

ARCHIVOS
DE LA
SOCIEDAD AMERICANA
DE
OFTALMOLOGIA Y OPTOMETRIA

SUMARIO:

	PAGINA
BARRAQUER M. JOSE I., M. D.	
TECNICA QUIRURGICA PARA LA EXTRACCION DEL CRISTALINO LUXADO Y SUB- LUXADO EN EL SINDROME DE MARFAN	9
SURGICAL TECHNIQUE EXTRACTION OF LUXATED AND SUBLUXATED LENSES IN MARFAN'S SYNDROME	19
BARRAQUER CEREZO TOMAS, M. D.	
TEORIA FISICA DE LA VISION.	23
CHIQUIAR ARIAS VICTOR, O. D.	
EL QUERATOCONO: SU CORRECCION POR MEDIO DE LENTES DE CONTACTO	41
KERATOCONUS: ITS CORRECTION BY MEANS OF CONTACT LENSES	77
GONZALEZ GAMALIEL M., O. D.	
JAVIER VICTOR, O. D.	
UN ESTUDIO DE LA CURVATURA CORNEAL DE JOVENES FILIPINOS	103
HILL RICHARD M., O. D.	
TEMPERATURE TIME COURSES ASSOCIATED WITH CONTACT LENSES	107
BARRAQUER M. JOSE I., M. D.	
NUEVOS INSTRUMENTOS	115
NEW INSTRUMENTS	117
NOTICIAS	119
NOTICES	119

ARCHIVOS DE LA SOCIEDAD
AMERICANA DE OFTALMOLOGIA
Y OPTOMETRIA

ARCHIVOS
DE LA
SOCIEDAD AMERICANA
DE
OFTALMOLOGIA Y OPTOMETRIA

Vol. 4

1962

Nos. 1-2

SECRETARIOS DE REDACCION:

SALOMON REINOSO A., M. D.

ENRIQUE ARIZA H., M. D.

APARTADO NACIONAL 700 CHAP.

BOGOTA - COLOMBIA

SOCIEDAD AMERICANA DE OFTALMOLOGIA
Y OPTOMETRIA

JUNTA DIRECTIVA:

DR. ARIZA, ENRIQUE
DR. HENAO, HERNANDO
DR. BARRAQUER, JOSE I.
DR. SANTANDER, LUIS
DR. CONSTANTINI, CARLOS
DR. HOFFSTETTER, HENRY

Secretario general: DR. JOSE I. BARRAQUER

Secretario adjunto: DR. HERNANDO HENAO

Tesorero: DR. CARLOS TELLEZ

Secretarios de redacción: DR. SALOMON REINOSO
DR. ENRIQUE ARIZA

Dirección postal: APARTADO NACIONAL N° 700

BOGOTA — COLOMBIA

LISTA DE MIEMBROS

- DR. ALVAREZ CARLOS (ENRIQUE) Calle "A" N° 9-38, Quetzaltenango. (Guatemala)
DR. ALVAREZ (ALFONSO) Calle 42 N° 41-39, Barranquilla.
DR. ASSIS (GEORGES) Carrera 3ª N° 7-75 Apto. 202, Cali.
DR. ALEXANDER (E. B.) Optometric Extension Program. Duncan, Oklahoma. (U.S.A.)
DR. ARIZA (ENRIQUE) Clínica de Marly, Calle 50 N° 9-29, Bogotá.
DR. BALAGUERA (JAIME) Calle 62 N° 9-23, Bogotá.
DR. BIER (NORMAN) 23 Manchester Street, London W. I. (England)
DR. BARRAQUER (JOSE L.) Clínica de Marly, Calle 50 N° 9-67, Bogotá.
DR. BARRAQUER (JOAQUIN) Instituto Barraquer Muntaner 314, Barcelona (España)
DR. BINGHAM (THOMAS C.) First Federal Building, Decatur, Alabama (U.S.A.)
DR. BAENA (GUIDO) Calle 14 N° 4-23, Santa Marta.
DR. DEL CASTILLO (GUSTAVO) 5 Oriente 207 Puebla Pueb. (México).
DR. CASTRO (HERNANDO) Avda. 14 N° 50-75, Bogotá.
DR. CONSTAIN (ARRY) Calle 57 N° 13-45, Bogotá.
DR. CHIQUIAR ARIAS (VICTOR) Insurgentes Sur 107 México 11 D.F. (México)
DR. CHIQUIAR ARIAS (MARCELO) Avda. Insurgentes N° 403, México 11, D. F. (México)
DR. DIEZ SIERRA (JOSE) Clínica Fleury Cuello, Aptdo. 32-34, Caracas (Venezuela)
DR. DAY (JIM H.) o.d. 2730 31st. Avenue, North Birmingham 7, Alabama. (U.S.A.)
DR. DENTON (WILLIAM) 1708 Ponce de León Stop 25 1/2 Santurce. (Puerto Rico)
DR. DELLANDE (WILLIAM) o.d. 811 Cornell Columbia, Missouri, (U.S.A.)
DR. FRANCESQUETTI (ADOLFO) Ave. Miremont 3. Geneve. (Suiza)
DR. FILDERMAN (IRVING P.) 811 three sisters Bulding Memphis Tennessee (U.S.A.)
DR. FERRERI (GEORGIO) PROF. 4 Piazza Priscilla, Roma, (Italia)
DR. GONZALEZ (SERGIO) Apartado 957 Panamá, (Rep. de Panamá)
DR. GRAHAM (ROBERT) 548 Parkway Bldg. 117 East Colorado Street. Pasadena, California, (U.S.A.)
DR. GAMAZO F. I. (VALENTIN) Orellana, N° 1, Madrid, (España)
DR. GOROSHOW (JEES E.) o.d. 500 Eudora Street, Denver 20, Colorado (U.S.A.)
DR. GONZALEZ (GAMALIEL) 1620 Rizal Ave. Manila, (Philipinas)
DR. HENAO R. (HERNANDO) Calle 58 N° 13-08, Bogotá.
DR. HAFFNER (ALDENN) o.d. 11 West 36th Street, New York 18, N.Y., (U.S.A.)
DR. HENAO S. (TOMAS) Avda. Caracas N° 50-75, Apto. 201, Bogotá.
DR. HOFSTETTER (HENRY W.) Indiana University División of Optometry, Bloomington, Indiana, (U.S.A.)
DR. JESSEN (GEORGE) The Plastic Contact Lens Co 5 South Wabash Ave. Chicago 3-A Illinois, (U.S.A.)
DR. JARAMILLO S. (IGNACIO) Cra. 4ª N° 11-45, Edif. Bco. de Bogotá, N° 317, Cali.
DR. KENITZ (CURTIS F.) 804 North 27th Street, Milwaukee 8, Wiscosin, (U.S.A.)
DR. KHON WALTER Optica Central, Calle 12 N° 5-21, Cali.
DR. LEYDECKER (WOLFGANG) Universitaets-Augenklinik. Bonn-Venusberg (Alemania)
DR. MARTINEZ (RICARDO) M.D. 664 Farmington Ave. Hartford-Conn. (U.S.A.)

- DR. MARIN (JUAN) Residencia Comodoro Apto. 5, Calle Auyantepuy-Colinas de Bello Monte, Caracas. (Venezuela)
- DR. MERCHAN GABRIEL Calle 57 N° 13-20, Bogotá.
- DR. MURREL (STRATTON C.) 736 Court Street. Jacksonville N. C. (U.S.A.)
- SR. MARTINEZ (ANTONIO) Calle A 505 entre 21 y 23 Vedado, La Habana (Cuba)
- DR. MOSS (HAROLD) 2106 Baynard Boulevard Wilmington, Delaware. (U.S.A.)
- DR. MULLER (J. K.) Am Paulshof 7 Bonn-Venusberg, (Alemania)
- DR. MARTIN (JOHN E.) Box 190 Carrol-Iowa, (U.S.A.)
- DR. ORMAECHA (JAIME) Plaza de Zaragoza 2-3 San Sebastian, (España)
- DR. OTERO (JOSE) Calle Aribau 135, Atico 2ª, Barcelona, (España)
- DR. PEREZ SOTOMAYO (GUILLERMO) Santo Domingo 3370, Cartagena.
- DR. PEÑARANDA (CARLOS L.) Clínica Marly, Bogotá.
- DR. PEREZ JIMENEZ (MARIÑO) Apartado 7, David. Provincia de Chiriquí, Panamá, (Rep. de Panamá)
- DR. DE POOL (HOMERO) Calle Espaillat 54, Ciudad Trujillo, (Rep. Dominicana)
- DR. PESCADOR (JAVIER) Casilla 1187, La Paz, (Bolivia)
- DR. PALAZON (ALFONSO) San Bartolomé 4, Murcia, (España)
- DR. POPI (MARIO) *Canning* 2783, 6º P. 25 Buenos Aires (Argentina)
- DR. RODRIGUEZ (VICENTE) Carrera 13 N° 49-15, Bogotá.
- DR. REINOSO (SALOMON) Clínica de Marly, Calle 50 N° 9-29, Bogotá.
- DR. RODGIN (J. I.) 401 Bland Street. Bluefield, W. Va. (U.S.A.)
- DR. RODA (J. R.) Sorni 15 Valencia, (España)
- DR. ROY (RAYMOND) o.d. 318 S. Alder Street Portland 4, Oregon, (U.S.A.)
- DR. SANTANDER (LUIS) Apartado aéreo 257, Pasto.
- DR. SAVELL (ARTHUR L.) Jenner Chambers 189 Jeppe Street P. O. Box 2018. Johannesburg, (South Africa)
- DR. SELLARD EDMUND (PARKE) 205 South Second, Gallup, New México (U.S.A.)
- DR. SILVA (JOSE MARIA) Clínica de Marly, Bogotá.
- DR. SALLERAS (ALEJANDRO) Melo 1377, Buenos Aires, (Argentina)
- DR. SHWICKERATH (MEYER) Standtische Augenklinik Hufelandstrabg 55 (Essen-Germany)
- DR. SENECHAL (GILBERT) 22 Rue de Lisbonne, Paris, (France)
- DR. STEVENS (L. W.) 129 E Ridgecrest Blod - Ridgecrest - California, (U.S.A.)
- DR. TELLEZ D. (CARLOS) o.d. Carrera 13 N° 51-47, Bogotá.
- DR. TALAYERO (JOSE MARIA) Edificio Monaco Apto. A-31, Plaza Altamira, Caracas. (Venezuela)
- DR. TELLEZ D. (JAIME) Carrera 16 N° 30-25, Bogotá.
- DR. VARGAS (ALVARO) Carrera 15 N° 50-27, Bogotá.
- DR. VILLAVICENCIO (RAFAEL) Avenida 10 de Agosto 869, Quito, (Ecuador)
- DR. WILHELM (A. C.) 21 1/2 North Andrews Ave. Ft. Lauderdale, Florida, (U.S.A.)
- DR. WINZ (CARLOS) Calle 12 N° 7-75, Bogotá.
- DR. WIEGELIN (E.) Universitaets Augenklinik. Bonn-Venusberg, (Alemania)
- DR. WESLEY (NEWTON) The Plastic Contact Lens Co. 5 South Wabash Avenue Chicago 3, Illinois, (U.S.A.)
- DR. ZAFRA (ARTURO) Calle 37 N° 19-27, Tel. 454-215, Bogotá.
- DR. ZETTEL (JOHN) 612 Euquires Bldg. Cincinnati 2, Ohio, (U.S.A.)

LISTA DE CANJES

<i>Ohio Journal of Science</i>	EE. UU.
<i>Israel Medical Journal</i>	Israel
<i>Archivos de la Facultad de Medicina de Zaragoza</i>	España
<i>American Journal of Optometry</i>	EE. UU.
<i>Journal of the American Optometric Association</i>	EE. UU.
<i>Archivos de la Sociedad Oftalmológica Hispano-Americana</i>	España
<i>Brithis Journal of Physiological Optics</i>	Inglaterra
<i>Archives de la Société d'Ophtalmologie de la Grèce du Nord</i>	Grecia
<i>Transaction of the Ophtalmological Society of Australia</i>	Australia
<i>Anales del Instituto Barraquer</i>	España
<i>Illinois Medical Journal</i>	EE. UU.
<i>Boletín del Centro de Documentación Científica y Técnica de México</i>	Méjico
<i>Anales de la Real Academia Nacional de Medicina</i>	España
<i>Contacto</i>	EE. UU.
<i>Universitas Medica</i>	Colombia
<i>Archivos Brasileiros de Oftalmologia</i>	Brasil
<i>Revista Brasileira de Oftalmologia</i>	Brasil
<i>Sociedad Médico-Quirúrgica del Atlántico</i>	Colombia
<i>Encyclopedia of Contact Lens</i>	EE. UU.
<i>Medicamenta</i>	España
<i>Indice Médico Colombiano</i>	Colombia
<i>Boletim da Sociedade Brasileira de Oftalmologia</i>	Brasil
<i>Transactions of the Ophtalmological Society of New Zealand</i>	Nueva Zelandia
<i>The Ohio State University, Health Center Journal</i>	EE. UU.
<i>Salud Pública de México</i>	Méjico
<i>Archivos Chilenos de Oftalmologia</i>	Chile
<i>Atli della Società Oftalmologica Lombarda</i>	Italia
<i>Annales d'Occulistique</i>	Francia
<i>Antioquia Médica</i>	Colombia
<i>Anales de Medicina de la Academia de Ciencias Médicas de Barcelona</i>	España
<i>The Dioptric News</i>	EE. UU.
<i>Optometria</i>	Colombia
<i>Optómetra</i>	Cuba
<i>Boletim Informativo do Centro de Estudos Isaac Salazar</i>	Brasil
<i>The South African Optometrist</i>	Unión Sud-Africana
<i>Anales de la Facultad de Medicina de Montevideo</i>	Uruguay

TECNICA QUIRURGICA PARA LA EXTRACCION DEL CRISTALINO LUXADO Y SUBLUXADO EN EL SINDROME DE MARFAN

FOR

JOSE I. BARRAQUER, M. D.

Bogotá - Colombia

En el volumen primero de los archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría, página 19, publicamos nuestra técnica de extracción de cristalinos luxados y subluxados, consistente en soportar el cristalino con una doble aguja (Fig. 1) insertada por detrás del mismo y a través de la pars-plana del cuerpo ciliar (Figs. 2 y 3).

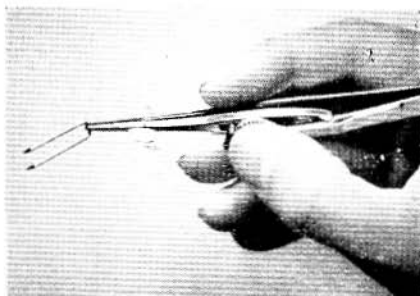


Fig. 1. Doble aguja de José I. Barraquer.

José I. Barraquer's double (two pronged) needle.

Esta técnica la practicábamos con buenos resultados indiferentemente en casos de cristalinos luxados de la más diversa etiología, incluido el síndrome de Marfán, e indiferentemente si el cristalino se hallaba opacificado o era transparente. Al aumentar nuestra experiencia, hemos realizado observaciones que han determinado, para algunos casos, modificaciones en la técnica quirúrgica e instrumental.

En los casos de cristalinos pequeños y transparentes, éste, en alguna ocasión, pasó entre las ramas de la doble aguja, luxándose nuevamente, viéndonos por ello

obligados a cerrar la herida con múltiples puntos de sutura, retirar parcialmente la aguja y colocar el paciente nuevamente en decúbito ventral para reiniciar la intervención.

Para evitar que el cristalino pueda pasar a través de las ramas de la doble aguja, en los casos en que es pequeño y deformable, hemos construido un nuevo instrumento consistente en una triple aguja, en la que no queda entre sus ramas intersticio

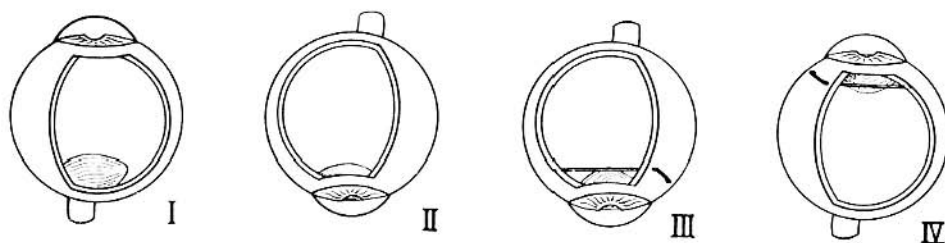


Fig. 2. Colocación de la doble aguja para sostener el cristalino en caso de luxación completa del cristalino.

Placement of the double needle to hold the lens in cases of complete luxation.

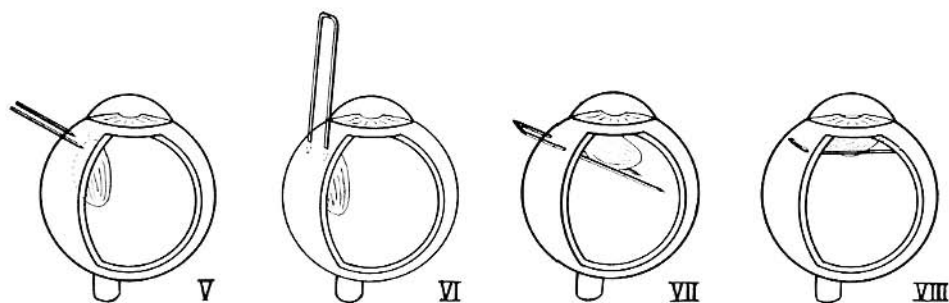


Fig. 3. Colocación de la doble aguja para sustentar el cristalino en caso de luxación incompleta.

Placement of the double needle to hold the lens in cases of incomplete luxation.

suficiente para que el cristalino pueda deslizarse entre ellas y caer en la cámara vítrea (Fig. 4). A la doble aguja se le ha añadido una tercera situada entre sus ramas y un poco más atrás a fin de que se adapte a la curva de la cara posterior del cristalino. La tercera rama es también un poco más corta que las anteriores para facilitar la penetración del instrumento y para que al fijarlo en el otro extremo del globo ocular no sea necesario hacer 3 perforaciones sino que sea suficiente con las 2 clásicas. Estas deben realizarse siempre al nivel de la pars-plana del cuerpo ciliar. La aguja está provista de un pequeño mango similar al de la modificación de Calhoun, publicada por él en el American Journal of

Ophthalmology Vol. 50 p. 701. Este mango, si es pequeño, no entorpece las maniobras operatorias y facilita la colocación de la aguja. Por otra parte, no habría ningún inconveniente en construir un modelo que, como la doble aguja, se maneja con el porta-agujas.



Fig. 4. Triple aguja.

Triple (three-pronged) needle.

La triple aguja se construye en 2 dimensiones, una de 20 mm. de longitud y otra de 25 mm. para emplearla de acuerdo con las dimensiones del globo ocular.

Para evitar tener que practicar una amplísima iridectomía total en los casos de pérdida de vítreo espeso, realizamos, en el síndrome de Marfan con cristalino



Fig. 5. Posición del paciente, operador y ayudante durante la colocación de la doble o triple aguja en los casos de luxación libre del cristalino.

Position of the patient, surgeon and assistants during placement of the double or triple needle in cases of free luxation of the lens.

todavía transparente, la extracción del cristalino a través de una incisión córneoescleral de 10 a 2, ya que estos cristalinos son de pequeñas dimensiones y deformables, por lo que pueden salir a través de una incisión menor. De esta forma

si ocurre una pérdida de vítreo, puede practicarse una iridectomía total y no demasiado amplia sin que ulteriormente se ocasione la deformación y ascensión de la pupila.

Si el cristalino se halla ya opacificado y es duro, deberá realizarse un colgajo de 180 grados de amplitud. En muchos de estos casos, por la antigüedad de la lesión, el vítreo es sumamente fluido por lo que su enclavamiento es de escasas o nulas consecuencias.

