresponding to the following formula:

$$y = d_{max} * \exp(ma * M0)$$

where d_{max} = the maximum change attained,

$M0$ = the time of each measure, and

$M1$ = time constant

The percentages of recovery per hour (prph), an expression of the slope of the recovery, were computed for each patient's steep and flat data by first computing the power change still present after one hour:

$$d = d_{max} * \exp(m1 * 1)$$

where d = change after one hour of recovery

and then defining the prph by:

$$prph = (d_{max} - d) / d_{max} * 100$$

The time to 95% recovery was also computed

for the steep and flat data for each subject by the formula:

$$T95=(1n(1/0.05))/ m1$$

Results

Corneal flattening was noted in both groups of patients in all of the treatment periods. This was generally confined to central and paracentral regions of the cornea. All subjects also showed a compensating steep area with a characteristic crescent shaped area found inferior specially. Representative color maps of corneal topography for one subject at (a) baseline and post treatment times of (b) 0, (c) 3 and (d) 7 hours are shown in figure 1. Dramatic changes in the corneal topography can be seen immediately after lens removal when figure 1 a and b are compared. A gradual return toward the baseline topography is seen. The locations that were used to analyze these color maps were at 292 deg., 09 mm from center for the flattened data set and 162 deg, 2.7 mm from center for steepened location. These locations are shown in figures 1 a and b respectively. The position is shown by the location of the plus sign cross hair in each color map (fig. 1A, 1B, 1C, 1D).

Figure 2 shows the dioptric change relative to the baseline data of the steepened position plotted as a function of time after treatment (in hours).

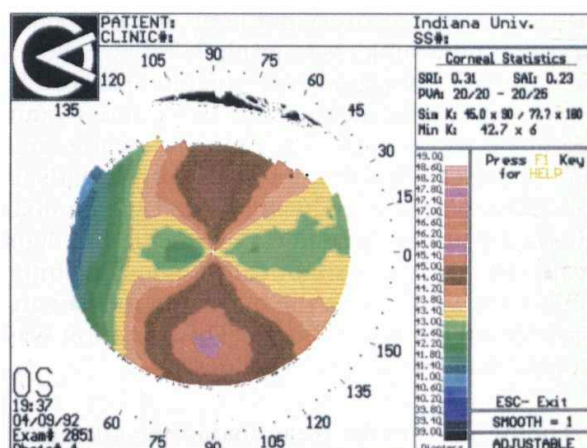
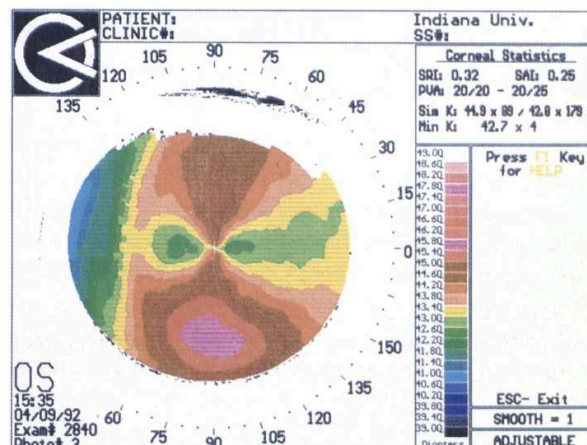
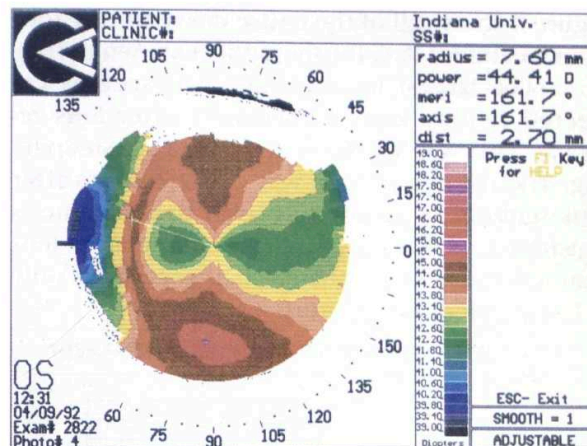
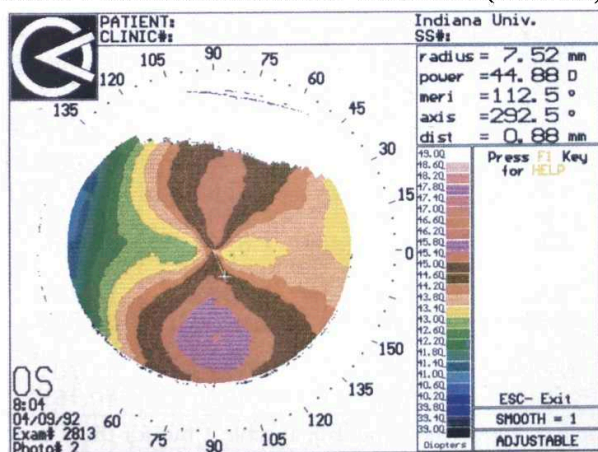


Figure 1A,1B,1C,1D. Representative color maps showing corneal topography at (a) baseline and post treatment of (b) 0, (c) 3 and (d) 7 hours.

Figure 2 shows all of the entire curve for the four hour treatment data for the subject shown in figure 1. The largest local change was seen as expected at time zero, immediately after lens removal. This was approximately 1.6 D of steepening. The relative change was 0.8 D 2 hours after lens removal. A steady return to the baseline is illustrated on this graph. Seven hours after lens removal the relative change had recovered only 0.1 D of steepening (figure 2.)

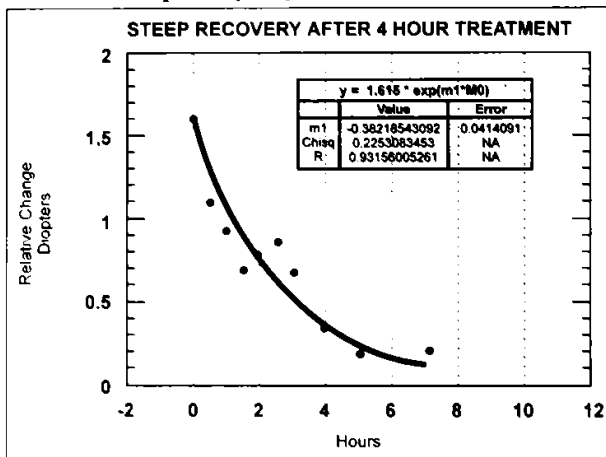


Figure 2. The relative change in diopters of the local steep are for a four hour treatment period plotted as a function of time for recovery in hours.

(Tables 1, 2, and 3) show the maximum local change, percent recovery per hour, and t95 values for each of the subjects in group I. Table 1 shows these measures for the 1 hour treatment and table 2 and 3 show the measure for the 2 and 4 hour treatments respectively. The f and s following each of the subjects identifying initials corresponds to the data acquired from locations that were initial flattened (f) or steepened (s) by the contact lens treatment. Due to a significant amount of inter subject variability both the mean and median are reported on the tables below. This variation was especially noted on the t95 values.

Figure 3 shows the mean maximum change in diopters for the three treatment conditions of Group I and also includes the data from Group II for comparison. It can be seen from this figure

1 HOUR DATA			
SUGJETS	t95	MAX CHANGE	PRPH
BL-S	6.1738	0.9600	38.437
BL-F	1.1704	0.9400	92.261
DP-S	8.8042	0.9400	92.261
DP-F	2.7281	0.9500	66.641
TH-S	8.8775	0.3500	28.640
TH-F	4.2350	1.2700	50.697
CH-S	3.6880	1.9400	55.607
CH-F	4.2112	1.5950	50.895
CT-S	4.1001	0.8400	51.832
CT-F	4.4021	0.5850	49.356
KW-S	6.7608	0.9100	35.789
KW-F	11.588	2.3750	22.776
KAS	7.9845	1.1950	31.278
KA-F	0.9766	0.9200	95.343
MEAN	5.4072	1.1086	49.885
MEDIAN	4.3186	0.0945	50.027

Table 1. Shows the individual 1 hour treatment data time to 95% recovery (T95), maximum dioptric change and the percent recovery per hour (prph) for each of the subjects in group I for the steepened (s) and flattened (f) location.

Table 2 2 HOUR DATA			
SUGJETS	t95	MAX CHANGE	PRPH
BL-S	3.160	1.5000	61.200
BL-F	6.570	1.5250	36.610
DP-S	11.750	0.4400	22.490
DP-F	7.420	1.0150	33.200
TH-S	5.210	0.9250	43.700
TH-F	4.600	1.7000	47.830
CH-S	4.750	1.2000	46.760
CH-F	5.030	1.0700	44.820
CT-S	2.780	1.7550	65.960
CT-F	7.650	1.6300	32.370
KW-S	8.200	1.6400	30.600
KW-F	2.830	1.8100	65.340
KAS	14.450	1.3000	18.700
KA-F	7.140	1.0750	34.240
MEAN	6.539	1.3275	41.701
MEDIAN	5.890	1.4000	40.155

Table 2. Shows the same data as table 1 but for the 2 hour treatment.

Table 3 3 HOUR DATA			
SUGJETS	t95	MAX CHANGE	PRPH
BL-S	6.3712	3.9350	37.505
BL-F	5.4804	2.3450	42.102
DP-S	14.362	0.6450	18.823
DP-F	8.6252	1.4000	29.336
TH-S	108.91	1.5700	2.712
TH-F	12.235	2.0650	21.714
CH-S	7.8365	1.6150	31.763
CH-F	8.2183	1.3400	30.541
CT-S	8.9126	1.3500	28.541
CT-F	21.581	1.7700	12.958
KW-S	3.8690	2.3000	53.888
KW-F	5.9267	2.5600	39.670
KA-S	17.403	1.5600	15.810
KA-F	6.2819	1.5150	37.921
MEAN	16.858	1.8550	28.806
MEDIAN	8.4218	1.5925	29.939

Table 3. Shows the same data as table 1 for the 4 hour treatment

that wearing the OK-3 lens for a 1 hour treatment time produced slightly over 1D of mean local change. By comparing the average maximum change for each of the specific treatment periods it can be seen than the mean local change increased as the wearing time increased. A 2 hour treatment time produced a mean maximum change of approximately 1.4 D, and the 4 hour treatments produced almost 2 D of change. This increase in the mean local change with increase treatment period continues for long term wearers of group II. The maximum change in group II was approximately 1.5 D more than the maximum change of group I with the same treatment time. The 1.5 D approximates the difference between the two possible baseline reading for group II (figure 3.)

In figure 4 the rates of corneal recovery in percentage recovery per hour were plotted as a function of different treatment time and group. After a 1 hour treatment the mean prph was 50% per hour. A 2 hour treatment period revealed a prph

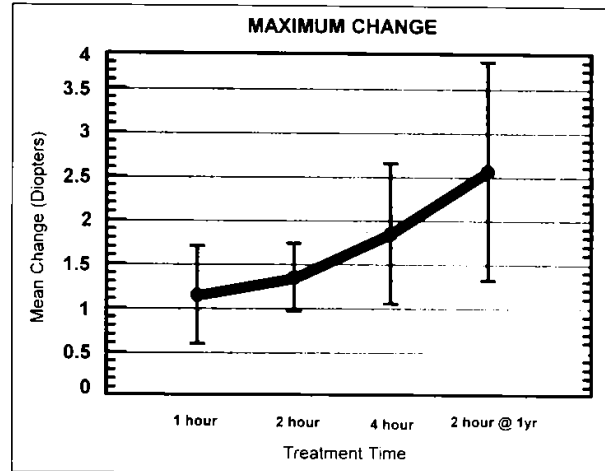


Figure 3. The mean maximum local change in diopters for each of the four treatment conditions in group I and group II plotted as a function of treatment time in hours.

of just over 40% for group I. A steady diminish in the prph as the wearing time increases can be observed by comparing the individual prph for each treatments. A prph of less than 30% is seen with the 4 hour treatment period of group I. Group II, comprised of those that have worn orthokeratology lenses for 1 year previous to this study, showed an even more marked decrease in the prph than was found in group I for the same treatment period of 2 hours (figure 4.)

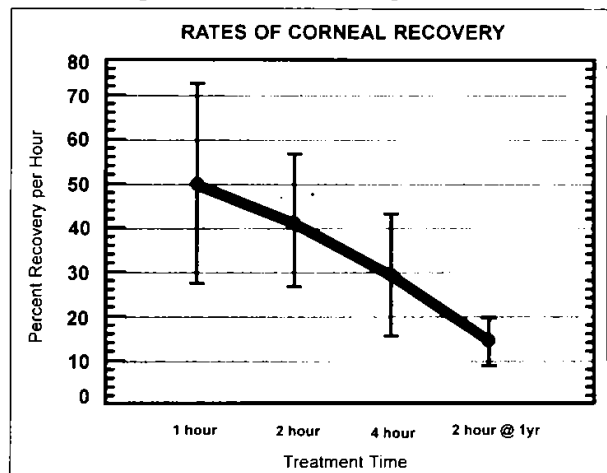


Figure 4. Same as figure 3 but the rates of corneal recovery in percentage recovery per hour (prph). as a function of treatment time.

Figure 5 shows a graph of time to 95% corneal recovery, t_{95} , (combining the steep and flat calculated data) for the various treatment times and groups. The inter subject variability was most evident on the t_{95} values, therefore the median was reported in this figure (see table 2). The t_{95} value was just over 4 hours for a 1 hour wearing time. A treatment period of 2 hours showed a t_{95} of approximately 6 hours, and an even further increase was seen after a 4 hour treatment time where the t_{95} was approximately 8 hours. It is evident that the t_{95} value increased as the wearing time increased. Group II showed an even further increase in the t_{95} than did group I (subjects with no previous orthokeratology) for the 2 hour time period. The t_{95} for group II was approximately 20 hours compared to a group I t_{95} of 6 hours the same treatment time (Figure 5).

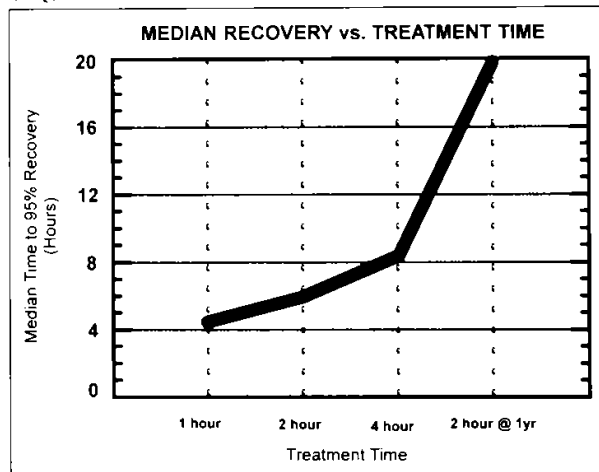


Figure 5. Same as figure 3 for (combined flat and steep) median times to 95% recovery in hours, t_{95} , plotted as a function of treatment time

We also examined whether the percent recovery per hour could be predicted from the maximum change in local topography. Figure 6 shows the prph plotted as a function of the maximum change of each subject for the three acute conditions of group I. The idea that if the maximum local change was known then the duration of the effect could be predicted from that does not hold

up statistically. It can be seen that there is very significant scatter in the data and a linear model does not fit the data very well (figure 6).

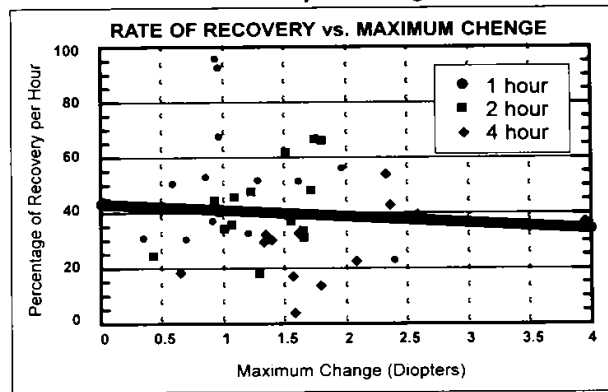


Figure 6. The prph plotted as a function of the maximum change of each subject for the three acute conditions.

When one compares the maximum local change, percent recovery per hour, and the t_{95} values of group I to group II one could conclude that there is a significant difference in the effects of a 2 hours treatment period between two groups. In this data for group I, the baseline used in all comparison was taken the day of the treatment just before lens insertion. Two different baseline references were available for group II. If the video keratometry measured just before the 2 hour treatment were used, much less difference would be demonstrated between the 2 hour treatment data between groups. We chose to express the data from the original baseline measured before lenses were worn a year earlier. We chose this reference because it reflects the cornea be for lens wear began and gives an indication that there are long lasting changes occurring due to lens wear. An overnight period of not wearing the lenses was not sufficient time for the cornea to return completely to its original one year earlier shape.

Discussion

As far back as 1957 there has been reports of alterations in refractive error following rigid contact lens wear. This process of corneal flattening

with rigid lenses, called orthokeratology, prior to the current novel lens design of the OK TM lenses has been studied on several different occasions with similar modest results. Our results with the OK TM suggest that easily two diopters of flattening can be achieved routinely in a shorter interval of time than previous reports. Our study on the dynamics of the corneal topography following wear of the OK-3TM lenses has revealed several interesting conclusion. Group I, no previous lens wear, showed a significantly faster recovery time back to baseline than did group II. In group II, baseline the morning of treatment still revealed flattening of the cornea compared to original baseline, previous to any lens wear. This indicates that a permanent change in corneal topography is possible with continuation of orthokeratology treatments.

In the early studies discussed previously, induced astigmatism was reported. These early studies used conventional rigid lenses. We found no induced astigmatism when subjects were fit with lenses designed for orthokeratology purposes. The mean local change after a 1 hour treatment period was 1.0D. The cornea is capable of rapid alterations in a fairly short time period. Corneal changes of several diopters would be an obtainable goal with increased treatment times and proper lenses to retain the reduction in myopia as needed. These times needed to achieve significant reductions in myopia are reasonable and would not be impractical for the doctor or the motivated patient. When the prph is plotted against the maximum change, no relationship is seen. Therefore, it can be said that the amount of change present after a treatment period can not be used to predict how the effect of corneal flattening will last after lens wear is discontinued.

Orthokeratology offers those with myopia an alternative to the traditional methods of correction. The reduction seen may completely correct the refraction error (in low myopia) or may provide functional vision without correction for moderate to high myopia.

References

1. National Research Council (U.S) Working Group: Myopia: Prevalence and Progression, 1989
2. Soni PS, Horner DG: Orthokeratology; chapter to be published Clinical Contact Lens Practice, ed: Bennett ES, Weisman BA, 1993
3. Dickinson F: The Value of Microlens in the Progressive Myopia. *The Optician* 133:263-264, 1957
4. Rengstroff RH: Contact Lenses and After-Effects: Some Temporal Factors which Influence Myopia and Astigmatism Variations. *J Am Opt Assoc* 45(6):364-373, 1968
5. Rengstroff RH: Variations in Corneal Curvature Measurements: An After-Effect Observed with Habitual Wearers of Contact Lenses. *J Am Optom Arch Am Optom* 46 (1): 45-51, 1969
6. Grant SC, May CH: Orthokeratology Control of Refractive Errors through Contact Lenses. *J Am Optom Assoc* 42:1277-1283, 1971
7. Rengstroff RH: Variations in Myopia Measurements: An After-Effect observed with Habitual Wearers of Contact Lenses. *J Am Optom Arch Am Acad Optom* 44(3): 149-161, 1967
8. Kerns R: Research in Orthokeratology, Part VI-Statistical and Clinical Analysis. *J Am Opt Assoc* 49(9): 1134-1147-1977
9. Kerns R: Research in Orthokeratology, Part VIII-Results, Conclusions and Discussion. *J Am Opt Assoc* 49(3): 308-314, 1977
10. Binder P, May C, Grant S: An Evaluation of Orthokeratology. *Am Acad Ophthalmol* 87(8):729-744, 1980
11. Coon LJ: Orthokeratology part II: Evaluating the Tab method. *J Am Optom Assoc* 55(6): 409-418, 1984
12. Brand RJ, Polse KA, Schwalbe JS: The Berkeley Orthokeratology Study, Part I: General Conduct of the Study. *Am J Optom Physiol Opt* 60(3): 175-186, 1983

13. Polse KA, Brand RJ, Schwalbe JS, Vastine DW, Keener RJ: The Berkeley orthokeratology study, part II: efficacy and duration. *Am J Optom Physiol Opt* 60(3): 187-198, 1983

14. Kerns R: Research in Orthokeratology, Part VII- Examination of Techniques, Procedures and Control. *J Am Opt Assoc* 48(12): 1541-1553, 1977

15. Kerns R: Research in Orthokeratology , Part V- Results and Observations Recovery Aspects. *J Am Opt Assoc* 48(3): 345-357, 1977

16. Horner DG, Wheeler WH, Soni PS, Gerstman DR, Heath GG: A Noninvasive Alternative to Radial Keratotomy. *Ophthalmic and Visual Optics Technical Digest* 3:42-45, 1992

Acomodación convergencia en geriatría

Stella Jiménez de Vanegas(*)

El presente trabajo hace referencia a la población comprendida entre los 48 y 72 años. Durante este período la totalidad de la población requiere de nuestros servicios en razón de la deficiencia en la visión de cerca. Según la escala de vida elaborada por el Dr. Guillermo Marroquín en 1960, tenemos dos procesos importantes:

1. Evolutivo 1a. y 2a. edad
2. Involutivo 3a. y 4a. edad

La primera edad o edad de los hijos comprende: al niño, al adolescente, al joven. De los cero a los 20 años.

La segunda edad o edad de los padres comprende: al adulto, al adulto joven, al adulto maduro. De los 21 a los 47 años.

La tercera edad o edad de los abuelos comprende: la vejez incipiente, la vejez activa hábil y la vejez pasiva. De los 48 a los 78 años.

La cuarta edad o edad de los bisabuelos comprende: senectud probable, senectud posible y senectud excepcional. De los 79 a los 105 años. Observando y analizando un grupo de 200 pacientes atendidos en el Instituto de Investigaciones Optométricas de la Facultad de Optometría de la Universidad de la Salle, comparamos los siguientes datos clínicos: punto próximo de convergencia, amplitud de convergencia, amplitud de acomodación y frecuencia en el valor de la adición. Para facilitar el estudio repartimos la población en tres grupos así:

- A. De 48 a 55 años
- B. De 56 a 62 años
- C. De 63 a 72 años

La acomodación y la convergencia en los pacientes de más de 73 años ha llegado al máximo de disminución en su función visual. Estos datos se tomaron entre pacientes con características normales, eliminando los que presentaban tropía o insuficiencia de convergencia. Distancia pupilar promedio = 61 mm.

1o.	48-55	10 cm.	4.00 D.	52.5 D.	1.75-2.25
2o.	56-62	11 cm.	2.00 D.		2.50
3o.	63-72	12 cm.	0.25-0.00 D.	49.7 D.	2.75-3.00

Observemos

El punto próximo de convergencia decrece levemente, mientras que la amplitud de acomodación decrece ampliamente hasta llegar a un valor cero. A los 72 años, mientras la amplitud de acomodación decrece en el 100% la amplitud de convergencia lo hace en el 50%. La visión binocular permanece normal a pesar de que la acomodación decrece hasta en un 50% de los valores que presentaba en la juventud. En cuanto al estudio de la ADD, observamos que los valores encontrados están por debajo de los aplicados en las tablas de la población europea y americana (1).

(1) "La longevidad del ojo en la población de Guasca (Cundinamarca), Colombia 1984. Se encuentran pacientes de 82 años con ADD de 2.50 Dpt.

Se está realizando otro estudio en donde se ha encontrado que la población de algunos municipios del occidente colombiano requiere una adición mayor y a edad más temprana.

(*) Profesora de la Facultad de Optometría de la Universidad de la Salle, Santafé de Bogotá, D. C., Colombia.

Como los mecanismos innervacionales y los mecanismos físicos de los dos sistemas, acomodación y convergencia son distintos, su envejecimiento se manifiesta de forma diferente. Sin embargo para mantener la sinergia "el valor de la adición de los pacientes presbiopes debe corresponder exactamente al valor de la acomodación que se ha perdido por la edad".

Así: si el paciente presenta acomodación igual o superior a 1.25, el valor de la ADD no deberá sobrepasar de 1.75 Dpt. Si el paciente presenta acomodación igual o superior a 0.50 Dpt., la ADD no deberá sobrepasar de 2.50 Dpt.

Si el paciente presenta acomodación de 0.25 o 0.0 Dpt., la ADD estará entre 2.75 y 3.00 Dpt.

Para no alterar su capacidad de convergencia requerida a la distancia de lectura normal es considerada aquí 33 cm.

Se preguntarán entonces:

¿Qué debemos hacer para encontrar el valor de la adición sin sobrepasar el requerido y proteger así la sinergia, acomodación y convergencia?. Brevemente expondré algunos de los factores y de los procedimientos de fácil aplicación en el examen clínico.

- La retinoscopia dinámica monocular:

El lente corrector en visión próxima no podrá exceder el valor del dinámico Grosso, realizado a la distancia de lectura del paciente.

- Examen subjetivo monocular de cerca:

Sobre la corrección de lejos, encontrar el menor lente positivo con el que el paciente logre discriminar y no propiamente el ver mejor (Ver más grande). La medida está en : "puede leer".

- El cilindro cruzado y la rejilla: sobre la corrección de lejos, con el cilindro cruzado en posición A, encontrar el valor del lente positivo

con el cual observe que las líneas del componente horizontal y el vertical son igualmente nítidas.

¿Qué sucede si se excede en el valor de la adición?

El paciente acercará su lectura a una distancia en que el sistema le permita focalizar, exigiendo una mayor cantidad de convergencia. Esto podrá lograrlo siempre que sus reservas fusionales sean suficientes, lo cual no es muy factible debido a la debilidad muscular general del organismo.

Si la sinergia acomodación convergencia se rompe, puede ocurrir diplopia permanente en visión próxima. El exceso en el valor de la adición produce relajación de la acomodación que todavía puede ejercer y relajación en la convergencia, produciéndose así el rompimiento de la visión binocular y manteniendo sintomatología bien sea astenopia marcada o diplopia. En los pacientes del primer grupo o, sea entre 48 y 55 años, da buen resultado el tratamiento ortóptico encaminado a mejorar las reservas fusionales de convergencia. En el segundo grupo de población, o sea entre los 56 y 62 años de edad, las posibilidades de recuperación a través de terapia ortóptica son más escasas. Los resultados de la terapia no son tan duraderos, por lo cual es necesario realizar controles trimestrales para observarlos. En los pacientes del tercer grupo la solución más adecuada sería recurrir a la prismoterapia para mejorar la condición de confort visual en el paciente.

Conclusión

El examen clínico del paciente presbíta debe realizarse siempre acompañado de un examen subjetivo en visión de cerca, protegiendo así la relación acomodación convergencia, en una etapa en la que el paciente es aún productivo. El confort visual en la visión próxima del paciente presbíta es muy importante puesto que sus mecanismos de defensa y sus reservas de acomodación y de convergencia pierden elasticidad y calidad.