La técnica quirúrgica para estos casos de cristalino luxado o subluxado pequeño y deformable y de los cuales es prototipo el Síndrome de Marfán, se compone de los siguientes tiempos:

- 1) Sustentación del cristalino.
- 2) Talla del colgajo conjuntival.
- 3) Incisión córneo-escleral.
- 4) Iridectomía.
- 5) Extracción.

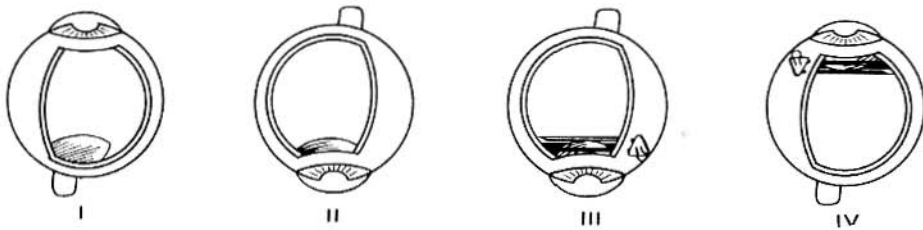


Fig. 6. Esquema mostrando la colocación de la triple aguja para sustentar un cristalino totalmente libre.

Diagram showing placement of the triple needle to hold a completely free lens.

- 6) Sutura córneo-escleral subconjuntival.
- 7) Inyección de aire en cámara anterior.
- 8) Reposición del colgajo conjuntival.

1) Sustentación del Cristalino

El cristalino puede hallarse totalmente luxado y por consiguiente libre en la cavidad vítrea o puede hallarse simplemente desplazado en una u otra dirección. En el primer caso es necesario colocar al paciente en decúbito prono (Fig. 5) hasta que el cristalino ocupe su posición fisiológica. Una vez que el cristalino se halla en su lugar, se coloca la triple aguja para mantenerlo en esa posición,

colocando a continuación al paciente en decúbito supino para proceder al resto de los tiempos operatorios (Fig. 6). En la segunda eventualidad, cuando el cristalino se halla desplazado hacia uno u otro sector, la triple aguja puede colocarse con el paciente en decúbito supino. La aguja penetra en general por el lado temporal en frente de la inserción del recto lateral. Si es necesario, en una primera fase puede dirigirse un poco hacia el centro del globo para no lesionar el cristalino, pero el avance de la aguja en esta dirección debe ser el mínimo necesario a fin de que al poner la aguja en forma horizontal, ésta no arrastre hacia adelante la trama del cuerpo vítreo (Fig. 7). En ambos casos, la aguja en su contrapunción debe clavarse solamente en el espesor de la esclera no siendo en absoluto necesario que atraviere todo su espesor y menos que las puntas de la aguja asomen a través de la conjuntiva por el otro lado.

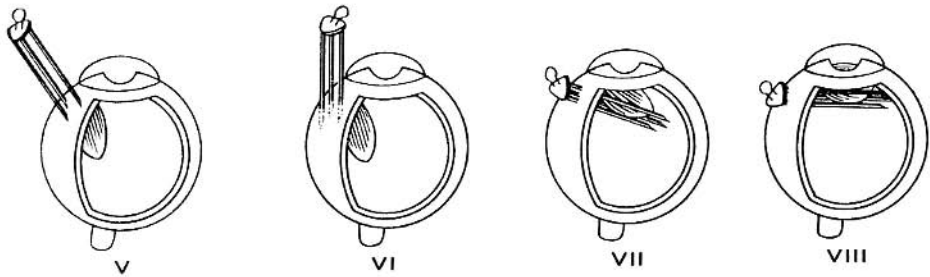


Fig. 7. Esquema mostrando diversos tiempos de la inserción de la triple aguja en un caso de luxación incompleta.

Diagram showing various steps pertaining to insertion of the triple needle in case of incomplete luxation.

2) Talla del Colgajo Conjuntival

Colgajo conjuntival de base limbar de unos 4 mm. de ancho y de 130 grados de extensión. Disección cuidadosa del mismo hasta el limbo, procurando evitar perforaciones.

Hemostasia de las boquillas sangrantes con una varilla de vidrio calentada a la llama. Conviene practicar también una cauterización superficial, con la misma varilla, en la zona en la cual se practicará la incisión córneo-escleral como medida preventiva.

3) Incisión Córneo-Escleral

Paracentesis con hemiqueratomo, realizada a las 10, penetrando a medio milímetro de la inserción de la conjuntiva a fin de dejar una lengüeta de tejido corneal para colocación de las suturas. El hemiqueratomo penetra paralelamente

al plano del iris y avanza aproximadamente la mitad de su longitud. La incisión se agranda hacia la izquierda con la tijera con tope llegando hasta las 2.

4) Iridectomía

Si una vez practicada la incisión se comprueba que el vítreo está totalmente degenerado, puede practicarse una iridectomía periférica, también si se evacúa simplemente el humor acuoso y se aprecia que el vítreo es espeso. Es preferible practicar una iridectomía total si aparece vítreo espeso ya sea antes o después de la extracción.

5) Extracción

La extracción se realiza con pinza capsular. Utilizamos habitualmente el modelo de Arruga. Si se trata de una subluxación, hacemos la presión sobre la cápsula anterior del cristalino junto a su borde libre y éste es llevado con versión hacia la incisión. Si está totalmente luxado, se agarra por la cara anterior junto al borde superior. En ambos casos, así que el cristalino asoma entre los labios de la herida, se ayuda a su expulsión mediante presiones a través de la córnea.

Estos cristalinos son sumamente deformables y pasan con relativa facilidad a través de una incisión aparentemente pequeña. Una vez extraído el cristalino, conviene asegurarse de que no han quedado fibras zonulares enclavadas en la herida pasando una espátula por los labios de la misma.

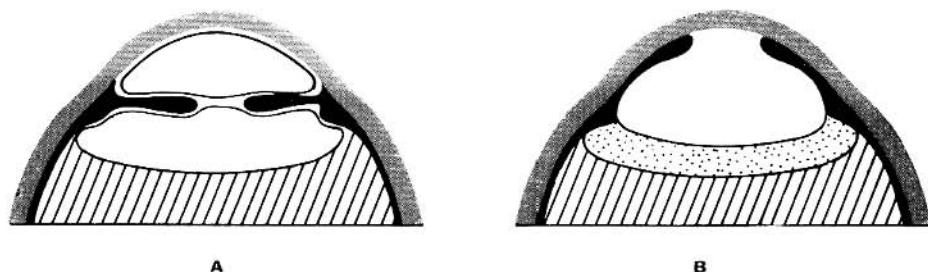


Fig. 8. A - Si la pupila está contraída, el aire inyectado puede formar dos burbujas, una en la cámara anterior se reabsorbe rápidamente o elimina a través de los labios de la herida B. El iris es desplazado hacia adelante provocando el bloqueo del ángulo camerular. A medida que aumenta la cantidad de humor acuoso aumentará la compresión del aire y la hipertensión ocular.

A - If the pupil is contracted the injected air may form two bubbles, one in the anterior chamber and another in the posterior chamber. When the aqueous humor becomes segregated, the air is compressed. The bubble in the anterior chamber reabsorbs rapidly or escapes via the edges of the wound B. The iris is displaced toward the front producing blockage at the angle. As the quantity of aqueous humor increases, air compression and intraocular hypertension will increase.

6) Sutura Córneo-Escleral

Colocación de 4 o 5 puntos córneo-esclerales subconjuntivales con seda virgen. Como se trata de niños en la mayoría de los casos, seguimos empleando la seda virgen de 7 filamentos que es muy bien tolerada y cuya resistencia es mayor que la de 2 filamentos y nos da mayor garantía en prevención de entreaberturas ocasionadas por movimientos bruscos y esfuerzos que frecuentemente realizan estos muchachos durante el curso post-operatorio y durante las curaciones.

7) Inyección de Aire

A fin de reformar la cámara anterior y rechazar hacia atrás el vítreo, inyectamos una burbuja de aire en la cámara anterior. Si el vítreo es claro y degenerado,

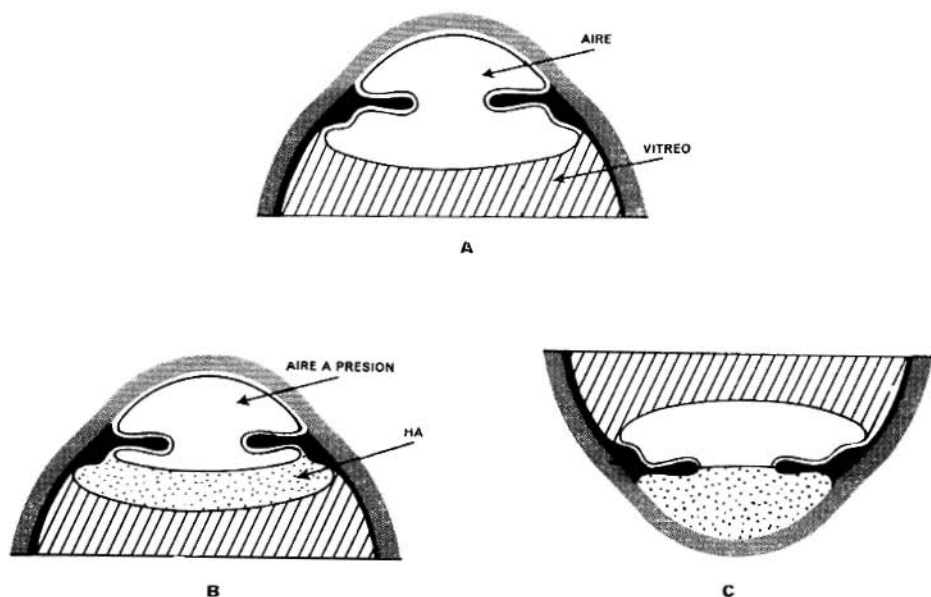


Fig. 9. A - Si la pupila está dilatada, el aire de la cámara anterior y posterior forman una sola burbuja. B - Al segregarse humor acuoso, el aire se comprime y es reabsorbido o sale a través de la herida operatoria. Si la reabsorción del aire es lenta o el cierre de la herida muy sólido, puede provocar síntomas de hipertensión ocular. C - Colocando el paciente en decúbito prono, el humor acuoso llena la cámara anterior y se evacúa por el canal de Schlemm cesando la hipertensión.

A - If the pupil is dilated, the air from the anterior and posterior chambers will form a single bubble. B - As aqueous humor is divided, the air is compressed and is either reabsorbed or escapes via the operative wound. If air reabsorption is slow or the wound has been firmly closed, symptoms of intraocular hypertension may develop. By placing the patient in a prone position, aqueous humor will fill the anterior chamber and can then drain through Schlemm's canal, thus eliminating the hypertension.

la cantidad de aire inyectada puede ser grande, hasta unos 2 centímetros cúbicos en algunos casos (Fig. 9-A). En este caso, cuando se emplea gran cantidad de aire, es conveniente instalar un midriático al terminar la intervención a fin de permitir una libre circulación del aire entre la cámara anterior y la cámara posterior y evitar un bloqueo pupilar.

Una vez firmemente cerrada la herida córneo-escleral se procede con cuidado a retirar la triple aguja. Para ello fijamos el globo ocular en el tendón del recto medio y traccionamos suavemente de la aguja con la mano hasta extraerla totalmente. Si con estas maniobras se vaciase un poco de aire de la cámara anterior, es conveniente inyectarlo nuevamente.

8) Reposición del Colgajo Conjuntival

La intervención se termina con una limpieza cuidadosa de la herida y de los puntos de sutura realizada con una esponjita de polivinilo humedecida en suero fisiológico. Se repone el colgajo conjuntival, el cual se fija mediante una sutura continua realizada con catgut ordinario 5-0.

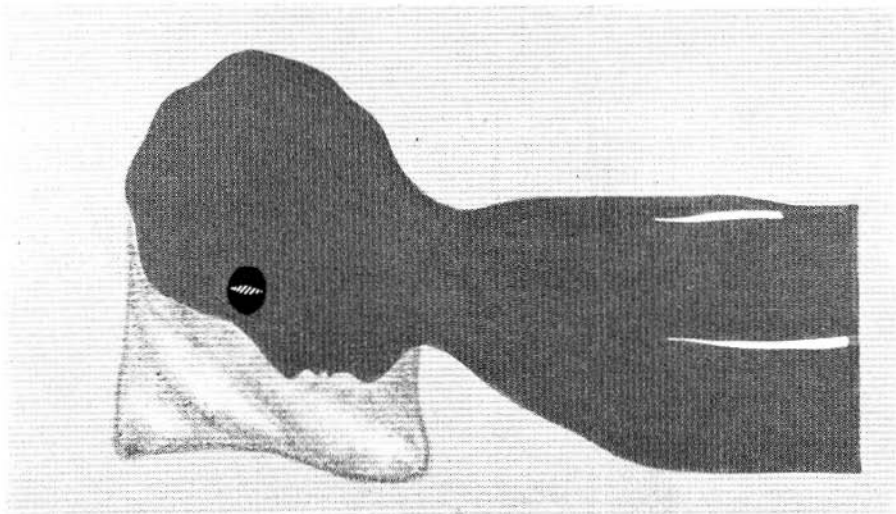


Fig.10. Con el paciente en decúbito prono, el aire se desplaza hacia arriba y el humor acuoso entra en contacto con el ángulo camerular.

With the patient in a prone position air is displaced upward and aqueous humor reaches the filtration angle of the chamber.

Complicaciones Inmediatas

Una complicación precoz, y relativamente específica, puede ser la hipertensión por bloqueo ocasionado por aire. Puede producirse por 2 mecanismos:

1) Si la pupila está contraída y hay aire en la cámara posterior, éste forma 2 burbujas independientes separadas por el diafragma irideo: (Fig. 8-A) al segregarse humor acuoso el aire se comprime reduciéndose su volumen y aumentando su presión. La burbuja de la cámara anterior se reabsorbe más rápidamente, incluso puede escapar a través de la herida operatoria, con lo que desaparece la cámara anterior y el iris se adosa contra la córnea provocándose el bloqueo del ángulo (Fig. 8-A). Al ir aumentando la cantidad de humor acuoso, la tensión del aire aumenta, el bloqueo de la raíz del iris se hace más intenso y aparecen los síntomas hipertensivos.

Si la pupila está dilatada, el aire de la cámara anterior y posterior forman una sola burbuja (Fig. 9-A). Hipertensión se podrá producir, al segregarse humor acuoso y comprimirse el aire (Fig. 9-B), solamente si la herida está firmemente cerrada y no permite la salida del aire.

En ambos casos la hipertensión provocada por bloqueo por aire es una de las complicaciones más fáciles de tratar. Si en el curso post operatorio el paciente aqueja molestias que puedan atribuirse a hipertensión y cuyo mecanismo consideramos por bloqueo por aire, basta colocar al paciente en decúbito prono

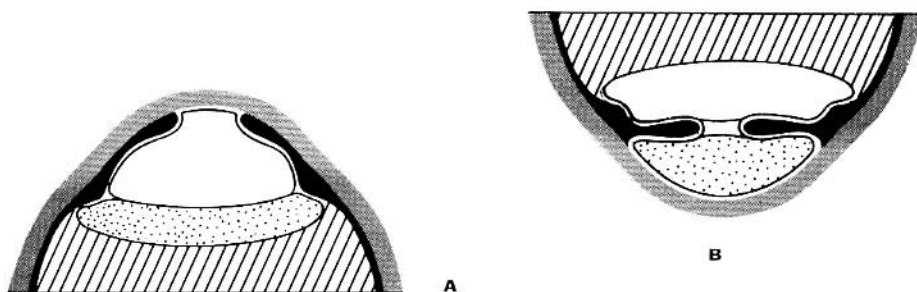


Fig. 11. A - Bloqueo pupilar por la raíz del iris mantenida por burbuja de aire, a presión, apresada en cámara posterior. B - Al colocar al paciente en decúbito prono, el humor acuoso llena la cámara anterior y la sintomatología cesa.

A - Fixation of the pupil due to an entrapped compressed air bubble in the posterior chamber exerting pressure on the root the iris. B - When the patient is placed in a prone position, aqueous humor fills the anterior chamber and symptoms subside.

(Fig. 10) durante algunos minutos para que la hipertensión, el dolor y los síntomas subsiguientes cesen pocos minutos. Efectivamente, al colocar al paciente en decúbito prono, el aire se desplaza hacia la parte posterior del globo ocular y el humor acuoso que se estaba acumulando por detrás de la burbuja del aire o sea entre éste y el vítreo, pasa inmediatamente a la cámara anterior (Fig. 9-C) y encuentra una salida normal, por las vías de drenaje, con lo cual cesa la hipertensión (Figs. 10-C - 11-B).

Aparte de la hipertensión por aire por lo demás rara, el curso post-operatorio de esta intervención no tiene complicaciones específicas diferentes a la de la intervención de catarata.

Apartado Aéreo 11056
Bogotá, Colombia

BIBLIOGRAFIA

- 1 BARRAQUER J. I. Tratamiento quirúrgico de los desplazamientos del Cristalino.
- 2 CALHOUN F. P. & HACKLER W. American Journal of Ophthalmology. 50-701. Arch. Soc. Am. Oftal. Optom. 1 30-38, 1958.

SURGICAL TECHNIQUE FOR EXTRACTION OF LUXATED AND SUBLUXATED LENSES IN MARFAN'S SYNDROME

BY

JOSE I. BARRAQUER, M. D.

Bogotá - Colombia

In the first volume of the Archives of the American Society of Ophthalmology and Optometry, we published our technique for extraction of luxated and subluxated lenses, wich consists in supporting the lens with a double needle (Figure 1) inserted behind the lens and through the pars-plana of the ciliary body (Figure 2 and 3).¹

We obtained good results with this technique in luxated lenses of diverse etiology, including Marfan's syndrome, regardless of whether the lens was opaque or transparent. Upon increasing our experience we made certain observations which have determined the desirability, in some cases, of modifications in surgical technique and instrumentation.

If the lens is small and transparent it occasionally slips between the blades of the double needle, again becoming luxated. When this occurs the wound must be closed with multiple sutures, the needle partially withdrawn the patient placed in a prone position before again intervening.

In order to avoid heving small, deformable lenses slip through the blades of the double needle, we have designed a new instrument, a triple needle without sufficient space between the blades to allow the lens to fall through them into the vitreous chamber (Figure 4). Thus, to the double needle has been added a third needle, situated between its blades and slightly behind these, so as to adapt to the curve of the posterior aspect of the lens. The third blade is slightly shorter than the others. This facilitates penetration of the instrument, and when fixing it at the other extreme of the eyeball, obviates the necessity for 3 perforations, the 2 conventional perforations being sufficient. These should always be made at the level of the pars-plana of the ciliary body. The needle has a small handle similar to that of Calhoun's modification². This handle, if small, does not hinder operative technique and does facilitate placement of the needle. On the other hand, there would be no objection to designing a model which, like the double needle, could be handled with the needle-holder.

The triple needle is made in 2 lengths, one 20 mm. and another 25 mm. long. The size of the eyeball would, of course, determine the choice of needle to be used.

In order to avoid performing a very large total iridectomy, through which much viscid vitreous was lost, lens extraction in patients with Marfan's syndrome whose lenses were still transparent was performed through a corneo-scleral incision extending from 10 to 2 o'clock.

These lenses are small and deformable and can, therefore, emerge through a smaller incision. In this manner, if loss of vitreous occurs, a total and not too large iridectomy can be performed without producing deformity and upward displacement of the pupil.

If the lens is already opaque and hard, a 180° flap should be made. In many such cases, due to the long duration of the lesion, the vitreous is very thin. Therefore, its loss is of little or no importance.

The surgical technique employed in cases of small, deformable, luxated or subluxated lenses, of which Marfan's syndrome is the prototype, consists of the following steps:

- 1) Holding the lens.
- 2) Cutting of the conjunctival flap.
- 3) Corneo-scleral incision.
- 4) Iridectomy.
- 5) Extraction.
- 6) Subconjunctival corneo-scleral suture.
- 7) Injection of air into the anterior chamber.
- 8) Replacement of the conjunctival flap.

1) Holding the lens:

The lens may be completely luxated and, therefore, free in the vitreous cavity, or it may simply be displaced in one direction or another. In complete luxations, the patient must be placed in a prone position (Figure 5) until the lens occupies its normal position. Once the lens is in its place, the triple needle is introduced in order to maintain the lens in position. Subsequently the patient is placed in the supine position before proceeding with the succeeding steps (Figure 6). When the lens is merely displaced in either direction, the triple needle may be introduced with the patient in dorsal decubitus. In general, the needle penetrates from the temporal side, in front of the insertion of the lateral rectus muscle. If necessary, in the preliminary phase, it may be directed slightly toward the center of the globe so as not to damage the lens. However, the progression of the needle in this direction should be limited to a necessary minimum so that when the needle is placed horizontally it may not force forward the bulk of the vitreous body (Figure 7). In the contrapuncture side the needle should penetrate only the thickness of the sclera. It is not absolutely necessary that it penetrate the entire thickness, and certainly the points of the needle need not appear through the conjunctiva.

2) *Conjunctival Flap:*

A conjunctival flap 4 mm. wide extending at a 130° angle towards the limbus is made. Careful dissection of the flap to the limbus is done, taking care to avoid perforations.

Control of bleeding from tiny bleeding points is carried out by means of a heated glass rod. As a prophylactic measure it is also desirable to use this same rod to do a superficial cauterization of the area of the proposed corneo-scleral incision.

3) *Corneo-scleral incision:*

Paracentesis is accomplished with a hemikeratome at ten o'clock, penetrating one half millimeter from the insertion of the conjunctiva so as to leave a flap of corneal tissue for placement of the sutures. The hemikeratome penetrates parallel to the plane of the iris and proceeds approximately to half its length. The incision is enlarged toward the left with the butt-equipped scissors, so as to extend approximately to the two o'clock point.

4) *Iridectomy:*

If once the incision has been made it is determined that there is total degeneration of the vitreous, a peripheral iridectomy can be performed. This would apply also if the aqueous humor were evacuated and the vitreous was very viscid. It is preferable to do a total iridectomy if too much viscid vitreous appears either before or after the extraction.

5) *Extraction:*

The extraction is performed with capsular forceps. We generally use Arruga's model. In subluxations, pressure is exerted on the anterior capsule of the lens next to its free edge and the lens is carried by version toward the incision. If the lens is completely luxated, it must be gripped by the anterior aspect next to the upper edge. In either case, when the lens appears between the edges of the wound, pressure on the cornea helps to expel it. These lenses are very easily deformed and pass with relative ease through an apparently small incision. Once the lens has been extracted, it is desirable to run a spatula along the edges of the wound to insure that no zonular fibres remain.

6) *Corneo-scleral sutures:*

The placement of 4 or 5 subconjunctival corneo-scleral sutures of virgin silk follows. Inasmuch as most of these patients are children, we continue to use 7-filament virgin silk. It is very well tolerated and has greater resistance than 2-filament silk. Therefore, it is more likely to prevent opening of surgically closed wounds due to brusque movements and strains common in children during the post-operative course and follow-up treatments.

7) *Injection of air:*

In order to restore the anterior chamber and force the vitreous back, we inject a bubble of air into the anterior chamber. If the vitreous is clear and degenerated, the quantity of air may be large, as much as 2 cc. in some cases (Figure 9A). In such

cases, the instillation of a mydriatic after surgical intervention is desirable. This permits free circulation of the between the anterior and posterior chambers and avoids pupillary block.

Once the corneo-scleral wound has been firmly closed triple needle is carefully removed. To accomplish this, we fix the eyeball in the tendon of the middle rectus and gently pull the needle out with the hand until it is completely withdrawn. If these manipulations permit some of the air to escape from the anterior chamber, re-injection of air is indicated.

8) *Replacement of the conjunctival flap:*

The operative procedure is completed by careful cleansing of the wound and sutures with a polyvinyl sponge dampened in physiologic saline. The conjunctival flap is replaced and fixed with a continuous suture of ordinary 5-0 catgut.

Immediate complications:

Increased intra-ocular tension resulting from air blockage occurs as an early and rather specific complication. Two mechanisms may be involved:

1) If the pupil is contracted and there is air in the posterior chamber, two individual bubbles, separated by the iris diaphragm, form (Figure 8A). When the aqueous humor is segregated the air becomes compressed, decreases in volume and its pressure increases. The bubble in the anterior chamber reabsorbs more rapidly and may even escape through the operative wound, thus causing the anterior chamber to collapse and iris to adhere to the cornea, producing blockage at the angle (Figure 8A). As the amount of aqueous humor increases, air pressure increases, blockage at the root of the iris increases and symptoms of increased intraocular tension appear.

2) If the pupil is dilated, the air in the anterior and posterior chambers forms a single bubble (Figure 9A). An increase in intra-ocular pressure may result when the aqueous humor increases and the air is compressed (Figure 9B) assuming that the wound has been firmly closed and does not permit the air to escape.

In either case, increased ocular tension resulting from air blockage is one of the most easily treated complications. If during the post-operative course the patient complains of symptoms attributable to increased intra-ocular pressure resulting from air blockage, placement of the patient in a supine position (Figure 10) for several minutes will result, within a very short time, in subsidence of pain and other symptoms as well as in resolution of intra-ocular hypertension. When the patient assumes such a position the air is displaced toward the posterior part of the ocular globe. Thus, the aqueous humor which was accumulating behind the air bubble, that is between it and vitreous, passes immediately to the anterior chamber (Figure 9C) and finds its way out through the normal drainage passages, thus resolving the increased intra-ocular pressure (Figures 10C-11B).

Aside from hypertension due to air, which occurs rarely, the post-operative course following this type of intervention has no complications specifically different from those encountered after cataract surgery.

REFERENCES

- 1 BARRAQUER, J. I.: *Arch. Soc. Am. Oftal. Optom.*, 1:30, 1958.
- 2 CALHOUN, F. P., and HACKLER, W.: *Am. J. Ophthal.*, 50:701.

TEORIA FISICA DE LA VISION

POR

TOMAS BARRAQUER CEREZO, M. D.

Madrid - España

El más rudimentario y elemental de nuestros sentidos es, sin duda, el del tacto, que se debe a la acción directa de un objeto sobre la superficie de nuestro organismo. El gusto es debido a la acción directa de las sustancias disueltas en la saliva. El mecanismo del olfato parece ser semejante al de los anteriores, también, por la acción de las sustancias olorosas incorporadas a la secreción nasal. Pero hay dos sentidos que se impresionan a distancia: son, el oído y la vista. La sensación producida en el oído se debe a perturbaciones del aire u otro medio elástico que consisten en ondas alternativas y longitudinales; tales ondas varían en su longitud, frecuencia y manera de vibrar. La variación de longitud determina el volumen del sonido, la frecuencia determina la agudeza del sonido y la manera de vibrar rige la calidad o timbre del efecto sonoro resultante.

Todo objeto que produce un efecto sonoro lo produce mediante la vibración. Dos ondas sonoras pueden anular sus efectos, produciéndose, entonces, un silencio, a causa de las interferencias. Hay vibraciones transversales, como las de las cuerdas de un violín, y vibraciones longitudinales, como las propias de un muelle contraído. La velocidad de las moléculas es de 450 metros por segundo en el aire ordinario; pero como a veces chocan y no siempre viajan en línea recta, sino oblicuas, su velocidad disminuye, reduciéndose a unos 333 metros por segundo. Por lo tanto, los efectos sonoros invierten más de 3 segundos para recorrer un kilómetro y medio. A través del hierro y el acero la velocidad es 15 veces mayor. Lo que llamamos diapasón depende del número de vibraciones de un objeto por segundo. El límite más bajo de estas vibraciones que percibe el oído humano es de 20 por segundo, y el más alto 20.000. Es posible producir ondas aéreas mediante aparatos eléctricos que cuentan centenares de miles por segundo. Estas vibraciones llamadas supersónicas, son inaudibles. Se cree que en el oído humano se

produce por las ondas audibles alguna forma de vibración que, convertida en corriente nerviosa, marcha al cerebro.

El más útil y maravilloso de los sentidos es el de la vista, que permite a todos los organismos debidamente desarrollados reconocer lo que les rodea. La visión se produce mediante órganos altamente diferenciados que captan, transforman e interpretan las diversas vibraciones de las menudas ondas emitidas por todos los cuerpos materiales dotados de luminosidad. Sin estas vibraciones, o sin los ojos que las transforman en corriente nerviosa, que también va al cerebro, no existiría la sensación visual ni tendrían los seres vivientes ninguna actividad comparable a aquella de que disfruta ahora. El hecho de que la luz se transmite en línea recta fue conocido por los grandes filósofos de la antigüedad, pero, con excepción de Aristóteles y algunos de sus discípulos, todos creían que los rayos luminosos iban desde el ojo al objeto y no a la inversa. Aún se puede leer en algún relato novelesco cómo alguno de los personajes quería con sus ojos atravesar la oscuridad. Lo que aún hoy en día algunas personas no llegan a pensar es que la retina es el único punto del organismo donde la energía radiante de determinada frecuencia y longitud de onda, que llamamos luz, se pone en contacto directo, entra en conflicto con unas células nerviosas iguales a las del cerebro. Allí se convierte en corriente nerviosa.

¿Qué diferencia existe entre una y otra energía?. ¿Por qué mecanismo esa energía radiante se convierte en corriente nerviosa?. Contestar a esta última pregunta es el objeto de mi teoría física de la visión.

Sería muy conveniente empezar por conocer, en su más íntima esencia, en qué consiste la corriente nerviosa y qué es la luz, ya que de esa manera estaríamos más capacitados para poder comprender de qué manera se opera dicho cambio. La corriente nerviosa, en un medio orgánico perfectamente organizado, es la equivalente a la corriente eléctrica en el medio inorgánico. Con ella tiene sus semejanzas, pero también sus diferencias. Ella viaja por los nervios de la misma manera que la otra lo hace por los hilos de cobre. No lo hace instantáneamente, sino que requiere cierto espacio de tiempo y lo emplea también para pasar de las prolongaciones de una célula a las de otra a nivel de las sinapsis. Esta corriente influye sobre la eléctrica y, a su vez, es por ella influida; así que entre una y otra hay diferencias pero también hay semejanzas. En esta interacción está fundado el electroencefalograma. En los primeros tiempos del mismo, Rheinberger y Jasper estudiaron en los gatos los cambios del E.E.G. durante el sueño y al despertar y el proceso de activación cortical producido por la llegada de estímulos aferentes que llegan a la corteza cerebral por dos vías diferentes:

1ª La vía directa o larga de los llamados lemniscos.

2ª La vía más medial que pasa por el tronco cerebral.

Ambas han sido estudiadas por Franch, von Amerongen y Magouin, los cuales han comprobado que la primera vía sin sinapsis es recorrida por los estímulos más rápidamente que la vía medial, donde la corriente nerviosa es demorada por la necesidad de atravesar numerosas sinapsis.

La luz es una forma de la radiación o energía radiante que se propaga en línea recta en forma de ondas electromagnéticas. Cuanto mayor es la longitud de una onda es menor su frecuencia, y viceversa.

Distribuyéndolas por orden de disminución de onda y aumento de frecuencia, las ondas se clasifican en: ondas de radio o hertzianas, infrarrojas o caloríficas, rayos luminosos o visibles, rayos fotográficos o ultravioletas o químicos, rayos X, gamma y cósmicos.

La materia no es uniforme; como se sabe, está formada por minúsculas partículas que son: las moléculas, átomos, protones, electrones y fotones. Cuando la carga eléctrica de la masa central protónica de un átomo se equilibra con la de signo contrario (negativa) de los electrones, que en niveles concéntricos y de dirección alternativamente contraria giran alrededor de aquella, nada ocurre, pero, en caso contrario, sucede un salto de un electrón a otro nivel de energía. Este salto se verifica con absorción o, por el contrario, con proyección de fotones y de cuantas de energía. La vibración electromagnética que así se origina se produce con una onda longitudinal eléctrica, a la que acompaña otra onda magnética transversal, o viceversa. Así, modernamente, un rayo de luz se imagina en forma de un cilindro. Una forma de energía puede transformarse en otra siempre que sea de un orden inferior, pero nunca en sentido contrario. Una clase de energía puede actuar sobre otra y de ello hay múltiples ejemplos. No solo esta interacción es frecuencia de onda, como en los receptores de radio, en que las ondas hertzianas obran sobre las eléctricas, sino que también sobre vibraciones tan diferentes como son las sonoras del aire y la corriente eléctrica, y así se ve que para producir una emisión radiofónica hay que hablar o hacer ruido delante de un micrófono. Este mecanismo es esencial, igual al transmisor del teléfono moderno en el cual la energía mecánica de la onda sonora se convierte en energía eléctrica con características vibratorias semejantes. En el micrófono hay conductores eléctricos pertenecientes a un circuito, a través del cual pasa una corriente, las ondas sonoras, mediante un diafragma sensitivo a las variaciones de presión de las mismas ondas, producen variaciones de resistencia que causan a su vez fluctuaciones de la corriente eléctrica, las cuales se reproducen con iguales características a nivel del sistema receptor, en el cual se origina un proceso igual sólo que a la inversa.

Para terminar este necesario prólogo debemos decir que el hecho de ser la luz al mismo tiempo emisión de fotones que pesan y ejercen presión mecánica y

ser, vibración ondulatoria, fue primitivamente una concepción teórica y motivo de disconformidad entre Huygens y Newton, ya que cada uno de estos sabios era defensor de una de ellas; pero es, además, una realidad que ha podido demostrarse experimentalmente. Cada uno de los dichos sabios veía su verdad, y cada una de ellas era una visión parcial de la realidad.

La opinión de Einstein de que la luz pesa, según los cálculos a él se lo decían (en contra de otros autores, que hubieron de rendirse a la evidencia posteriormente), ha tenido su confirmación objetiva al haberse podido observar que el primer rayo de luz que después de un eclipse atraviesa la zona de atracción de un astro es desviado por la acción de la gravedad.

La luz, además, ejerce una presión mecánica en el sentido en que se propaga. Los fotones, en su vertiginosa marcha (300.000 kilómetros por segundo), van chocando con lo que encuentran en su camino y actuando como minúsculos pero innumerables proyectiles, animados cada uno con una cuant de energía. Son en el éter, el equivalente del viento en el aire.

La sorprendente órbita de los cometas es una prueba convincente de la presión mecánica de luz, ya que de las más lejanas profundidades del espacio esa órbita los lleva a las proximidades (relativas) del sol, para describir alrededor del mismo un medio círculo, alejándose de nuevo a las lejanías del espacio de donde vinieron, siendo lo notable que en cuanto van acercándose al sol llevan la cola detrás y, en cambio, al alejarse la llevan delante. La razón de esto es que la cola está formada por la misma materia que el propio cometa, ahora en un elevado grado de rarefacción, de tal manera que para el mismo número de moléculas, es mucho mayor la superficie en que actúa la presión mecánica de la luz.

Parece que Maxwell y Bartoli fueron los primeros en hacer notar la presión mecánica de la luz, pero el primer dispositivo que se debe para su demostración fue el radiómetro de Crookes, que algunos dicen de Lord Kelvin. Consiste en un pequeño molinete formado por cuatro aletas unidas a un eje que se apoya en una punta fina alrededor de la cual puede girar, estando el conjunto en el interior de un globo de cristal, en el que se puede hacer el vacío. Las aletas, que son metálicas, están brillantes por un lado y ennegrecidas por el opuesto. Si una vez que a la luz se hace el vacío en el interior del globo, se observa que el molinete empieza a girar. La velocidad de rotación del molinete aumenta a medida que disminuye la presión interior, o sea, que es mayor el vacío. Pero esto no se cumple indefinidamente, sino que, al llegar a un límite, el enrarecimiento del aire alcanza al máximo para después ir disminuyendo.

Se ha atribuido el movimiento del radiómetro a la presión mecánica de la luz, y si no en todo, en gran parte, esa debe ser la explicación, ha habido quien al ver que la velocidad disminuía al llegar a cierto grado del vacío ha pensado que

se debía al calor, y otros, en vista de los cambios que ese movimiento experimental al sumergirlo en el agua han ideado otras explicaciones que, por su complejidad no son de este lugar, pero que coinciden en querer quitar importancia a la presión de la luz.

Sin embargo, hoy día, la presión de la luz es admitida por todos, y ella, que es un punto muy importante para mi teoría física de la visión, está fuera de toda duda. La Enciclopedia Francesa de Oftalmología le asigna el valor de una dyna, pues esto ha sido calculado, y aún hay más, ya que experimentalmente fue demostrada y medida por Nichols y Hull en EE. UU., y por Lebedef, en Rusia, quienes eliminaron todas las posibles causas de error que pudieran atribuirse al radiómetro de Crookes o de Lord Kelvin.

Recientemente ha venido a colocarse en la actualidad mi teoría física de la visión y la importancia que doy en ella a la presión de la luz a causa de los desplazamientos del satélite artificial americano "ECO", desplazamiento que ha llegado a ser de 5.6 kilómetros diarios y que han hecho cambiar la forma de la órbita de dicho satélite, la cual de ser primitivamente circular, llegó a hacerse elíptica. Datos que los científicos de la N.A.S.A. me han eviado desde América.

También por intermedio del Consejo de Investigaciones Científicas, he escrito al Secretario de la Academia de Ciencias de Moscú, de donde me han enviado los datos antes citados acerca de los trabajos de LEBEDEF, sobre la presión de la luz que ha medido sobre los cuerpos sólidos y los gases así como ha estudiado su influencia en la distancia entre los astros.

Podrá parecer la presión mecánica de la luz demasiado ligera para hacerse sentir por las células de la retina, pero hay, que tener presente la extraordinaria sensibilidad de las células nerviosas y que en este caso no se trata de otra cosa que de células semejantes a las mismas células de la corteza cerebral, muchísimo más delicadas que las de ningún aparato sensorial, y una presión capaz de mover no ya el radiómetro, sino las aspas de platino, semejantes a la hélice de un avión, del aparato de Lebedef, no hay razón alguna que impida suponer que sea percibida por dichas células retinianas. Además hay que tener presente que tanto el radiómetro de Crookes o de Lord Kelvin como el de Lebedef como la cola de los cometas, son accionados por la presión de la luz de un modo doblemente sencillo y como se presenta en la naturaleza: sin aparato alguno que la concentre. En el ojo, por el contrario, los rayos luminosos llegan a la retina después de ser concentrados por el aparato dióptrico que forman el cristalino y la córnea, es decir, después de sufrir una poderosa concentración que multiplica su acción.