Bibliografía

1. Adams, R. V. Víctor, M. Principios de Neurología. Segunda edición Editorial Reverté S. A. Barcelona, México, 1988.
2. Adler, Robert Moses. Fisiología del Ojo. Editorial Panamericana Buenos Aires, Argentina.
3. Castanera Pueyo, A. Estrabismos y Heteroforias. Editorial Paz. Montalvo, Madrid, 1971.
4. Gómez de Marroquín, Luz Angela. La Vejez. 1965
5. Hugonnier, René. Estrabismos y Heteroforias. Toro y Masson Barcelona, 1973.
6. Journal of the American Optometric Association. 1983, Vol. 54 Nos. 7 y 11.
7. Mocerrea J. y Locascio I. Clínica y Cirugía del Estrabismo. Librería El Ateneo Editorial. Impreso en Argentina, 1978.
8. Prieto Díaz, Julio y Souza Díaz, Carlos. Estrabismo. Segunda Edición. Barcelona, España, 1986.
9. Visión Research. Saccadic suppression of displacement influence of post saccadic exposure duration stimulus elimination 1990, Vol. 30. No. 6.

Biocompatibility of rigid gas permeable care systems

Ron. Herskowitz

In order to intimize the clinical success and wearing experience of contac lenses fitters have often requested of reseachers and those involved in developing new products, lens materials and care systems which are more biocompatible. The term biocompatibility is used broadly to imply tailored, deposit resistance and freedom from epithelial trauma. Within the biomedical and implatable device field a more generically accepted definition of biocompatibility is the ability of a compound or device to perform a function with an appropriate host response in a specific application. In contact lens clinical practice it may be easier for the fitter to understand what constitutes an inappropriate host response rather than the histopathology of an appropriate host response.

Inappropriate host responses

Acute inflammation: Acute inflammation is an easily recognized inappropriate host response to contact lens wear. This inflammation maybe characterized by circumcorneal injection and chemois, diffuse bulbar conjuntival hyperenia and chemosis, tarsal conjunctival congestion, or in unusually severe inflammation, episcleral involvement. The acute inflammation may be focal or diffuse depending on the etiology. Acute inflammation is usually or rapid onset and moderate severity.

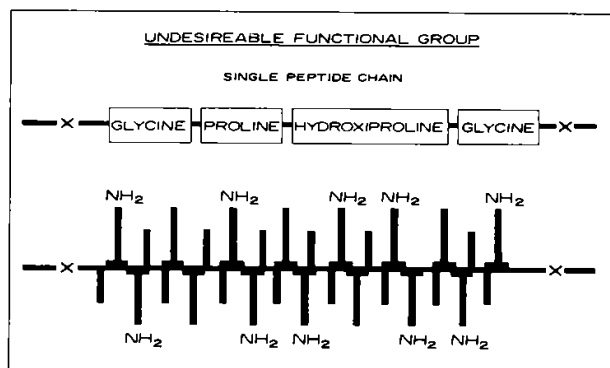
Chronic inflammation: Chronic inflammation is the second inappropriate host response. This type of inflammation is often the result long-term chemical or mechanical irritation. The onset is slow, as is the resolution even upon cessation of lens wear. Often, the chonic inflammation is mild-to-moderate, allowing the patient to con-

tinue lens wear, but not without the dissatisfactions always having «slightly red eyes».

Fibroplasia: Fibroplasia is an inappropriate host response characterized by infiltration and proliferation of fibroblasts that create fibroplastic or hyperplastic tissue which may appear as tufts or leashes. This is most commonly seen at 3 or 9 o'clock in the contact lens wearer, where, due to chronic desiccation or mechanical irritation, a fibroplastic mounding of conjunctival tissue can form. In severe cases, the fibroplasia may be accompanied by a vascular leash. All fibroplasia is undesirable, specially if it occurs in the optically transparent cornea where it will compromise optical integrity.

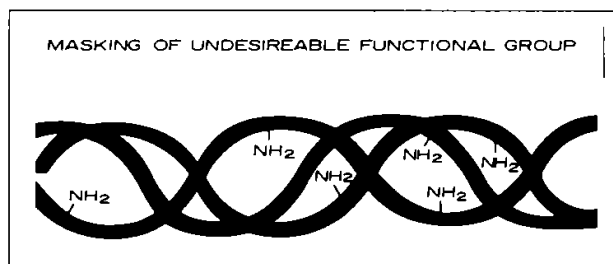
Autoimmune reactions: Autoimmune reactions, such as those occurring due to the antigenic or mechanical stimulation of protein deposition in Giant Papillary Conjunctivitis or the reaction to Staphylococcus toxins producing peripheral sterile ulcers are also inappropriate host responses which are undesirable.

Thus, it is the objective of developers of contact lenses and care systems to design them in such a way as to minimize the potential for these inappropriate host responses or avoid them completely by selecting compounds and formulations that enhance biocompatibility. To accomplis this requires the understanding that biocompatibility is a function of molecular structure. Ideally, we would like to use materials and solutions that have molecular structures thar are: Free of functional groups capable of evoking an undesirable cellular response. Specifically, the amino group found insingle peptide chains which are freely available to contact ocular tissue are capable of evoking such a response.



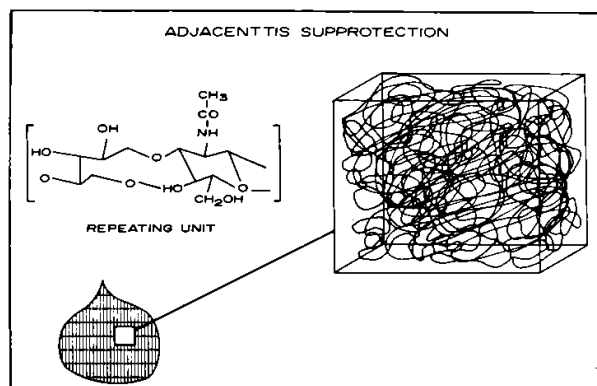
Thus, materials or solutions composed of even very small amounts of components with amino groups «exposed» as in the case of single peptide chains should be avoided.

Capable of Masking Undesirable Functional Groups: In the example of collagen, although this compound is composed of sequences of aminoacids and thus has free amino groups. It is a triple helix structure so that the groups are inter-twined and masked from being in contact with tissue.



In this configuration the masking of groups that are undesirable and could evoke and inappropriate chemotactic or autoimmune host response is limited.

Capable of Offering Protection of Adjacent Tissue - An example of a structure capable of offering mechanical protection of adjacent tissue is the glycosaminoglycan backbone of hyaluronic acid. This polysaccharide derivate as well several others exhibit the conformational freedom that allows them to form random molecular coils in so-



lutions. These molecular coils offer spring-like cushioning to adjacent tissue. In addition to a mechanical cushioning, hyaluronic acid, as well as other viscoelastic substances have a good ability to adhere and coat material surfaces. Thus, it is possible to adhere or coat «molecular coils» or material surfaces by utilizing the proper viscoelastic compounds.

For the purposes of this manuscript, we will utilize the concepts of biocompatibility outlined above to examine the functional requirements of an RGP Care System and discuss how to optimize the overall contribution that the conditioning solution can make to wearer satisfaction.

Functional requirements of RGP conditioning solutions

Mechanically cushion the lens-cornea interface - When placing an RGP lens on the eye, in order to enhance the wearer's comfort it is important to design a solution that cushions and mechanically protects the cornea from the presence of the lens. This is specially true in relatively new and unadapted wearers but is also a noticeable benefit to adapted patients during each lens insertion. Cushioning and mechanical protection are directly related to the polymer properties of viscosity and viscoelasticity. Both properties may be optimized by selecting components of the appropriate molecular structure and molecular

weight. In the laboratory both properties are directly measurable by readily available instruments such as the Cone/Plate Viscometer and the Rheometer. Clinically however, how much viscosity is actually required to enhance insertional comfort? To answer this question, some clinical research was performed whereby six different solutions of viscosities, ranging from approximately 1-40 centipoise (cps) were given to patients who were then asked to rate the comfort on an analog scale.

The results indicated that:

- viscosity is a very important solution property
- solutions with low viscosity (less than 5 cps) are significantly less preferred than solutions with somewhat higher (15-40 cps) viscosities.
- optimum preferred viscosity for handling, cushioning, and comfort is 35-40 cps.
- some additional property, as driven by the type of viscosifier, can further enhance comfort.

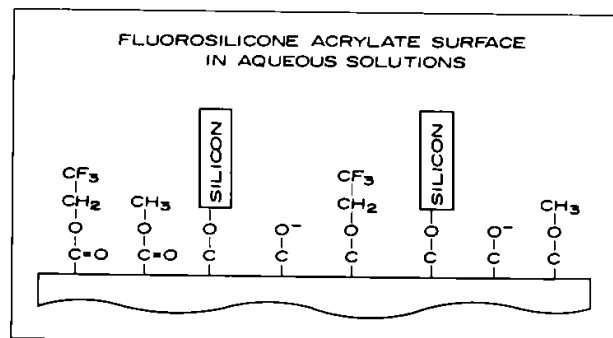
It is this additional property that may be useful in addressing the next functional requirement.

Mechanically Protect the Lens-Lid Interface: Clinically, we know that a great source of discomfort in wearing RGP lenses may be due to the friction that occurs at the interface of the superior edge of the lens and the upper lid. It is at this interface that significant shear forces will be applied to the tarsal conjunctiva and potentially be irritating. If we can select polymeric components that protect this interface as well as reduce the friction across this interface, it would be of benefit to the comfort response. In addition, if we could also coat the lens surface with a polymeric solution that lubricated the lens surface, this behavior would also enhance comfort. Thus, to enhance comfort, the polymeric solution, be-

sides being of the appropriate viscosity should be capable of providing viscoelasticity and lubricity to the system.

Render the lens surface hydrophilic

It is well known that the surfaces of contemporary RGP lenses are composed of a random arrangement of functional groups that reflect the inclusion of the various monomers to achieve specific bulk and surface properties. The inclusion of organic acids, such as methacrylic acid, and sulfoethyl methacrylate predispose the surface to undergo electrostatic interaction and hydrogen bonding with solution components. Therefore, the most effective way to render the surface hydrophilic is to include a positively charged hydrophilic component to be attracted to the electrostatic sites and compounds like polyvinyl alcohol that can be attracted to the surface. By achieving both interactions concurrently, the lens surface will easily be coated by a hydrophilic layer.



Disinfect the lenses

Although RGP lenses are rarely connected to ocular infections, the routine disinfection of worn lenses is an important part of the care regimen. A bacteria may adhere directly to lens surfaces or to deposits on lens surfaces. Thus, the first step in lens disinfection is to thoroughly clean the lens by rubbing with a surfactant cleaner. The rubbing disinfection step can be even more effective if

performed with a combination surfactant abrasive cleaner as this will further enhance the friction applied to the lens surface to remove debris and microorganisms if present. Nonetheless, the conditioning solution must possess sufficient biocidal activity to meet both regulatory, as well as, practical disinfection standards.

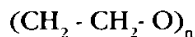
Maintainig contamination - free container

As important, and, perhaps even more important as disinfecting lenses, the conditioning solution should be capable of resisting contamination and rebound growth of microorganisms inadvertently introduced into the bottle.

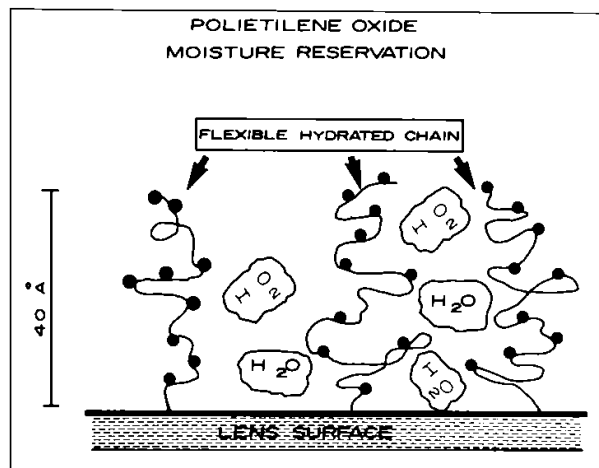
Render the lens surface biocompatible

Within the biomedical and implantable device fields, a number of biocompatible polymers have been utilized in various applications. These include collagen and hyaluronic acid, as already mentioned, as well as chondroitin sulfate and polyethhylene oxide. If we examine the properties of polyethylene oxide in depth, a number of surface properties that are potentially beneficial for contact lens and care system applications becomes evident.

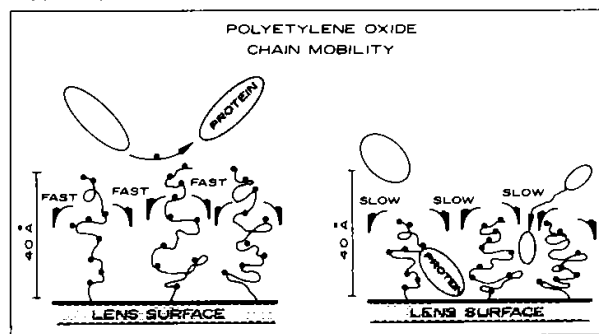
Polyethylene oxide (PEO) has a fairly simple structure that can be represented by the following:



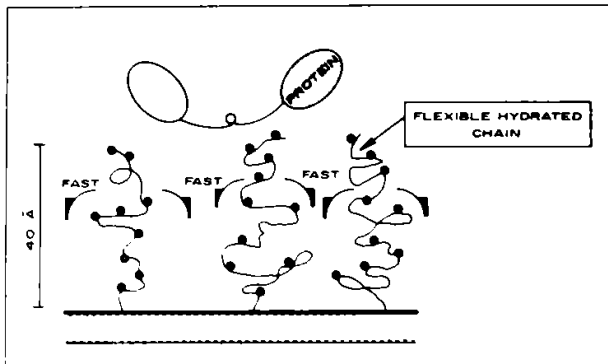
By tailoring the chain length (n=number of units) PEO's have been reported to provide moisture preservation (humectant) characteristic and are actually considered to provide «liquid-like» surfaces due to the hydrophilic nature of the chains.



The «liquid-like» surfaces provides by PEO's or PEO coated surfaces are reported to be responsible for the lubricious or « slick» nature of these surfaces as well. The flexible hydrated PEO chain is in a constant state of mobility. By selecting the optimum chain length we can create a «dynamic surface» through the continuous and rapid movement of the chains. Thus, tear protein are «whisked» away or «beaten» from the lens surface. This chain mobility and resultad «dynamic surface» account for why PEO surfaces are repulsive to protein and are under development for coating on heart valves, vascular shunts, and urinary catheters where deposition of protein would be quite detrimental.



Finally, by arriving at the appropriate chain length and distribution of PEO chains it is possible to create a surface that effectively mimics the epithelial microvilli through the creation of «molecular cilia».



Thus, it is proposed, that the PEO interface is biocompatible because it creates liquid-like surfaces that are dynamic (in a constant state of movement), repulsive to undesired proteins, and capable of mimicking epithelial microvilli for desired protein absorption.

When designing RGP care system components, it would be ideal if the compound could provide both a PEO-like interface and a hyaluronic acid-like protective cushion.

This would «biocompatibilize» the conditioning solution and provide a clinically comfortable wearing experience from insertion through longer term wear.

In summary, for a targeted approach to enhancing wearer comfort, the design of an RGP conditioning solution should include components that are capable of creating an optimum insertional cushion, a hydrophilic and lubricious coating on the lens and a surface capable of repelling protein.

Querátomo laminar de Draeger vs. microquerátomo Barraquer. Estudio comparativo

Dra. Carmen Barraquer C. (*)

Prof. J. Draeger (**)

Prof. José I. Barraquer (*)

Instituto Barraquer de América

Dr. David Flicker

Dr. César Carriazo E.

Dr. José Francisco Rivera

Universidad de Hamburgo

Dr. Marcus Kolhass

Dr. Ralph Lerche

Dr. Karen Wegner

Resumen

Se compara la precisión de 2 microquerátomos: el "querátomo de Draeger" vs. el "microquerátomo de Barraquer" con base en el espesor y diámetro de resección de discos corneales en ojos de cerdo. Se describen los resultados.

Introducción

La idea de modificar la forma de una córnea normal para corregir una ametropía esférica de origen corneal, axil o por afaquia, data de hace 45 años: J. I. Barraquer en 1949 para corregir miopía e hipermetropía. A. Poyales en 1950 y Tutomu Sato en 1951 para corregir miopía. En dicho año (1949) el profesor José Ignacio Barraquer en una nota previa titulada "Queratoplastia refractiva" propone la queratoplastia como intervención para modificar la refracción en ojos amétropes sin comprometer la transparencia corneal. En esa época, realiza diversos tipos de

queratoplastias laminares (con doble trepanación, talla de lentículo, inclusiones intracorneales de lentículos y de dispositivos para modificar la forma de la córnea). En 1958 ante la falta de un procedimiento técnico para tallar en la forma deseada el lecho receptor crea la posibilidad de modificar la forma del injerto. Se ingresa a la era del tallado manual y posteriormente, por medios mecánicos semejantes a los empleados para la talla de lentes ópticos, se practica el tallado del disco corneal congelado, con un pequeño torno de relojero hasta la evolución del crio-torno, el cual fue el primer prototipo usado en salas de cirugía.

Hasta 1962 se utiliza una resección manual para el lecho receptor, pero convencidos de que en estos casos la entrecara o plano de disección en el receptor no tenía la regularidad necesaria para las intervenciones de tipo refractivo, el profesor José Ignacio Barraquer basado en el electroquerátomo del Dr. Castroviejo, desarrolla el microquerátomo instrumento capaz de realizar secciones laminares muy uniformes. Para su complemento, se desarrollaron también los anillos de fijación neumática, los lentes de aplanación, los esclerómetros y el tonómetro quirúrgico. Una vez comprobada su confiabilidad en ojos de banco, fue concebida la primera técnica refractiva auto-

Reimpresos:

Dra. Carmen Barraquer C. Instituto Barraquer de América

Apartado Aéreo 90404 Santafé de Bogotá, D.C., Colombia

Fax: 571-6108576

(*) Instituto Barraquer de América

(**) Universidad de Hamburgo

plástica, la cual se denominó "Autoqueratoplastia con talla óptica" (hoy conocida como Q. M. In Situ), que fue abandonada para regresar al sistema de talla bajo congelación debido a los problemas técnicos de los microquerátomos de primera generación; posteriormente, el profesor John Charamis, de Atenas, propuso el nombre de queratomileusis, del griego kerato = córnea y smileusis = esculpir. La evolución natural en la búsqueda de la perfección ha creado 4 generaciones de microquerátomos, todos con movimiento oscilatorio; el primero con cuchilla en plano 0° espesor fijo; (1962) el segundo adoptando la técnica de los microtomos utilizados en patología se modificó la cuchilla a un ángulo de 26° con espesor fijo (1965), el cual tenía el inconveniente de reseca discos de un solo espesor, por lo que en la tercera generación (1970), se le sumaron al aparato placas de diferentes alturas, que permiten reseca discos de diferentes espesores. En 1964 Strampelli describe un electroquerátomo para resecciones corneales bajo moldeo². En 1966 Katzin y Martínez describen su keratophakotome para tallar lenticulos bajo moldeo. En 1969 Elstein y Katzin relatan un nuevo prototipo de microquerátomo³. En 1972⁴ el Profesor Draeger propone un lamelarótomo con cuchilla circular para cirugía corneal. En 1975 presenta su keratomo rotatorio para cirugía corneal.⁵ En 1983 Trockel y col exponen las posibilidades de una nueva tecnología con el Excimer laser que por fotoablación permite realizar incisiones y resecciones en el tejido corneal con posible aplicación para queratoplastias, queratomileusis y queratotomías refractivas. En 1991 L. Ruiz y Lenchig completan un nuevo modelo de microquerátomo (cuarta generación) que se desplaza sobre el anillo mecánicamente y modifican también el anillo de succión para hacer su altura ajustable con un tornillo.

Objetivos

Con el propósito de comparar tecnología, la Universidad de Hamburgo y el Instituto Barraquer de América se unieron para realizar una

experiencia comparativa entre el lamelarótomo de Draeger, el microquerátomo manual de Barraquer y el microquerátomo automatizado de Ruiz, con ojos de cerdo y observar la precisión y calidad de resección de cada uno de ellos.

Queratomo laminar de Draeger: El cuerpo del instrumento está compuesto por un motor con dos ejes, que gira en razón de 500 r. p.m. con una velocidad periférica de 3.140 cc/min a 6 voltios con corriente directa. Tiene en su extremo una hoja cortante circular con movimiento rotatorio de ángulo 0°, que se desplaza hacia adelante mecánicamente para realizar la resección de tejido a una velocidad entre 0.06 y 0.08 mm/seg; también tiene unido al cuerpo un anillo de succión con perforación central de 12 mm, su cara anterior es plana y su cara posterior cóncava con adaptación de un anillo de silicona con 12 perforaciones que actúa como cámara de vacío para fijar sólidamente el anillo a la parte anterior de la esclera; la distancia entre el anillo y la hoja giratoria es ajustable con una serie de espaciadores metálicos que modifican la altura entre el anillo y la hoja para obtener los espesores deseados y una laminilla de plástico transparente, marcada con rejilla de 0.5 mm de precisión y ajustable en altura con tornillo, para obtener y conocer el diámetro de la aplanación que se desea. Durante el corte, el tejido debe ser irrigado para evitar el calentamiento y el aparato está provisto de un tubo de plástico para irrigación constante. Permite resecciones planas entre 9.5 y 6.0 mm. de alta calidad. Es el primer querátomo con desplazamiento automatizado.

Microquerátomo manual de Barraquer: Movimiento oscilatorio, cuchilla a 26° de inclinación, placas con diferentes alturas, motor con un eje para el movimiento de la cuchilla. Consiste en una superficie metálica pequeña y rectangular con una ranura situada aproximadamente en su tercio posterior, por donde sale la hoja cortante con 26° de inclinación en la medida necesaria para obtener el espesor de la resección

deseada; está provista de movimiento oscilatorio de 4 mm de amplitud que se repite 15.000 veces por minuto gracias a un pequeño motor eléctrico que se acciona con un interruptor de pedal. El cuerpo del instrumento tiene unas guías para mantener uniforme la posición de la hoja; estas guías están previstas para que manualmente pueda deslizarse por la cara anterior de los anillos de fijación y mantener así constante el plano de sección.

Anillo de succión: Anillo metálico de pocos milímetros de altura con una perforación central de 11.5 mm para dejar al descubierto la córnea, su cara anterior es plana para guía del microquerátomo y la posterior cóncava y de las dimensiones adecuadas para adaptarse al segmento anterior de la esclera. Esta cara está provista de un canal que actúa como cámara de vacío para fijar sólidamente el anillo a la parte anterior de la esclera. Al anillo se le adapta un mango que sirve para sostenerlo y al mismo tiempo como conducto para el vacío. Se emplean 20 anillos de diferentes dimensiones con el fin de poder usar el adecuado para cada tamaño de resección y diámetro escleral. En conjunto son 4 series de 5 anillos; cada una de ellas se compone de 5 piezas de espesor diferente. Las series se diferencian entre sí, por el radio de curvatura de la cara posterior que corresponden a escleras de 24, 25, 26 y 27 milímetros de diámetro. La altura de los anillos está escalonada de dos en dos décimas de milímetro con el fin de poder obtener una resección de dimensión adecuada en todos los casos. Están numerados 4, 6, 8, 10 y 12, cifra que indica en décimas de milímetro el espesor de la lámina plana de la cara anterior. Permite resecciones entre 2.0 y 9.0 mm. de diámetro. Los lentes aplanáticos marcados con el círculo del diámetro deseado completan el equipo.

Microquerátomo automático de Ruiz: Movimiento oscilatorio, cuchilla a 26° de inclinación, placas con diferentes alturas, motor impulsor con 2 ejes:

A: Movimiento de la cuchilla. B: Desplazamiento del microquerátomo. El cuerpo del instrumento tiene un engranaje que permite su deslizamiento apoyado en una cremallera sobre el anillo de fijación y movido por el mismo motor que mueve la hoja cortante; tiene unas guías para mantener uniforme la posición de la hoja. Estas guías están previstas para deslizarse por la cara anterior del anillo de fijación y mantener así constante el plano de sección.

Anillo de succión: Anillo metálico de pocos milímetros de altura con una perforación central de 11.5 mm para dejar al descubierto la córnea. Su cara anterior es plana, con cremallera lateral para deslizamiento del microquerátomo y la posterior cóncava y de las dimensiones adecuadas para adaptarse al segmento anterior de la esclera. Esta cara está provista de un canal que actúa como cámara de vacío para fijar sólidamente el anillo a la parte anterior de la esclera. Al anillo se le adapta un mango que sirve para sostenerlo y al mismo tiempo como conducto para el vacío. Un solo anillo con radio de curvatura posterior de 25 mm con altura ajustable con tornillo de elevación para obtener los diámetros deseados. Permite resecciones entre 2.0 y 8.25 mm de diámetro. Los lentes aplanáticos marcados con el círculo del diámetro deseado completan el equipo.

Material y métodos

En el transcurso de dos semanas fueron utilizados 221 ojos de cerdo recién enucleados; cada ojo fue desepitelizado con espátula plana e inyectado con suero fisiológico intravítreo a 3 mm del limbo, hasta obtener una presión intraocular mayor de 20 mm de Hg. Se revisaron los ojos bajo microscopio quirúrgico y aquellos con enfermedad corneal o edema marcado fueron desechados.

Se utilizó el microquerátomo Barraquer de tercera generación en 102 ojos y el querátomo laminar de Draeger en 119 ojos, realizando

resecciones laminares preestablecidas con espesores que oscilaron entre 0.05 y 0.45 décimas de milímetro y diámetros de resección entre 3 y 9 mm, por personas entrenadas en el manejo de cada uno de estos instrumentos. Se realizó también un segundo corte en el estroma corneal con menor diámetro en 12 ojos con el microquerátomo de Barraquer y 18 con el de Draeger. El microquerátomo automatizado de Ruiz no pudo ser utilizado debido a que su anillo de fijación es una pieza frágil, de alta precisión, con pobre adherencia sobre los ojos de cerdo. Los espesores de los discos obtenidos fueron medidos inmediatamente después del corte, con espesímetros de precisión y los diámetros de resección con regla micrométrica. Se tomaron muestras para microscopía de luz y electrónica de los discos resecaados y realizando una resección corneoescleral, muestras del lecho corneal.

Los instrumentos utilizados para realizar los procedimientos fueron:

- Microquerátomo de Barraquer de tercera generación
- Anillos de fijación, con diferentes alturas para determinar el diámetro de resección deseado.
- Placas de espesor determinado para modificar el espesor de resección del disco.
- Lentes de aplanación con retículo circular de diámetros predeterminados, para definir el diámetro de resección esperado, con diámetros que oscilaban entre 3 y 9 mm.
- Tonómetro prequirúrgico de Barraquer, calibrado según principio de Makluskow, en 65 mm Hg.
- Espaciadores de espesor predeterminado
- Querátomo laminar de Draeger
- Espesímetros de marca Baxlo y Regda
- Microscopio Zeiss opMi-9.

	BARRAQUER	DRAEGER	RUIZ
MODELO	Tercera Generación	Unico	Unico
CUCHILLA	Oscilatoria	Rotatoria	Oscilatoria
ANILLO DE SUCCION	Cambiable	Fijo	Fijo
APLANACION	Cambiable	Ajustable	Ajustable
MOVIMIENTO EN CORNEA	Manual	Eléctrico	Eléctrico
ESPELOR DE RESECCION	Placa Cambiable	Placa Cambiable	Placa Cambiable
IRRIGACION	Manual	Automática	Manual
MOTOR	1 eje	2 ejes	2 ejes

Tabla 1. Principales características de cada microquerátomo

Resultados

Utilizando el microquerátomo de Barraquer, (Gráf. 1) en 102 ojos, los resultados del espesor para la primera resección fueron en promedio de 0,02 mm mayor al solicitado como grupo general, con una desviación estándar de 0,039 mm y un rango de 0,190. Para el diámetro (Gráf. 2) en 101 ojos, el promedio fue 0,079 mm mayor al esperado, con una desviación estándar de 0,32 y un rango de 1,85 observando que se obtuvo la misma precisión en todas las medidas.