Como hemos demostrado, la luz es emisión de fotones, y ahora expondremos sucintamente algunas pruebas de que es al mismo tiempo vibración, es decir, movimiento ondulatorio. En efecto: estas pruebas son evidentes, ya que es clásica

en Óptica Física la hipótesis de que la luz es el resultado de un movimiento vibratorio análogo al que produce el sonido, y definido matemáticamente por las fórmulas del movimiento pendular o vibratorio. Ahora bien, en Acústica se estudia que el carácter principal de ese movimiento es el de las interferencias, caracterizadas por la combinación de ondas que dan lugar a franjas de máximo movimiento, que son sonoras, alternando con otras franjas de reposo que son silenciosas. Si el fenómeno correspondiente tiene lugar, en la Óptica se demuestra la realidad de la teoría ondulatoria de la luz y aquí las interferencias darían franjas luminosas separadas por franjas oscuras: luz, más luz igual a oscuridad, y ello fue demostrado por Fresnel con su clásico experimento de los espejos, en el cual se valía de dos espejos planos ligeramente inclinados que reflejaban un único punto luminoso monocromático, de color rojo. Si un haz luminoso (el de un espejo) caía sobre una pantalla, la iluminación era uniforme, pero caía la luz de los dos espejos el efecto era (gracias a la ligera inclinación de los mismos) una serie de bandas verticales alternativamente oscuras e iluminadas. Con esto quedó demostrada la existencia de un movimiento vibratorio y de un medio en el que se propaga, y así como para el sonido el medio era el aire, para la luz es el éter. Toda energía radiante es vibración del éter, así que nada hay con realidad objetiva que sea luz, nada que sea calor, que sea rayos X, etc., sólo hay vibraciones del éter de diferente frecuencia y diferente longitud compatible con el tamaño de las células de nuestra retina y siempre que el choque de los fotones, por su poca frecuencia, no altere la integridad de las mismas células. Tanto por arriba como por abajo del espectro lumínico hay las ondas calóricas y las químicas que siguen las mismas leyes ópticas (reflexión, refracción, etc.), excepto cuando las vibraciones por su excesiva rapidez, no obedecen a dichas leyes.

Otra prueba muy demostrativa de la vibración y de la interferencia de las ondas luminosas es la fotografía en color por el método de Lippmann. Para ella se requieren dos condiciones:

1^a Que la capa sensible sea continua, homogénea y no formada, como en la fotografía corriente, por pequeños granos metálicos.

2^a Es preciso que esta capa sensible esté adosada a un espejo que refleje la luz.

La placa es después tratada por los procedimientos ordinarios; o sea, ácido pirogálico, hiposulfito sódico, y se van viendo aparecer los colores del espectro en la placa, resultando inalterables. El color es debido a una acción puramente física y el depósito de plata se debe a la acción combinada de la luz directa y la luz reflejada por el espejo y ha tomado la forma de laminillas que materializan por un depósito de plata los puntos de máxima vibración, pues en ellos es donde se han depositado dichas laminillas, ya que están estratificadas, separándolas en cada punto una distancia igual a la mitad de la longitud de onda del color que la redujo.

Queda, después de lo dicho, bien patente que la luz es emisión de fotones que ejercen una presión mecánica, que pesan y que al mismo tiempo esta forma de la energía radiante obra, como todas, en forma de una ondulación. Una vibración con su longitud de onda y frecuencia característica. El prisma y la aberración cromática la dividen, separando las diferentes longitudes, o sea, los distintos colores de los siete por todo el mundo conocidos: pero quedan, por un lado, los infrarrojos, y, por otro, los ultravioletas: aquellos llamados también calóricos, y éstos, químicos. Ahora bien, ¿sería posible que estas dos maneras de actuar de la luz, es decir, la emisión de fotones con su presión mecánica y su peso y su ondulación no actuaran sobre la retina? ¿De qué manera podría esta, tan delicada membrana, permanecer insensible a estas actuaciones de la luz? Sinceramente, nosotros creemos que de ninguna manera, y por ello nos hemos dedicados a buscar en la misma retina las huellas que la luz, como tal presión y como tal ondulación, haya podido dejar impresas.

A lo largo de su perfeccionamiento recorriendo la esfera animal la retina ha llegado desde su primer estado como órgano rudimentario en los primeros peldaños de su evolución filogénica, cuando solo la representaban unas pocas células de la superficie de organismo animal, en las cuales el choque simple y directo de los fotones producía la sensación visual pasando por ejemplares tan variados como los que todos conocéis hasta llegar al estado actual del ojo humano, en que la luz concentrada por el aparato dióptrico (y, por lo tanto, su acción de presión y vibración mucho más concentrado) reproduce una imagen del mundo exterior, como se reproduce un paisaje en la placa de una máquina fotográfica para ser recibidas por las células visuales dispuestas a modo de un teclado, que van a recibir, analizándola finísimamente, esa misma imagen, hay una distancia tan grande que parece que se trata de órganos con funciones diversas, pero, no obstante, hay que reconocer que en grados diversos han de llenar un fin semejante y ello por un procedimiento que en lo fundamental ha de ser también semejante.

Cambios morfológicos observados en la retina por la acción de la luz

1º—*Emigración del pigmento.* — Sabida es la estrecha relación de las células de la capa pigmentaria con los conos y bastones, ya que cada una de las primeras, es decir, de las células pigmentarias, forma una especie de capacete para recibir a una célula visual.

Ya en 1878 Kune, y luego Ditley, en 1907, demostraron la diferente adhesión de la capa pigmentaria con el resto de la retina en un ambiente oscuro o iluminado. Efectivamente, enucleado un globo ocular a una rana sacrificada a la luz y a otra sacrificada a oscuras, si a continuación se abren los ojos, seccionándolos por el ecuador, se comprueba que la retina iluminada adhiere, mientras que la otra se separa fácilmente.

Los experimentos de Angulucci Kune, van Genderen y otros, demuestran que los granos de pigmento de las células de este nombre gozan de la propiedad singular de moverse y ocupar diferentes posiciones según estén expuestos a la luz o se encuentren en la oscuridad; bajo la acción de la luz avanzan entre los conos y los bastones y descienden hasta la limitante externa; por el contrario, bajo la influencia de la oscuridad se retiran de las prolongaciones celulares al cuerpo de la misma célula y ya no recubren más que el extremo externo de las mismas. En cuanto a los bastones, aún quedan algo más retirados.

Ahora bien: ¿qué ocurre cuando hay iluminación? Entonces los granos de pigmento emigran a las prolongaciones celulares y delante del bastón apenas queda pigmento; solo lo hay a los lados formando a cada bastón un estuche aislador; en cambio, delante del cono sí queda pigmento y, por lo tanto, a nivel de la punta del mismo, la luz que atraviesa dicha célula visual de delante atrás es reflejada como en un espejo y lo vuelve a atravesar en sentido inverso, es decir, de atrás adelante. De esta manera, la luz, en el bastón se conduce como en la fotografía corriente, pero en el cono lo hace como en la fotografía en colores de Lippmann, ya que ese autor, como hemos dicho, ponía un espejo detrás de la placa fotográfica y la naturaleza pone detrás del cono el espejo de su célula pigmentaria correspondiente. El bastón se ha introducido dentro del capaxete que le forma su célula pigmentaria correspondiente y eso ha hecho parecer a algunos autores que esa célula visual se alarga en la luz, cuando, según hemos comprobado, todas las células visuales se acortan y se ensanchan por la acción de la iluminación.

2^o—*Fenómeno de van Genderen Strot*. — Este fenómeno es conocido desde hace ya tiempo, ya que van Genderen Strot lo describió en 1887, y consiste en el acortamiento de los elementos celulares de la retina por la acción de la iluminación. Este fenómeno fue especialmente descrito con referencia a los conos, pero la cromática de los núcleos de las células visuales (granos externos) parece más abundante en las retinas oscurecidas, porque en las iluminadas, al retraerse, parece menos abundante. Hay que insistir en que cuando los atraviesa, el núcleo de las células bipolares sufre cambios semejantes, antes del paso de la luz son redondos, la misma luz los reduce en la dirección en que los atraviesa. El núcleo de las células bipolares sufre cambios semejantes y lo mismo ocurre, aunque tal vez en menor grado, a la cromatina de las células ganglionares. Estos cambios han sido comprobados por observadores de diferentes épocas, como Pergens, en 1890; Mann, en 1890; Bisch Hirschfeld, en 1900 y 1906. Según Denissenko y Angelucci, el protoplasma abundante de las células ganglionares se reduce por la acción de la luz, resultando mayores los espacios intercelulares. Parece que la diferente calidad no influye de diferente manera sobre este fenómeno, aunque según Engelman, sean más activas las radiaciones cortas del espectro, cosa lógicamente explicable, ya que cuanto más corta es la longitud de onda más rápida es la vibra-

ción y, por lo tanto, es más frecuente el bombardeo de los fotones. Según Hertel en la rana y en algunos peces, los rayos ultravioletas de 330 y de 226 milicrons serían activos, así como por el lado infrarrojo los de 830 también serían activos. En vista de ello, dice Magitot que, considerando la contracción en relación estrecha con el acto de la visión sería la sensación de estos animales más extensa que la nuestra, limitada a las longitudes de onda comprendidas entre límites más estrechos.

Hertzog, en 1905, comprobó que este fenómeno se produce hasta en un animal con los dos nervios ópticos seccionados y de ello deduce su independencia del acto visual. Verdaderamente el animal con los dos nervios ópticos seccionados, es evidente que no ve, pero que el fenómeno del cambio de forma de las células se produzca, aún en estas circunstancias, significa que la acción de la luz es directa y, por mecanismo físico, independiente de toda acción refleja por mecanismo nervioso.

En mi teoría física de la visión he relacionado los cambios físicos dichos con la presión mecánica de la luz y creo que es muy lógico pensar de esta manera. En efecto, si la presión de la luz es capaz de mover las aspas del molino de metal de Crookes o de Lord Kelvin, sobre todo (ya que en él se evitan las causas de error del anterior) si es capaz de mover el dispositivo semejante a la hélice de un avión de Lebedef; si la luz ejerce una presión sobre la cola del cometa; si, además, pesa y todo ello lo hace sin necesidad de ningún dispositivo que concentre los rayos luminosos, ¿por qué no vamos a admitir que una vez concentrada por el aparato dióptrico que en el ojo forman la córnea y el cristalino sea capaz de ejercer una acción deformadora sobre las células ultrasensibles de la retina? Modernamente, mi tesis adquiere mucha mayor verosimilitud al haberse comprobado los cambios que esa presión mecánica ha impreso en la órbita del satélite americano "ECO" según anteriormente hemos puesto de relieve.

Es evidente que la acción de la presión mecánica de la luz se puede invocar como causante de los cambios físicos de la retina, ya que esta membrana, en su totalidad, sufre un gran adelgazamiento cuando se la ilumina, las células ganglionares se reducen y precisamente lo hacen en el sentido en que la luz las atraviesa, es decir, de delante atrás y, como consecuencia de ello, los espacios intercelulares se ensanchan. Los núcleos de estas células y los de las células bipolares sufren cambios semejantes y el pigmento de las células de este nombre es rechazado a las prolongaciones celulares a causa de que la célula visual correspondiente se ha introducido dentro del cuerpo de la misma célula pigmentaria.

Conocidas son de todos vosotros las teorías, numerosas, que se han propuesto para explicar el mecanismo de la visión, como la de Maluquer y otras, entre las cuales se destaca el magnífico esfuerzo que representa el trabajo leído en el Con-

greso de Canarias por el doctor Marín Amat. Mi propósito al idear mi teoría, que llamo física, fue el de aclarar únicamente el proceso seguido por la naturaleza para transformar, a nivel de la retina, la energía luminosa en corriente nerviosa, ya que pienso que esto es lo más interesante y el punto primero y principal después del cual se aclara más fácilmente el papel representado por las células del C.G.E., el del T.C.A. y el de la corteza cerebral.

Es de notar el defecto manifiesto en que incurren la mayoría de las teorías existentes, ya que se han preocupado mucho de explicar el proceso de la visión coloreada y muy poco o nada de la visión luminosa. Es bien evidente que visión de la luz, como tal luz, es el fenómeno básico y la visión de la forma, del movimiento y del color son secundarias. Esta consideración es la que me ha obligado a estudiar primeramente la sensación luminosa. A propósito de esto es interesante recordar el fenómeno conocido con el nombre de intervalo fotocromático o "scax" del espacio de tiempo que transcurre entre el umbral incoloro (cuando comienza a percibirse algo) y el umbral cualitativo (cuando se puede apreciar el tono de esa sensación que al principio fue acromática) ya que una radiación monocromática, cuando actúa en zona extrafoveal, con una luminancia muy baja, se percibe primero como tonalidad indefinida (un gris o un blanco sucio), percibiéndose el color de la radiación cuando va aumentando en luminosidad.

El hallazgo de la púrpura visual, rojo de Boll o de la retina y su reducción por la luz, ha sido causa de suponer que el substratum del fenómeno de la visión era de orden químico, en vez de reducir el papel de la púrpura al de simple sensibilizador. Esto se ha pensado así con la misma falta de lógica con que se podría pensar que a nivel de las sinapsis todo el trabajo era realizado por la acetilcolina.

El descubrimiento de los fenómenos entópticos y la visión en virtud de los mismos de la circulación de la sangre en los capilares retinianos, ha sido causa de pensar que solo era sensible, entre todas las capas de la retina, la de los conos y la de los bastones, ya que estos elementos celulares se encuentran por detrás de aquellos capilares. Creemos excesiva esa deducción y que, en realidad, si bien la visión más detallada corre a cargo de las dichas células, llamadas por eso células visuales, hay otros elementos sensibles en la retina como las mismas células ganglionares.

Pruebas y argumentos en favor de la teoría física de la visión

1º—La rapidez de las sensaciones luminosas y cromáticas.

Sabido es que la sensación luminosa es la fundamental; luego vienen la apreciación del color, de la forma del movimiento. Sabido es también que la sensación luminosa que es la fundamental, es la más rápidamente percibida y por todo

ello resulta curiosamente inexplicable que, habiendo muchas teorías que pretenden explicar la percepción de los colores, muy pocos autores se han preocupado de la visión luminosa. La rapidez de estas sensaciones es tal que ninguna reacción química las podría explicar, máxime cuando, al fin y al cabo, los reactivos son proporcionados por la circulación sanguínea y la nutrición celular. El mismo Wald, campeón moderno entre los defensores de las teorías químicas, es quien más ha estudiado la reducción y regeneración de los pigmentos retinianos. Dice en un trabajo leído en el Instituto Daza de Valdés, en 1933, y titulado: "The chemistry of visual excitation": "El espacio de tiempo que emplean en su adaptación a la oscuridad las células visuales es, es por su excesiva duración, incompatible con la rapidez de las sensaciones visuales. En el hombre, los conos necesitan más de 5 minutos para conseguir esa adaptación y los bastones requieren una hora. La síntesis de la iodopsina y de la rodopsina, en solución, requieren el mismo tiempo. En el pollo, a la temperatura de la habitación, la síntesis de la iodopsina requiere 3.5 minutos y la de rodopsina una hora, y sabido es que siempre se ha considerado a los bastones como los órganos de la visión crepuscular y a la púrpura o rodopsina como sensibilizador indispensable."

Este mismo autor, que tanto ha estudiado el pigmento de los conos o iodopsina y el de los bastones o rodopsina, y considera a estas sustancias como deformadas cada una por un carotenoide coloreado, unido a una proteína específica, acaba por decir: "Si hasta ahora no se sabe casi nada del mecanismo de la visión de los colores en los mamíferos, ello no es por falta o defecto de las posibilidades químicas"; lo cual es confesar que, a pesar de esta todo lo de la química de los pigmentos visuales, su reducción y regeneración conocido, ello no explica el mecanismo de la visión. Un proceso físico, en cambio, puede tener, y de hecho tiene, una rapidez que no solo iguala, sino que puede rebasar la de la visión. En efecto, el cine no sería posible, si la sucesión de las fotografías que forman una película (mecánica, o sea, física), no fuera más rápida que la visión.

2º—El fenómeno de Stiles Grawford.

En 1933, estos autores descubrieron el interesante fenómeno de que de dos finos rayos luminosos que inciden sobre la retina —uno perpendicular a su superficie y oblicuo el otro— para ser los dos percibidos de la misma manera, necesita, el segundo, es decir, el oblicuo, cinco veces más intensidad. Es evidente que la explicación consiste en que en el primer caso los fotones ejercen sobre la célula visual una presión normal, y en el segundo caso una presión oblicua. Por medios químicos, este fenómeno sería inexplicable, ya que una vez puesto el rayo luminoso en contacto con la sustancia, la reacción química se produciría inmediatamente. En un ojo con la pupila muy dilatada es donde mejor se puede realizar este fenómeno, ya que es más evidente cuanto mayor es la separación existente entre los dos rayos luminosos: el central y el periférico.

3º—El fenómeno de la discriminación.

Se llama así a la visión individualizada de dos puntos en el espacio. Así como en la piel para percibir como objetos distintos las dos puntas de un compás con el cual se nos presiona es preciso que esas dos puntas tengan determinadas separaciones o, de lo contrario, nos impresionan como una sola, así en el ojo, para distinguir dos puntos en el espacio necesita que entre los dos haya también determinada distancia. Se dice que esa distancia ha de ser de un minuto, aunque hay personas que solo necesitan 60 segundos y aún menos, y ello se debe a que entre dos células visuales, percibiendo cada una un punto, es necesaria la existencia de una célula intermedia.

Ahora bien; si suponemos una célula con las sustancias que la empapan reducida y otra sumamente próxima con las sustancias sin reducir, no nos podremos explicar que al poco tiempo no se produzca una mezcla de dichas sustancias y una borrosidad inevitable de la imagen. Por la misma razón, los bordes de todas las imágenes carecerían de nitidez a causa de la mezcla que se produciría a ese nivel de las sustancias reducidas del interior de la imagen con las no reducidas del exterior.

Han sido muchas las discusiones acerca de la localización de los pigmentos y su posible difusión, pero es indudable que se produce la púrpura a nivel de las células pigmentarias y que empapa el artículo externo de los bastones pero no de los conos. Si su papel fuera tan importante en la visión coloreada sería imprescindible a nivel de estas últimas células, que son precisamente el órgano de la visión coloreada y que ocupan la mácula, que es la zona más sensible de la retina.

Se han pretendido salvar los obstáculos que la difusión de la púrpura representa, suponiendo que la dicha difusión sería mayor (o única), dentro del mismo cuerpo del bastón, sin atravesar membranas celulares, cosa imposible de sostener, ya que, como acabamos de decir, al mismo bastón le viene de fuera, pues él no la produce, y, por lo tanto, ha de atravesar la membrana de estas células.

Se ha supuesto, contra toda lógica, que entre el segmento externo y el interno de dicha célula existía una impermeabilidad para los carotenoides, pero la reacción al cloruro de platino demuestra su presencia fuera del artículo externo de los carotenoides y también en las fibras de los bastones. Hasta en los bastones sinápticos, la presencia de dichos carotenoides se manifiesta bajo la forma de una mancha oscura producida por la reacción del yodo y del ácido ósmico.

4ª—Las experiencias de Land.

Landa colocó dos proyectores y delante de cada uno una hendidura con filtros amarillos diferentes, proyectando dos dispositivos en blanco y negro represen-

tando la misma escena. Los rayos amarillos pasan a través de estas fotografías y al superponerse sobre la pantalla, contra todas las predicciones no aparecen en amarillo, sino que, con dramática sorpresa, vemos que la imagen aparece proyectada con todos los colores, cada uno en el sitio correspondiente.

Hizo otra experiencia también con dos proyectores: uno, con filtro rojo, y otro, sin ningún filtro. De acuerdo con la teoría clásica, la combinación de rojo y blanco no puede dar a la proyección más tonalidad que un rosa más o menos intenso, y, en efecto, si no hay fotografía en los proyectores parecerá la pantalla coloreada de rosa. Se colocan los dispositivos en blanco y negro en los proyectores e instantáneamente aparece la imagen con sus vivos colores; si se quita el filtro rojo el color desaparece y vemos la imagen en blanco y negro; ponemos de nuevo el filtro rojo y reaparece todo el colorido.

Estas experiencias echan por tierra todas las teorías que suponen la existencia de diferentes sustancias para los colores fundamentales (sean dos, tres o cuatro) y también las que admiten en la retina dos, tres o cuatro clases de elementos receptores, cada uno de la sensación de uno de los colores llamados fundamentales.

Al trabajar con un color determinado no lo hacemos con una única longitud de onda, sino con una faja de longitudes, es decir, todas las longitudes que se encuentran entre los colores que limitan al nuestro por un lado y por otro, y el ojo hace su composición con diferentes longitudes, a cada una de las cuales da, en virtud de un proceso tanto físico como psíquico, un valor que no es fijo ni absoluto en sí mismo, sino en relación con los demás.

Recientemente (en junio de este año), he obtenido una prueba decisiva de que el funcionamiento de la retina es físico estudiando el encefalograma de enfermos con desprendimiento de retina. Sabido es que el cerebro en reposo produce las ondas que los encefalografistas llaman onda Alfa; sabido es que las ondas son bloqueadas y desaparecen al abrir los ojos, el problema era saber qué ocurría al iluminar una retina desprendida, ya que como es sabido la retina en estas condiciones no tiene ninguna sustancia, ya que estas se producen a nivel de la capa pigmentaria y ésta no sigue al resto de la retina cuando se desprende. Yo pensé que si la retina desprendida, es decir, sin sustancia alguna, al ser iluminada bloqueaba las ondas Alfa, era una prueba del funcionamiento físico de la retina y con la natural ansiedad hizo esta prueba en mi presencia y con mi ayuda el doctor Oliveros, en el servicio de electroencefalografía del Hospital Central de la Cruz Roja y el resultado fue completamente positivo como se puede ver las gráficas adjuntas (Fig. 1). Incluyo también una fotocopia del documento firmado por el doctor Oliveros en que da fé de la realidad de este experimento.

Son sumamente interesantes los cambios que la acción de la luz ocasiona en las células pigmentarias (Fig. 3). Como es sabido, estas células forman como

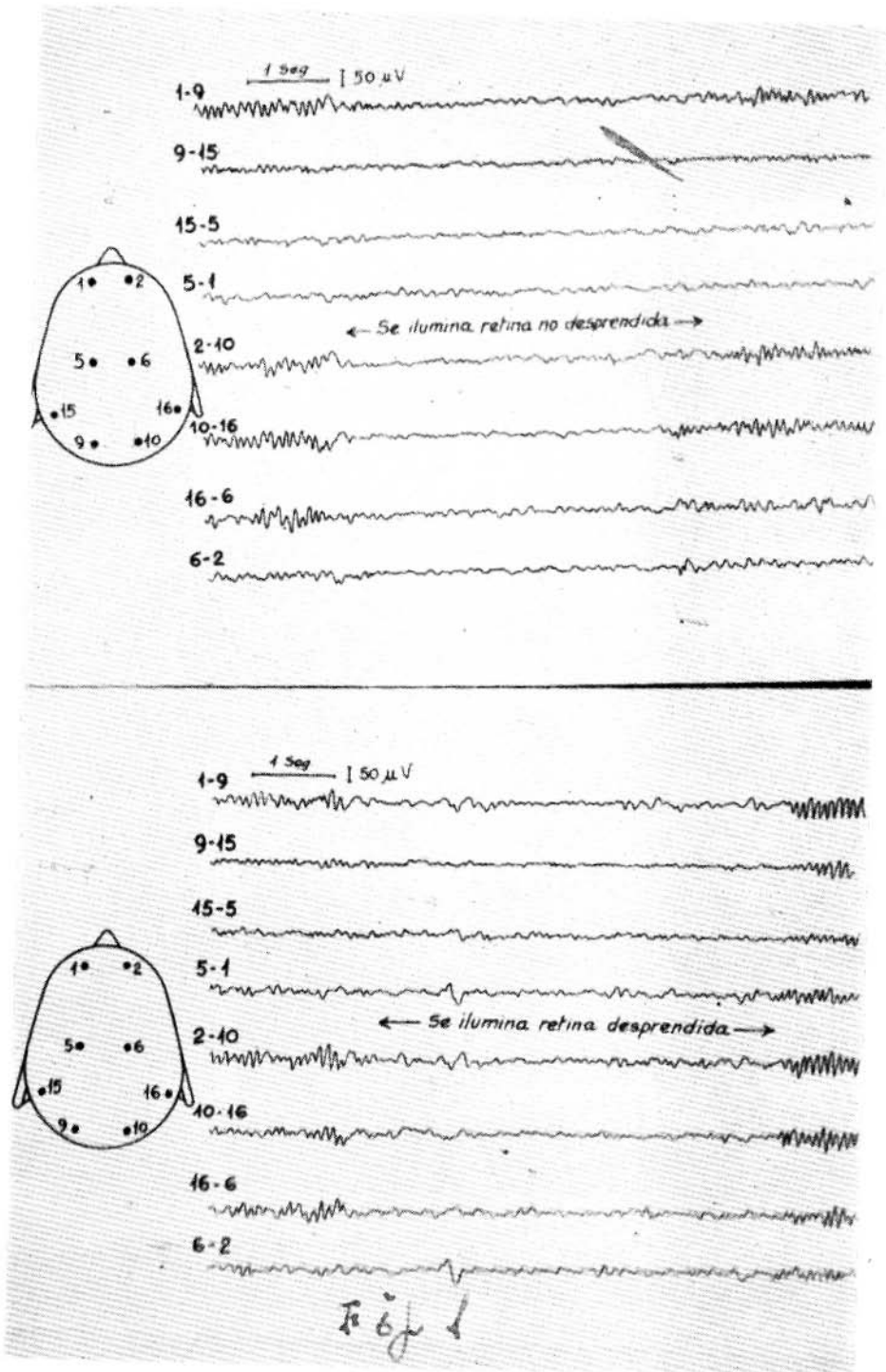


Fig. 1

una especie de capacete a cada una de las células visuales (conos y bastones) y envían entre ellas prolongaciones protoplásmicas que les sirven de aisladores, estas prolongaciones para cumplir su función aisladora y evitar el deslumbramiento, y también para reflejar la luz, están ocupadas por granulaciones pigmentarias de melanina, estas granulaciones también se encuentran en el cuerpo celular rodeando al núcleo y ofrecen aquí la particularidad (que las diferencia de las existentes en otros órganos) de aparecer cristalizadas (sin duda con objeto de reflejar mejor la luz). El bastón, como es más largo penetra más en el cuerpo de la célula pigmentaria correspondiente que el cono es más corto. Después de re-

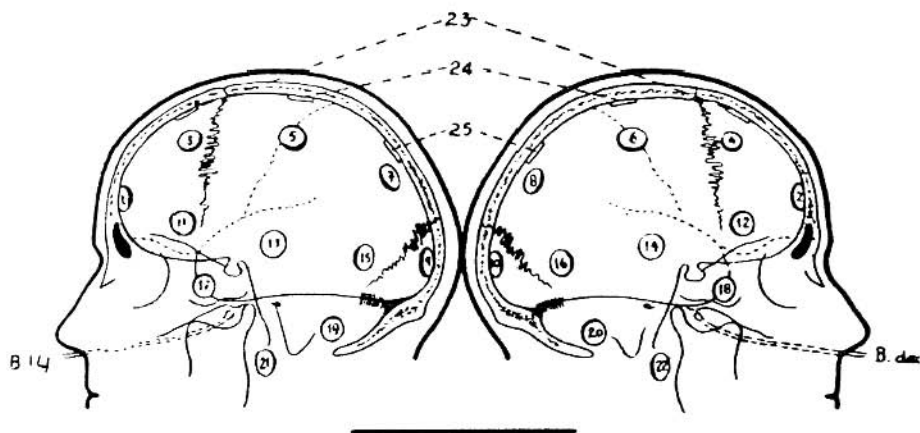


Fig. 2. La estimulación verificada iluminando la retina desprendida, produce una reacción de bloqueo del alfa exactamente igual que cuando se ilumina la zona de retina no desprendida.

cibir una impresión luminosa las granulaciones pigmentarias son rechazadas a las prolongaciones protoplásmicas, dejando el cuerpo celular libre y casi solo ocupado por el núcleo, cosa más evidente en las células pigmentarias para bastón, ya que éste, como acabamos de indicar, es más largo que el cono. ¿Cuál puede ser la causa de esta emigración del pigmento? A nuestro modo de ver, es, también, efecto de la presión mecánica de la luz que, transmitida por conos y bastones, los hace ahondar en el capacete que les forma la célula pigmentaria correspondiente, y esa presión es la que rechaza las granulaciones del pigmento del cuerpo celular a las prolongaciones. Esta emigración resulta, como es lógico suponer, mayor en las células pigmentarias para bastón que en las correspondientes a los conos, ya que éstos son más cortos, y así, por delante del extremo distal del bastón, no queda, apenas, pigmento, mientras, en cambio, queda bastante por delante de los conos. Parece a primera vista, que la importancia de este hecho no ha de ser grande y, sin embargo, es verdaderamente del cono, es a nivel del mismo, mucho

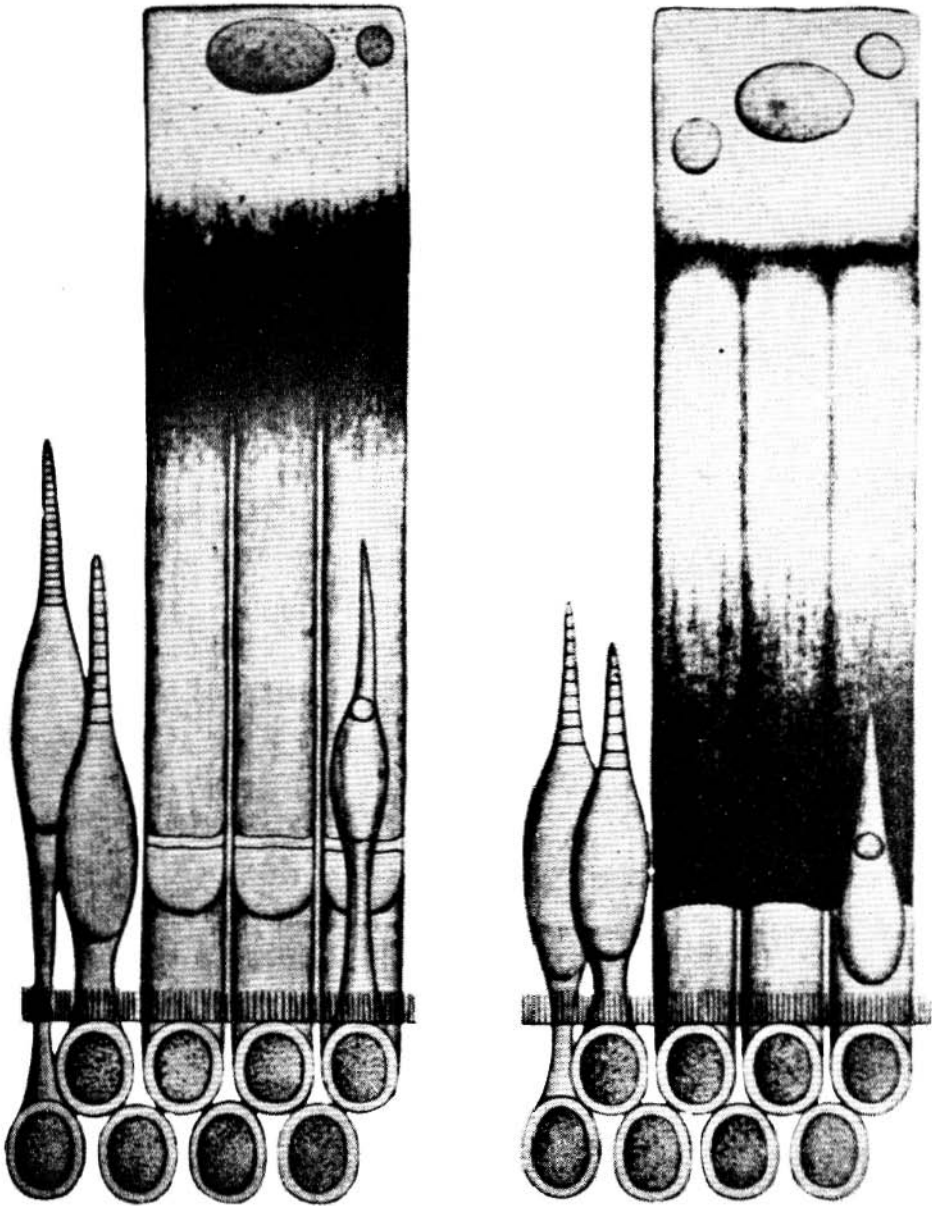


Fig. 3. En estos dibujos se puede observar la disposición de las células visuales y pigmentarias en la obscuridad y a la acción de la luz. Como se ve, en la obscuridad (dibujo de la izquierda), el pigmento se sitúa hacia el cuerpo de su célula pigmentaria correspondiente, alrededor del extremo de los bastones y muy separado

más intensa la reflexión de la luz, que así, después de atravesar el cono de delante atrás vuelve a atravesarlo de atrás adelante produciéndose, entonces, lo que en Física se llama interferencias, con sus puntos de mínima y máxima vibración, o sean los llamados nodos y vientras? ¿Qué resultado puede tener este fenómeno y la diferente manera de producirse en los conos y los bastones? Poco se han

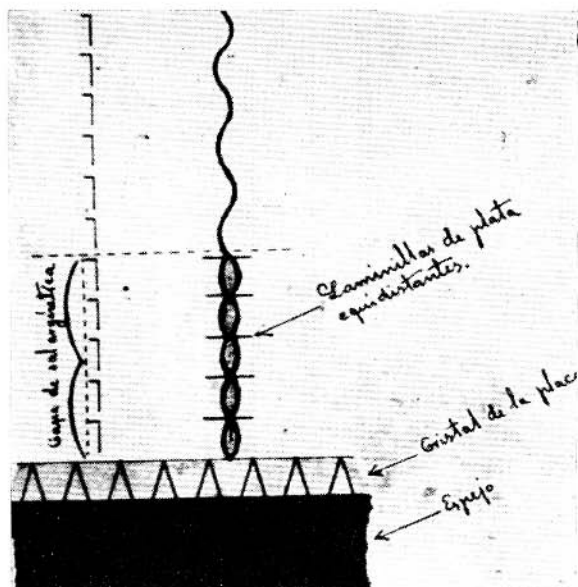


Fig. 4 Esquema gráfico de la fotografía en colores de Lippmann. La plata, reducida en laminillas microscópicas equidistantes, materializa las interferencias luminosas. Fenómeno idéntico a la disposición de los discos en los conos.

fijado en un punto tan importante los investigadores y solo Rahelman habló de ello pero de una manera vaga. Nadie sin embargo, se ha fijado en la diferente manera de conducirse la luz y producirse su reflexión en las células pigmentarias para bastón (órgano de la visión coloreada). Ahora bien, esta diferencia tiene una importancia verdaderamente extraordinaria, ya que es la misma diferencia que existe entre la fotografía ordinaria y la fotografía en colores; en la primera solo se reduce la plata en un polvillo amorfo ya que solo intervienen en ella la luz y la sal de

del extremo de los conos. En cambio a la luz (dibujo de la derecha), el pigmento deja libre el cuerpo celular y el extremo de los bastones y desciende hasta quedar precisamente delante del extremo de los conos, para los cuales ha de representar el papel que representa el espejo en la fotografía en colores de Lippmann, produciendo, con la reflexión, las interferencias vibratorias, y con ellas la disposición de la plata en laminillas equidistantes y separadas en cada punto por la mitad de la longitud de onda del color reductor, que es lo mismo que observamos ha dispuesto la Naturaleza en los conos perceptores seguramente del color, cuya semilongitud corresponde con la separación de tales discos.

plata de la placa, mientras que en la fotografía en colores suceden cosas de muy diferente manera (hay que tener presente que al hablar de la fotografía en colores nos referimos, únicamente, a la sola que merece este nombre sea a la de Lippmann y no a las demás que pueden llamarse fotografías coloreadas). En la fotografía en colores decimos, hay, además de la placa, un espejo, que primitivamente suplía Lippmann con una cubeta de mercurio, colocada detrás de la placa, y en ese espejo se reflejaba la luz y, después de atravesar la sal argéntica de delante atrás, volvía a atravesarla de atrás adelante, lo cual hacía, que a su nivel tuviese lugar la formación de las interferencias. Ahora bien, examinadas microscópicamente tales placas se vió que la plata en ellas, lejos de reducirse en polvillo amorfo, lo hacía en forma de laminillas, y que estas laminillas estaban en cada sitio (Fig. 4) separadas por una distancia igual a la mitad de la longitud de onda del color que las redujo. Por eso, al mirarlas al trasluz (no es posible hacer positivas de ellas) solo pasaba por cada punto el color cuya longitud de onda quedó, por así decir, materializado en el espesor de la placa.

Si dicho lo que antecede nos fijamos en el artículo externo de las células visuales veremos que está formado por una sucesión, por un apilamiento de discos, y que la altura de dichos discos es propia y característica de cada célula visual. Y lo más sorprendente es que la altura de tales discos oscila entre límites iguales siempre a un múltiplo de la longitud de onda de un color, de manera que si en la placa de la fotografía en colores solo pasa en cada punto el color de la longitud que a su nivel redujo la plata hay que admitir que por cada célula visual solo, de la misma manera, pasa el color que está grabado en su estructura. O bien cada célula es capaz de percibir las todas y solo nos muestra la última que al atravesarla dejó allí marcada su longitud de onda, haciéndola vibrar al mismo tiempo que pasaba a través de ella. De cualquier manera ello sea nos parece imposible no encontrar en este hecho una razón de causa a efecto.

Plaza de los Salesos 10

EL QUERATOCONO: SU CORRECCION POR MEDIO DE LENTES DE CONTACTO

Un análisis de técnicas, instrumentación y últimos adelantos

POR

VICTOR CHIQUIAR ARIAS, O. D.

México D. F.

Este trabajo fue preparado alentado por el finado doctor Theodore T. Brombach, cuya muerte prematura fue una pérdida irreparable para la Optometría y la Oftalmología.

Parte del material contenido en este trabajo fue enviado a The American Optometric Association cuando hicieron un llamado para trabajos sobre Queratocono para el Simposio Internacional sobre Lentes de Contacto. Aunque incompleto, este material fue enviado al doctor Maurice Poster, Presidente de la Sección del Queratocono del Simposio, para servir como nuestra participación al trabajo que él presentó en colaboración con otros colegas.

La AOA, así como el Distinguished Service Foundation, a quienes partes de este material fueron enviadas, han sido tan amables de dar su autorización para disponer de dicho material, que ha sido aumentado y modificado especialmente para publicación por la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría.

Es mi deseo sincero que este trabajo despierte más preguntas que las que contesta, sirviendo para estimular a otros colegas a mayores adelantos. Ojalá que un mayor intercambio de conocimientos entre los Contactólogos arroje mayor luz sobre el Queratocono, una condición para la cual los Lentes de Contacto se han convertido en una radiante esperanza.

INTRODUCCION

Después de tantos años en que se conoce, diagnostica y describe la condición llamada Queratocono, es de sentirse el poco progreso logrado en relación a la etiología de dicha condición. En el presente trabajo no entraremos en detalles de las varias teorías que pretenden explicar las causas posibles del Queratocono, puesto que existen libros y otras publicaciones que han tratado y analizado esta fase, varios de los cuales están citados en la bibliografía y referencias de nuestro trabajo.

Con relación a la detección o diagnóstico de la condición, es satisfactorio ver que más y más autores han escrito excelentes trabajos sobre los indicios objetivos y subjetivos que sirven para el diagnóstico correcto del Queratocono, y para determinar el grado de desarrollo de la condición. (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11).

Por estos motivos en el presente trabajo nos limitaremos a revisar algunas de las técnicas que se usan para la aplicación de lentes de contacto en casos de Queratocono, y las ventajas y limitaciones que en nuestra opinión tienen. Incluiremos nuestras observaciones y experiencias en el uso de las diferentes técnicas, así como una evaluación crítica de las técnicas originadas por nosotros, como la Técnica de Tres Puntos (Three Point Technique), y la Técnica de Alineación del Cono (Cone Alignment Technique).