Para el querátomo de Draeger (Gráf. 3) el espesor del primer disco en 113 ojos fue en promedio de 0,061 mm por debajo de lo esperado, con una desviación estándar de 0,064 y un rango de 0,300, con el espesor obtenido más acertado al solicitar una resección de 0,30 mm; no se logró obtener un disco medible, con espesores menores de 0,20 mm. en 7 ojos (no se incluyeron en el análisis estadístico por no poder adjudicarles un valor); para el diámetro (Gráf. 4) en 119 ojos, 0,041 mm mayor al esperado, con una desviación estándar de 0,82 y un rango de 4,55. Se obtuvo mayor precisión en los diámetros de 6, 7 y 9 mm, fueron descartados 2 ojos en diámetros menores de 4 mm y uno con diámetro

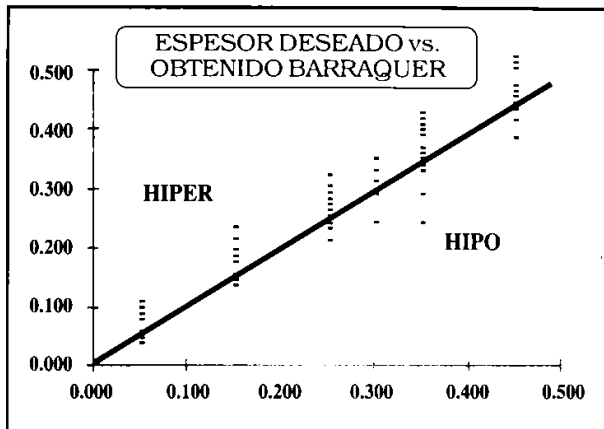


Gráfico 1. Espesor del disco - Miroquerátomo Barraquer

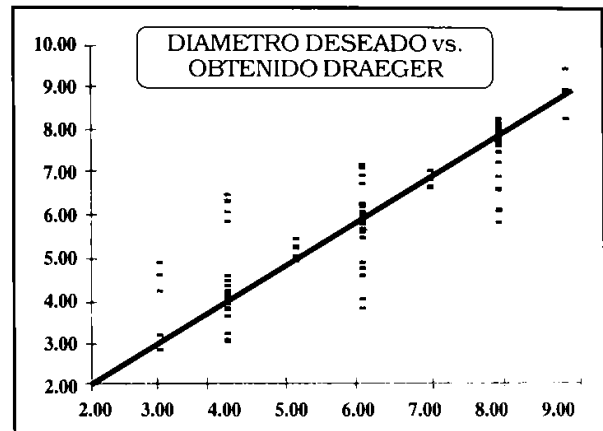


Gráfico 4. Diámetro obtenido - Querátomo de Draeger

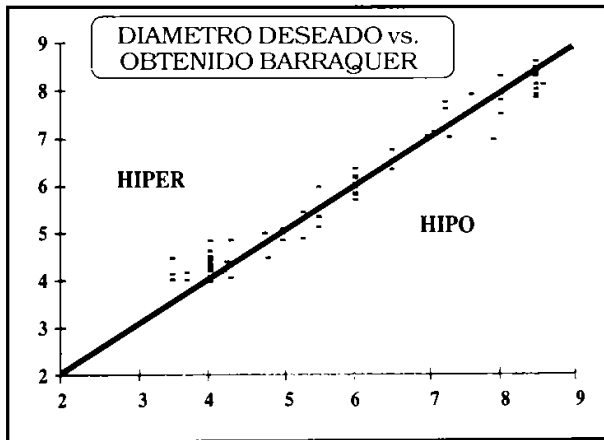


Gráfico 2. Diámetro obtenido - Microquerátomo Barraquer

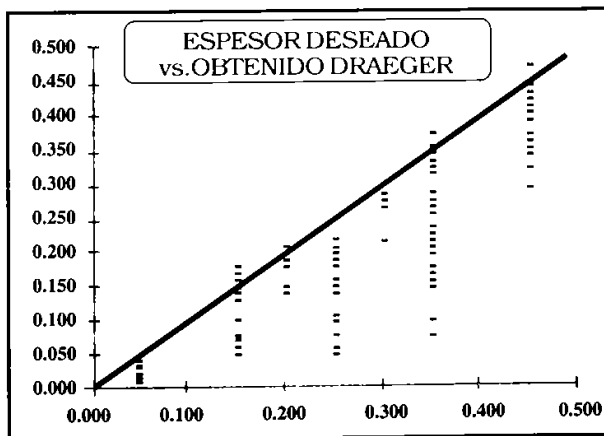


Gráfico 3. Espesor del disco - Querátomo de Draeger

de 6 mm solicitados. La segunda resección se intentó en 12 ojos con el microquerátomo de Barraquer, (Gráf. 5) obteniéndose un espesor de 0,02 mm mayor de lo esperado, con una desviación estándar de 0,008 mm y un rango de 0,1. El diámetro promedio (Gráf. 6) fue de 0,26 mm mayor al esperado, con una desviación estándar de 0,12 y un rango de 1,5 lográndose obtener un lenticulo en todas las resecciones intentadas.

Con el querátomo de Draeger no se logró obtener lenticulo en 10 de los 18 ojos a los que se les intentó una segunda resección, y no se incluyeron en el análisis estadístico por no poderles dar un dato numérico. En los 8 ojos en los que se obtuvo una resección medible, el espesor promedio (Gráf. 7) fue de 0,09 mm por debajo de lo esperado, con una desviación estándar de 0,015 y un rango de 0,13. El diámetro promedio (Gráf. 8) fue de 0,41 mm por debajo de lo esperado, con desviación estándar de 0,19 y un rango de 1,8.

Discusión

Al comparar el espesor obtenido entre ambos microquerátomos, el de Barraquer se mantuvo muy cerca de la normal, con una desviación hacia la porción superior de la normal, indicando en promedio la obtención de una mayor resección, para todos los grupos de espesores estudiados (Graf.9).

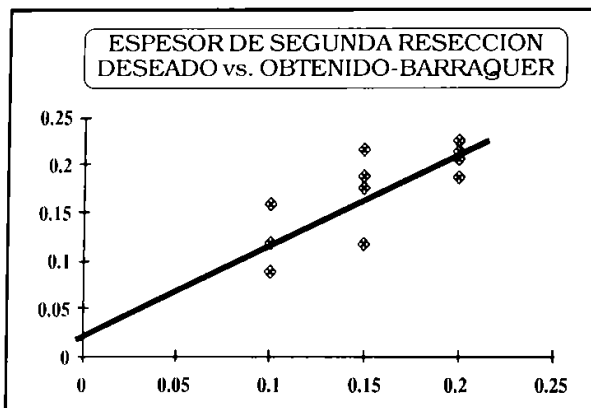


Gráfico 5. Espesor de la segunda resección - Microquerátomo Barraquer

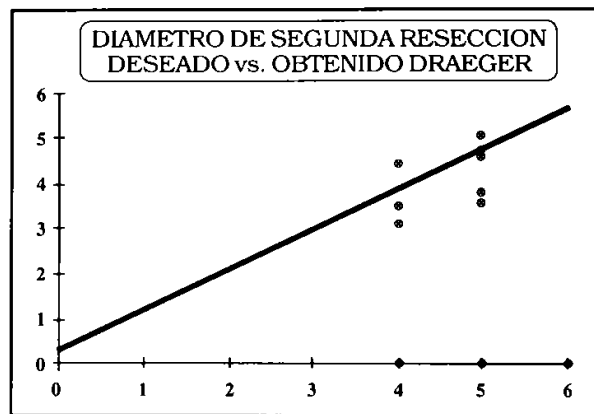


Gráfico 8. Diámetro de la segunda resección con el querátomo Draeger

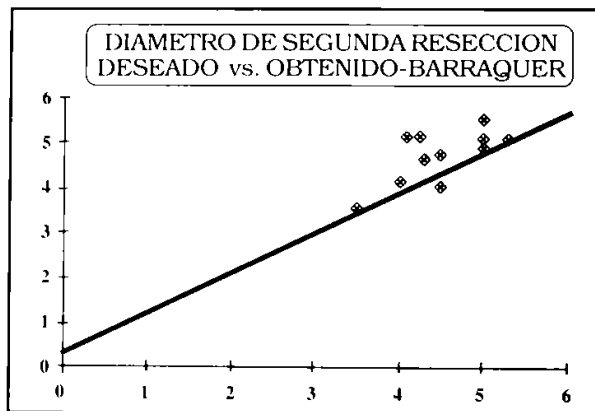


Gráfico 6. Diámetro de la resección estromal (segunda resección) con el microquerátomo Barraquer

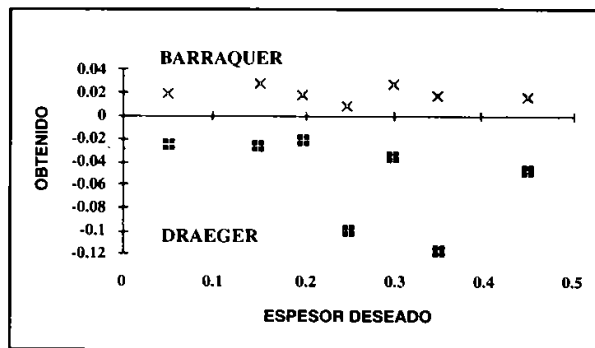


Gráfico 9. Comparación de la diferencia entre el espesor deseado y el obtenido con el microquerátomo y el querátomo laminar

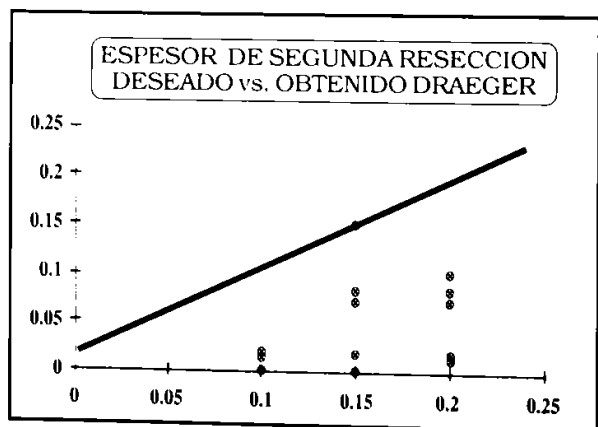


Gráfico 7. Espesor de la resección estromal (segunda resección) con el querátomo Draeger

En el caso del querátomo laminar de Draeger, el espesor de resección es en general menor al esperado con una desviación más amplia, considerando que podría deberse: 1. a la ausencia de inclinación de la cuchilla rotatoria (0°), lo que disminuye el ángulo de ataque de la misma; 2. la inestabilidad del anillo de fijación y de la lámina plástica de aplanación. Los diámetros obtenidos con ambos instrumentos fueron adecuados (Gráf. 10). Notamos que el querátomo de Draeger tiene la lámina de aplanación incorporada con retículo de líneas paralelas, lo que dificulta el cálculo del diámetro deseado, con el inconveniente de hacer difícil el centraje del anillo, por mala visualización a través de ella. Con el microquerátomo de Barraquer se presentó el inconveniente de no poder fijar los diámetros deseados porque los

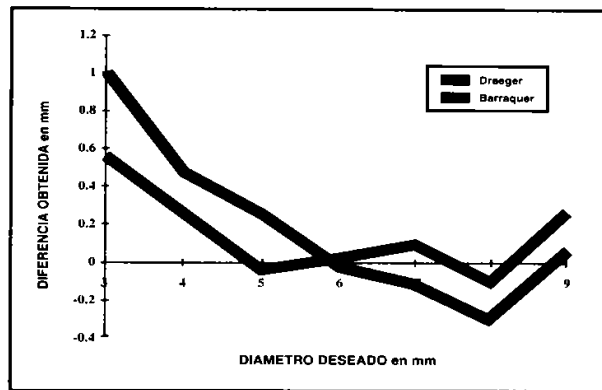


Gráfico 10. Diferencia de tamaño de la resección del disco en milímetros entre el microquerátomo y el querátomo laminar

anillos de succión empleados eran los adaptados a curvaturas córneo-esclerales para el ojo humano y no para los ojos de cerdo. El material de estudio para la segunda resección no lo consideramos estadístico debido al bajo número; sin embargo, se demostró que con el querátomo de Draeger no es posible realizar con precisión resecciones inferiores a 6 mm de diámetro y de espesores delgados; con el microquerátomo de Barraquer se logró obtener discos de buen espesor y diámetro en todos los casos aun cuando con menor precisión que para el disco de capas anteriores.

En el querátomo de Draeger el anillo de succión, la aplanación y el sistema de irrigación, se encuentran incorporados como un solo instrumento, pero este hecho hace que la aplanación corneal se vea comprometida en su magnitud por el peso del instrumento y por movimientos involuntarios de la mano del cirujano, lo que altera la precisión del diámetro a obtener y por consiguiente el espesor de la resección. El uso de la cuchilla rotatoria, y el movimiento de avance automático, permiten la obtención de una superficie de corte más regular y uniforme y la utilización de una misma cuchilla no desechable, que no necesita ser afilada, es una gran ventaja. Sin embargo, el ángulo 0° de la cuchilla no permite cambiar el ángulo de ataque, lo que consideramos uno de los motivos para no poder obtener diámetros pequeños y espesores

delgados. El microquerátomo Barraquer tiene un tamaño pequeño que permite maniobrarlo fácilmente; una hoja cortante con ángulo de ataque de 26° , lo que permite que la predictabilidad del espesor sea muy satisfactoria. El sistema de medición del diámetro a resecar también es más preciso, estable y fácil de controlar. Sin embargo, la regularidad de la superficie del disco y del lecho se ven alteradas por la mano del cirujano y por el movimiento oscilatorio de la cuchilla, aunque este último tiene poco efecto óptico desde el punto de vista clínico. La independencia del anillo de fijación da gran estabilidad al diámetro de resección a pesar de ser incómodo el frecuente cambio de anillos en busca de la altura deseada.

El avance manual del instrumento hace necesario un entrenamiento previo y es la causa de muchas de las distorsiones en la resección generadas con este instrumento.

Bibliografía

- 1- Barraquer JI. Queratomileusis para la corrección de la miopía. Arch Soc Am Oftalmol Optom. 1964; 5: 27-48.
2. Strampelli B. Possibilita di modificare otticamente la curvatura corneale mediante cheratectomia soto impronta. Ann Ott e Clin Ocul. 1964; 90, 47.
3. Katzin M. H. Instrumentation in Refractive Keratoplasty. Arch de la Soc Amer de Oftalmol y Optom, 1972; Vol 9: 7-11
4. Draeger J, Hackelbusch R. Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen mit neun Rotatory-Instrumenten. Ophthalmologica 1972; 164; 273-283.
5. Draeger J. Ein Haulbautomatisches elektrisches keratom fur die lamellare keratoplastik. Klin Monatsbl Augenheilkd 1975; 167; 353-359.
6. Barraquer JI. Queratomileusis para la corrección de la miopía. Arch Soc Am Oftalmol Optom. 1982; 16: 221-232.

7. Barraquer JI. Cirugía refractiva de la córnea Tomo I. Bogotá Colombia; 1989: 223-242.

8. Hanna KD; David T; Besson J; Pouliquen Y. Lamellar keratoplasty with the Barraquer Microkeratome, *Refract Corneal Surg.* 1991, 7; 2: 177-181.

9. Hofmann R, Bechara SJ. An independent evaluation of second generation microqueratomes. *Refract Corneal Surg.* 1992; 8:348-354.

10. Barraquer C, Gutiérrez AM, Espinosa A. Myopic keratomileusis: Short-Term Results. *Refract Corneal Surg* 1989; 5:307-313.

11. Maldonado Bas A, Nano H Jr. In Situ Miopic keratomileusis. Results in 30 Eyes at 15 Months. *Refract Corneal Surg* 1991; 7: 223-231.

12. Nordan LT, Maxwell WA, Davison J, Prince FW. The surgical Rehabilitation of Vision. 1991: 27.1-27.11

13. Swinger CA, Krumeich J, Cassiday D. Planar Lamellar Refractive Keratoplasty. *Journal of Refractive Surgery.* 1986; 2:17-24.

14. Draeger J, Kohlhaass M. Corneal lamellar Dissection in Ophthalmic Microsurgery José I. Barraquer's Merit to Ophthalmology. *Arch Soc Am Oftalmol Optom.* 1993; 23: 234-238.

15. Ehrlich MI, Phinney RB, Mondino BJ, Pettit TH. Techniques of lamellar keratoplasty. *Int Ophthalmol Clin.* 1988; 28: págs. 24-29.

16. K. G. Stonecipher, V. C. Parmley, J. J. Rowsey, W. C. Fowler, H. Nguyen, M. Terry. Refractive Corneal Surgery with the Draeger Rotatory Microkeratome in Human Cadaver Eyes. *Journal of Refract and Corneal Surgery.* 1994 Vol. 10 págs. 49-55.

Queratoplastia laminar con anestesia tópica

Prof. Dr. Arturo Maldonado Bas (*)

Dr. Rubén H. Pulido García (**)

Introducción

Presentamos una técnica personal del primero de los autores del presente artículo. Se comenzará por hacer una revisión de las ventajas del uso de queratoplastias laminares sobre las penetrantes, antes de explicar la técnica en sí, para arribar finalmente a las conclusiones obtenidas. Cuando se efectúa un injerto penetrante de córnea se presentan al sistema inmunológico del paciente 3 tipos de antígenos de diferente calidad según su origen:

1. En primer lugar el epitelio, que es un antígeno fuerte ¹, pero que puede ser reemplazado por el del receptor, con lo cual su acción antigénica es limitada en el tiempo y no representa mayor dificultad.

2. En segundo término, el estroma corneal, que está escasamente poblado por queratocitos y presenta, por lo tanto, una capacidad antigénica disminuida en relación con los otros dos tipos de antígenos.

3. Por último, el endotelio, el cual posee un alto poder antigénico, dada su densa celularidad. Este representa el mayor peligro de fracaso del injerto por rechazo inmunológico.

El rechazo de una queratoplastia está directamente relacionada con la cantidad de células del tejido donante efectivamente presentadas al receptor y no con el tejido intersticial ². Los injertos penetrantes, en los que se aportan las tres capas precitadas, presentan un porcentaje de

rechazos significativamente superior a los lamelares, en los cuales sólo se trasplanta epitelio y estroma. Este hecho es aún más marcado en niños, en los que la reacción inmunológica es mucho más poderosa. Todo lo antedicho se confirma con la estadística presentada por el autor de la técnica ³. Aunque es cierto que históricamente la calidad óptica de los injertos penetrantes era superior a los lamelares clásicos, la técnica de injerto laminar pre-Descemet presenta una gran similitud en cuanto al resultado óptico con los primeros ⁴.

Es lícito pensar que los injertos laminares clásicos, disecados a mano o con electro o microquerátomos de tecnología antigua, presentarían una superficie de corte más irregular, generando, sin dudas, una mayor cicatriz fibrosa que, además de ocupar un espacio óptico en el estroma corneal, generaban cambios en la refracción de la luz, disminuyendo de esta manera la calidad de la imagen percibida por el ojo del paciente. Sin embargo, el avance de la tecnología permite en la actualidad la realización de cortes corneales laminares de diámetro y espesor predeterminado con una superficie suave y uniforme mediante el uso de diferentes tipos de microquerátomos ⁵⁻⁶.

Por otro lado, los problemas de cicatrización causantes del "haze" en la queratectomía fotorrefractiva (PRK) han llevado al uso prolongado de corticoides tópicos, con los cuales se estableció la posibilidad de moderar la cicatriz postquirúrgica ⁷. Si se analizan desde el punto de vista de la recuperación del paciente en el período post-operatorio, aun cuando la transparencia de los injertos penetrantes es óptima, la superficie

(*) Profesor titular de la cátedra de oftalmología de la Universidad Nacional de Córdoba, Rep. Argentina.

(**) Clínica de Ojos Maldonado Bas - Córdoba, Argentina

de cicatrización está limitada al espesor del mismo, a lo largo de la unión entre los tejidos donante y receptor, estableciéndose una superficie de contacto similar a una sección cilíndrica de 500 micras de espesor. Esta situación determina la fragilidad del injerto ante posibles traumatismos y retrasa considerablemente la extracción final de las suturas que lo fijan.

En cambio, en la queratoplastia lamelar existe una superficie de adhesión entre el tejido donante y el receptor a nivel estromal de dimensiones iguales a la superficie del injerto, sumada al que existe a nivel de los bordes y que equivale a la de los injertos penetrantes. Esta característica permite la remoción precoz de las suturas, disminuyendo en forma considerable la inducción de astigmatismo por las mismas, y ofreciendo un injerto mucho más resistente a las agresiones mecánicas. De todo lo expuesto anteriormente podemos concluir que, en las actuales condiciones, un injerto lamelar, sea pre-Descemet u obtenido mediante un microquerátomo de última generación, con bajo índice de rechazo inmunológico, con un período de rehabilitación más corto, con menor inducción de astigmatismo por las suturas, y con la posibilidad de moderar farmacológicamente la cicatriz ofrece, sin dudas, una alternativa interesante.

En la actualidad, existe una marcada tendencia a realizar microcirugías como la facoemulsificación y diversas técnicas refractivas mediante el uso de anestesia tópica, la cual es efectiva en el bloqueo del dolor durante el procedimiento quirúrgico, y permite, además, una recuperación visual inmediata, dado que no se afectan los nervios ópticos ni los demás pares craneales que ocasionaban oftalmoplejía transitoria postquirúrgica⁸. Todas las técnicas que involucran el corte de la córnea con microquerátomo son realizadas por el primer autor de este artículo con anestesia tópica desde hace más de dos años, obteniendo las ventajas antedichas. Por todos estos motivos, haciendo uso de los avances tecnológicos

y de los medios a nuestro alcance, se presenta esta técnica: queratoplastia lamelar con anestesia tópica, en la cual se realiza una resección laminar profunda con microquerátomo en el ojo receptor y otra en el donante. La relación de profundidad entre uno y otro corte se establecerá de acuerdo con la necesidad de mantener o de aumentar el espesor final de la córnea receptora. Al estar el trasplante provisto de epitelio, casi de inmediato la superficie corneal está completamente epitelizada.

La realización de esta técnica está indicada en casos de leucomas superficiales, distrofias de epitelio, membrana de Bowman y estroma superficial; como así también de queratoconos con espesor corneal mayor a 450 micras (Fig.1)

Técnica quirúrgica

1. Se anestesia al paciente con colirios de proparacaína 0,5% y xilocaína 4%, alternativamente cada 5 minutos durante la media hora previa a la cirugía.
2. Se coloca un blefaróstato y se marca el eje visual (Fig. 2).
3. Con un marcador de violeta de genciana se realiza en la cara epitelial, una línea de referencia, tangente a la pupila.
4. Con un anillo de succión regulable se fija el globo ocular y se selecciona el diámetro del corte (Fig. 3).
5. Contando con la paquimetría prequirúrgica, se selecciona el espesor de la córnea que se desea cortar para elegir la placa adecuada y poder realizar una queratectomía de diámetro y espesor predeterminados (Fig. 4).
6. En un ojo donante se marca la cara epitelial de igual manera que en el punto 3 (Fig. 5).

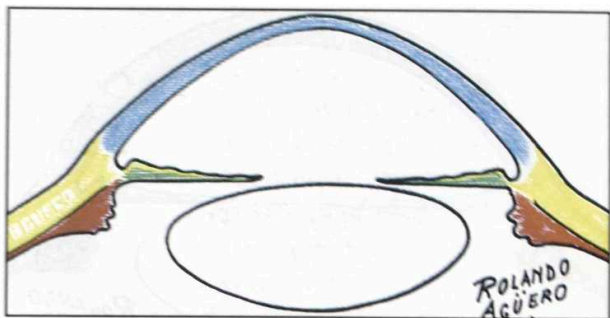


Fig. 1. Ojo de un paciente con queratocono, con cornea de espesor mayor a 450 micras (vista lateral).

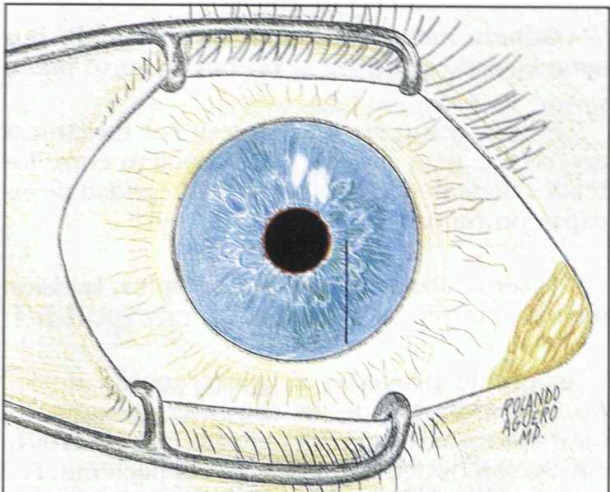


Fig. 2. El mismo ojo con el blefarostato en posición (vista frontal)

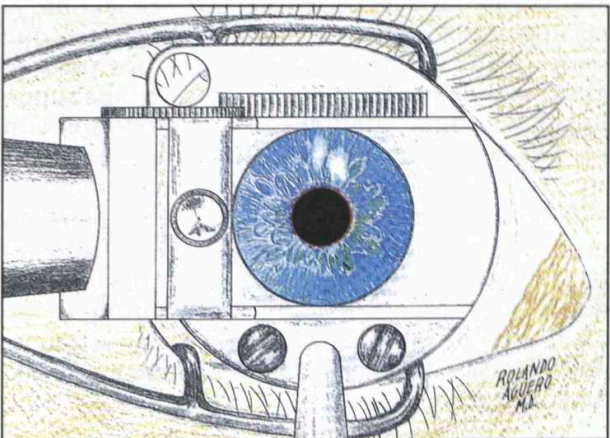


Fig. 3. El ojo ya está fijado con el anillo de succión y el microquerátomo está en posición para comenzar la resección laminar (vista frontal).

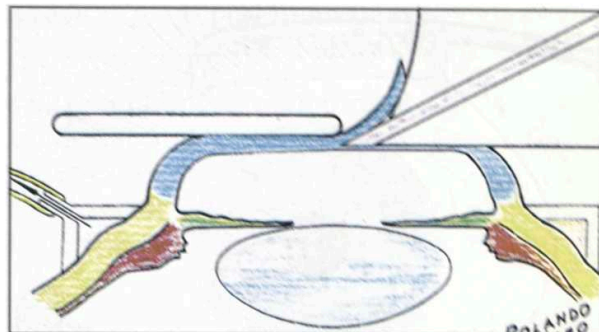


Fig. 4. Resección laminar de la cornea con microquerátomo (vista lateral)

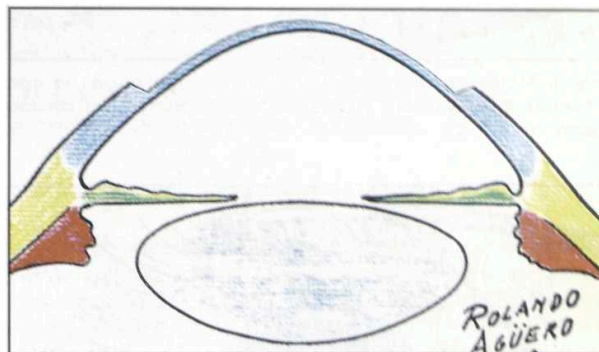


Fig. 5. Vista de perfil del ojo luego de practicada la ablación laminar

7. Con igual procedimiento se practica una queratectomía laminar, de igual diámetro a la practicada en el ojo receptor y de un espesor de hasta 400 micras, según las necesidades (Fig. 6).

8. Se coloca el injerto en el lecho receptor y se fija con 8 puntos separados de nylon 10-0 (Figs. 7 y 8)

Comentario

A la luz de lo expuesto anteriormente podemos afirmar que la técnica descrita presenta una serie de ventajas comparativas con respecto a otras que se podrían resumir de la siguiente manera:

- Disminuye la frecuencia de los rechazos inmunológicos, al presentar al receptor tejidos de baja antigenicidad.

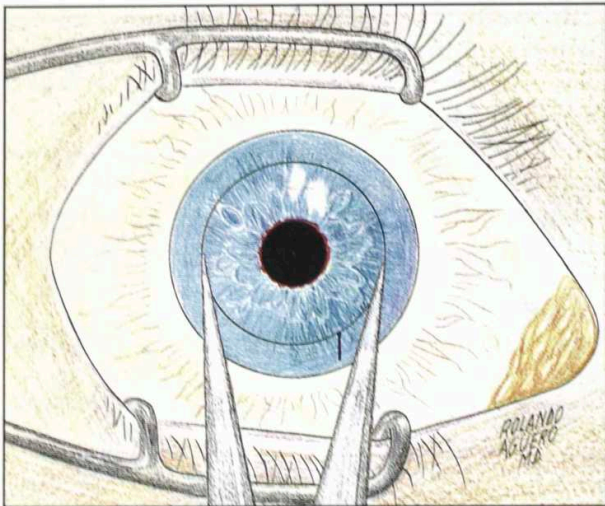


Fig. 6. Medicion del diametro del tejido ablastado con compas milimetrado, para colocar un injerto del mismo diametro.

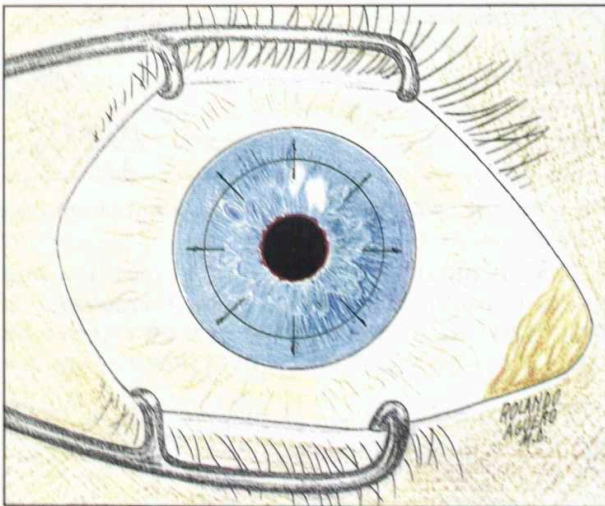


Fig. 7. Fijacion del injerto laminar con puntos separados de nylon 10/0 (vista frontal).

- Provee de una calidad optica comparable a la de los injertos penetrantes gracias a los avances tecnologicos en instrumental y a la moderación farmacologica de la cicatriz corneal.

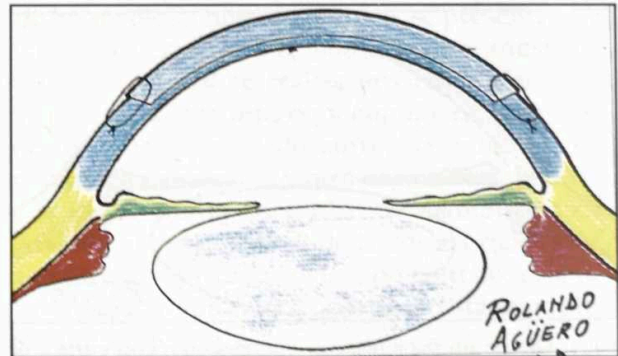


Fig. 8. Idem al anterior (vista de perfil).

- Genera menor astigmatismo inducido por suturas, dado que éstas se retiran en corto plazo.

- Es más resistente a las agresiones mecánicas gracias a la gran superficie de contacto entre los tejidos donante y receptor y a la integridad de las capas profundas.

- Al ser realizada con anestesia tópica, la visión mejora al terminar la cirugía.

Se puede proceder a la extracción de los puntos a partir de la segunda semana de postoperatorio y recetar de inmediato la corrección óptica adecuada para el paciente. Por estos motivos pensamos que esta técnica es de gran valor terapéutico para los casos anteriormente citados, en los que sea factible la recuperación visual de aquellos pacientes que padezcan de leucomas superficiales, distrofias de epitelio, membrana de Bowman, y estroma superficial, así como también de queratoconos con córneas de más de 450 micras de espesor.

Por otro lado, es una técnica que requiere un menor entrenamiento quirúrgico que el procedimiento pre-Descemet clásico y es, por tanto, más accesible a un mayor número de cirujanos, lo cual incrementa su importancia, dado que puede ser accesible a un mayor número de pacientes.

Abstract:

A new technique is presented: lamellar keratoplasty with topical anesthesia. It is, basically, an update of the old lamellar keratoplasty technique, by the use of more accurate instrumental and an appropriate post-surgical pharmacological management, combined with the advantages of the use of topical anesthesia, if compared with retrobulbar.

It can be used in cases of superficial leucomas; epithelium, Bowman's, and superficial stromal dystrophies; and in keratoconus with corneas thicker than 450 microns. This technique presents optical results as good as penetrating keratoplasties, with some more advantages: less immunological rejections, faster recovery of visual acuity, shorter post-surgical period, more resistance to mechanical aggressions and a minor induced-by stitches astigmatism.

Bibliografía

1. Fernández Meijide, R.; Croxatto, J. O.; Malbrán, E. S.; Stefani, C.: "Relato anual 1992: Queratoplastias perforantes. Donante, Receptor y Adiestramiento Quirúrgico". Archivos Oftalmológicos de Buenos Aires, Volumen 67, págs. 79-83. Buenos Aires, 1992.

2. L. Durand, C. Burillon: «Complications de la chirurgie du segment antérieur», Société Française D'Ophthalmologie. Edic. Masson, France, 1990, Págs. 362-367.

3. Maldonado Bas, Arturo. Comunicación Personal: "Comparación de resultados entre queratoplastia penetrante y laminar predescemet", Forum XXV aniversario, Instituto Barraquer de América. Bogotá, 21 al 26 de marzo de 1993.

4. Couderc, J. L. R. et Lozano Moury, F.: "Resultats de deux ans de Keratoplasty Lamellaire Plane (sans congelation)". Archivos de la S. A. O. O., Instituto Barraquer de América, vol. 21, Nro. 4, 1987-88. Págs. 191-194.

5. Barraquer, J. Rutllán, J. : "Atlas de microcirugía de la córnea", Edic. Scriba. Barcelona, España, 1982. Págs. 126-127.

6. Kohlhaas M.; Draeger, J.: "Lamellar keratoplasties-firsts results with a new automatic microkeratome", Archivos de la S.A. O. O.; Instituto Barraquer de América' vol. 24, Nro. 2, 1994. Págs. 134-138.

7. Binder, P.S.: "RK and PRK for correction of myopia". Journal of refractive and corneal surgery, vol. 10 Nro. 4-July August 1994. Págs. 443-460.

8. Kerschner, R. M.: "Topical anesthesia for small incision self-sealing cataract surgery: A prospective evaluation of 100 patients". Journal of Cataract and refractive surgery, vol. 9, number 2 - March 1993. Págs. 290-292.

9. Malbrán J.: Queratoplastia no penetrante. Arch. Oftalm. de Buenos Aires 27: 281-291, 1952.

10. Malbrán Enrique: La queratoplastia lamelar total en el queratocono SAO, 286-293 Bs. As. 25/7/64.

11. Malbrán E., Stefani C.: Lamellar Keratoplasty in Corneal Ectasias. Ophthalmologica 164: 50-58 (1972).

12. Malbrán Enrique MD: Corneal dystrophies: A clinical pathological and surgical approach-XXVIII Jackson Memorial Lecture, Am. J. of Ophthal. vol. 74, Nro. 5: 771-809. Nov. 72

Resultats de 2,5 ans de photokeratectomie refractive myopique par laser excimer. Incidence du centrage photokeratoscopique sur la fonction visuelle. Importance de la sensibilite au contraste, et de l'evolution du haze.

Dr. M. Martinsky
Dr. C. Orssaud
PH. Le Neindre
Pr. J.L. Dufiel

I. Introduction

La méthode de photo-ablation par le laser excimer argon-fluor donnant des photons de 193 nm de longueur d'onde entraîne un remodelage du centre de la cornée, d'un exceptionnel degré de précision. Trokel a suggéré l'intérêt d'une telle chirurgie cornéenne. Après de longues années de recherches en laboratoire, montrant l'absence de dommages des tissus cornéens adjacents, l'obtention de larges zones optiques 4,5-5 mm de diamètre, et l'usage d'algorithmes numérisés reliant le diamètre photo-ablaté, l'épaisseur et la modification dioptrique, nous avons à notre disposition des lasers excimer opérationnels.

II. Matériels et méthodes

Laser:

Nous avons utilisé le laser excimer Summit Technology UV 200 (argon-Fluor), émission de photons de longueur d'onde de 193 nm, fréquence 10 Hz, fluence 180 mJ/cm², ablation

0,22 micron/tir, énergie 6,4 eV, appareil possédant un diaphragme s'ouvrant progressivement, zone optique comprise entre 4,5 et 5 mm.

Etude

Notre série de patients comprend 224 yeux ayant tous bénéficié de la même technique chirurgicale, et ceci depuis 09/1990. Les critères requis étant les suivants: myopie stable, âge supérieur à 18 ans, aucun antécédent pathologique cornéen, astigmatisme inférieur ou égal à 1,5 dioptries, myopies comprises entre 1 et 10 dioptries; la moyenne myopique est de 3,72 D; La moyenne d'âge 26,75 ans. 124 femmes 100 hommes. Les yeux ont été classés en 3 groupes de réfraction préopératoires (équivalent sphérique).

Groupe 1: de -1 à -3D : 105

Groupe 2: de -3,25 à -6 D : 92

Groupe 3: de -6,25 à -10D: 27

Technique chirurgicale:

Avant une séance chirurgicale, nous avons toujours vérifié l'homogénéité du faisceau laser par des tests sur gélatine et plaque de PMMA. Les patients ont tous été opérés par le même chirurgien. L'oeil n'a jamais été fixé par un système et regardait un spot vert, le microscope opératoire étant en position coaxiales par rapport à la surface à techniquer. L'épithélium central a été soigneusement enlevé par la pince à monofilament et la micro-éponge. En post-opératoire il a été placé soit une lentille pansement ou un pansement oculaire. Nos patients ont été soigneusement revus au 1er, 3^{em}, 8^{em}, 15^{em}, 1 mois, 3 mois, 6, 9, 12, 14, 18, 24, 28 mois.

Topographie cornenne

Elle a été pratiquée par l'appareil Eye sys corneal analysis. Cet appareil combine plusieurs fonctions: kératomètre, photokératoscope, par l'intermédiaire d'un micro-ordinateur (HD65), micro-processeur d'image, caméra haute résolution, moniteur couleur haute définition, imprimante couleur. Un disque de placido lumineux formé de 16 cercles sont projetés sur la cornée qui joue le rôle de miroir convexe. Une cartographie colorée, répondant à une échelle de couleurs dioptrique, paramètres cornéens numériques et dioptriques, profil graphique cornéen seront ainsi déterminés. L'analyse topographique a été effectuée systématiquement en préopératoire, 8 jours post-op, 15, 1 mois, 3,6,9,12,16,18,24 après PKR. Cet examen étant contemporain de la mesure de l'acuité visuelle de loin, de l'aspect cornéen au biomicroscope et de la sensibilité au contraste.

Sensibilité au contraste:

Elle a été pratiquée par le Moniteur Ophtalmologique Metrovision, un réseaux

composé de grilles horizontales à profil de luminance sinusoïdale est généré sur un moniteur video, par un processeur graphique. Le moniteur est placé à 3 mètres du sujet, et le test projeté mesure 135 x 100 mm, ce qui correspond à une image de 4'30 d'angle visuel 6 fréquences spatiales de 0,5 à 22,8 cycles par degré sont présentées sur l'écran cathodique. La luminance moyenne est de 100 Cd/m² et la fréquence de balayage de 100 Hz. La luminance moyenne de l'écran est constante. Le seuil de contraste (Cm) est établi à partir de la luminance maximale et minimale et répondra à l'équation de Michaelson; $Cm = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$ la sensibilité au contraste (SC) est l'inverse de cette valeur: $SC = 1/Cm$.

Protocole Utilisé

Les seuils de sensibilité au contraste étudiés en vision monoculaire ont été déterminés par les méthodes de limite ascendante. Le réseau est présenté au sujet avec un faible contraste de luminance, ce dernier augmentant progressivement. A partir du moment où le sujet perçoit le réseau, il appuie sur le «bouton réponse», ce qui permet d'enregistrer le seuil de sensibilité pour ce réseau. L'expérience est répétée 5 fois par fréquence spatiale, et le seuil correspond à la moyenne de ces 5 essais. La régularité des réponses est vérifiée par la moyenne de l'écart type de ces 5 valeurs.

Evaluation des phénomènes D'éblouissement

L'éblouissement (méthode du glare) s'obtient avec luminosité ambiante moyenne. On passe de l'obscurité à une très forte luminosité voisine de 2000 Cd/m². Il y aura donc incapacité de vision durant la récupération visuelle. La comparaison de 2 courbes (en l'absence puis en présence d'une source lumineuse puissante) permettra de préciser le déficit dû à l'éblouissement et de le quantifier. Cette baisse est parfaitement ressentie d'une manière subjective par les patients.

III. Resultats

Topographie: Il se révèle extrêmement important quant au centrage (centre de la pupille), la zone photo-ablatée étant marquée en bleu, signant l'aplatissement. Le profil graphique cornéen montre le creusement d'un véritable puit central. La comparaison des cartographies représente un intérêt certain pour témoigner de l'évolution. Sur le plan du centrage, 1 mm décentrement entraîne une baisse d'acuité importante comme le montre le graphique, quel que soit le groupe considéré. L'augmentation du diamètre des zones optiques représente sur ce point un intérêt considérable.

Refraction post-opératoire:

Groupe 1: entre 16 et 24 mois, la réfraction emmétropisante est obtenu dans 100% de cas avec une différence de +1 à -1 D.

Groupe 2: entre 16 et 24 mois, la réfraction emmétropisante est obtenu dans 90% de cas avec une différence de +1 à -1 D.

Groupe 3: entre 16 et 24 mois, la réfraction emmétropisante est obtenu dans 70% de cas avec une différence de +1 à -1 D.

Haze: Il apparaît fréquemment une fibroplasie sous épithéliale en relation avec l'excitation par les UV des kératocytes du stroma antérieur. L'étude de cette altération de la transparence post-opératoire est fondamentale. Ce problème devient important si ce phénomène entraîne une baisse de l'acuité visuelle. Le haze a été classé par importance

- 0: clair

- 1: quelques traces

- 2: traces moyennes

- 3: traces nettes

- 4: traces marquées, véritables cicatrices

Nous avons tracé une courbe, tous groupes confondus, montrant l'apparition du haze dès le premier mois, avec un maximum compris entre 0 et 6 mois et régression par traitement approprié. Nous montrons également l'augmentation du phénomène avec les hautes myopies. En ce qui concerne l'incidence de l'âge sur le haze, on note que le phénomène est plus important pour une population de moins de 25 ans et que le phénomène décroît après 55 ans.

Courbe

Sensibilité au contraste :

Résultats sur les 18 mois ***Courbe*** Il y a augmentation progressive tous groupes confondus du suivi post-op.

IV. Discussion

L'ensemble des résultats de la PKR montre la grande précision opératoire à considérer. En ce qui concerne le centrage, le repérage du centre pupillaire doit être parfait. L'augmentation du diamètre des zones optique contribue à minimiser les effets fonctionnels de légers décentrement. Ces résultats sont matérialisés par la topographie cornéenne comparée à l'acuité visuelle. Les 3 groupes montrent un pourcentage d'acuité visuelle post-opératoire sans correction correct avec une stabilité des réfractions plus nette pour les 2 premiers groupes. La stabilité, la prédictibilité est parfaite jusqu'à 6 D. L'importance du haze est fonction de la profondeur ablatée et de l'âge des patients. La sensibilité au contraste est à peu près équivalente quel que soit le groupe.

V. Conclusion

La photokératectomie réfractive est une nouvelle méthode de chirurgie réfractive visant à émmetropiser le globe oculaire par modification de la courbure du dioptré cornéen antérieur, l'action se situant sur le centre de la cornée. Cette

chirurgie devra être précédée d'examens systématiques et suivi avec une rigueur stricte. L'ensemble de nos résultats reflète la certitude que cette méthode représente nonseulement le présent quant à la correction de la myopie, mais également de l'avenir avec l'astigmatisme, l'hypermétropie et surement de la presbytie.

Excimer laser keratomileusis on the stromal side of the disc for correction of miopia of 5.00 to 12.00 diopters: one year follow up.

By Fernando Polit, MD
John T. Steile III, OD

Summary

Excimer laser myopic keratomileusis has recently been in clinical use. In this study we present our experience in applying this technique for the correction of myopia of 5.00 to 12.00 Diopters. Autoplatic excimer laser keratomileusis was performed on 30 eyes of 15 consecutive patients with myopia (range -5.25 D to -11.75D). The surgical technique used the OmniMed Excimer Laser (Summit Technology, Inc. Waltham, Mass) for the refractive photoablation on the stromal side of a corneal disc previously resected with the Automatic Corneal Shaper (Steinmay Co. San Diego, Ca). All patients were followed for one year. The mean preoperative spherical equivalent refraction was -7.72 ± 1.91 D. After a mean follow up of 12 months, the mean postoperative spherical equivalent refraction was -0.01 ± 0.54 D (range, +1.25 to -1.25). At the end of follow up, 23 eyes (76.6%) were within ± 0.50 D of emmetropia and 27 eyes (90%) achieved 20/40 or better uncorrected visual acuity. Between 1 and 3 months postoperatively, there was a regression of the surgical effect of 0.58 D; between 3 and 6 months postoperatively, regression was 0.12 D; between 6 and 12 months postoperatively, regression was 0.04 D. One eye (3.3%) lost one line of best corrected Snellen visual acuity and three eyes (10%) presented with irregular astigmatism at one year postoperatively. Excimer laser myopic keratomileusis performed on the disc is a safe, effective and predictable technique for correcting myopia of 5.00 to 12.00 diopters with fast recovery of vision and early stability of the surgical effect.

From The El Maghraby Eye Center, Abu Dhabi, United Arab Emirates.
The authors have no propriety interest in any methods or materials described within this article.

Reprint requests should be addressed to Fernando Polit, MD, El Maghraby Eye Center, PO Box 46583, Abu Dhabi, United Arab Emirates.

Phone number 971-2-345000. Fax number 971-2-343940

Introduction

The argon fluoride (193 nm) excimer laser with its sub-micron precision in ablating corneal stroma is a new alternative for correction of refractive errors. Photorefractive keratectomy was first suggested by Marshall and trokel in 1986. (1) numerous studies have established its efficacy in correcting low and moderate myopia (2,3) Conversely, other authors have reported poor predictability, regression from persistent corneal haze and lack of stability of the procedure in correcting myopia over 6.0 D. (4,5).

In an attempt to avoid these complications, Pallikaris first suggested the «corneal flap technique for laser in situ keratomileusis» (Lasik) in 1990. (6) Buratto's study in 1992 concluded that keratomileusis with the excimer laser was effective for high myopia (7) and safer than other mechanical lamellar refractive surgical techniques, including cryolate keratomileusis, (8) nonfreeze planar lamellar refractive keratoplasty (9) and keratomileusis in situ. (10) Both new modalities of treatment are variations of Barraquer's original procedures. (11) The first technique substitutes the excimer laser for the in situ procedure after lifting a flap; in the second technique the cryolathing and molding are replaced by photoablation.

In this study we present our experience in performing excimer laser keratomileusis on the corneal disc for the correction of myopia of 5.00 to 12.00 Diopters.

Subjects and methods

During the period of 5th to 10th february 1994, 30 eyes of 15 consecutive patients underwent autoplatic excimer laser keratomileusis to correct moderate and high myopia. Entry criteria included patients who were at least 18 years old

with a preoperative myopia of -5.00 D or more, and 4.00 D or less of astigmatism. All patients had a stable manifest refraction. A corneal thickness of at least 520 microns was required and patients wearing contact lenses were requested to discontinue their use for at least 4 days prior to surgery. No patient had a history of systemic disease or active ocular pathology. All patients signed an informed consent before undergoing surgery.

Preoperative evaluation included a non-cycloplegic manifest refraction, keratometry, slit-lamp microscopy, optical pachymetry (Haag-Streit, Bern, Switzerland), corneal topography using the TMS (Topographic Modeling System, TMS-1 Computed Anatomy, Inc, New York City) and Goldmann applanation tonometry. Visual acuity measurement, both preoperatively and postoperatively, was performed under standard conditions by an independent observer (JTS) other than the surgeon.

Surgical Technique

One drop of 1% pilocarpine was administered 30 minutes preoperatively. Bilateral surgery was conducted in a sterile operating room with topical anesthetic eyedrops for all patients with the exception of one who elected to have general anesthesia. Several drops of 0.4 % Oxybuprocaine Hydrochloride were instilled in the operated eye and a Barraquer eyelid speculum was inserted. A para-radial reference line was drawn with a disposable needle. The patients was then asked to fixate on the filament of the operatining microscope, and a gentian violet pen was used to mark the patient's cornea over the center of the constricted pupil. The globe was then fixated with the adjustable suction ring with its wrench already attached, the size of the desired disc diameter was checked with a Barraquer applanation lens and a keratectomy was performed usig the Automatic Corneal Shaper. The thickness of the corneal disc was measured with the Mitutoyo micrometer and

then placed and flattened onto the cover of the antidesiccation chamber, epithelium side down. During the laser treatment on the corneal disc, the exposed recipient cornea was covered with a sterile, plastic thimble. Before the ablation, The Helium-Neon aiming beams were aligned with the gentian violet spot previously marked on the corneal disc. The refractive photo-ablation was then performed on the stromal side of the corneal disc with an ArF(193 nm) OmniMed Lasser (Summit technology Inc, Waltham, Mass), using a frequency of 10 Hz, an energy fluence at the cornea of 180 mJ cm² and an assumed ablation rate of 0.25 u/pulse. The ablation depth and diameter were preselected based on the spectacle spherical equivalent refraction using a nomogram. The myopic photorefractive keratectomy program was used in all cases in an attempt to achieve emmetropia (SER). The ablation consisted of a single-step procedure for corrections of 9.90 D or less, and a two-step procedure (-9.90+ the remainder by reprogramming) for corrections of 10.00 D or more. In both cases, a single zone was used. The time between the keratectomy and starting of ablation was standardized (less than one minute) and no fluid was allowed to reach the corneal disc in an attempt to maintain the original hydration state of the cornea. Following the laser sculpting, the lenticule was rinsed with normal saline, removed from the antidesiccation chamber with a Barraquer spatula, placed and sutured onto the recipient cornea, matching the reference marks, using a single-running, three-bite, antitorque 10-0 nylon suture. At the end of the surgery, one drop of tobramycin (0.3%) was instilled, and the eye was patched for 4 hours.

Postoperative Care

The sutures were removed between 4 and 24 hours after surgery. Examination schedules then continued at 1, 3, 6 and 12 months. Postoperative medication included tobramycin (0.3%) drops four times daily for 4 days, and prednisolone ace-

tate 1% twice daily for 10 days. At each postoperative visit, all eyes had visual acuity measurement, keratometry, corneal topography, noncycloplegic manifest refraction, slit-lamp microscopy and Goldman applanation tonometry.

The manifest refraction (strongest plus or weakest minus lens needed to give maximum visual acuity) began with phoropter placed retinoscopy compared to the videokeratographic cylinder modified by Javal's rule (refractive cylinder = 1.25 corneal cylinder + (-0.50 axis 90)). The manifest refraction endpoint resulted from the «fogging technique» as described by Gartry et al. (12).

In an attempt to evaluate the regression of the refractive effect, normalized post-operative videokeratographs were compared to manifest refractions at intervals. The flattest power within a 1.5 mm. radius from the fixation cross was located in a searching fashion by an observer without access to the patient's other recorded data. The amount of decentration of the center of the ablation zone relative to corneal vertex was also measured.

Results

The study included 30 eyes of 15 consecutive patients, 10 females and 5 males, with a mean age of 25 ± 3.7 year (range, 20 to 33 years). The mean preoperative spherical equivalent refraction was -7.72 ± 1.91 D (range, -5.25 to 11.75 D), and the mean preoperative astigmatism was 0.95 ± 0.94 (range, 0.00 to 4.00 D). Preoperatively, the mean corneal radius of curvature was 7.70 mm, and the mean preoperative pachimetry was 0.56 mm. The operative parameters are displayed in (table 1). After the refractive photoablation, 46.6% of the lenticules had a remaining thickness of 160 μm or less. (Table 2) presents the preoperative and postoperative spherical equivalent refraction correlated with the operative parameters for the 30 eyes. Postoperatively, all patients were followed

Table 1
Operative Data for 30 eyes undergoing Excimer Laser Myopic Keratomileusis

OPERATIVE PARAMETER	MEAN	STANDARD DESVIATION	MINIMUM	MAXIMUM
Diameter of the disc (mm)	7.8	0.07	7.00	7.20
Thickness of the disc (µm)	248.00	26.20	200.00	289.00
Depth of the ablation (µm)*	75.90	15.30	55.75	110.00
No. of pulses	303.60	61.30	223.00	444.00
Diameter of ablation (mm)	4.94	0.12	4.70	5.00
Thickness after ablation (µm)**	162.30	25.70	125.50	204.25

* Assumes 0.25 microns per pulse
** Subtraction of depth of ablation from measured thickness of disc.