Como último punto, ofreceremos un reporte de los refinamientos e innovaciones a nuestras técnicas, y el uso de los Mini-Pupilentes como una medida correctiva y óptica para Queratocono.

Esperamos que la simplificación de nuestra nueva técnica, y las desarrolladas por otros Colegas, así como futuros progresos que sin duda surgirán en este campo, animarán a más Contactólogos a lanzarse a esta fase tan importante de la aplicación de lentes de contacto. Es nuestra convicción que hoy día un caso de Queratocono puede ser resuelto casi tan fácilmente como un caso de miopía, de astigmatismo, de hipermetropía o de afaquia.

Otra de las razones por las que instamos a todo especialista en ojos que se interesa en lentes de contacto, que conozca perfectamente las técnicas para resolver los casos de Queratocono, es que estas técnicas le enseñarán mucho de los problemas y sus soluciones que encontrará en el curso de la aplicación de lentes de contacto en cualquier condición visual, aparte del Queratocono.

Al observar los problemas tan exageradamente marcados de topografía corneal que presenta el Queratocono, hemos podido desarrollar técnicas para solucionar de una manera satisfactoria la adaptación de lentes de contacto a pacientes con problemas ordinarios. El uso del Microscopio con Lámpara de Hendidura y de

la Lámpara de Burton, junto con la Varilla de Presión Chiquiar Arias para simular la presión del párpado para la evaluación correcta de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos, nos han llevado hacia una técnica mejor de la evaluación de dichos diagramas fluoroscópicos, no solo en casos de Queratocono sino en casos de miopía, hipermetropía y alto astigmatismo corneal.

Sería gratamente satisfactorio poder corresponder y cambiar impresiones con Colegas que prueben, o deseen probar, nuestras técnicas, y nos informen de los resultados en sus casos de Queratocono. Si logramos compilar y tabular los resultados individuales logrados por diferentes Contactólogos de varios países, seguramente resultarían importantes estadísticas que serán de mucha utilidad para la Contactología.

Refiriéndonos al tratamiento del Queratocono, solamente mencionaremos aquí el tratamiento por medio de anteojos convencionales, en lo que al restablecimiento de la visión se refiere, es solamente temporal, en muchos casos poco satisfactorio, y al final inútil.

La intervención quirúrgica, tal como la Queratoplastia, tiene su indicación precisa solamente cuando se trata de los casos complicados y cuando la transparencia de la córnea se ha perdido. Aquí podemos citar a Ridley (12) quien menciona entre sus conclusiones para el uso de lentes de contacto en injertos corneales: "Los lentes de contacto han contribuido a la importante tarea al evitar cirugía innecesaria, a la vez que proporcionar gran satisfacción clínica al Especialista cuando la cirugía se hace indispensable". También Rycroft dice que "La decisión de operar es tomada —solamente cuando la agudeza visual obtenida sea con anteojos ordinarios o con lentes de contacto, ya no es suficiente". (13) Silva es de la misma opinión (14).

Tomando lo anterior en consideración, los lentes de contacto aparecen como la única posible solución en la actualidad para la condición de Queratocono. Quizá la investigación futura levante el velo del enigma de su etiología y nos muestre el tratamiento preventivo y curativo. Mientras tanto solamente los lentes de contacto pueden ofrecer al paciente de Queratocono la posibilidad de restablecer una agudeza visual satisfactoria, y quizá un medio de estabilizar o controlar el avance de esta condición.

ADAPTACION DE LENTES DE CONTACTO EN QUERATOCONO

La eficacia de los lentes de contacto en el tratamiento de Queratocono es un hecho establecido que no requiere enfatizar. Todos los que nos dedicamos a la adaptación de lentes de contacto desde hace años, nos hemos maravillado por

las extraordinarias posibilidades de mejoría visual del paciente de queratocono por medio de Lentes de Contacto.

De los triunfos y fracasos del pasado ha llegado el progreso que hoy nos complace reportar (14, 15, 16, 17).

Pasamos a analizar varios métodos que usamos en la adaptación de lentes de contacto en Queratocono, hasta llegar al método que preferimos en la actualidad (18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25). Es conveniente mencionar aquí que por estar de acuerdo con las conclusiones de Zeckman y Krimmer (26), Wesley y Jessen (27), Silva (28) y otros autores que han demostrado los problemas y resultados desfavorables que siguen a la adaptación de lentes esclerales en el Queratocono y por otro lado los beneficiosos resultados de la aplicación de las lentes corneales, hemos descartado en el queratocono las lentes esclerales salvo los casos donde existen enfermedades de los párpados o una franca intolerancia a las lentes de tipo corneal (los que han sido muy raros en nuestra experiencia).

Quisiéramos indicar que según observamos mayor número de casos de Queratocono, algunas de nuestras anteriores observaciones y conclusiones se han modificado (28, 29, 30, 31, 32). Una de ellas es la posición del vértice o ápice del cono, con relación al centro geométrico del cono de la córnea. Tabulando nuestros resultados, encontramos que aproximadamente 35% han sido nasales e inferiores.

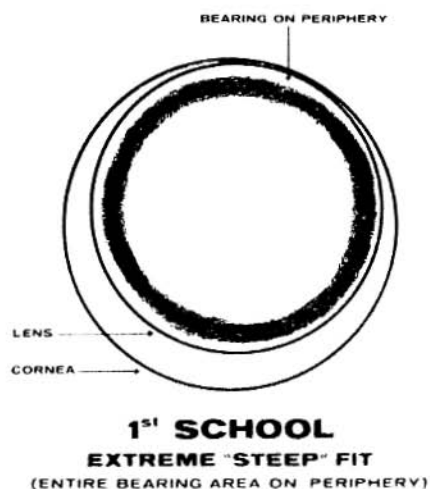


Fig. 1. 1ª ESCUELA. Relación de extrema estrechez: Todo el apoyo es periférico.

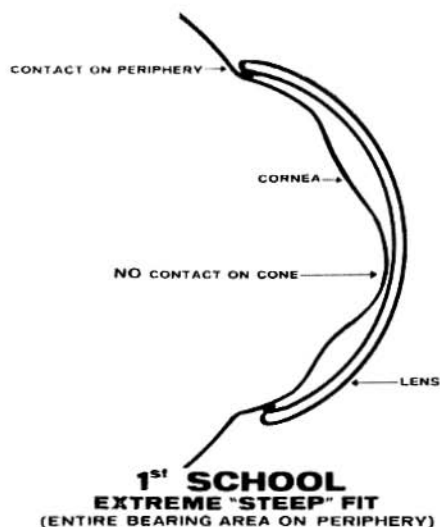


Fig. 2. 1ª ESCUELA. Relación de extrema estrechez: Todo el apoyo es periférico. NO hay apoyo en el cono.

30% casi centrales, 15% inferiores y temporales, y 10% ligeramente superiores (nasales o temporales).

Técnicas usadas actualmente

1.—La primera escuela agrupa a quienes son partidarios de evitar que la lente toque el cono, es decir consideran que la lente debe aplicarse definitivamente librando el cono (Ver Fig. N^o 1 y N^o 2). Esta teoría sigue hasta cierto punto la técnica de las lentes esclerales.

Hace algunos años, muchos especialistas se inclinaban a adaptar una lente que tuviera su área de apoyo sobre la zona periférica de la córnea, evitando un "toque" del cono con el ápice. A fin de reducir los problemas de interferencia con los

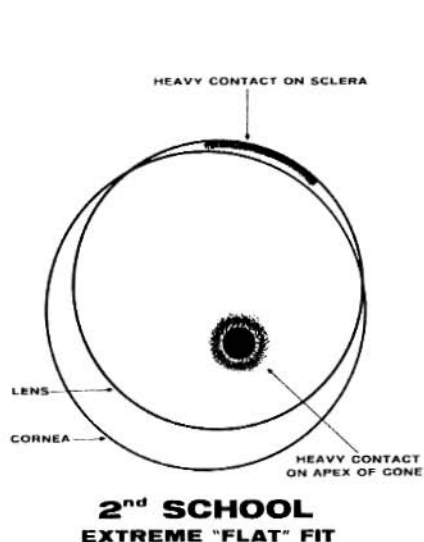


Fig. 3. 2^a ESCUELA. Relación extremadamente plana o floja. Hay apoyo pesado en el vértice del cono y en la conjuntiva bulbar, arriba del Limbo esclero-corneal.

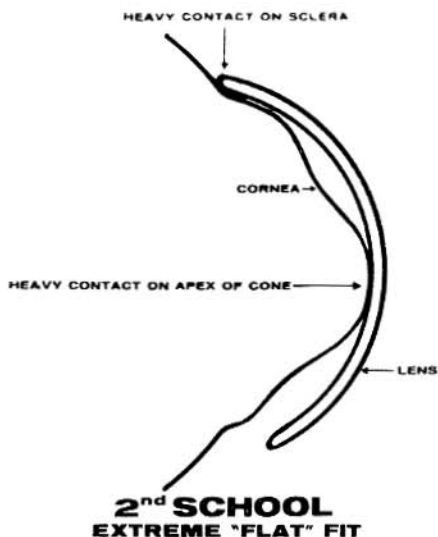


Fig. 4. 2^a ESCUELA. Relación extremadamente plana o floja. Hay apoyo pesado en el vértice del cono y en la conjuntiva bulbar, arriba del Limbo esclero-corneal.

procesos normales metabólicos de la córnea que resultaban, ya que se había creado una "bóveda cerrada", se hacían algunas fenestraciones en el lente, empezando con tres, y en algunos casos, subiendo hasta ocho perforaciones.

El tiempo y el esfuerzo dedicado a determinar el número, lugar y ángulo o inclinación de las fenestraciones mientras utilizábamos este sistema, nos enseñaron importantes lecciones que nos ayudaron a desarrollar nuevas y mejores técnicas.

Podemos resumir indicando que en nuestra práctica no hemos obtenido buenos resultados con lentes corneales o pupilares cuando procuramos que el apoyo sea exclusivamente en la periferia sin tocar el cono.

2.—La segunda escuela es partidaria de adaptar las lentes extremadamente planas (Radio de curvatura muy amplio), o sea, con un apoyo central franco; el otro punto de contacto es generalmente, arriba del limbo, sobre la conjuntiva escleral (Ver Fig. N^o 3 y N^o 4).

Los partidarios de este sistema siguen la teoría de que un lente "plano" aplanará la córnea. Su objetivo aquí es obtener la lente más "plana" para que pueda sostener sobre el ojo.

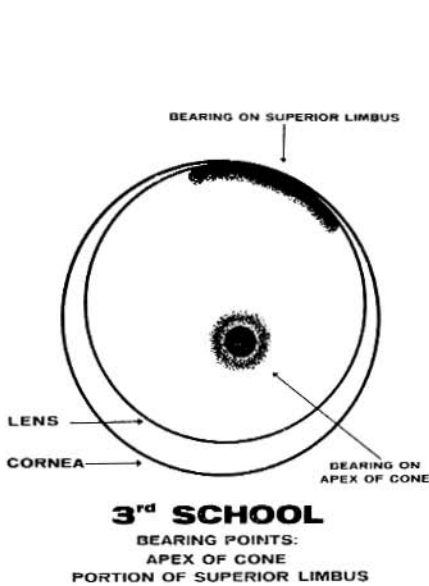


Fig. 5. 3^a ESCUELA. Puntos de apoyo: Apice o vértice del cono y porción del Limbo Superior.

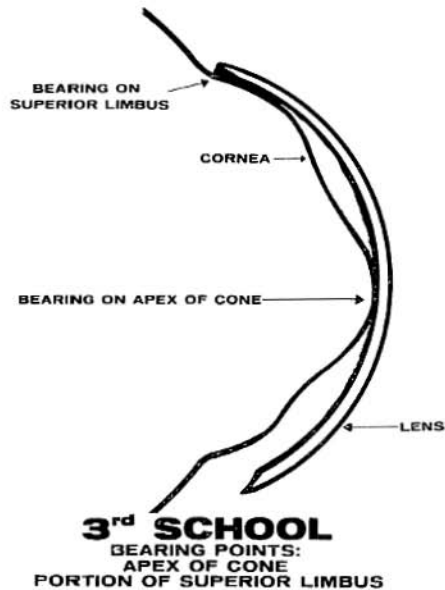


Fig. 6. 3^a ESCUELA. Puntos de apoyo: Apice o vértice del cono y porción del Limbo Superior.

3.—El tercer grupo o Tercera Escuela procura una adaptación que se apoye principalmente en dos secciones de la córnea; sobre el cono y sobre las porciones periférica superiores de la córnea, cerca de o sobre el limbo (Ver Fig. N^o 5 y N^o 6).

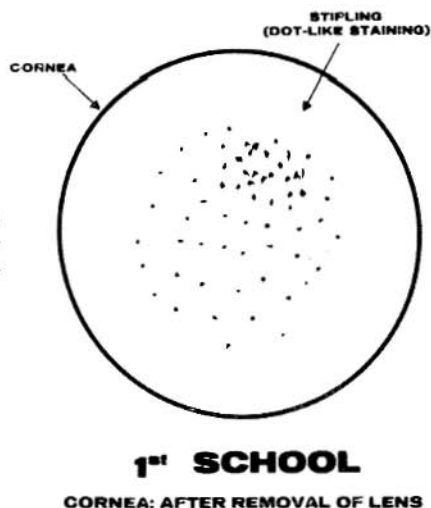
Debemos mencionar aquí que por algún tiempo nosotros usamos este método (Tercera Escuela), y obtuvimos mejores resultados que con los primeros dos.

Resultados de las técnicas actuales

En la descripción de los problemas que siguen, nos basamos en la terminología propuesta por nosotros (33), así como la usada por autores como Lester (34), Black (35), Tortolero, Wesley y Bronstein (36), ya que como es bien sabido todavía no existe una Terminología estandarizada en la Contactología.

Siguiendo las teorías preferidas por la *primera escuela*, hemos visto que las lentes no se toleraban bien. La córnea quedaba sellada y encontrábamos los síntomas clásicos del lente apretado: el fenómeno de Fick se encontraba casi siempre

Fig. 7. 1ª ESCUELA. Aspecto de la córnea después de quitarse la lente. Observar el teñido puntiforme (puntilleo) extendido en casi toda la córnea.



presente. En la mayoría de los casos aparecía rápidamente edema del epitelio, siendo más severo que con las otras técnicas. Aún en casos en que estos problemas eran de comparativamente bajo grado y que la lente fuese tolerada, obteníamos un efecto óptico, pero la acción terapéutica se perdía. Esta misma Técnica de apoyar la lente pupilar sobre la periferia de la córnea, usando una separación mínima en las porciones intermedias y centrales, era también usada hace algunos años por nosotros en adaptar alto astigmatismo corneal y astigmatismo irregular (). Deberá recordarse que en ese tiempo la mayoría de las autoridades en la materia pensaban que el lente corneal no podía ser usado para astigmatismo corneal de mayor grado que 2 o 3 dioptrías. En muchos casos se notaba puntilleo generalizado como se ve en la figura N° 7.

Seguramente quienes han adaptado Queratocono con un lente "extremadamente plano" (*Segunda Escuela*), casi invariablemente han observado un teñido en forma de rayado sobre el ápice del cono, así como sobre la porción escleral arriba del

limbo, donde se recibe el peso completo y la presión de la lente, y donde indudablemente existe roce. (Ver Fig. N^o 8).

Al aplicar lentes de contacto de acuerdo con las teorías de la *Tercera Escuela*, (la que procura distribuir el peso del lente en la córnea, sobre el ápice del cono y

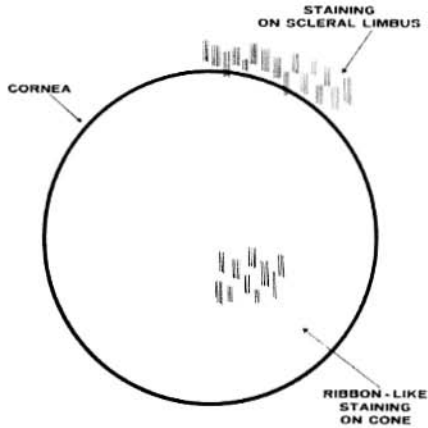


Fig. 8. 2^a ESCUELA. Aspecto de la córnea después de quitarse la lente. Observar teñido en forma de listones o rayas tanto en la región del cono como en la zona del Limbo Superior.

2nd SCHOOL
CORNEA: AFTER REMOVAL OF LENS

cerca del a periferia superior), encontramos también, aunque en menor grado, un disturbio del epitelio de la córnea en la porción intermedia entre el cono y la periferia (Ver Fig. N^o 9).

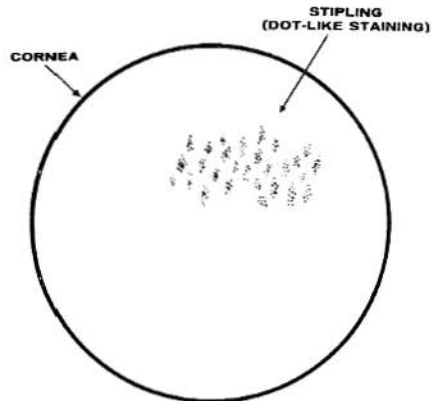


Fig. 9. 3^a ESCUELA. Córnea después de quitar la lente. Observar puntilleo (teñido puntiforme) en la zona intermedia de la córnea.

3rd SCHOOL
CORNEA: AFTER REMOVAL OF LENS

Al aplicar la fluoresceína sólida al 2% en la conjuntiva bulbar justo arriba del limbo, (en la posición de las doce), observamos que generalmente se forma una laguna bastante profunda, y casi invariablemente notamos puntilleo, semejante a la superficie de "cáscara de naranja", observado claramente con la lámpara de Burton, y más claramente aún con el Microscopio de Lámpara de hendidura.

Estos disturbios ya no se observan, o existen en una porción mínima cuando hemos adaptado los lentes bajo el método que nos vamos a permitir presentar.

Cuando empezamos a adaptar córneas esféricas o astigmáticas con lentes pupilares que pudieran más o menos paralelar la córnea, encontramos que la mayoría de los problemas e inconvenientes de los lentes corneales y los microlentes habían sido eliminados. Pensando en ello, decidimos llevar a cabo una investigación sobre queratocono, procurando adaptar en queratocono con la misma correspondencia que habíamos logrado en otras condiciones de la córnea.

Aparatos actuales para Queratometria

Es generalmente reconocido que los aparatos usados hoy día son inadecuados para medir las curvaturas de queratocono. Los oftalmómetros y queratómetros miden dos puntos a uno y otro lado del eje óptico y comprendidos dentro de una pequeña zona central de la córnea como lo establece Marcelo Chiquiar Arias (38, 39). Esto quizá sea una guía en miopía, hipermetropía y astigmatismo, pero desorienta en vez de guiar en queratocono. Si se logran obtener mediciones de esta porción de la córnea, serán mediciones de una de las zonas más deformes y sin relación con las otras zonas adyacentes.

Es muy interesante también tomar en cuenta los puntos de vista sobre el tema de Oftalmometría (o más correctamente dicho Queratometria) de autores como Silva (40), Morales, Ledesma (41), Reynolds (42), Bayshore (43), Haynes y McEachern (44), Farnum (45) y otros cuyos escritos directa o indirectamente muestran las limitaciones de los oftalmómetros y queratómetros actualmente en uso.

Por lo anterior hemos tenido que recurrir a adaptar queratocono por medio de mediciones obtenidas con lentes Diagnósticos de control comunes, y nos hemos percatado de las limitaciones que este sistema ofrece. Muchos de los lentes diagnósticos de control solo mostrarán un toque en el ápice del cono, acompañado de un toque periférico, y, como sabemos, este toque puede ser obtenido con gran número de variaciones en radios y diámetros, lo cual demuestra lo poco preciso de este método, (que es tan útil para obtener mediciones corneales en caso de miopía, astigmatismo, hipermetropía, afaquía, etc., como lo demuestra Marcelo Chiquiar Arias (46), Thompson (47), Wachs (48), Marengo, Liberatore y Voss (49), Bier (50, 51), Neitzel (52), Martin y Jensen (53).