TABLE 2
Preoperative and one year postoperative spherical equivalent refraction compared with surgical parameters in 30 eyes treated with excimer myopic keratomileusis

Eye	PREOPERATIVE SPHERICAL EQUIVALENT REFRACTION (D)	POSTOPERATIVE SPHERICAL EQUIVALENT REFRACTION(D)	OMNIMED CORRECTION SETTING(D)	No of PULSES	ABLATION DEPTH (µm)	ABLATION ZONE DIAMETER (mm)	THICKNESS AFTER ABLATION (µm)
1	-6.75	Plano	-6.00	251	62.75	5.00	137.25
2	-6.75	+0.12	-6.00	251	62.75	5.00	137.25
3	-9.12	Plano	-8.50	339	84.75	5.00	135.25
4	-6.62	+0.25	-8.00	322	80.50	5.00	149.50
5	-7.50	Plano	-7.50	304	76.00	5.00	134.00
6	-8.87	+0.25	-8.50	339	84.75	5.00	145.25
7	-5.87	-0.50	-6.00	251	62.75	5.00	142.25
8	-5.87	Plano	-6.00	251	62.75	5.00	167.25
9	-11.00	Plano	-9.90	340	85.00	4.70	155.00
10	-11.00	+1.12	-11.00	409	102.25	4.70	137.75
11	-7.87	-0.50	-6.80	279	69.75	5.00	170.25
12	-5.62	-0.75	-5.60	237	59.29	5.00	175.75
13	-5.50	-1.25	-5.50	233	58.25	5.00	176.75
14	-6.25	Plano	-6.20	258	64.50	5.00	188.50
15	-6.00	-0.12	-6.00	251	62.75	5.00	189.25
16	-7.62	Plano	-7.60	307	76.75	5.00	174.25
17	-8.25	-0.12	-8.20	329	82.25	5.00	160.75
18	-5.75	0.87	-5.70	240	60.00	5.00	182.00
19	-6.00	-0.87	-6.00	251	62.75	5.00	179.25
20	-5.25	+0.25	-5.20	223	55.75	5.00	166.25
21	-6.25	-0.12	-6.20	258	64.50	5.00	166.50
22	-6.37	+0.12	-6.90	283	70.75	5.00	204.25
23	-7.00	Plano	-7.50	304	76.00	5.00	199.00
24	-9.00	-0.25	-9.50	328	82.00	4.70	140.00
25	-11.00	+1.25	-11.50	422	105.50	4.70	125.50
26	-11.25	+1.12	-11.70	429	107.25	4.70	145.75
27	-11.75	+0.25	-12.20	444	111.00	4.70	159.00
28	-6.75	-0.25	-6.70	276	69.00	5.00	174.00
29	-8.25	+0.25	-8.70	346	86.50	5.00	151.50
30	-3.37	+0.25	-8.90	353	88.25	5.00	200.75

for 1 year. (Figure 1) summarizes the preoperative and postoperative refractive results at regimented intervals. At 1 month, the mean spherical equivalent refraction was $+0.73 \pm 1.02$ D (range, $+3.12$ to -1.12 D), representing 109.4% of the attempted correction; at the last examination, the mean spherical equivalent refraction was -0.01 ± 0.54 D (range, $+1.25$ to -1.25 D). Between 1 and 3 months postoperatively, there was a regression of the sur-

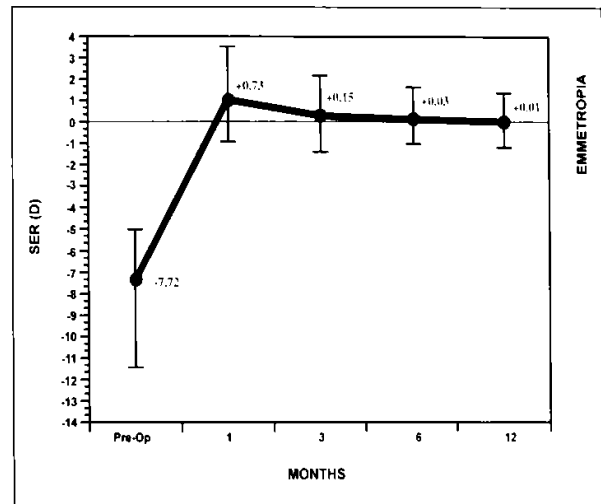


Figure 1. The mean spherical equivalent refraction (D) over time for 30 eyes treated with excimer laser keratomileusis. the error bars show the ranges at different intervals.

gical effect of 0.58 D (7.51 %); between 3 and 6 months postoperatively, the regression was 0.12 D (1.56%) between 6 and 12 months postoperatively, the regression was 0.04 D (0.51%), indicating a minimal loss of surgical effect. Twenty-nine eyes (96.6%) had stable refraction (± 0.50) between 6 and 12 months. The refractive outcome is shown in (table 3).

TABLE 3
Distribution of refraction in 30 eyes following excimer laser myopic keratomileusis
Time after surgery (Mo)

Spherical equivalent Refraction (D)	1		12	
	No. of eyes	%	No. of eyes	%
-1.12 to -2.00	1	3.3	1	3.3
-0.62 to -1.00	2	6.7	3	10.0
+0.50 to -0.50	11	36.7	23	76.7
+0.62 to 1.00	5	16.6	0	0
+1.12 to +2.00	8	26.6	3	10.0
+2.12 to 3.00	2	6.7	0	0
+3.12 to +4.00	1	3.3	0	0
TOTAL	30	100	30	100

At the last follow-up examination, 23 eyes (76.7%) were within ± 0.50 D of emmetropia and 26 eyes (86.6%) were within ± 1.00 D of

emmetropia (Fig. 2). No significant change was seen in the amount of refractive astigmatism after surgery. The mean preoperative astigmatism was 0.95 ± 0.94 D and the mean postoperative astigmatism at the end of the follow-up period was 1.04 ± 0.71 D.

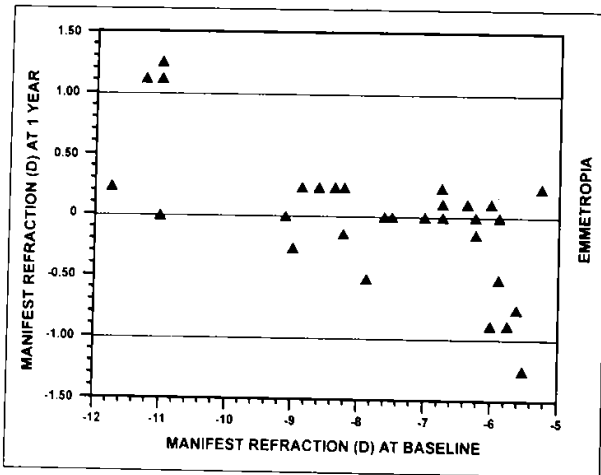


Figure 2. Scattergram display the spherical equivalent refraction (D) after 12 months following excimer laser keratomileusis, compared to the preoperative refraction at baseline for 30 eyes

Visual acuity

Preoperatively, all eyes were correctable to 20/40 or better with spectacles. Postoperatively, all eyes had improvement of uncorrected visual acuity. The number of eyes with uncorrected visual acuity of 20/40 or better was 24 (80%) at 6 months, improving to 27 (90%) at the last examination, with 16 eyes (53.3%) achieving 20/20 uncorrected acuity (Table 4). At one month postoperatively, all eyes were within one line of preoperative Snellen best spectacle-corrected acuity.

Best spectacle-corrected visual acuity of 20/40 or better was achieved in all eyes examined at the 1 year follow-up visit, with one eye (3.3%) losing one line of best spectacle-corrected visual acuity from 20/25 to 20/30. Two eyes (6.6%) ex-

Snellen visual acuity	1		2	
	No. of eyes	%	No. of eyes	%
20/20 to 20/25	13	43.4	24	80.0
20/30 to 20/40	11	36.7	3	10.0
20/50 to 20/100	5	16.6	3	10.0
20/160 or worse	1	3.3	0	0
TOTAL	30	100	30	100

perienced improvement of three Snellen lines from their preoperative best spectacle-corrected visual acuity from 20/40 to 20/20. The remaining 27 eyes maintained their preoperative best spectacle-corrected visual acuity.

Corneal transparency

Between four and 24 hours following surgery, most corneal lenticules showed some degree of «granular» stromal infiltration. No epithelial defect was observed in any cornea. At 1 month postoperatively, most lenticules presented with Bowman's layer folds (fingerprint-like lines that look like wrinkles), which gradually attenuated thereafter. At the end of follow-up, fine Bowman's layer striations were observed in eyes (53.3%). Corneal haze was not grade in this study; however, some lenticules presented with a mild degree of transient central haze within the lamellar bed, corresponding to the location of the laser treatment. In some cases, the ablation zone was still discernable biomicroscopically as late as one year after surgery. All lenticules showed a brown epithelial iron spot, which gradually increased in density between 3 and 12 months postoperatively. At 1 year follow-up, the iron deposit was well defined, and its location was generally well correlated with the flattest curvature found within a radius of 1.5 mm from the fixation cross, as studied by computerized videokeratography (Fig. 3 and 4).

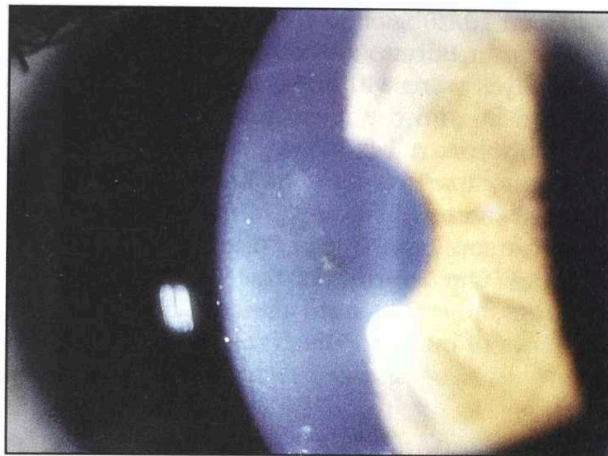


Figure 3. Microphotograph shows the brown epithelial iron spot (arrow) at 12 months postoperative.

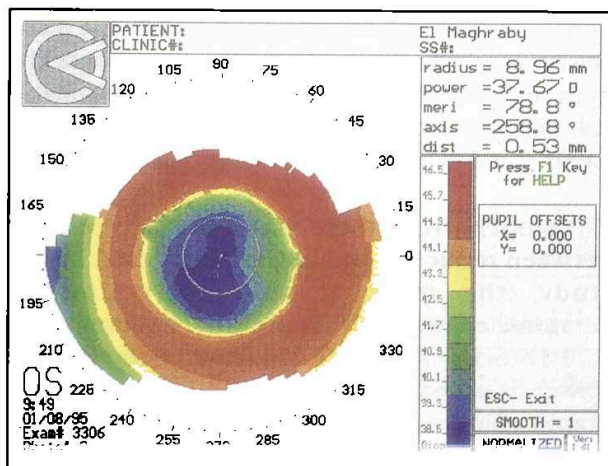


Figure 4. Videokeratograph of the same eye in figure 3 shows good correlation of the location of the iron spot and the flattest curvature found within a radius of 1.5 mm from corneal apex (cursor cross).

Computer-Assisted Topographic Analysis

The mean decentration of the ablation zone relative to the corneal apex was 0.55 ± 0.25 mm. (range, 0 to 1.00 mm), with thirteen eyes (43.3%) centered within 0.5 mm. The decentration measurements did not vary with time postoperatively. (Table 5) compares the regression of the surgical

TABLE 5
Summary of topographic analysis at different intervals for 30 eyes treated with excimer laser myopic keratomileusis

Time after surgery (Mo)

	Preoperative	1	3	6	12
Mean spherical equivalent refraction (D)	-7.72	+0.73	+0.15	+0.03	0.01
Mean keratometry (D)	43.80	37.90	37.60	37.55	37.85
Mean videokeratographic flattest curvature (D)	42.90	34.62	35.31	35.65	35.88

effects as studied by computerized topography, keratometry and manifest refraction. After a follow up of 12 months, the mean myopic correction by keratometry was 5.95 D, and by manifest refraction was 7.71 D. The mean decrease of the corneal power assessed by computerized videokeratography (flattest point within 1.5 mm. of radius from the corneal vertex) was 7.02 D.

Complications

No serious intraoperative complication was reported in this series of patients. (Table 6) lists the postoperative refractive complications. No cases of infection, loss of lenticule, opacification of the cornea, or increase in intraocular pressure occurred. Five eyes had induced regular, refractive astigmatism of 1 diopter or more, and three eyes (10.0%) had irregular astigmatism (principle meridians separated by an angle of other than 90 degrees) at 1 year postoperatively, as evaluated

TABLE 6
Postoperative refractive complications in 30 eyes undergoing excimer laser myopic keratomileusis

	No. of Eyes	%
Undercorrection (≥ 1.00 D)	1	3.3
Overcorrection (≥ 1.00 D)	3	10.0
Induced astigmatism (≥ 1.00 D)	5	16.6
Irregular astigmatism keratometry and videokeratography	3	10.0
Loss of one sellen line of best spectacle-corrected visual acuity	1	3.3
Loss of two snellen lines of best spectacle-corrected visual acuity	0	0.0

by both keratometry and videokeratography. All three eyes with irregular astigmatism were in the higher myopic group (-9.00 to -11.75D), and had an ablation diameter of 4.7 mm. One of the eyes with irregular astigmatism lost one line of best spectacle-corrected visual acuity. At the end of the follow-up period, one patient (6.6%) complained of persistent perception of halos at night.

Discussion

Excimer laser myopic keratomileusis has recently been in clinical use. Results on sighted human eyes have been reported by Buratto and Pallikaris performing the excimer laser ablation either on the stromal side of a corneal disc previously resected with a microkeratome, (13) or on the corneal bed following the creation of a truncated, disc shaped corneal flap. (14) Both studies documented the efficacy and safety of the technique, but revealed limited refractive accuracy for cases of high amount of myopia. Since we have previously observed that predictability of cryolathe myopic keratomileusis is better in eyes with moderate myopia, (15) we elected to report results of this series of patients with a mean preoperative spherical equivalent refraction of -7.72 D (range -5.25 to -11.75 Diopters). The mean refraction of this series is less than the mean preoperative refraction reported in other studies: -17.87 D (range, -11.20 to -24.50 Diopters) by Burrato et al; (13) and -16.61 D (range, -10.62 to -25.87 Diopters) by Pallikaris and Siganos. (14). The results obtained in this group of patients are encouraging. At one month postoperatively, all eyes were within one line of preoperative Snellen best spectacle corrected visual acuity. After a follow up of one year, the mean postoperative spherical equivalent refraction was -0.001 D, representing an average correction of 99.8%, with 76.7% of eyes within ± 0.50 D of emmetropia. All eyes had an improvement in their uncorrected visual acuity after surgery. Ninety percent of the eyes achieved 20/40 or better, and 16 eyes (53.3%)

achieved 20/20 Snellen visual acuity without correction. In Buratto's study, fifty-seven percent of the eyes were within ± 1.00 D of the intended correction, and the mean postoperative spherical equivalent refraction was -2.30 D. Certainly, such a comparison must be taken with caution, because Buratto's study was limited to eyes with higher amounts of myopia (mean -17.87) Diopters). (13) Our improved refractive results may be attributed to having used a revised nomogram on the basis of our experience using the Omnimed laser with two previous unpublished series of patients,

This study showed that over correction and subsequent regression occurred in the first three months, followed by relative stability of refraction. Between 6 and 12 months postoperatively, there was a mean regression of 0.04 D and 96.6% of the eyes were stable within ± 0.50 . Buratto and Pallikaris also reported stability of refraction between 3 and 6 months after surgery. (13,14).

Postoperatively, there was a poor correlation between refractive and keratometric data. In this study, the mean myopic correction by keratometry was 5.95 D and by refraction was 7.71 D (SER). The mean decrease of the corneal power as assessed by computerized videokeratography (flattest point within a radius of mm from the corneal vertex) was 7.02 D, indicating a better correlation between refractive and topographic data. Centration of ablation was satisfactory. For cases of laser assisted in situ keratomileusis (LASIK), Pallikaris reported a mean deviation of the ablation center of 0.96 mm. (range 0.49 to 1.64 mm) using a suction ring for stabilization. We agree with Buratto et al, that ablating the corneal disc has the advantage of more accurate centration on a non-moving target. In our study, the mean decentration of the ablation zone relative to corneal apex was 0.55 mm, with 100% of the eyes centered within 1.0 mm. No serious operative or postoperative complications were reported in this series. The presence of fine

Bowman's layer striations, found in 53.3% of the eyes at the end of follow-up, may be attributed to the remaining thickness of the lenticules after the refractive photo-ablation (an average of 162 μ). The Bowman's layer folds apparently did not reduce visual acuity and therefore did not need management. Three eyes, out of six with high myopia, who received an ablation zone of 4.7 mm, persisted with a moderate degree of irregular astigmatism 12 months after surgery. Larger optical zones lead to greater ablation depths, and therefore, demand thicker initial keratectomies. In this series of patients, we strictly avoided keratectomies deeper than 300 microns as they may increase the potential for ectasia of the deep non-resected corneal bed.

In summary, we found excimer laser myopic keratomileusis performed on the disc to be a safe, effective and predictable technique for correcting moderate and high myopia with fast recovery of vision and early stability of the surgical effect.

References

1. Marshall J, Trokel S, Rothery S, Krueger R. Photoablative reprofiling of the cornea using an excimer laser: Photorefractive Keratectomy. *Lasers Ophthalmol* 1986; 1:21-48.
2. Talley A, Hardten D, Sher N, Kim M, Doughman D, Carpel E, Ostron C, Lane S, Parker P and Lindstrom R. Results one years after using the 193-nm excimer laser for photorefractive keratectomy in mild to moderate myopia. *Am J Ophthalmol*, 1994; 118: 304-311.
3. Seiler T, Wollensak J. Myopic photorefractive keratectomy with the excimer laser. One-year follow-up. *Ophthalmology* 1991; 98: 1156-1163.
4. Heitzmann J, Binder PS, Kassab B, Nordan LT. the correction of high myopia using the excimer laser. *Arch Ophthalmol*, 1993;111: 1627-1634.
5. Buratto L, Ferrari M. Photorefractive keratectomy for myopia from 6.00 to 10.00 D. *Refract Corneal Surg (suppl)* 1993; 9:S34-S36.
6. Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Stathi E, Frenschock O, Georgiadias A. Laser in situ Keratomileusis. *Lasers Surg Med*. 1990; 10: 463-468.
7. Buratto L, Ferrari M, Rama P. Excimer laser intrastromal Keratomileusis. *Am J. Ophthalmol* 1992; 113: 291-295.
8. Barraquer, C, Gutiérrez AM, Espinosa AM, Espinosa A. Myopic Keratomileusis: short-term results. *Refract Corneal Surg*. 1989; 5:307-313.
9. Laroche L, Gauthier L, Thenot JC, Lagoutte F, Nordann JP, Denis P, Borderie V, Giral P, and Saraux H. Nonfreeze myopic keratomileusis for myopia in 158 eyes. *J. Refract Corneal Surg*. 1994; 10:400-412.
10. Arenas E, S'anchez JC, Naranjo JP, Hernández A. Myopic keratomileusis in situ: a preliminary report. *J. Cataract Refract Surg*. 1991; 17:424-435.
11. Barraquer JI. *Cirugía refractiva de la córnea*. Tomo I. Ed. OP. Gráficas Ltda. First Edition 1989.
12. Garty DS, Kerr Muir MG, Marshall J. Excimer laser photorefractive keratectomy 18 month follow-up. *Ophthalmology* 1992; 99:1209-1219.
13. Buratto L, Ferrari M, Genisi C. Myopic keratomileusis with the excimer laser: One year Follow up. *Refract Corneal Surg*. 1993; 9:12-19.
14. Pallikaris IG, Siganos DS. Excimer laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy for correction of high myopia. *J. Refract Corneal Surg*. 1994; 10:498-510.
15. Polit F, Ibrahim O, El Maghraby A, Salah T. Cryolathe keratomileusis for correction of myopia of 4.00 to 8.00 diopters. *Refract Corneal Surg* 1993; 9:259-267.

Bisagra superior en Lasik (Nueva técnica quirúrgica^(*))

César C. Carriazo E.^(**)

J. I. Barraquer G.^(**)

Prof. J. I. Barraquer M.^(**)

Propuesta

Determinar la influencia del párpado superior en los pliegues y desplazamientos de los discos corneales en Queratomileusis Intraestromal con Excimer Láser (LASIK). Proponemos la realización de la bisagra superior como una nueva técnica quirúrgica.

Método

Realizamos una queratectomía lamelar a 36 ojos de 18 conejos en diferentes direcciones, 8 cortes en sentido infero-superior, 8 supero-inferior, 8 temporo-nasales y 8 naso-temporales, dejando la bisagra en los cuadrantes superior, inferior, nasal y temporal respectivamente. Cuatro ojos fueron sacados del estudio por resección completa del disco o diámetro muy pequeño. A todos los ojos del estudio le realizamos la queratectomía incompleta con el microqueratomo Barraquer-Carriazo, usando la placa de 110, obteniendo un disco aproximado de 7.5 mm. e una bisagra promedio de 50°, la cual pre regulamos con un lente medidor de bisagra. En todos los casos se levantó el disco con espátula plana, se lavo la interfase, repusimos el disco en su lecho de origen y secamos los bordes de este con esponja. todos los ojos fueron evaluados bajo lámpara de rendidura a las 24 y a las 72 horas del post-operatorio.

^(*) Aceptado para publicación junio 14 de 1996.

^(**) Escuela Superior de Oftalmología, Instituto Barraquer de América, antafé de Bogota, D. C. Colombia.

Resultados

Todos los discos (100%) de orientación naso-temporales y 7 (87.5%) de orientación supero-inferior se desprendieron en las primeras 24 horas del post-operatorio. 1 caso (12.5%) de grupo infero-superior y 2 casos (25%) de los temporo-nasales presentaron pliegues en el post-operatorio inmediato. Sólo se presentó 1 caso (12.5%) de desprendimiento del disco en el grupo temporo-nasal y ningún caso (0%) en el grupo infero-superior. Estos hallazgos se mantuvieron a las 72 horas del post-operatorio.

Conclusión

En los conejos las resecciones corneales lamelares con bisagras son más seguras cuando se realizan en dirección temporo-nasales e infero-superiores dejando una bisagra nasal y superior respectivamente. Pensamos que estos hallazgos son explicables en gran parte por el movimiento de barrido supero-inferior del párpado superior y el naso-temporal del tercer párpado del conejo (membrana nictitante ubicada nasalmente) que se encargarían de mantener los discos en posición.

Es muy posible que ante la inexistencia del tercer párpado en los humanos, los resultados de estos últimos se vean solamente afectados por el párpado superior y un mejor cuidado post-operatorio. Basados en estos hallazgos y en algunos reportes de la literatura sobre pliegues y desplazamientos de los discos en lasik (actualmente realizada en dirección temporo-nasal), proponemos y presentamos la realización de

la queratectomía infero-superior en humanos, dejando la bisagra en el cuadrante superior, como una nueva técnica quirúrgica en Lasik.

Esta nueva técnica quirúrgica comenzó a desarrollarse en septiembre de 1995 en el Instituto Barraquer de América y ha sido presentada antes de publicación en:

Clínica Oftalmológica del Caribe, Barranquilla Colombia. (Marzo 4 de 1996).

Instituto Barraquer de América, Bogotá, Colombia. (Junio 12 de 1996).

Inscrito para presentación (Julio 22 de 1996) en el ISRS Cartagena, Colombia. Noviembre de 1996.

Inscrito para presentación (Agosto 22 de 1996) en el ISRS Chicago, EE.UU. Octubre de 1996.

Congreso Nacional Venezolano, Caracas, Venezuela (Septiembre de 1996).

Congreso Oftalmológico Nacional, Cartagena, (Colombia septiembre 21 de 1996).

Hoy en día las técnicas de cirugía lamelar superficial con láser (PRK) e intraestromal (LASIK) han reemplazado una gran parte a la queratotomía radial. Dentro de estas, el PRK ofrece una cirugía fácil pero con post-operatorio doloroso, laborioso y limitada para defectos bajos, a diferencia del Lasik que brinda una recuperación inmediata al paciente y puede realizarse en defectos bajos o altos. Todas las técnicas de queratomileusis descritas en la actualidad son realizadas haciendo una queratectomía lamelar completa (Queratomileusis por congelación, queratomileusis insitu) o incompleta dejando una Bisagra o Charnela, la cual siempre es dejada en el cuadrante nasal, debido a las limitaciones de todos los microqueratomos en tener que iniciar su corte por el lado temporal del ojo. Debido a las diferentes complicaciones post-operatorias en Lasik como son los pliegues y desplazamientos de los discos corneales (Fig.1), presentamos un estudio donde

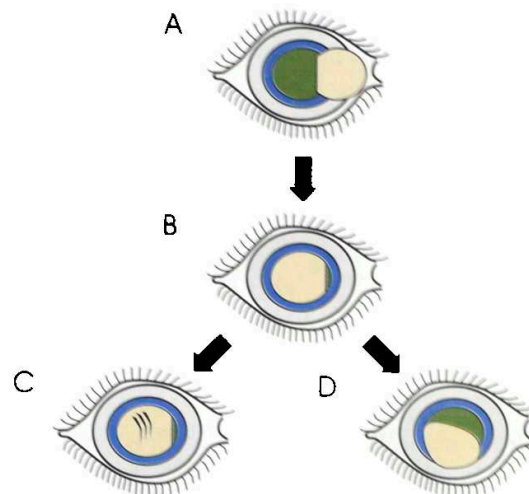


Fig.1. A- Disco con bisagra nasal B- Disco en posición C- Pliegues en el disco D- Disco desplazado.

analizamos el comportamiento mecánico del párpado superior, su influencia en los discos corneales y proponemos la bisagra superior como una nueva técnica quirúrgica en la que el párpado superior brinde una mayor seguridad a los pacientes sometidos a Lasik.

Métodos

Analizamos 36 ojos de 18 conejos Nueva Zelanda a los que realizamos queratectomías lamelares incompletas usando el microqueratomo Barraquer-Carriazo. A todos los ojos les realizamos la queratectomía usando anillos especiales a menor radio para conejos y una placa de 110 micras; fueron sacados del estudio 2 ojos en los que hubo sección completa del disco, y 2 con discos muy pequeños. Se anestesiaron los conejos con 1 ml (57 mg) de Ketamina (*Ketalar*®) y 0.02 g de Xilazina (*Rompún*®) subcutánea. Realizamos una marca de referencia a nivel limbar nasal y superior con azul de metileno para la orientación del corte. Se revisó el recorrido del microqueratomo sobre el anillo prequirúrgicamente, regulando la bisagra con un lente medidor diseñado en nuestra institución. Se procedió a luxar el globo ocular

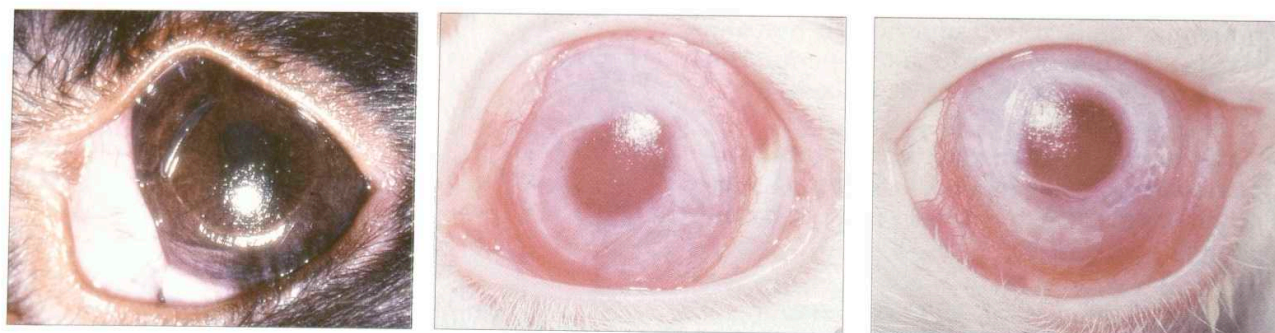


Fig. 2. Fotos de conejos con diferente bisagras levantados en el acto quirúrgico. A- Bisagra nasal. B- Temporal. C- Superior.