Generalmente hablando, tratábamos de evitar la formación de una gran burbuja o laguna alrededor del cono, y nuestras adaptaciones se basaban en síntomas subjetivas más que en una técnica objetiva satisfactoria. Muchos de nosotros ideamos diferentes variaciones de lentes diagnósticos de control, usando lentes Multi-Curvus corneales o pupilares. Aunque muchas veces los resultados con estas técnicas eran mejores que los obtenidos con lentes de una sola curva, o bi-curvus, debemos reconocer que el método era vago y que el cálculo del radio interno para estos lentes se basaba puramente en métodos empíricos.

Nuevos instrumentos

En vista de esto, desarrollamos los Anillos Diagnósticos Chiquiar-Arias (54, 55, 56, 57, 58, 59). Estos anillos diagnósticos nos ayudaron a determinar qué curvaturas rodean el cono en las porciones intermedias y periféricas de la córnea. Para entender precisamente cómo están construidos estos anillos, presentamos una serie de diagramas que explicaremos en detalle.

Deseamos expresar nuestro agradecimiento al doctor Norman Bier por la frase que inspiró nuestra idea para los Anillos Diagnósticos de prueba. Aunque él no

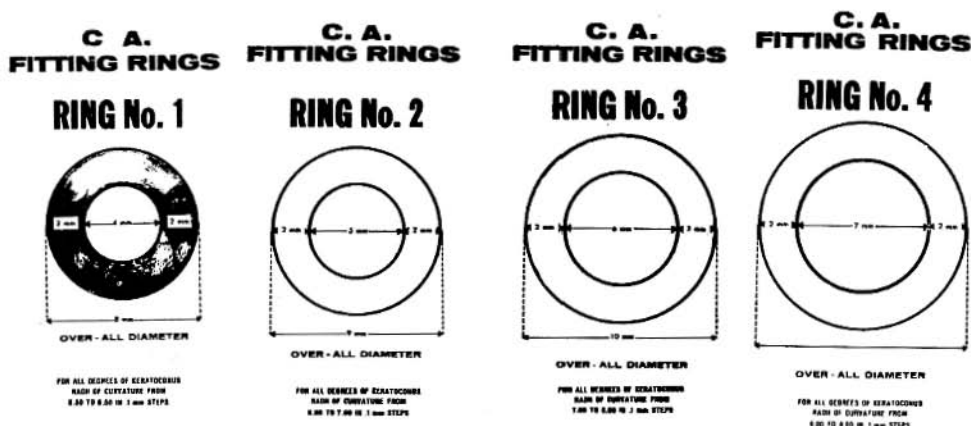


Fig. 10. ANILLOS CHIQUIAR-ARIAS, SERIE N° 1. Orificio of Abertura: 4 mm. Superficie: 2 mm. Diam. total: 8 mm. Comprende radios de curvatura de 5.50 a 6.50 mm, en escalones de .1 mm.

Fig. 11. ANILLOS CHIQUIAR-ARIAS, SERIE N° 2. Abertura 5 mm. Superficie 2 mm. Radios de curvatura desde 6.00 mm. hasta 7.00 mm, en grados de .1 mm.

Fig. 12. ANILLOS CHIQUIAR-ARIAS, SERIE N° 3. Abertura 6 mm. Superficie 2 mm. Diámetro total 10 mm. Radios de curvatura de 7.00mm, a 8.00 mm, en grados de .1 mm.

Fig. 13. ANILLOS CHIQUIAR-ARIAS, SERIE N° 4. Abertura 7 mm. Superficie 2 mm. Diámetro total 11 mm. Radios de curvatura de 8.00 a 9.00 en escalones de .1 mm.

se refería a queratocono, entre los aparatos que empleó para establecer el aplastamiento promedio de las córneas, mencionó "templetes anulares" (60).

Como podrán ver en el primer diagrama (Fig. N^o 10), los Anillos Diagnósticos C. A., son similares a las lentes de control, pero con la porción central eliminada. Este "hueco" será llamado "apertura central". La *superficie* de todos los anillos, es decir, la porción entre la apertura central y el diámetro total, será de un tamaño estandar de 2 mm. Así, la serie de anillos N^o 1, tienen una apertura central de 4 mm. y un diámetro total de 8 mm., dejando la superficie estandar de 2 mm. El radio de curvaturas de esta serie originalmente era de 6.50 mm. a 7.50 mm., en etapas de un décimo de milímetro. Al usar la serie encontramos muchos casos donde se hubiesen necesitado anillos con radios más estrechos, y por lo tanto procedimos a añadir radios de 5.50 mm. a 6.40 mm. Al usar los Anillos de la Serie 1, rara vez hemos encontrado uso para curvaturas más planas que 7.00 mm. Por lo tanto, en los Juegos Diagnósticos Mínimos incluimos radios de 5.50 a 6.50 únicamente, en la serie N^o 1.

La Serie de Anillos N^o 2 (Fig. N^o 11) tiene una apertura central de 5 mm. y un diámetro total de 9 mm. Los radios de curvatura que ahora usamos son de 6.00 a 7.00 mm. (en vez de 7.00 a 8.00 mm. usados anteriormente), en etapas de un décimo de milímetro. También aquí hemos encontrado casos en donde se requieren radios más estrechos, y hemos incluido cuatro anillos más con radios de 6.50 a 6.90.

La Serie N^o 3 (Fig. N^o 12), tiene una apertura central de 6 mm. y un diámetro total de 10 mm. Estos anillos ahora tienen radios de curvatura desde 7.00 a 8.00 mm., en etapas de un décimo de milímetro. (Anteriormente usamos en esta serie anillos de 7.50 a 8.50 mm.).

La última serie de anillos N^o 4 (Ver Fig. N^o 13) tienen una apertura central de 7 mm. y un diámetro total de 11 mm. Los radios de curvaturas para esta serie son de 8.00 mm. a 9.00 mm., en etapas de un décimo de milímetro, habiendo encontrado estos radios satisfactorios.

Como notarán, las cuatro series de anillos quedan en yuxtaposición unos sobre otros en lo que se refiere al área por medir, en 1 mm., en la posición central y en 1 mm., en la porción periférica. La idea es que así podemos rechequear todas nuestras mediciones, así como obtener un diagrama absoluto y continuo de las diferentes curvaturas de la córnea desde el cono hasta el limbo. Los Anillos Diagnósticos de Prueba C. A., nos han posibilitado así obtener una serie de mediciones más precisas de las porciones de la córnea que, hasta ahora, se dejaban a métodos puramente empíricos. Para ilustrar algunos de los Diagramas Fluoroscópicos obtenidos con los Anillos C. A., así como su interpretación, favor de ver las figuras N^o 14, N^o 15, N^o 16 y N^o 17.

Conviene mencionar unas palabras de precaución con referencia a la técnica especial para obtener los diagramas fluoroscópicos con los Anillos Diagnósticos C. A.:

- 1.—La fluorescencia debe aplicarse ANTES de poner el anillo.
- 2.—Para evitar el riesgo de desepitelización, por leve que ésta pudiera ser, los párpados del paciente deben estar retenidos durante toda la operación.
- 3.—La retracción de los párpados podemos hacerla con el índice y pulgar de la mano *izquierda*.
- 4.—Sujetando después el anillo entre el índice y pulgar de la mano derecha, lo colocamos suavemente sobre la córnea centrándolo en la porción que corresponda.

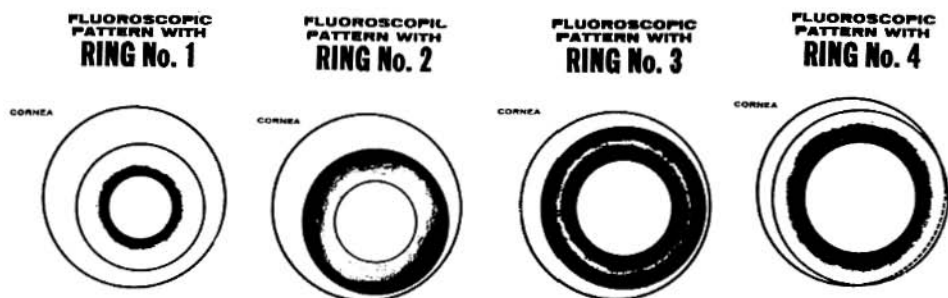


Fig. 14. Diagrama Fluoroscópico con Anillo N° 1. Este diagrama al mostrar apoyo central únicamente indica que el radio del anillo es demasiado amplio ("plano"). Por ejemplo, si el radio del anillo fuese 6.30 habría que probar uno más corto (más estrecho) como sería el 6.20 o el 6.10.

This pattern shows touch only in central portion, indicating radius of ring is large (flat). Example, if ring that gives this pattern is 6.30, try steeper ring, for instance 6.20 or 6.10.

Fig. 15. Diagrama Fluoroscópico con Anillo N° 2. El Diagrama muestra aquí toque o apoyo periférico. El anillo correcto debe ser .1 mm. más amplio o más plano. Si se usó inicialmente el 6.50 mm. habrá que probar el 6.60 mm.

This pattern shows only peripheral touch indicating steep fit. Next ring tried should be .1 mm. flatter.

Fig. 16. Diagrama Fluoroscópico con Anillo N° 3. Toque central y periférico o apoyo total indica medición correcta: Radio adecuado para esa zona.

This pattern shows central and peripheral touch, indicating correct (parallel) radius for this zone.

Fig. 17. Diagrama Fluoroscópico con Anillo N° 4. Este diagrama nos muestra únicamente toque en la parte central. Hay que usar un radio más estrecho.

Pattern shows only central touch. Steeper ring should be used.

- 5.—No debe permitirse que el paciente parpadee mientras tiene el anillo en posición.
- 6.—Una vez hecha la observación, (con los párpados retraídos), controlando bien los párpados, utilizamos los mismos para suavemente extraer el anillo.

Una vez que hemos obtenido la topografía de las áreas intermedias y periféricas de la córnea todavía queda el problema de poder medir el cono mismo, es decir la principal protuberancia de la córnea: la ectasia. Tal como mencionamos antes, los lentes de contacto diagnósticos ordinarios no son precisos para poder medir esta pequeña deformación debido a su diámetro mayor (de la lente) al área pequeña de la deformación. Ya que el diámetro era el principal problema, decidimos preparar una serie de lentes diagnósticos de control que denominamos Minilentes (61) (actualmente llamados MINICON). Estas lentes son lentes de contacto pupilares con radios de curvatura muy estrechos y los diámetros sumamente pequeños (6 mm. y $6\frac{1}{2}$ mm.). La caja de control original consistió de 20 lentes con radios de 5.00 a 7.00 mms., en etapas de un décimo de milímetro.

Al usar estos Minilentes, encontramos que el diámetro era en la mayor parte de los casos todavía demasiado grande para medir exclusivamente el cono y por lo tanto tuvimos que reducirlo para evitar que la lente se apoyara en la orilla y librara completamente el cono sin darnos una medición aceptable. Hoy en día hemos estandarizado la caja de control de MINICON para Queratocono con las siguientes especificaciones. La nueva caja consiste de 25 lentes. Los radios de curvatura cubren desde 4.50 hasta 6.90 mms., en etapas de un décimo de milímetro. Es nuestra impresión que cualquier cono que tenga un radio de curvatura más chato (o más largo) que 6.90 mms., puede medirse aproximadamente por el método de Oftalmómetro o por las Lentes de Control de tipo ordinario. El diámetro de los primeros 10 lentes (los más estrechos con radios de 4.50 a 5.40) tienen un diámetro de 5 mms. Los próximos 15 lentes (con radios de 5.50 a 6.90 mms.) se manufacturan con un diámetro de 6 mms. La orilla de la lente tiene incorporada una pequeña curvatura secundaria (o periférica) de 2 mm., de amplitud cuyo radio está en proporción al radio de la zona central o curva base de la lente. Aún hemos encontrado en algunos casos que el diámetro de la lente debe ser reducida aún más para obtener la medición de algún cono muy agudo o de tipo puntiforme.

Los anillos Chiquiar Arias, así como el Minicon, nos permiten ahora determinar las curvaturas que tiene cada área específica de una córnea, y por lo tanto podemos ordenar al Laboratorio que nos manufacture una lente que de una correspondencia apropiada para ese ojo. En esta forma de hecho estamos adaptando los casos de queratocono con la misma precisión y correspondencia hacia la curvatura efectiva de la córnea, como la que podemos obtener con las lentes de

contacto pupilares en la mayor parte de los casos de córneas esféricas o astigmáticas.

Antes de seguir adelante, quisiéramos mencionar que de ninguna manera estamos completamente satisfechos con el método de medición de las distintas zonas de la córnea cónica por medio de los Anillos Chiquiar Arias y del Minicon. Nos damos cuenta de la cantidad de tiempo y esfuerzo que se requiere, y de que la interpretación apropiada de los diagramas fluoroscópicos requiere bastante experiencia para hacerse con exactitud. Aceptamos estas limitaciones, nos damos cuenta de ellas, y hacemos un llamado a nuestros colegas así como a los laboratorios para que desarrollen un método mejor. Tenemos la impresión de que la Queratoscopia Foto-Electrónica, tal como Reynolds (63, 64, 65), Bronstein (66), la presentan, puede ser el camino apropiado. Sin embargo en sus trabajos no mencionan estar atacando este problema específico, y a una pregunta directa de si su método puede servir para medir la topografía de la córnea cónica, mencionó que requeriría la preparación de ciertos elementos de tipo cónico o irregulares antes de que los diagramas querastocópicos puedan ser fielmente interpretados por el computador electrónico en los casos de queratocono (67). Es nuestra esperanza que a través de los esfuerzos de la Fundación para la Investigación Visual (Eye Research Foundation), o alguna otra institución, un nuevo y mejor método para lograr estas mediciones esté pronto al alcance del Contactólogo.

Observaciones sobre la Topografía de la Córnea

Uno de los primeros resultados que observamos cuando empezamos a medir las zonas intermedias y periféricas de las córneas afectadas con queratocono *incipiente*, fue que los radios de curvatura en estas zonas eran más similares a las de las córneas no afectadas con queratocono de lo que se sospechaba. En otras palabras, la córnea con queratocono incipiente no es cónica en su totalidad. La porción afectada por la ectasia está generalmente limitada a un diámetro entre dos a cuatro milímetros. Observado a la lámpara de hendidura en sección óptica esta pequeña porción de dos a cuatro milímetros de diámetro, es característicamente la zona de mayor adelgazamiento de la córnea. Rodeando esta área, la córnea nos da mediciones que se acercan a las de córneas de tipo normal, lo cual parece indicar:

1.—Que, en lo que a curvaturas se refiere, la córnea posiblemente fué absolutamente normal hasta la aparición del queratocono (es decir que no se trataba de córnea con radios de curvatura sumamente estrechos), y

2.—De que aún al poco tiempo después de la aparición del queratocono las zonas intermedia y periférica no han sido afectadas demasiado en una forma irregular en proporción a la zona central.

Por supuesto que según avanza esta condición hay definitivamente una deformación mayor de la córnea, empezando por la ectasia que se vuelve más aguda y más irregular, extendiéndose tales irregularidades más y más hasta que afectan la córnea casi en su totalidad (Ver Fig. N^o 18 para una comparación de una córnea normal (promedio) y una córnea cónica (promedio)).

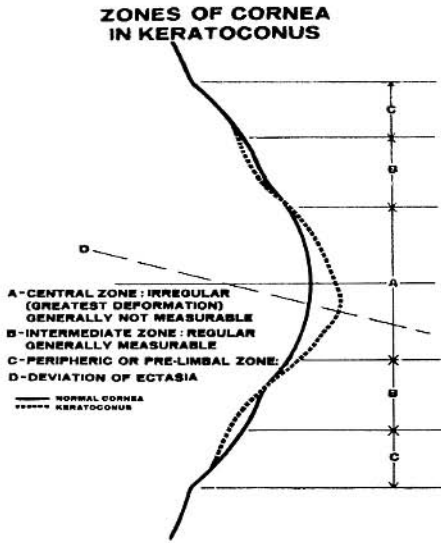


Fig. 18. Zonas de la Córnea en Queratocono: A) Zona Central, generalmente la de mayor irregularidad. Rara vez es medible con el Oftalmómetro. B) Zona Intermedia, menos irregular, generalmente se puede obtener alguna medición por medio de oftalmometría dirigida (excéntrica). C) Zona Periférica o prelimbal. D) Desviación de la ectasia. - Córnea normal - Queratocono.

We call the attention of the colleagues here to the fact that there is an arbitrary division of the cornea into three main zones:

- A) Central zone, generally the most irregular and seldom measured by the Ophthalmometer.
- B) Intermediate zone, less irregular, generally some measurements may be possible by directed (excentric) ophthalmometry.
- C) Peripheric or prelimbal zone.

En las porciones intermedias y periféricas de la córnea en las primeras etapas de Queratocono, hemos llegado a encontrar radios de curvatura tan “Chatos” o “Planos” como de 38 dioptrías. En algunos de estos casos procuramos, por oftalmometría dirigida, (68, 69), comprobar la medición que los diagramas fluoroscópicos con los Anillos Chiquiar Arias nos indicaban. En otras palabras en las zonas intermedias y periféricas, en los casos de queratocono incipiente o moderado, no encontramos que la córnea tenía mediciones más estrechas que las córneas ordinarias.

Las dimensiones promedio de las diferentes zonas están explicadas en la figura N^o 19, donde vemos que la zona central “A” cubre un área de 4 mms. de diámetro; la zona “B”, o sea la zona intermedia o reversible (llamada cóncava o negativa por algunos autores), cubre un área de 4 mms. (2 milímetros a cada lado) y la zona periférica “C”, cubre tres milímetros, es decir 1½ mm. a cada lado, dando un total de 11 mms. como diámetro promedio total para las córneas.

Basados en estos datos, decidimos tratar de paralelar la mayor porción de la córnea afectada con queratocono. En pocas palabras, procuraríamos obtener un

área de apoyo que se repartiera casi en la totalidad de la periferia de la córnea, o en varias porciones de la periferia, y sobre el ápice del cono al mismo tiempo evitando la formación de lagunas profundas en la zona intermedia, especialmente rodeando el cono.

DIMENSIONES OF CORNEAL ZONES IN KERATOCONUS

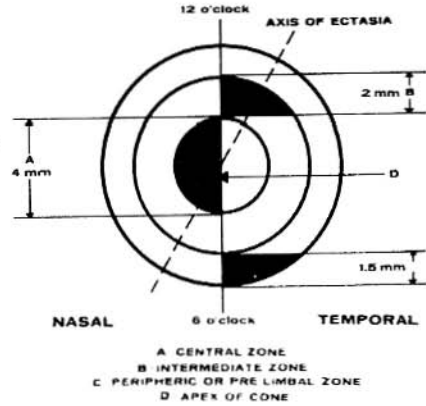


Fig. 19. Mediciones de las zonas corneales en Queratocono (PROMEDIOS).

Para lograr esto, comprendimos que el lente que debíamos aplicar requería una porción central muy profunda, (radio estrecho) con una probable dimensión (diámetro) de 4 a 5 mms. cuando más. Después de esta porción central, debería seguir una curva, o una serie de curvas, de radios mucho más planos. Y para terminar, deberíamos tener un “embudo” para lograr el intercambio correcto de fluido y gases.

En nuestra experiencia hemos encontrado que si podemos adaptar un lente de manera que se apoye en diferentes secciones de la córnea, distribuyendo su peso de una manera más o menos uniforme, obtenemos una buena tolerancia, sin eliminar la acción terapéutica del lente.