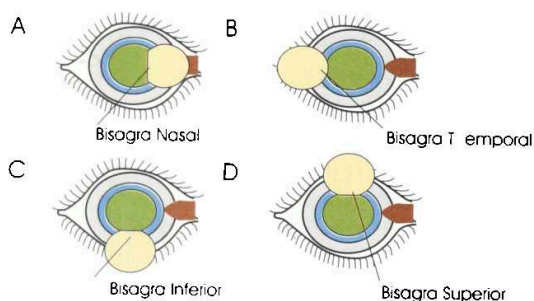


Fig. 3. Esquema de las diferentes queratectomías realizadas. A- Temporo-nasal. B- Naso-temporal. C- Supero-inferior. D- Infero-superior.

fuera de la órbita con pinzas y colocación del anillo de succión sobre el globo; se orientó el corte en diferentes direcciones según cada caso, realizando 8 cortes en sentido infero-superior, 8 supero-inferior, 8 temporo-nasales y 8 naso-temporales (Figs. 2 y 3). En todos los casos bajo microscopio quirúrgico levantamos el disco con espátula plana midiendo los grados de tejido no cortado (tamaño de la bisagra) con un transportador, medimos el lecho de resección con compás y lavamos la interfase con suero fisiológico; luego repusimos el disco a su sitio de origen y secamos sus bordes con esponja dejando el disco sin pliegues detectables bajo microscopio. Al final del procedimiento colocamos una gota de tobramicina 3% y prednisolona 1% tópica. Se dejaron los ojos sin protección alguna pero aislado de otros animales. Evaluamos bajo la lámpara de hendidura la existencia de pliegues en el disco y su posición a las 24 y 72 horas del post-operatorio.

Resultados

Obtuvimos un lecho de resección promedio de 7.5 mm en el grupo de 32 ojos, con un mínimo de 7.0 mm y un máximo de 7.75 mm. La bisagra obtenida en el grupo seleccionado fue de 50° de promedio aproximado, con un mínimo de 20° y un máximo de 60°.

En la (tabla No.1) se observa que todos los discos (100%) de orientación naso-temporal y 7 (87.5%) de orientación supero-inferior se desprendieron en las primeras 24 horas del post-operatorio, presentando posterior necrosis de los discos a pesar de su reposición (Fig. 4). Sólo un caso (12.5%) un grupo supero-inferior se mantuvo en su sitio en buenas condiciones.

Hubo 1 caso (12.5%) de desprendimiento del disco en el grupo temporo-nasal y ningún caso (0%) en el grupo infero-superior (Gráfico No.1).

	DESPRENDIDOS	CON PLIEGUES	SIN PLIEGUES	TOTAL
	No.(%)	No.(%)	No.(%)	No.(%)
NASO TEMPORAL	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)
SUPERO - INFERIOR	7 (87.5)	0 (0)	1 (12.5)	8 (100)
TEMPORO - NASAL	1 (12.5)	2 (25)	5 (62.5)	8 (100)
INFERO - SUPERIOR	0 (0)	1 (12.5)	7 (87.5)	8 (100)

Tabla 1. Evaluación post-operatoria de los discos corneales según dirección del corte.

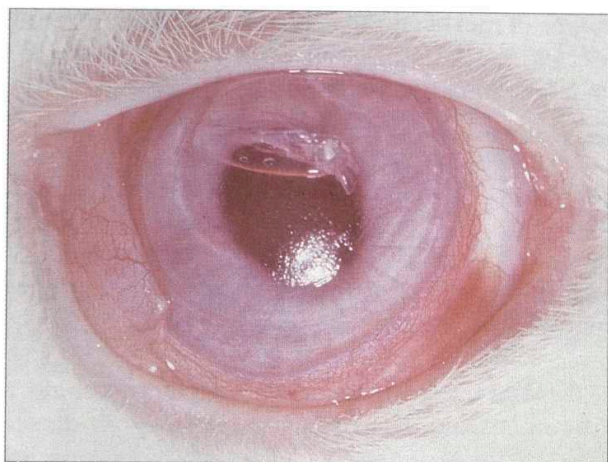
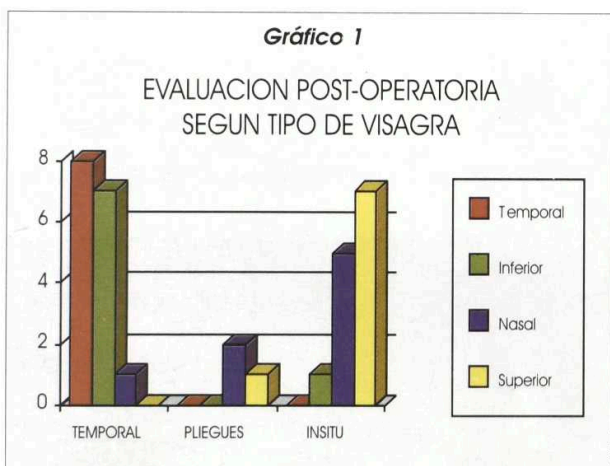


Fig. 4 Post-operatorio de un conejo con bisagra inferior y disco desprendido.



1 caso (12.5%) del grupo infero-superior y 2 casos (25%) de los temporo-nasales presentaron pliegues en el post-operatorio inmediato.

Estos hallazgos se mantuvieron a las 72 horas del post-operatorio.

DISCUSION

La bisagra ha brindado mucha seguridad en Cirugía Refractiva Lamelar, ya que permite la reposición del disco a su posición original. Nuestro trabajo muestra que en los conejos las resecciones

corneales lamelares con bisagras son más seguras cuando se realizan en dirección temporo-nasales e infero-superiores dejando una bisagra nasal y superior respectivamente.

El desprendimiento significativo de los discos con bisagras inferiores y temporales en los conejos, lo atribuimos en gran parte a la orientación contraria de la bisagra con respecto al movimiento fisiológico del párpado superior y del tercer párpado (membrana nictitante) respectivamente (Fig. 5).

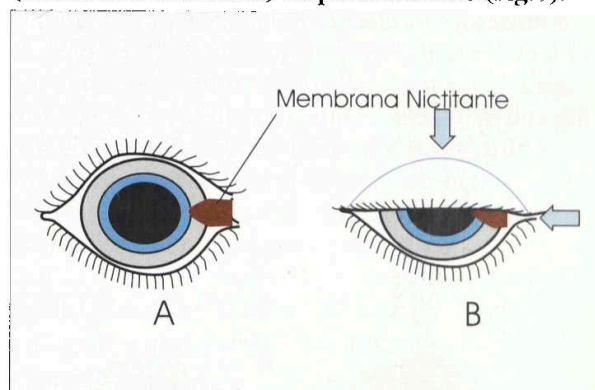


Fig. 5.- Membrana nictitante del conejo y su relación con el parpadeo. A- Ojo abierto. B- Movimiento del párpado superior y membrana nictitante sobre la córnea durante el parpadeo.

Los anteriores hallazgos muestran que los párpados que tienen movimiento activo (superior y nasal en conejos) influyen en mantener los discos in situ cuando se realizan en dirección contraria al movimiento activo del párpado (dejando la bisagra en el cuadrante del párpado que hace el movimiento) y en desprenderlos cuando se realizan a favor del movimiento palpebral (dejando la bisagra en el cuadrante contrario al párpado mencionado). Es muy posible que ante la inexistencia del tercer párpado en los humanos, los resultados en pacientes, manteniendo las mismas variables, se vean afectados solamente por el párpado superior y la condición de un mejor cuidado post-operatorio que tenemos nosotros los seres superiores. Estos resultados experimentales pueden explicar en Lasik con bisagra nasal la participación del párpado superior en los pliegues y desprendimientos de los discos, sin descartar el

trauma externo por frote, golpes, etc. que en algunos casos está asociado.

Ahora bien, basados en el análisis anterior que demuestra las ventajas mecánicas de la bisagra superior; al aplicarla a la técnica actual de lasik, encontramos otros beneficios que esta brindaría. Cuando realizamos una ablación intraestromal con láser, el diámetro de la ablación debe ser menor al diámetro del disco para que de esta forma toda la ablación sea realizada en el lecho. Si el diámetro de la ablación del láser es igual o mayor al diámetro del lecho corneal se produce una ablación de la bisagra con un consecuente adelgazamiento del disco en este sector, que al realizar su reposición genera un área adelgazada localizada debido a un efecto "sumatorio de ablación". Esta área de mayor adelgazamiento se manifiesta topográficamente como un área plana localizada que induce astigmatismo (Fig. 6).

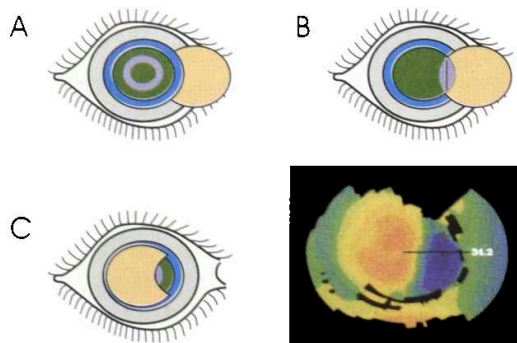


Fig. 6. A- Esquema de una ablación de astigmatismo hipermetrópico en Lasik. B- Areas en espejo ablacionadas por el láser que se superponen al reponer el disco. C- Area localizada y adelgazada por el "efecto sumatorio de ablación". D- Topografía post-operatoria de un paciente con ablación en la bisagra.

Cuando hacemos corrección de astigmatismos hay que realizar una figura geométrica diferente a la esfera y que varía de forma (eclipse, cilindro o banda), según los programas de los distintos láseres. Estas figuras obligatoriamente tienen un diámetro mayor en uno de sus 2 meridianos y este debe orientarse de acuerdo con el astigmatismo

sobre el meridiano más plano, que en la mayoría de los casos es el horizontal y donde estamos dejando actualmente la bisagra.

Nuestra propuesta es complementar la técnica quirúrgica actual para Lasik en la que la bisagra es dejada en el cuadrante nasal y realizar queratectomías de orientación vertical dejando la bisagra en el cuadrante superior en busca de las siguientes ventajas:

1. Mayor seguridad para el paciente debido a que el barrido del párpado superior pasa de ser un enemigo latente en el desplazamiento de los discos corneales a ser un amigo permanente en mantenerlos en posición (Fig. 7)

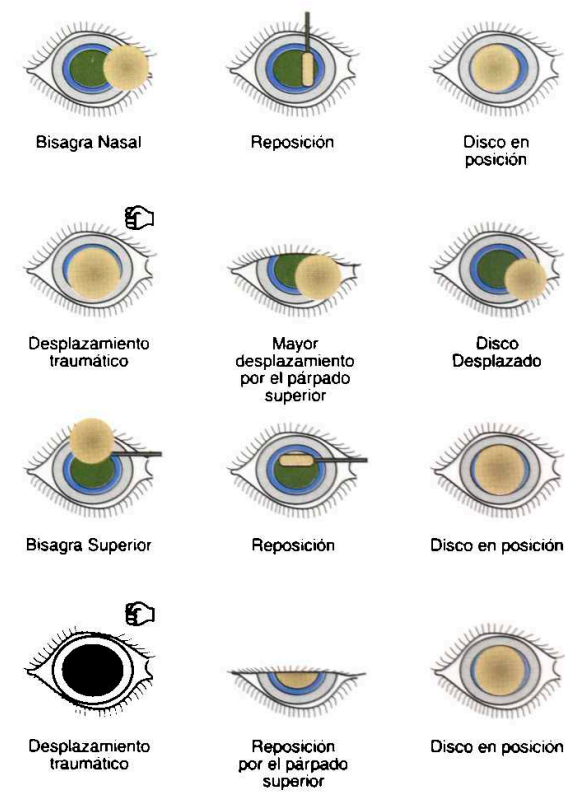


Fig. 7. Bisagra nasal Vs. Bisagra superior. A-B-C. Secuencia de la técnica quirúrgica y post-operatorio adecuado. D-E-F-G. Influencia mecánica del párpado superior ante un desplazamiento traumático del disco.

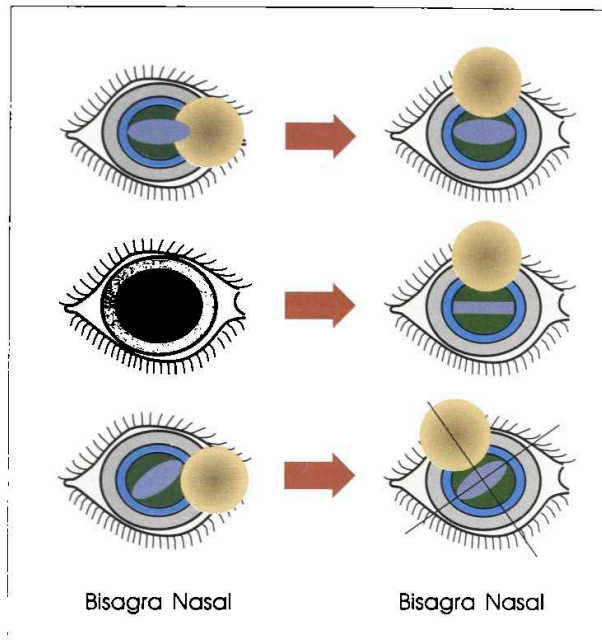


Fig. 8. A- Esquema de ablación de la bisagra en las correcciones astigmáticas más frecuentes. B- Forma de evitar la ablación de la bisagra con la técnica de la bisagra superior.

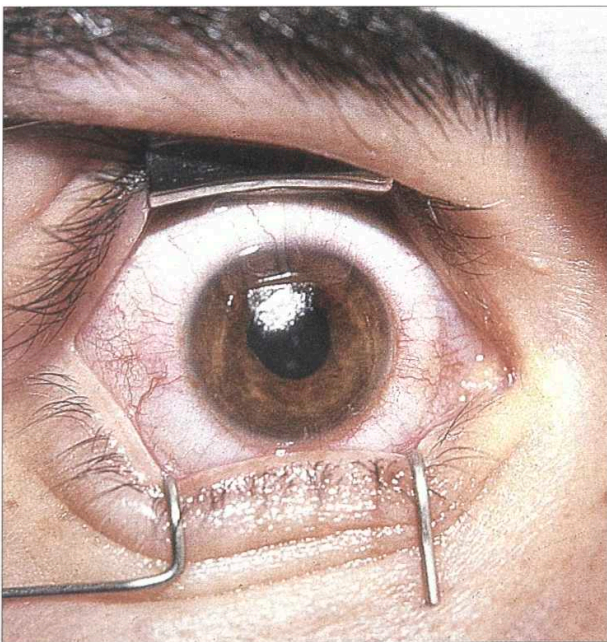


Fig. 9. Foto de un paciente con bisagra superior para corrección de astigmatismo miópico compuesto de 180° .

2. Evitar la ablación en la bisagra cuando se realiza corrección del astigmatismo con la regla, que representan la mayoría de los casos, ya que esta quedaría a 90° del meridiano a donde hay que orientar el diámetro mayor de la figura geométrica a realizar con el láser. Cuando el astigmatismo es oblicuo el corte puede orientarse a 90° del eje astigmático buscando de igual forma evitar la ablación de la bisagra (Fig. 8).

Para poder realizar esta nueva técnica quirúrgica en humanos, comenzamos a desarrollar desde septiembre de 1995 el primer microqueratomo que permite hoy en día el corte de la córnea en cualquier sentido. Hasta la fecha (junio de 1996) hemos realizado 26 casos exitosos de bisagra superior (Fig. 9 y 10) esperando muy pronto poder publicar los resultados del seguimiento de los pacientes operados con esta nueva técnica quirúrgica.



Fig. 10. Foto de un paciente con bisagra superior oblicua para la corrección de astigmatismo miópico compuesto.

BIBLIOGRAFIA

1. Barraquer JI: Keratomileusis para la corrección de Miopía e Hipermetropía. Ann Instituto Barraquer de América 1984 ;5 :209-229.

2. Barraquer José Ignacio. Basis of refractive keratoplasty. Arch. Soc. Oftal. Optom. 1987 : 6-21.

3. Perry S. Binder, MD; Patti H. Akers; Refractive Keratoplasty. Microkeratome Evaluation. Arch Ophthalmol 1982; 100 :802-806.

4. American Academy of Ophtalmology : Keratophakia and Effectiveness. Ophthalmology Volume 99, Number 8, August 1992 :1332-1341.

5. Carol J. Hoffman, Christopher J. Rapuano, Elisabeth J. Cohen, Peter R. Laibson. Displacement of Corneal Lenticule After Automated Lamellar Keratoplasty. American Journal of Ophthalmology, July 1994, Vol 118, No.1 : 109-111.

Implantes y prótesis oculares y orbitarios de hidroxiapatita

Dr. Carlos R. León R. (*)

Dr. José I. Barraquer G. (**)

Dra. Carmen Barraquer C. (***)

Dr. Federico Serrano G. (****)

Prof. José I. Barraquer M. (****)

Introducción

El presente trabajo de investigación, se comenzó a desarrollar a mediados del año de 1993, cuando cursaba mi primer año de residencia en la Escuela Superior de Oftalmología del Instituto Barraquer de América, donde terminé mis estudios de Postgrado y subespecialidad en Cirugía Refractiva en junio de 1996.

Puedo decir con absoluta certeza que fruto de la curiosidad científica del Profesor Barraquer, creó en mí mucha inquietud e ilusión en la investigación desde que llevaba 6 meses de residencia. Después de consultar literatura sobre los implantes orbitarios desarrollados por el Dr. Arthur Perry, inicio mi investigación. Comenzamos a trabajar con el Profesor Barraquer en el proyecto de implantes de hidroxiapatita, que cada día fue madurando más y más. También contamos con la colaboración del personal del Instituto Barraquer y de Oftalmos S.A. Obtuvimos logros importantes para mejorar, aliviar y dar esperanza a aquellos pacientes con algunas dolencias específicas, a partir de nuevos métodos, técnicas y materiales basados en la investigación experimental en animales de laboratorio.

(*) Residente-Fellow (1993-1996) Escuela Superior de Oftalmología; Instituto Barraquer de América.

(**) Miembro del Cuerpo Facultativo, Clínica Barraquer.

(***) Rector Escuela Superior de Oftalmología, Instituto Barraquer de América.

(****) Vice-Rector Escuela Superior de Oftalmología, Instituto Barraquer de América

(*****) Presidente del Instituto Barraquer de América.

Aceptado para impresión: Enero de 1996.

Tuvimos la oportunidad de presentar algunos trabajos en congresos internacionales en Roma, Atlanta, Colombia, Cuba, Fort Lauderdale, Orlando y Chicago.

Antecedentes

En casos de enucleación, evisceración e implante secundario, se han usado por más de un siglo, implantes en cavidad orbitaria. Usados primeramente por Mules en 1885 y Frost en 1886, quienes colocaron una esfera de vidrio en evisceración y en la cápsula de tenon post enucleación, respectivamente. Así mismo, a finales del siglo XIX el Profesor José Antonio Barraquer Roviralta inició los implantes orbitarios de grasa. Desde entonces se han creado numerosas técnicas, materiales (autógenos y aloplásticos) y métodos para mejorar la reconstrucción de la cavidad secundaria a la enucleación. Desde 1950 la mayoría de los oftalmólogos usan el implante esférico, asociado a bajas complicaciones, pero la motilidad prostética no es la ideal. El implante de hidroxiapatita, utilizado primero por el Dr. Arthur Perry en 1989, ofrece excelente reconstrucción cosmética, y a diferencia de los otros implantes conocidos, hay menor incidencia de infección y de extrusión del mismo. La hidroxiapatita es altamente biocompatible, causa mínima inflamación tisular, no se reabsorbe y permite crecimiento rápido de tejido del huésped; es la porción mineral del hueso humano y cuando es

usada en cavidad orbitaria u otra parte del organismo, se incorpora al tejido del paciente, lo que parece disminuir su capacidad de migrar o de ser extruido. Además puede ser incorporada a este implante una pieza, que a su vez está en contacto con la prótesis del paciente, para darle una mejor motilidad, en conjunción con el ojo sano. Otra ventaja es su estructura porosa que posee comunicación entre uno y otro agujero. Se ha observado la integración del implante en el tejido orbitario al ser éste infiltrado de tejido fibrovascular después de 4 semanas de colocado en los tejidos blandos, para ser totalmente vascularizado de 3 a 6 meses. Al ser reimplantado en hueso, se ha visto crecimiento óseo dentro de los canales. No se ha observado la formación de una pseudocápsula, como sucede en materiales como silicón, acrílico o vidrio. La hidroxiapatita también se ha usado como sustituto de hueso en cirugía ortognática, en reconstrucciones orbitarias y para corrección del enoftalmos postraumático.

Utilizamos el carbonato de calcio de los corales, cuyo proceso de calcificación no está completamente definido, pero se cree que las zooxanthelas juegan un papel fundamental, ya que se ha podido comprobar que la mayor deposición de carbonato de calcio (aragonita) se efectúa en aguas poco profundas y en condiciones favorables para los procesos fotosintéticos, especialmente en días de alta luminosidad, cuando los rayos lumínicos caen perpendicularmente sobre la superficie del agua. Durante el proceso de calcificación, los iones de calcio del medio marino son incorporados al pólipo por procesos de difusión pasiva o transporte activo. Estos iones son transportados en forma neutralizada por moléculas orgánicas hasta los sitios de calcificación. El carbonato se obtiene mediante la fijación de dióxido de carbono (CO_2) metabólico, el cual al parecer es fijado por las zooxanthelas e hidratado mediante una enzima (anhidrasa carbónica) formándose de esta manera ácido carbónico (H_2CO_3), el cual pasa a bicarbonato y finalmente el ion carbonato (CO_3). La fijación del dióxido de carbono, por el alga, aumenta la

concentración del ion carbonato en las células del pólipo, con lo que se eleva sensiblemente el ph del fluido celular (haciéndose alcalino). Al precipitarse el exceso del ion carbonato en forma de carbonato de calcio insoluble, se restablece el ph normal. Estos largos cristales de aragonita pueden ser evacuados por vesículas de secreción hasta la matriz de calcificación. La matriz de calcificación es una película de mucopolisacárido ácido, que rodea al tejido calicoblástico o sea el secretor de estos cristales y que sirve como un temple de cristalización, siendo además un medio aislante en el cual se catalizan las reacciones de calcificación. En estos procesos de calcificación, también intervienen una serie de productos nitrogenados y otras moléculas orgánicas, en especial la urea, en cuya hidrólisis se liberan CO_2 y NH_3 , elementos fundamentales en la formación del carbonato de calcio, ya que el CO_2 es un factor limitante en la calcificación y en las reacciones fotosintéticas del alga. Parece ser que las alantoinas son las moléculas mediante las cuales se transporta el calcio y el carbonato hasta los núcleos de calcificación. Todos estos mecanismos de calcificación están regulados por procesos biológicos y por ello responden a los estímulos medioambientales y a las alteraciones de éste.

Materiales y métodos

El primer paso fue identificar los corales del Caribe colombiano (Cartagena, Islas del Rosario, San Andrés - Isla), del Pacífico (desde la ensenada de Utria hasta Punta Penita o Cupica), de la costa Atlántica Guatemalteca, Hondureña y Beliceña. También se recolectaron y analizaron muestras de coral fósil de la formación La Popa (Colombia), a diferentes alturas, desde 60-80 sobre el nivel del mar. Identificamos varias especies, recolectando pequeñas cantidades de corales muertos a profundidades de 10 a 120 pies. Se analizó el esqueleto coralino de carbonato de calcio, que en el caso de aquellos corales provenientes de los arrecifes y formaciones coralinas, son del tipo aragonita, mientras que los fósiles son de calcitas.

De todos los corales identificados se tomaron sólo aquellos que nos pudieran ser útiles como: Stephanocoenias, Madrasis, Pociloporas, Acroporas, Pavonas, Siderastreas, Porites, Diplorias, Montastreas, y de los fósiles las no clasificadas de agujeros pentagonales. Se identificó la pureza del carbonato de calcio por medio de difracción de rayos X y la morfología de algunos por microscopía especular.

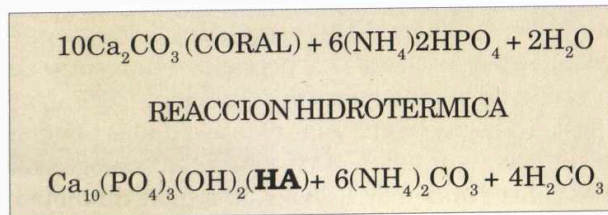
Se moldean los corales de diferentes formas para saber su contextura, y decidir para qué tipo de implantes se pueden utilizar (fig 1).



Fig. 1 Implantes varios de hidroxiapatita. Superior: Planchas triangulares, cuadradas y redondas para reposición ósea. Medio derecho: Platos para estafilomas y queratoprótesis. Medio izquierdo: Implantes esféricos. Inferior: Pastillas para enoftalmos a ser inyectadas con aplicador.

El segundo paso fue el de transformar químicamente el carbonato de calcio a hidroxiapatita -molécula biocompatible, no tóxica, no carcinogénica, no alérgica, no inflamatoria- y el complejo inorgánico de la sal de calcio del cual está constituido la porción mineral primaria del hueso.

Fórmula:



Para verificar la calidad de cristalización y de pureza de la hidroxiapatita, se analizaron múltiples pruebas de difracción de rayos X y colocación de dichos implantes en conejos.

Análisis de Difracción de rayos X:

Obtuvimos y manipulamos diferentes concentraciones de hidroxiapatita, del 10 al 100 %. Ejemplo; muestra coral fósil; 10, 32, 58 y 100% (fig. 2), muestra coral SSA; 30, 75 y 100% (fig. 3), muestra coral RHA; 50, 65, 83 y 100%, muestra de coral PAHA; 60 y 100%. Entre los diferentes carbonatos se encontró diferente cristalización de hidroxiapatita en las muestras del 100% de

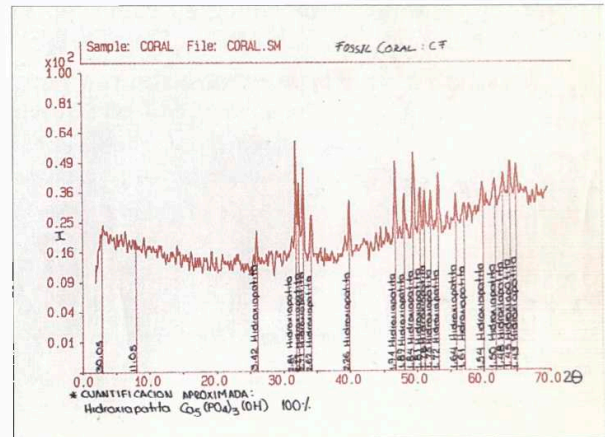


Fig. 2 Difracción de RX coral fósil a 100% de concentración.

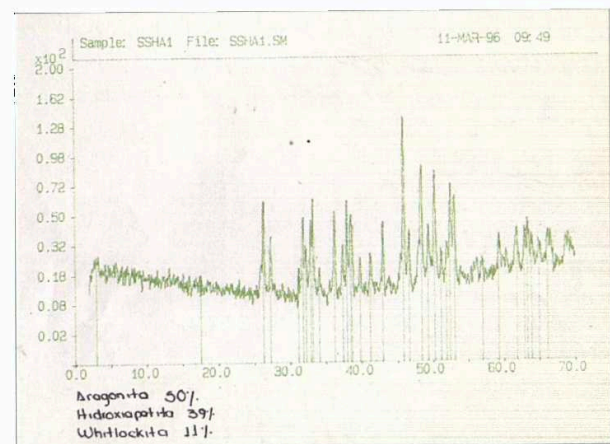


Fig. 3 Difracción de RX mostrando un 30% de concentración de HA.

concentración (fig. 4). Comparamos nuestra calidad de hidroxiapatita con la producida por otras entidades, obteniendo una mejor cristalización del producto en especies específicas de coral (fig. 5).

En el tercer paso se efectuó microscopía especular al esqueleto coralino de carbonato de calcio y el transformado a hidroxiapatita, notando la regularidad de la superficie postrtransformación y la conservación total de la estructura porosa (fig. 6).

En el cuarto paso, de los diferentes corales estudiados se encontraron estructuras porosas de diferentes tamaños y morfologías como: en el

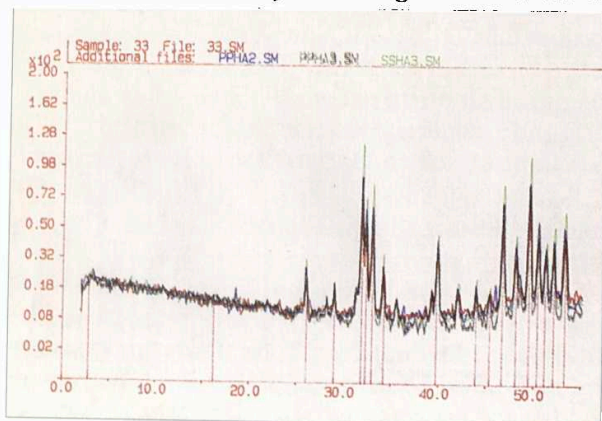


Fig. 4 Difracción de RX mostrando 4 tipos de implantes, todos de 100% de concentración de HA pero con diferente cristalización.

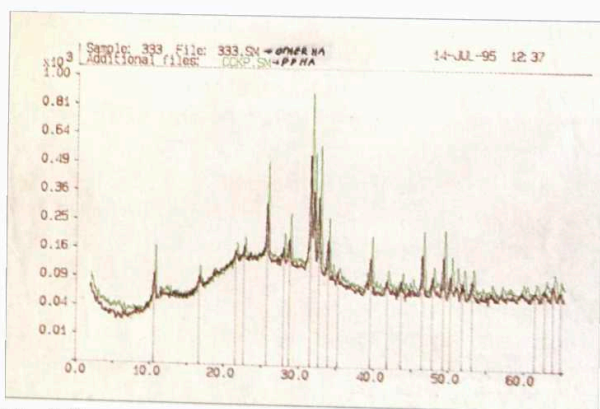


Fig. 5 Comparación de nuestra HA (verde) con la producida por casas internacionales (café).



Fig. 6 Microscopía electrónica. Superior: Carbonato de calcio inferior, hidroxiapatita, nótese la estructura esquelética.

Porites Porites, cuyos extremos apicales de las ramificaciones son generalmente romos o redondeados, aunque también pueden bifurcarse. Los cálices miden de 1.5 a 2 mm de diámetro y se encuentran 12 septas por cáliz. La teca coralina es porosa, de diámetros de 60 a 240 micras (fig 7).

Porites Astreoides; colonias hemisféricas, aplanadas o incrustantes que dependen de las presiones medioambientales, generalmente no mayores de 60 cm de diámetro. Las colonias que crecen en aguas someras presentan una serie de protuberancias a manera de "chichones", mientras que las que crecen en aguas más profundas tienden a ser planas y tener una superficie homogénea. Los cálices miden de 1.25 a 1.50 mm de diámetro.

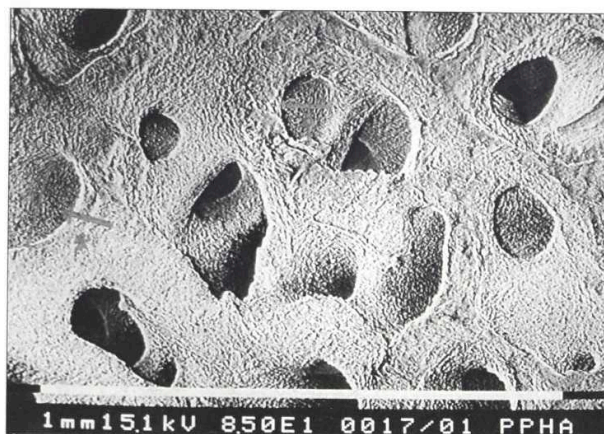


Fig. 7 Microscopía electrónica de porites, mostrando porosidades de 60 a 240 micras de diámetro.

presentan 12 septas y una pequeña columnela, con porosidades de 120 micras (fig. 8).

La *Montastrea Annularis*, con cálices de 2 a 4 mm de diámetro y cada uno presenta 24 septas, alcanzando 12 de ellas la columnela trabecular, con porosidades de 200 por 250 micras y de 100 micras aproximadamente (fig. 9).

La *Stephanocoenia Intersepta*; con cálices que miden 3 mm de diámetro. Las septas se presentan en 3 ciclos, excertas y finalmente dentadas. Los dos primeros con palis bien desarrollados, el último ciclo es corto y delgado. La columnela es prominente.

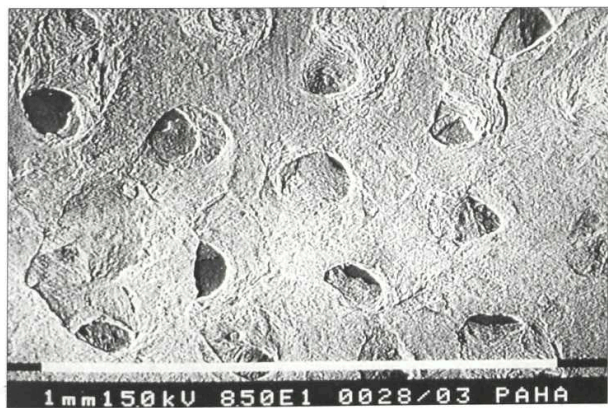


Fig. 8 Microscopía electrónica del porites astreoides, con porosidades de 120 micras de diámetro.

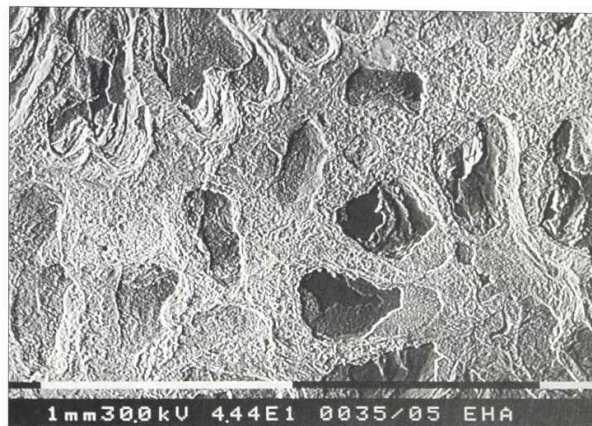


Fig. 9 Microscopía electrónica de monastrea annularia.

La *Pocillopora Danae*; colonia ramificada, con brazos relativamente cortos y ramificaciones nodulares. Los cálices miden de 0.8 a 1.5 mm de diámetro y las septas espinosas están poco desarrolladas. El cenénquima presenta tubérculos granulados, que en número de 16 se disponen circularmente alrededor del cálice, poros 200 micras. La *Pocillopora Eydouxi*; colonias ramificadas, de crecimiento hemisférico, con brazos gruesos de hasta 45 mm de diámetro y extremos apicales en forma de espátula. Los cálices bien desarrollados, con septas, en donde dos septas directrices se fusionan a la columnela pinacular. Poros de 100 a 200 micras. La *Acropora Palmata*; colonia con ramificaciones foliares anchas y aplanadas. Cálices de 1 a 1.5 mm de diámetro con 13 septas de paredes porosas y coralites tubulares. *Pavona Clavus*; *Coralum* grueso y masivo, generalmente lobulado. Los pólipos están muy cerca uno del otro y los cálices presentan de 17 a 24 septas, alternando septas largas con cortas. Columnela laminar o tuberculada. *Siderastrea Siderea*; colonias incrustantes o hemisféricas, de más de 2 metros de diámetro. Cálices de 4 a 5 mm de diámetro, generalmente con 48 septas dirigidas en una pendiente de 45 grados hacia la columnela, formándose de esta manera una fosa, teca fenestrada, poros de 40 a 80 micras. *Diploria Clivosa*; colonias meandroides de crecimiento incrustante o hemisférico, de diámetros superiores

a 1 metro. Los valles son estrechos y variables en longitud, aunque generalmente pueden ser largos. Las septas son delgadas, se encuentran en series alternadas y su número varía entre 25 a 38 por centímetro, poros de 300 a 600 micras. *Diploria Labyrinthiformis*; colonias meandroides de crecimiento hemisférico o convexo, generalmente de más de 2 metros de diámetro. Los valles presentan de 14 a 17 septas por centímetro, poros de 300 a 600 micras. Coral fósil; no clasificado, cálices de forma hexagonal de 1 mm de diámetro sin septas ni columnelas, algunos de ellos meteorizados (fig. 10).

El quinto paso consistió en el análisis de patologías de varios implantes en conejos; se pudo observar crecimiento de tejido fibrovascular en todos ellos (figs. 11 a 18).

Resultados

1. Implantes orbitarios de hidroxiapatita coralina (fig. 19), a ser usados en casos de evisceraciones, enucleaciones e implantes secundarios. Luego de 6 meses de experimentación satisfactoria en 20 conejos, se comenzó a usar estos implantes en humanos (Tabla No. 1).

Se hizo seguimiento de 1.5 a 16 meses post-cirugía de enucleación, evisceración y enu-evis a 43 pacientes operados por cuatro cirujanos. Utilizamos 3 tipos de corales (e, s y d), con diámetros entre 16 y 19 mm. Se presentaron dos casos de complicaciones: una exposición por rascado, al mes post-op, la cual se resolvió con una segunda cirugía y una extrusión del implante en un niño con diagnóstico de retinoblastoma, a los 10 meses post implantación. Hasta ahora, hemos colocado perno en 4 pacientes con implante esférico, observando mejoría en la motilidad; los pacientes con implante cónico no requerirán perno ya que la motilidad es aceptable.

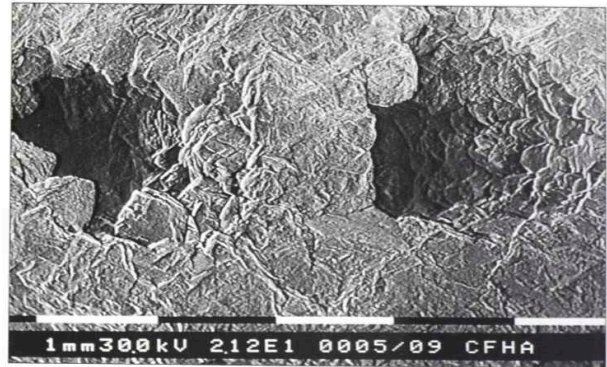


Fig. 10 Microscopía electrónica coral fósil de los últimos sedimentos cuaternarios, entre 70.000 a 700.000 años AC.

La valoración de la vascularización se efectuó con Gamagrafía Osea con Tecnecio-99, en la que podemos apreciar la captación del material radiactivo por la hidroxiapatita (fig. 20).

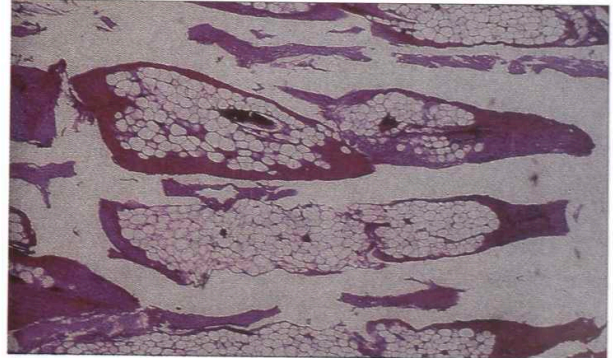


Fig. 11 Implante orbitario de HA distribuido en forma paralela (conejo): Los espacios del implante están colonizados de tejido vascular adiposo; algunas áreas con tejido conectivo denso.

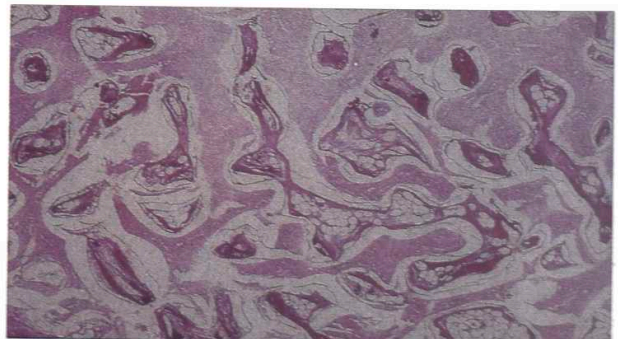


Fig. 12 Implante orbitario de HA (conejo): Espacios totalmente colonizados con tejido fibrovascular; con tejido adiposo.

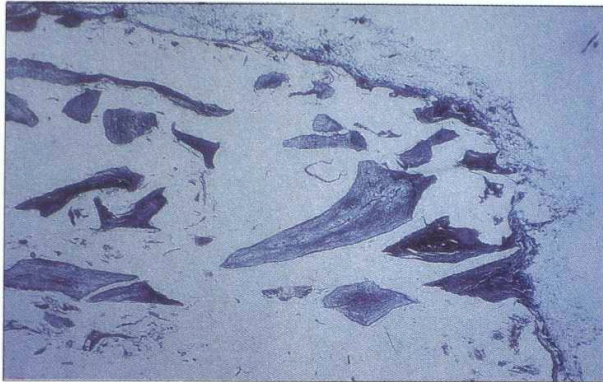


Fig.13 Implante Carbonato de Calcio (conejo): Rodeado de cápsulas fibrosas delgadas, que se continúa con el tejido fibrovascular que ocupa todos los espacios del implante.

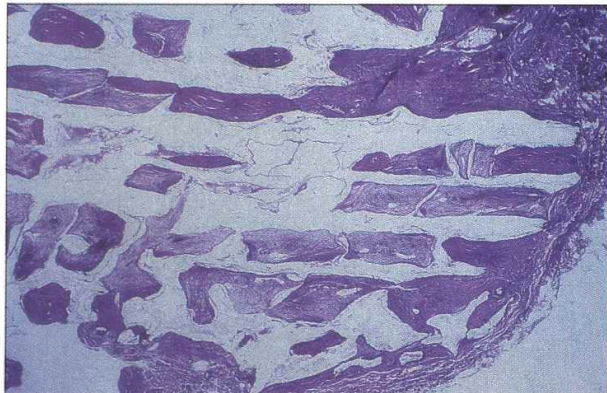


Fig.14 Implante HA Coral diaphragma subcutáneo (conejo): Poros en forma lineal, colonizados con tejido fibrovascular con número variable de vasos sanguíneos.



Fig.15 Platón de HA subcutáneo (conejo): Espacios colonizados por tejido fibrovascular.

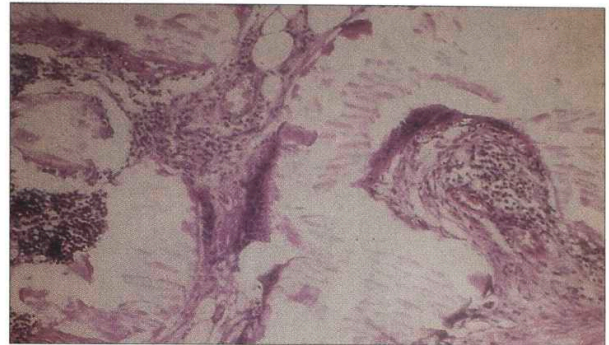


Fig. 16 Implante de HA Intramuscular (conejo): Poros colonizados totalmente por tejido fibrovascular. Se observaron osteoblastos y algunas células primitivas de la línea osteoide en los intersticios de algunas áreas. Implante rodeado de músculo esquelético.

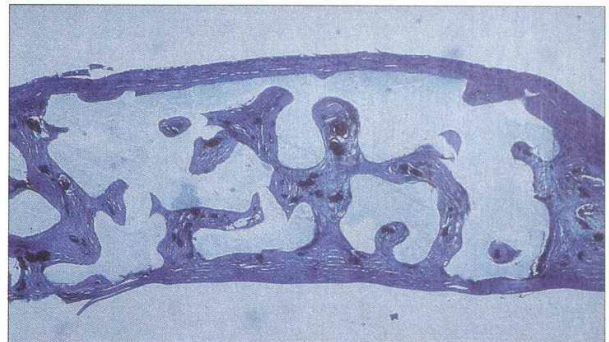


Fig. 17 Implante HA Coral porites colocado debajo del músculo recto superior (conejo): Colonización de los espacios intersticiales por tejido fibrovascular, además se encuentra una delgada capa de tejido conectivo fibroso que rodea el implante.



Fig. 18 HA Intralamelar (conejo): espacios colonizados por tejido fibrovascular. Se encontraron osteoblastos en el 20% de las muestras en las paredes de la HA. El epitelio externo es escamoso estratificado, el endotelio intacto con 18 nucleí/HPF.

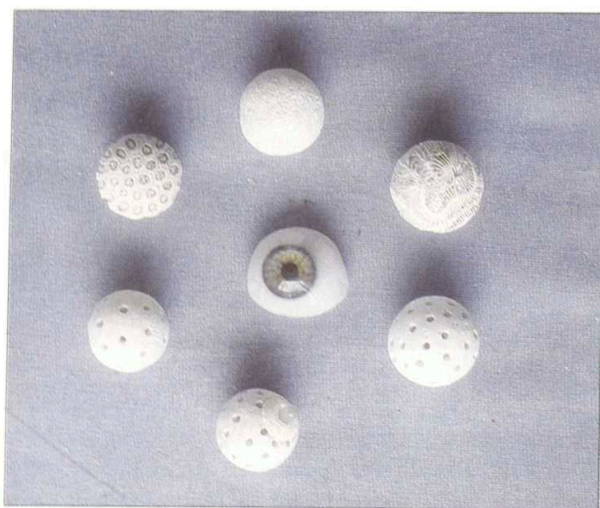


Fig. 19 Implantes de HA de 16 a 22 mm de diámetro.

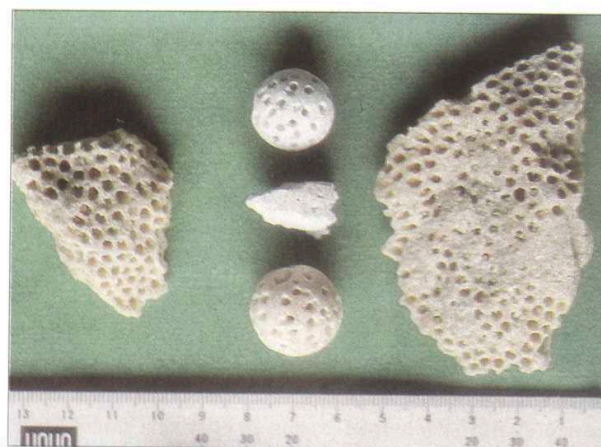


Fig. 21 Coral fósil, en la forma natural y transformado a HA.

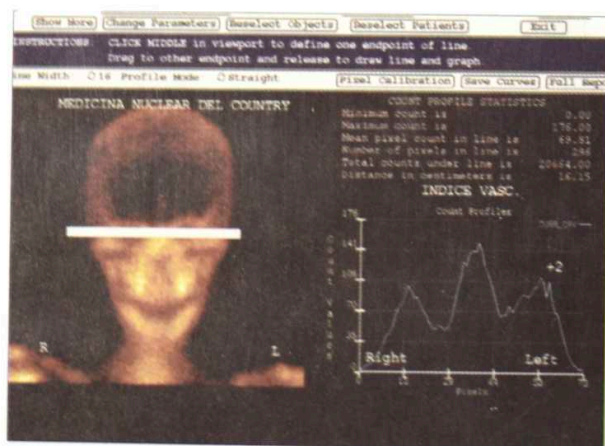


Fig. 20 Gamagrafía con T-99, mostrando la captación del material radiactivo en orbita izquierda.

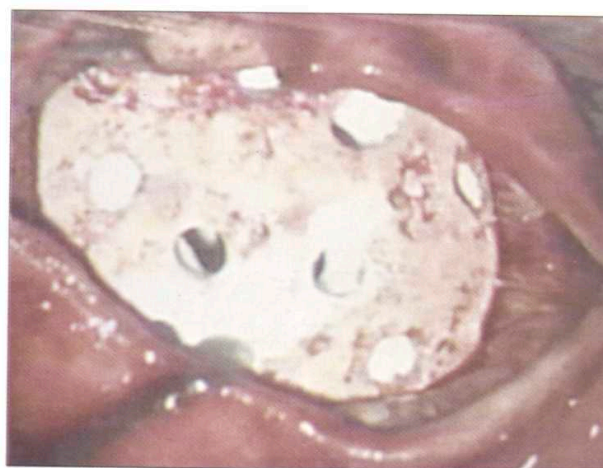


Fig. 22 Coral fósil, transoperatorio en paciente al cual se le efectuó una evisceración.

2. Implantes orbitarios de hidroxiapatita a partir de coral fósil; a ser usados igual que los descritos anteriormente. Estos implantes de diámetros ente 16 y 21 mm, con agujeros concéntricos de 1 mm de diámetro hechos manualmente (fig. 21), se introdujeron en conejos por cuatro meses, antes de ser implantados en humanos (fig. 22). En la técnica quirúrgica se utilizaran 2 flaps musculares que se avanzaron hasta el borde del perno para dar mayor irrigación en aquellos pacientes a los cuales se les implantó el perno en el primer acto quirúrgico. En un

paciente al cual se le efectuó enucleación con implante con perno más esclera donante, se utilizaron suturas ajustables en dos músculos (recto horizontal y recto vertical) para alinear el perno post-op.

Se han observado los 6 pacientes entre 5 y 8 meses postimplantación (Tabla No. 2).

Obtuvimos una buena motilidad inmediata en aquellos pacientes a los cuales se les introdujo el implante compuesto de Coral Fósil y el Porites (fig. 23). La vascularización se siguió con gamagrafía con tecnecio-99 (fig. 24).

TABLA No. 1					
(*)CIRUGIA	(**)IMPLANTE	INDICACION 1	INDICACION 2	MESES POST-OP	COMPLICACION
Enu	16/esf/s	Phthisis Bulbi	Microftalmos	1.5	No
Evis	18/esf/s	Phthisis Bulbi	Trauma	1.5	No
Enu	18/esf/s	Phthisis Bulbi	Trauma	2	No
Enu	18/esf/s	Melanoma		2	No
Enu	18/esf/s	Trauma		3	No
Enu	18/esf/s	Phthisis Bulbi	Trauma	3	Exposición a 1 mes
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Post-op	3.5	No
Enu	19/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	4	No
Enu	17/esf/e	Retinoblastoma		4	No
Enu-evis	18/esf/e	Trauma	Enoftalmos	4	No
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	4	No
Enu-evis	18/esf/s	Phthisis Bulbi	Trauma	6	No
Enu	16/esf/e	Retinoblastoma		7	Extrusión a 10 meses
Enu-evis	18/esf/e	Dolor	Glaucoma	8	No
Enu-evis	18/esf/e	Phthisis Bulbi	Post-op	8	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	8	No
Enu-evis	18x21/con/e	Phthisis Bulbi	Endoftalmitis	8	No
Enu-evis	17x19/con/e	Phthisis Bulbi	Trauma	8.5	No
Enu-evis	17x19/con/e	Phthisis Bulbi	Trauma	9	No
Evis	17/esf/e	Ptisis Bulbi	Trauma	10	No
Enu	17/esf/e	Retinoblastoma		10	No
Enu-evis	19/esf/s	Phthisis Bulbi	Trauma	11	No
Evis	17/esf/e	Sec. Trauma	2QPPs+endofalmitis	11	No
Enu-evis	19esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	11	No
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	11	No
Enu-evis	17x19/con/e	Phthisis Bulbi	Trauma	11	No
Enu-evis	18/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	11	No
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Pop	11	No
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	12	No
Enu-evis	16/esf/e	Phthisis Bulbi	Infección	13.5	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	14	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	14	No
Enu-evis	17/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	14	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	C.E.(vidrio)Trauma	14	No
Enu-evis	18/esf/d	Phthisis Bulbi	DR total	15	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	DR	15	No
Evis	18/esf/d	Glaucoma Absoluto		15	No
Enu	17/esf/d	Phthisis Bulbi	Trauma	15	No
Evis	19/esf/d	DR. Pre-Ptisis	Hueso Coroides	15	No
Enu-evis	18/esf/e	Phthisis Bulbi	Post Trauma	15	No
Enu	16/esf/e	Retinoblastoma		15	No
Enu-evis	19/esf/e	Phthisis Bulbi	Trauma	15	No
Enu	19/esf/d	Phthisis Bulbi	Trauma	16	No

(*) Enu: enucleación, Evis: evisceración, Enu-evis: evisceración con corte 360 grados a nivel del ecuador.

(**) Diámetro/forma: esf: esférica, con: cónica/tipo: (d), (e) o (s).

Tabla No. 2

CIRUGIA	(*)IMPLANTE	INDICACION 1	INDICACION 2	MESES POSTOP	COMPLICACION
Enu	18/esf/cf		Trauma	5	No
Enu-evis	17/esf/cf	Trauma	Phthisis Bulbi	7	No
Enu	19/esf/cf	Dolor	Glaucoma	8	No
Enu-evis	19/esf/cf	Phthisis Bulbi	Post-op	8	No
Enu	19/comp/cf-pp-p	Trauma		8	Exposición parcial
Enu-evis	19/comp/cf-pp-p	Phthisis Bulbi	Trauma	8	No

(*) Tamaño/forma: esf: esférico; comp: compuesto de dos tipos de estructura coralina; tipo: cf: coral fósil, pp: coral porites, p:perno.

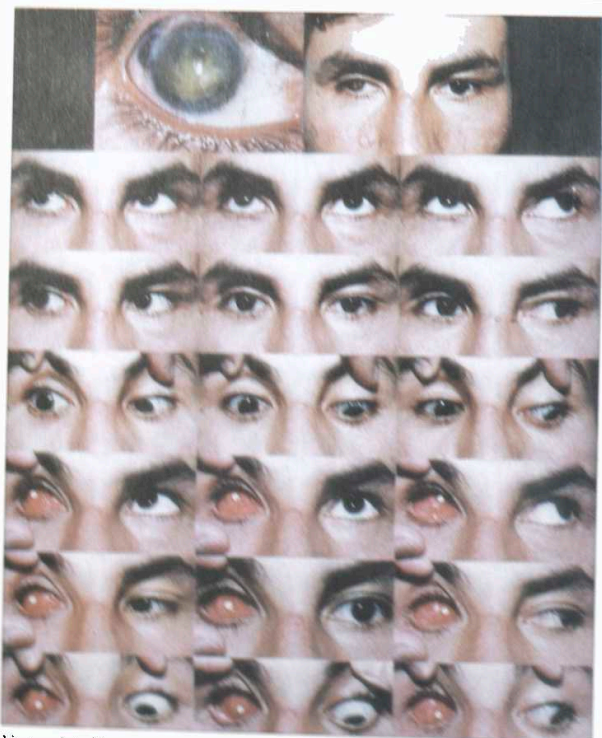


Fig. 23 Paciente postoperativo de exenteración con implante, se aprecia la buena movilidad cosmiética de la prótesis.

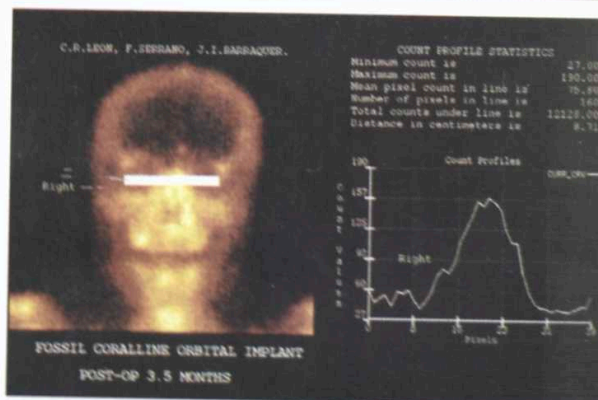


Fig. 24 Gamagrafía con Tc-99 mostrando la buena vascularización del paciente a los 3.5 meses postoperatorio.

3. Pastillas de hidroxiapatita para casos de enoftalmos. Pastillas de 5mm de diámetro y entre 3 y 6 mm de espesor, para ser inyectadas en casos de enoftalmos con cavidad anoftálmica (fig. 25). Estudio efectuado primeramente en conejos, por 4 meses para luego ser utilizados en dos pacientes, a los cuales se les inyectaron 80 y 30 pastillas respectivamente, solucionando su aspecto estético considerablemente. Los pacientes llevan 3 y 6 meses de postoperatorio, respectivamente, sin

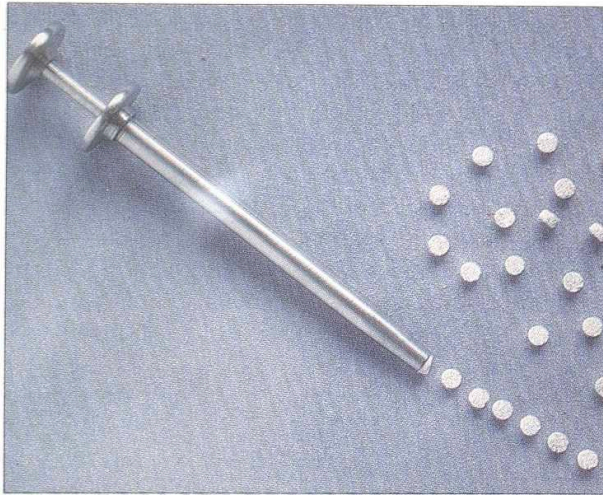


Fig. 25 Pastillas de HA con inyector.

complicaciones (fig. 26). Se les hizo seguimiento con radiografía de órbita y posteriormente se evaluará vascularización con gamagrafía con tecnecio-99.

4. Planchas de hidroxiapatita, triangulares, cuadradas, redondas, rectangulares, de diferentes tamaños y con espesores de 1 a 4 mm (figs. 27 y 28). Luego de la investigación animal se procedió a utilizar algunos de estos implantes en 3 pacientes con fracturas de piso de órbita, dos de ellos con fractura de pared media. Se les hizo seguimiento

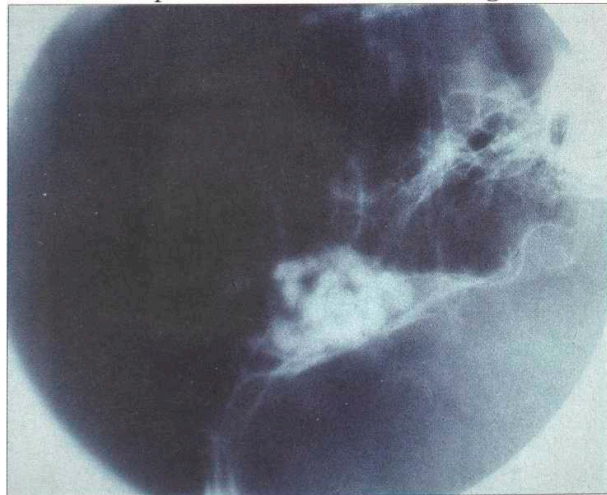


Fig. 26 RX lateral de paciente postoperatorio de enoftalmos, resuelto con pastillas de HA subperiósticas.



Fig. 27 Planchas de HA de diferentes diámetros, y espesores de 1 a 4 mm.

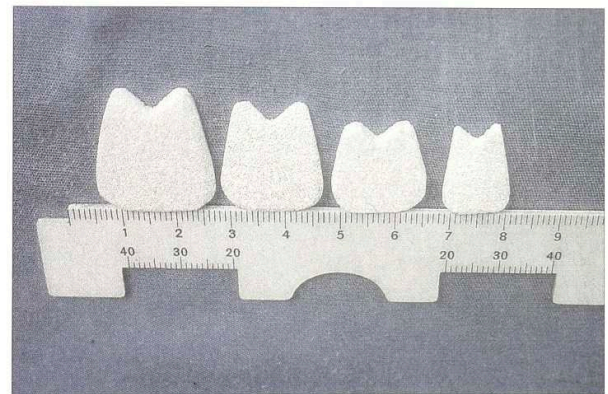


Fig. 28 Planchas triangulares de diferentes tamaños y espesores de 1 a 4 mm de diámetro.

con radiografía de órbita y tomografía axial computarizada. Pacientes con resultados aceptables entre 2 y 8 meses de postoperatorio. (fig. 29).

5. Implantes de hidroxiapatita para casos de estafilomas anteriores y posteriores (fig. 30).

Estudio experimental en conejos. Se colocaron 5 implantes posteriores, a los 2 meses se envía a pruebas de patología uno de ellos (fig. 31) y los otros 4 conejos, actualmente se siguen evaluando (8 meses). En dos conejos se colocaron implantes anteriores, simulando estafiloma anterior; a los 6 meses de postoperatorio, se encuentran en posición y se observa una buena vascularización.

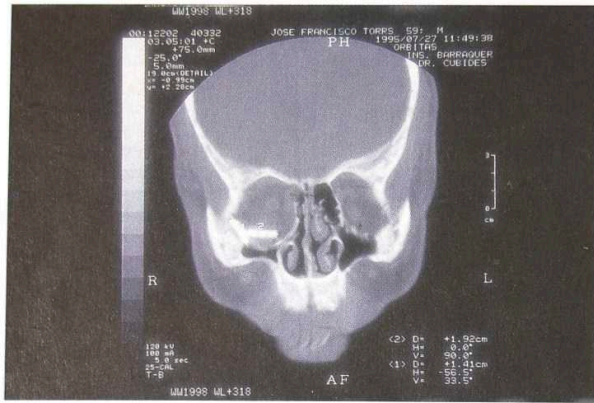


Fig. 29 Paciente con plancha triangular en fractura de piso de órbita, y con plancha redonda lateralmente, a los 6 meses de postoperatorio.

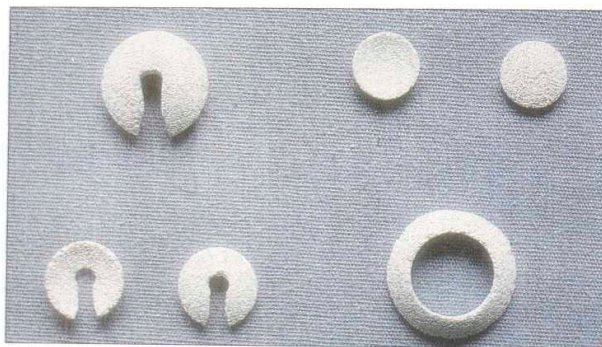


Fig.30 Izquierda: Platones para estafilomas posteriores. Derecha: superior, platones para estafilomas pequeños, y en forma de anillo para los mayores.

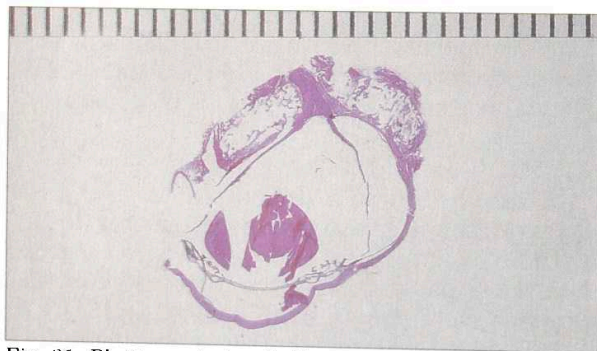


Fig. 31 Platón posterior de HA para casos de estafilomas posteriores (Estudio experimental en conejos): Los espacios están colonizados tejido fibrovascular. Las estructuras intraoculares intactas. Aparente compresión del nervio óptico con atrofia parcial central.

6. Queratoprótesis de hidroxiapatita coralina.

La queratoprótesis ideal es aquella que permita el crecimiento de tejido fibrovascular en el material de soporte y que tenga una curvatura similar a la córnea humana. Desarrollamos un nuevo soporte para queratoprótesis, hecho de hidroxiapatita porosa, con curvatura similar a la córnea normal, de 10 mm de diámetro, 1 a 1.5 mm de espesor, con agujero central de 3 a 3.5 mm donde se ajusta el cilindro óptico, pegado con cemento (ionómero de vidrio), el cual no afecta la vitalidad de la hidroxiapatita (fig. 32). Fueron implantados inicialmente en ojos de conejos *Nueva Zelanda*, intralamelar (fig. 33), con recubrimiento conjuntival y entre una epiescleroqueratoplastia (fig. 34) por el lapso de un año. Observamos buena vascularización de la háptica (Patologías (fig. 35) y gamagrafía ósea (fig. 36) con tecnecio-99 en conejos), así como ausencia de infección, crecimiento de membrana retrocorneal y no detectamos reacciones adversas. Este tipo de queratoprótesis biocompatible de hidroxiapatita coralina, con háptica biointegrable, no biodegradable y colonizable, ha sido aceptada por la córnea del conejo por un lapso de 12 meses, antes de proceder a implantarla en los tres primeros casos en humanos publicados en la literatura mundial (Tabla No. 3).

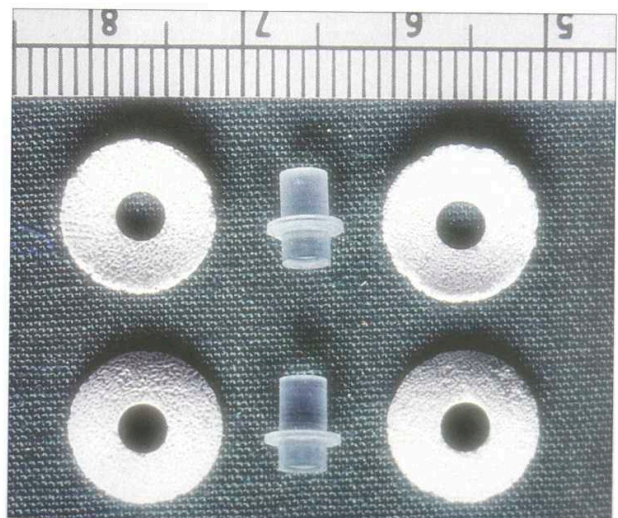


Fig. 32 Queratoprótesis de HA coralina y cilindro óptico de metacrilato.



Fig. 33 Queratoprótesis intralaminar en conejo a los 9 meses postoperatorio.

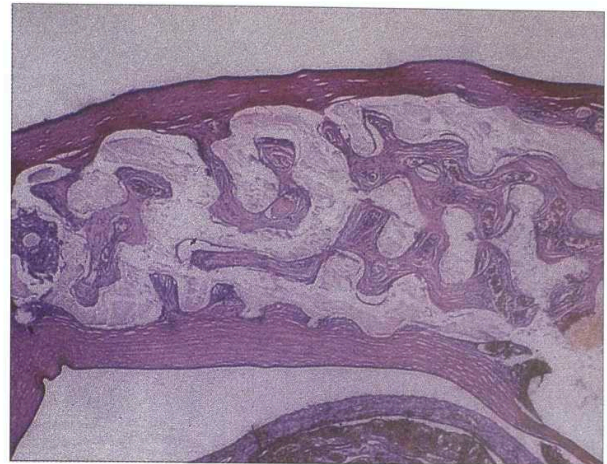


Fig. 35 Patología, mostrando fibrovascular entre los poros.

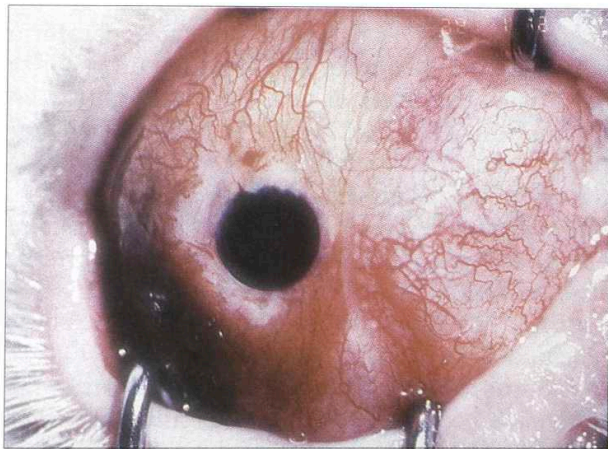


Fig. 34 Queratoprótesis en epiescleroqueratoplastia en conejo a los 9 meses postoperatorio.

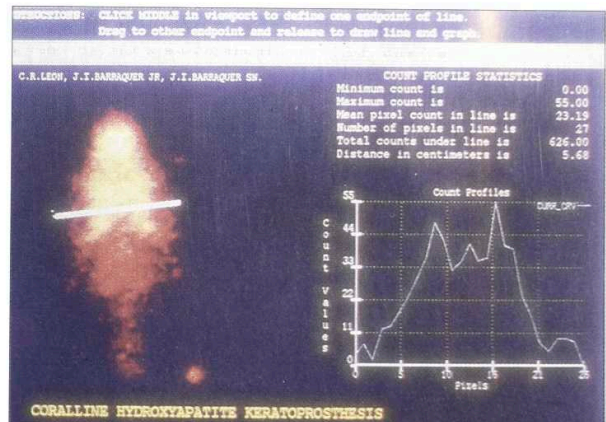


Fig. 36 Gamagrafía con Tecnecio 99 mostrando la vascularización de la háptica de HA.

El tiempo postoperatorio en humanos es relativamente corto (fig. 37), pero hemos notado una buena respuesta a la queratoprótesis, a pesar de que las patologías causantes de su ceguera trastornan todos los mecanismos normales de cicatrización. En la primera paciente notamos una fractura inferior de la háptica, por lo que decidiremos cambiarla en un corto tiempo, los otros dos pacientes van satisfactoriamente. La agudeza visual ha mejorado en los 3 pacientes; en el caso 1 de PL a 100 VP y 50 VI, en los casos 2 y 3 han mejorado subjetivamente. El control de

TABLA No. 3

PACIENTE	HAKPro	*CAUSA
408518	60 dioptrías	Sme S/J
1533522	40 dioptrías	Sme S/J
082894	35 dioptrías	Penf./Ros/Glauc.

* Sme S/J: Síndrome de Steven Johnsons, Penf: penfigoide, Ros: rosácea, Glauc: glaucoma.



Fig. 37 Queratoprotésis en humano.

vascularización se ha hecho a los 16 y 32 días postoperatorios (fig. 38). Cirujanos: Dr. José I. Barraquer JR., Dr. Carlos R León R., Supervisión: Prof. José I. Barraquer M.

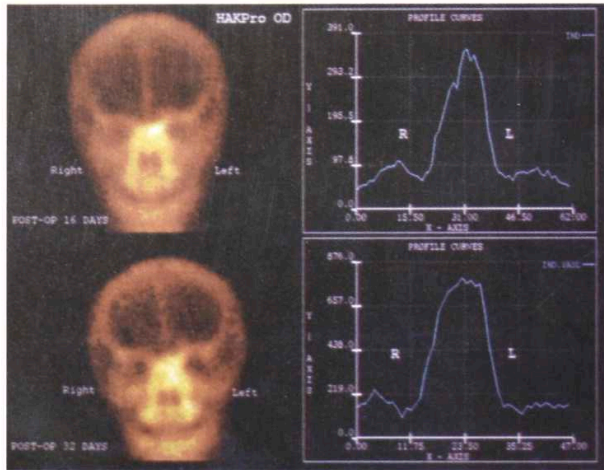


Fig. 38 Gamagrafía con Tegnésio 99 a los 16 y 32 días postoperatorio, notándose ya captación del material radiactivo por la háptica de HA a los 16 días, el cual se duplica a los 32 días.

Conclusiones

Hemos podido desarrollar estos diferentes tipos de implantes para ayudar a mejorar la salud de muchos pacientes dolientes de los órganos de la visión. Logramos manejar las diferentes

concentraciones de hidroxiapatita, con cristalizaciones adecuadas. Aunque se trató de encontrar los mejores corales para cada implante, estamos en la búsqueda de nuevas especies coralinas. Los implantes orbitarios para casos de enucleaciones, evisceraciones e implantes secundarios han tenido una buena respuesta por parte del organismo, a pesar de variar en el diámetro de los agujeros, de 60 a 1000 micras. Esto nos indica que el diámetro del agujero, aunque es importante, no determina la aceptación o rechazo por parte del organismo. Probamos 3 tipos de implantes en este primer grupo, y encontramos que aquellos de poros más pequeños, se vascularizan más tardíamente que aquellos de poros más grandes.

De los 43 pacientes analizados, solamente en 2 (4.6 %) se observó alguna complicación, la cual creemos es debido a la mala actitud postoperatoria por parte del paciente, más que por un rechazo del mismo. Se observó una motilidad mayor en los implantes cónicos, los que se dejaron de poner por no contar con moldes de métodos digitales para adaptar las prótesis de acrílico. Pero creemos que podrá ser una solución de mejorar la motilidad en un sólo procedimiento quirúrgico, ya que se observa una constante ausencia del paciente a la segunda cirugía, por conllevar esta un costo adicional.

Aunque el estudio no pretende analizar las causas de pérdida de ojos en pacientes, notamos una alta incidencia de *phthisis bulbi* por trauma. La técnica quirúrgica utilizada es la enseñada por nuestra escuela y no se efectuaron variaciones en las mismas. Los pacientes fueron enviados a prótesis entre los 15 y 20 días postoperatorio. No observamos diferencias en cuanto a aceptación por el organismo, entre los diversos tipos de implantes. La gamagrafía con Tegnésio 99 es un método adecuado, confiable y a un precio adecuado para nuestro medio económico, para la evaluación de la vascularización en el postoperatorio, entre los 6 y 12 meses.

La biocompatibilidad del implante orbitario a partir de coral fósil podrá ser una alternativa en un futuro próximo, ya que es un material que se

encuentra en grandes cantidades en la naturaleza, y no se altera el medio ambiente al extraerlos.

De los 6 pacientes operados, se observó una complicación, en la cual hubo retracción parcial de la conjuntiva, que necesitó una segunda intervención quirúrgica, para resuturar la conjuntiva y cubrir el implante en la parte anterior con esclera donante.

Es un implante fácil de transformar y de moldear, al ser de superficie lisa con poros de 1 mm de diámetro, además fácil de manipular en la cavidad orbitaria. Igualmente la vascularización de algunos pacientes se ha seguido con Gamagrafia Osea con Tegnésio 99. Se les mandó a prótesis a los 30 días (fig. 21). En el caso de los dos pacientes a los cuales se les introdujeron las pastillas para cavidad anoftálmica, el enoftalmos mejoró considerablemente; es un procedimiento fácil y rápido para solucionar un problema estético considerable.

En los pacientes con fracturas del piso de la órbita, utilizamos en 2 casos, implantes redondos y en otro un implante triangular, todos de 1 mm de ancho. A los pacientes se les tomó radiografía de órbita, y a dos de ellos tomografía axial computarizada, en la cual se ve el implante en posición a los 3 y 6 meses de postoperatorio. El estudio experimental en conejos, para casos de estafilomas anteriores y posteriores, está en investigación. Los conejos llevan un período postoperatorio de 8 meses en los cuales no se han identificado alteraciones en la retina o en la motilidad del ojo. El platón posterior con agujero central es de difícil manipulación al introducirlo en la parte posterior del ojo, y es prácticamente inevitable tocar el nervio óptico, por lo que estamos dejando la hendidura más ancha o dividiendo el implante en dos o tres porciones individuales.

La queratoprótesis de hidroxapatita ha resultado ser muy prometedora para ser utilizada en todos aquellos casos que así lo requieran. El estudio experimental en conejos aún sigue en marcha.

A los doce meses de observación y análisis de vascularización, se procedió a efectuar la cirugía en los primeros 3 pacientes de la literatura mundial. Aunque el tiempo postoperatorio no supere los 3 meses, hemos notado una rápida vascularización de la háptica. Creemos que la factibilidad de producirlo y la fácil técnica quirúrgica, hacen de esta nueva queratoprótesis una herramienta más para salvaguardar la visión de nuestros pacientes. Y un estudio multicéntrico está indicado en un futuro próximo.

Agradecimientos

Ing. Ricardo de la Espriella. (Geólogo)
 Prof. Richard Green. (Patólogo)
 Lcda. Olga Rodríguez. (Dif. RX)
 Dr. Germán Ríos. (Medicina Nuclear)
 Psc. Silvia Margarita Gil Zuleta. (Redacción)
 Labs. Biogen, Nobel, Alcon, Allergan.
 Srs. Eduardo y Margarita Ruiz. (San Andrés, Isla)
 Personal de Oftalmos S.A. e Instituto Barraquer.
 Amis padres, Eduardo y Myrna León.

Bibliografía

1. Barraquer JI.: Panel eighth. In The Cornea World Congress, 1965: 692-693. London Butterworths.
2. Barraquer J.: Enucleación con injerto de tejido adiposo con la cápsula de tenon. Arch Oftalmol Hisp-Am 1901; 1:82.
3. Strampelli B: Keratoprosthesis with osteodontal tissue. Am J. Ophthalmol 1963; 89: 1029-1039.
4. Strampelli B: 1970 Osteo-odonto-keratoprosthesis. Annali di Ottalmologia (Pavia) 96: 1-57.
5. Girard L, Moore C, Soner J, Bannon W: Prosthetosclero-keratoplasty. Implantation of a keratoprosthesis. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1969; 73: 936-961.

6. Girard LJ: Keratoprosthesis. *Cornea* 1983, 2: 107-224.
7. Barnham JJ, Roper Hall MJ: Keratoprosthesis: long-term review. *Brit J Ophthalmol*; 1983; 67: 468-477.
8. Polack F, Heimke G: Ceramic keratoprosthesis. *Ophthalmology (Rochester)* 1980, 87: 693.
9. Temprano J: Queratoplastias y Queratoprotesis. Espaxs S.A. Publicaciones Médicas; 1991: 291-300.
10. Cardona H: Keratoprosthesis: acrylic optic cylinder with supporting interlamellar plate. *Am J Ophthalmol* 1962; 54: 284-294.
11. Cardona H: Plastic keratoprosthesis. Human application. In: *The Cornea World Congress, London. Butterworths.* 1965; pp 672-684.
12. Vasco-Posada J. Corneal and External Diseases of the Eye, First Inter-American Symposium; 1970: 267-277. Gainesville, Florida.
13. Cardona H: Prosthokeratoplasty, *Cornea* 1983; 179-184.
14. Perry AC: Advances in enucleation. *Ophthalmol Clin North Am* 1991; 4: 173-182.
15. Ferrone PJ, Dutton JJ: rate of vascularization of coralline hydroxyapatite ocular implants. *Ophthalmology* 1992; 99: 376-379
16. Holmes RE: Bone regeneration within a coralline hydroxyapatite implant. *Plast Reconstr Surg* 1979; 63 : 626-633.
17. Holmes RE, Hagler HK: Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in mandibular contour augmentation: a histometric study. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 45: 421-429.
18. Piecuch JF. Extraskelthel implantation of a porous hydroxyapatite ceramic. *J Dent Res* 1982;61: 1458-1460.
19. Grote JJ. Reconstruction of the middle ear with hydroxyapatite implants: long term results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1990; 99 (No. 2, suppl 144).
20. Hirano M, Yoshida T, Sakaguchi S. Hydroxyapatite for laryngotracheal framework reconstruction. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989; 98: 713-717.
21. Grega TE, Zin JE, Bauer TW: The rate of vascularization of coralline hydroxyapatite. *Plast Reconstr Surg* 1989; 84: 245-249
22. Butts TE, Peterson LJ, Allen CM: Early soft tissue ingrowth into porous block hydroxyapatite. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47: 475-479.
23. Zide MF, Kent JN, Machado L: Hydroxyapatite cranioplasty directly over dura. *J Oral Maxillofac Surg* 1987; 45: 481-486.
24. Dutton JJ: Coralline hydroxyapatite as a ocular implant. *Ophthalmology* 1991; 98: 370-377.
25. Smith B, Petrelli R: Dermis-fat graft as a movable implant within the muscle cone. *Am J Ophthalmol* 1978; 85: 62:66.
26. Hawtof D: The dermis fat graft for correction of the eyelid deformity of enophthalmos, *Mich Med* 1975; 74-332.
27. Vistnes L: *Surgical Reconstruction in the Anophthalmic Orbit.* Birmingham. AL: Aesculapius Publishing Co; 1987: 46-51
28. Bosniak S: The anophthalmic socket. In: Smich B, ed: *Advances in Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery.* Elmsford, NY: Pergamon Press; 1972; 8.
29. Young C: An Eight-Year Review of Enucleation and Extrusions at the University of Iowa March 26, 1975.
30. White EW, Weber JN, Roy DM, Owen EL. Replamineform porous biomaterials for hard tissue implant applications. *J Biomed Mat Res Symp* 1975; 6: 23-7.
31. Tanner KE, Downes RN, Bonfield W. Clinical applications. of hydroxyapatite reinforced materials. *Br Ceram Trans* 1994; 93104-6.
32. Jonck LM, Grobbelaar CJ. A glass ionomer for reconstructive surgery. Ionogran: an ionomeric micro implant. A biological evaluation. *J Clin Mat* 1992; 9: 85-103.

33. Perry AC. Integrated orbital implants. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1988; 75-81.

34. Shields CL, Shields JA, Eagle RC Jr, De Potter P. Histopathologic evidence of fibrovascular ingrowth four weeks after placement of the hydroxyapatite orbital implant. *Am J Ophthalmol* 1991; 111: 363-6.

35. Shields CL, Shields JA, De Potter P. Hydroxyapatite orbital implant after enucleation: experience with initial 100 consecutive cases. *Arch Ophthalmol* 1992; 110: 333-8.

36. Rubin PAD, Popham JK, Bilyk JR, Shore JW. Comparison of fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg* 1994; 10: 96-103.

Aportes de este trabajo se han presentado en:

1. 2nd Kpro Study Group Meeting, Roma, 22 junio, 1995.
2. Castroviejo Cornea Society, Scientific Meeting, Atlanta, October 29, 1995.
3. Asociación Panamericana de Bancos de Ojos, Scientific Meeting, Atlanta, octubre 29, 1995.
4. XII Congreso de Ex-Alumnos de la Escuela Superior de Oftalmología, Instituto Barraquer de América, Bogotá, Enero 25-27, 1996.
5. IX International Congress of the Panamerican Association of Eye Banking, La Habana Cuba, Marzo 28-30, 1996
6. World Congress on the Cornea IV, Orlando, Fl. Abril 21-26, 1996.
7. Castroviejo Cornea Society, Scientific Meeting, Chicago. Octubre 26, 1996.
8. Asociación Panamericana de Bancos de Ojos, Scientific Meeting, Chicago, Octubre 27, 1996.
9. Centennial Annual Meeting American Academy of Ophthalmology, Chicago, Octubre, 1996

For Reprints: Carlos R. León M.D. 1a. calle 30-80 zona 7 Utatlan I. Guatemala City, Guatemala. Central America. Tel/SFax: 5025-946586.