Este sistema, que llamamos ‘ADAPTACION DE TRES PUNTOS’, ha sido nombrada desde un punto de vista que es meramente demostrativo dado que el lente en realidad puede posarse en más de tres puntos (ver Fig. N° 20). Puede apoyarse sobre el centro y sobre un círculo completo, o sobre una porción de un círculo. Pero lo que tratamos de enfatizar es que el lente debe apoyarse en un *mínimo* de tres puntos, distribuidos en 180°. Como un ejemplo de nuestra teoría, digamos que los puntos de contacto pueden lograrse, por ejemplo, en la posición de las 9:00 horas, el ápice, y las 3:00 horas; en las 12:00 horas, en el ápice y a las 6:00 horas; o en

cualquiera de los ejes oblicuos; o una combinación de varios de ellos. Estos se comprenderán claramente observando la Figura N^o 21.

Nuestro método de adaptación comprende los siguientes pasos: Primero, hacemos un estudio completo, delineando la topografía de las diferentes áreas de la córnea por medio de los anillos C.A. y del Minicon. A continuación seleccionamos la lente que consideramos más conveniente entre los dos tipos básicos de lentes para Queratocono: La lente grande cuyo diámetro varía entre 9.00 mm. y 10.50 mm. y la lente pequeña cuyo diámetro varía entre 6.50 mm. a 8.50 mm.

THREE POINT TECHNIQUE

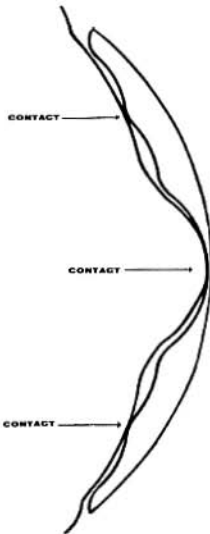


Fig. 20. Técnica de Tres Puntos.

DIFFERENT BEARING AREAS IN THREE POINT TECHNIQUE

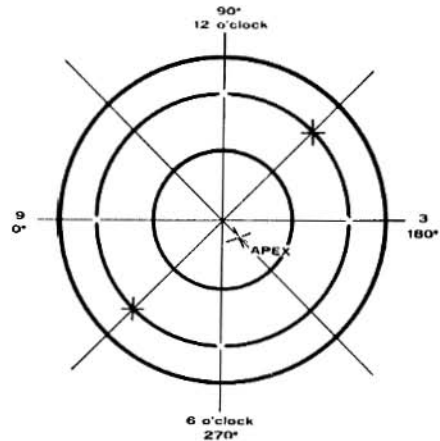


Fig. 21. Distintas áreas de apoyo en la Técnica de Tres Puntos.

Generalmente hablando, las indicaciones para los diferentes diámetros son:

1^o—Donde los párpados son suaves y flexibles, procuramos adaptar la lente de diámetro pequeño, y 2^o—donde los párpados son tensos y apretados, la mayoría de las veces tenemos que adaptar una lente grande.

Debido a la facilidad relativa de la adaptación del lente más pequeño, así como su mayor tolerancia por el paciente, lo preferimos en casi cualquier grado de queratocono, siempre y cuando se cumplan las siguientes condiciones:

- 1^a—Que logre mantener su posición sin desplazamiento.
- 2^a—Que permita una visión buena.
- 3^a—Que no produzca erosiones o abrasiones en la córnea.

Si el lente no cumple los anteriores requisitos, surge la necesidad de adaptar un lente de diámetro mayor. Esta es generalmente la situación en la mayoría de los casos de Queratocono avanzado, aunque aquí también hemos podido resolver cada vez mayor número de estos casos con los Mini-Pupilentes de un diámetro promedio de 7.50 mm.

Debido a las dificultades existentes para obtener la medición exacta de las curvaturas de la superficie corneal por medio de diagramas fluoroscópicos ESTATICOS (es decir con retracción de párpados) según dejan sentado Bronstein (70) Pollock (71), Sato y Magatani (72) y especialmente aquí en que se trata de Queratocono y tomando en cuenta que los diagramas fluoroscópicos que se obtienen con los anillos C.A., son también estáticos y no DINAMICOS (según explicaremos más adelante), vemos la necesidad de ordenar las lentes definitivas un poco más estrechas que las mediciones obtenidas con objeto de evitar que en las porciones intermedias y periféricas, las lentes queden flojas o *planas*. Recomendamos ordenar los lentes al Laboratorio de .10 a .25 mm. más profundas o estrechas en sus curvaturas intermedias y periféricas. Esto dará margen para hacer los ajustes necesarios en la superficie interna (cóncava) del lente hasta obtener la adaptación dinámica correcta. Por ejemplo, una vez que las pruebas preliminares hayan sido hechas con el Minicon y los Anillos C.A., supongamos que se obtuvieron los siguientes resultados:

Radio de curvatura de la zona central 5.50 mm.

Radio de curvatura de la zona B. 7.25 mm.

Radio de curvatura de la zona C. 7.75 mm.

Diámetro del lente, 10.50 mm.

El lente definitivo deberá ordenarse 5.50/7.00/7.50; diámetro 10.50. Como se verá, la curvatura central no ha sido modificada, pero las intermedias han sido ordenadas 0.25 mm. más profundas. También debemos dejar margen en el grueso del lente para que pueda aceptar modificaciones.

Por ejemplo, deberemos calcular ordenar un lente 0.025 mm. más grueso que el grueso final que deseamos. En otras palabras, si el lente deseado debe tener un grueso de 0.250 mm. el lente definitivo deberá tener un grueso de 0.275 mm. De esta manera, el grueso quedará en los 0.250 mm. requeridos una vez hechas las modificaciones convenientes. También sugerimos ordenar el diámetro total del lente 0.10 mm. más grande, teniendo en cuenta la inevitable reducción de diámetro causada por el bisel convexo. En la adaptación hacemos primero todos los ajustes en las varias curvaturas, después en el bisel convexo, y por último una reducción del diámetro, si resulta necesario.

Desde el punto de vista físico en la adaptación de lentes de contacto de tipo pupilar sobre un ojo afectado con queratocono, debemos poder controlar las "Variables Importantes" de una manera similar al método que usamos para controlarlas en una córnea ordinaria. Si debido a la conformación especial del cono debemos alterar nuestras medidas promedias, debemos preveer, y de ser posible, evitar, cualquier presión extrema que pueda seriamente interferir con el metabolismo normal de la córnea. Por ejemplo, en la cuestión de secreciones, que es uno de los problemas de la adaptación de lentes de contacto como mencionan Mandel (73), Mizutania (74), Wachs (75), y otros, (y sobre el cual intentamos presentar un trabajo en el futuro), el diámetro total del lente tiene un influencia definitiva sobre dichas secreciones. Un lente demasiado grande, y que por ello causa demasiada fricción con el párpado, deberá generalmente reducirse en tamaño. Un lente que es demasiado grueso en su orilla, también debe reducirse, o la forma de las orillas modificada, para evitar esta fuente de fricción. Entre otros autores que han escrito extensamente sobre este tema, deseamos mencionar a Cepero (76), Neeffe (77), Poster (78), Bailey (79), Bier (80).

La superficie cóncava interna del lente puede requerir un pulimento más perfecto para permitir que resbale con más facilidad. Como se indicó antes, las lentes de contacto que estamos usando para queratocono requieren en la mayoría de los casos, dos, tres o aún cuatro curvaturas de diferentes radios para lograr una adaptación perfecta. Por lo tanto, el fundido perfecto (la "armonización") de estas varias curvaturas, es muy importante para evitar fricción y, consecuentemente, secreciones.

Para resumir, las secreciones motivadas por inconveniencias físicas del lente de contacto pueden generalmente resolverse por medio de control de adaptación y el cuidado y minucioso examen de cada una de las superficies, secciones y orillas del lente de contacto.

Deseamos enfatizar que creemos que un ligero toque central no puede menos que beneficiar, si es que no degenera en una presión excesiva acompañada generalmente de fricción. Por esto tendemos a aceptar un toque central más amplio en un lente de un diámetro menor (debido a su menor peso), en comparación con adaptar un lente de diámetro mayor cuyo peso sobre el ápice pueda producir intolerancia y erosión.

Varios de los efectos y de los problemas motivados por: excesiva presión, fricción, peso, diámetro y otras características de diferentes técnicas de aplicación de lentes de contacto, sea para uso continuo (sin interrupción) o para uso durante las horas de vigilia del paciente, pueden ser deducidos de los trabajos de Sloan (83, 84, 85, 86), Magatani (87), Groppi y Mandel (88), Farnum (89), Morrison (90), Bailey (91, 92), Graham (93) Tortolero, Wesley y Bronstein (94, 95)

y Jessen (96). Sus observaciones, resultados y conclusiones son una gran ayuda a todos los Contactólogos en la adaptación de lentes de contacto en casos de diversos problemas visuales, y nuestras propias observaciones en el queratocono son sensiblemente similares, como hemos afirmado y como asentaremos en los próximos párrafos.

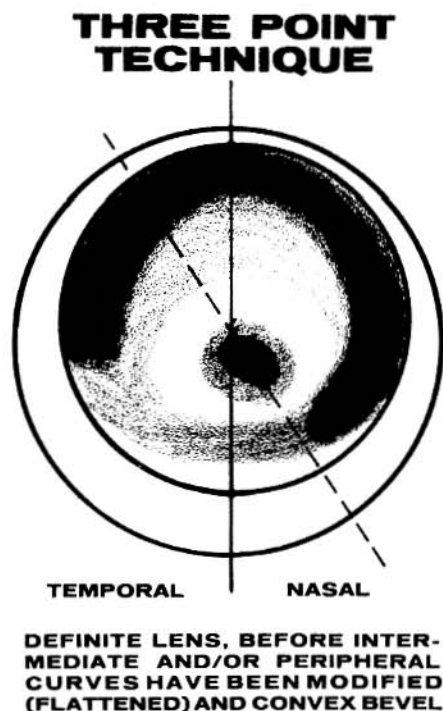


Fig. 22. Técnica de Tres Puntos. Lente definitivo antes de haber modificado (aplanado) las curvaturas intermedias y/o periféricas y antes de haber hecho el bisel convexo.

A continuación presentamos diagrama fluoroscópico de un lente pupilar adaptado de acuerdo con nuestra Técnica de Tres Puntos, *antes* que se le hagan ningún género de ajustes o modificaciones (Fig. Nº 22), y el diagrama que se obtiene una vez que todas las modificaciones han sido hechas a este mismo lente. (Ver Fig. Nº 23).

Cuando hablamos de Adaptación mediante la Técnica de Tres Puntos, en la cual procuramos que los puntos de apoyo principales se distribuyan en la periferia, algunos colegas se preguntarán si hemos creado una bóveda cerrada en que obstruirá la circulación lagrimal correcta; sin embargo, esto no sucede en la mayoría de los casos. Quizá se deba a que los canales astigmáticos, o las irregularidades que encontramos en el queratocono, dejan espacios en algunas secciones por donde se logra obtener circulación de los fluidos pre-corneales. Esto no lo podemos

precisar con seguridad, pero el hecho es que la circulación lagrimal es buena. La importancia de esto ha sido claramente expuesta por Yonenaga (97), Kemmetmuller (98), y Mazow (99) entre otros.

Por supuesto que hemos encontrado casos en que las porciones periféricas de la córnea han sido muy uniformes y esféricas, y en las que el contacto periférico era casi total. En dichos casos, resolvemos nuestro problema haciendo canales transversales o fenestraciones en la superficie del lente. Estas deben hacerse lo más cercano posible al centro corneal, pero, naturalmente, fuera del área visual del lente. La curvatura del lente debe de estudiarse para ayudar a determinar la inclinación de la fenestración.

THREE POINT TECHNIQUE

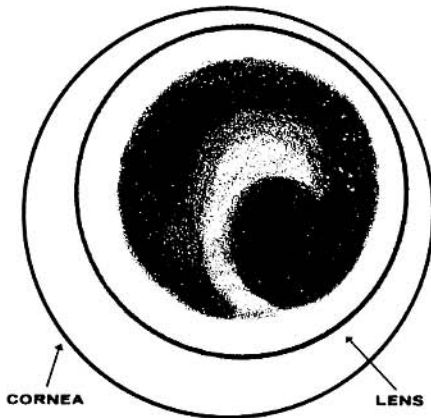


Fig. 23. Técnica de Tres Puntos. Diagrama una vez hechas las modificaciones necesarias para asegurar apoyo más uniforme y buen intercambio del fluido pre-corneal.

Pattern once all necessary adjustments have been made to insure balanced bearing and good interchange of pre-corneal fluid.

Una parte importante de nuestro método se relaciona con el bisel, o curva periférica del lente. Creemos que muy poco ha sido dicho sobre este importante aspecto, y que mayor estudio e investigación deberán dedicarse a esta cuestión crucial: "¿Deben ser los biseles de los lentes de contacto usados en Queratocono cóncavos o convexos?" Soenghes menciona una "curva parabólica" cuando describe su lente (100) y Goodlaw sugiere "...el redondeo gradual de la curva interna hacia la orilla, parecida a la parte frontal de un eski" (101).

Para tener éxito en la adaptación de queratocono con el método paralelo antes descrito, es no solamente conveniente, sino esencial, que los lentes sean provistos de biseles convexos (o reversibles).

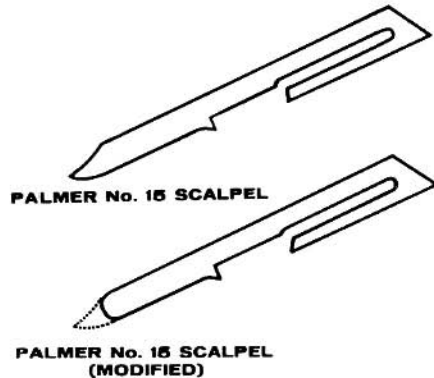
Es un hecho que existe una tendencia en la porción intermedia de la córnea de adoptar una curva menos pronunciada, que Bier llama "zona negativa" (32), y a la que nosotros nos referimos como "curva reversible". Un lente cuya curva interna periférica define una curvatura cóncava no tendrá la soltura de movimiento y no permitirá la circulación correcta de lágrimas que puede obtenerse con una lente cuya curva periférica es convexa. Por otro lado, se obtiene una mayor sensación de confort con un bisel convexo, que el paciente nota de inmediato. Podríamos decir que hemos logrado un toque más "suave" con este tipo de bisel.

También hemos probado el bisel convexo en lentes pupilares adaptados para otras condiciones corneales aparte de queratocono, principalmente en casos donde se observaban secreciones abundantes, y la mera modificación del bisel del tipo standard cóncavo al tipo convexo, de acuerdo con nuestra técnica, resultó en una inmediata mejoría de esta condición.

Deseamos aclarar que cuando hablamos de "biseles convexos" nos referimos a lentes cuyos diámetros son mayores a 9.5 mm. En otras palabras, mientras más

**DETAILS ON MAKING OUR
CONVEX BEVEL**

Fig. 24. Detalles sobre nuestra técnica para hacer el Bisel Convexo. Obsérvese el Bisturí N^o 15 de Palmer en su forma original y la modificación (redondeado de la punta) que le hacemos.

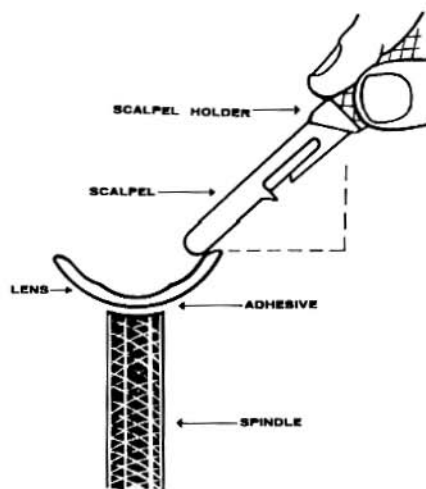


grande el diámetro del lente, mayor la necesidad de un bisel convexo. Hasta ahora estos biseles han sido incorporados por nosotros manualmente, lo cual requiere una habilidad considerable, y son pulidos por métodos semi-mecánicos. Esto lo reportamos anteriormente en otros trabajos, especialmente el presentado en el Primer Congreso Mundial de Lentes de Contacto. Sin embargo, estamos seguros que los Laboratorios desarrollarán métodos de mecanizar el proceso completo y ofrecerlo a los Contactólogos.

El "Bisel Convexo" (o curva reversible periférica), la hemos hecho utilizando un bisturí Palmer N^o 15 con una punta modificada (redondeada). Ver Fig. 24.

Para esta operación, la lente se monta en un eje vertical que gira aproximadamente a 1.500 RPM y el bisturí debe ser sostenido a un ángulo de 45° con respecto al eje después movido con un movimiento de arco, de la periferia al centro. (Ver Fig. N^o 25).

Fig. 25. Cortando el Bisel Convexo. Obsérvese la posición del Bisturí, formando un ángulo de 45° con la lente montada sobre el eje vertical.



La operación de pulido la hacemos en una forma semi-mecanizada. Usamos una serie de ángulos de bronce cubiertos con "Moleskin" y luego un cono de fieltro suave para "armonizar" y dar cierta fluidez y redondez a los distintos ángulos utilizados.

Hemos utilizado series de ángulos que varían desde 90° a 150° y estamos experimentando con unos "ángulos de curva cóncava". (Ver Figs. 26 y 27).

Ha sido satisfactorio ver nuestras observaciones confirmadas, en otras condiciones de la córnea, por autoridades como Cepero (102) y Policoff (103) con su tratamiento de curvas periféricas angulares.

Nuestra nueva técnica de Alineación al Cono (104)

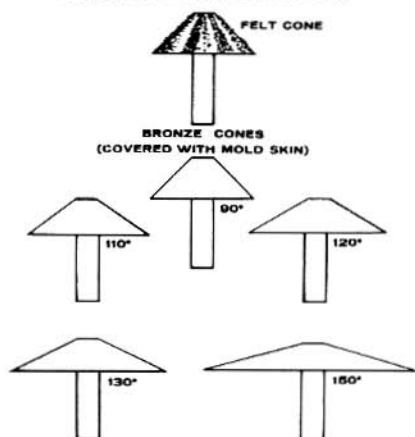
- a) El desarrollo de los Mini-Pupíletes. (105, 106)
- b) El uso de la Varilla de Presión Chiquiar-Arias. (107)
- c) La Técnica de la Interpretación de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos. (108)

Cuando presentamos nuestro trabajo "Una Nueva Técnica para la Adaptación de Lentes de Contacto en Queratocono", ante el Primer Congreso Mundial de Len-

tes de Contacto, en Chicago, reportamos el uso experimental de lo que entonces llamábamos Mini-Lentes, en casos de Córneas cóncavas.

Entonces informamos que teníamos pocos casos de éxito completo; que teníamos problemas de centrado, de adhesión, de interferencia visual y que no lográbamos obtener lentes en poderes mayores que -6.00 D. de una delgadez suficiente

POLISHING CONES FOR CONVEX BEVEL



PROJECTED CONCAVE POLISHING CONES

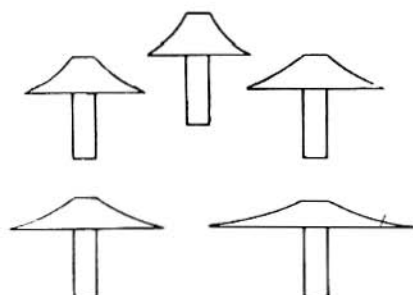


Fig. 26. Conos para pulir el Bisel Convexo. Fig. 27. Conos de curvatura cóncava para pulido.
Los conos son de bronce cubiertos con gamuza y hay un cono de fieltro suave.

para que no causaran problemas al párpado. Hoy nos complace reportar que los Mini-Pupilentes, como ahora llamamos el lente que hemos desarrollado, han sido aplicados por nosotros en más de 150 ojos con éxito completo. Los pacientes han sido de edades desde los 12 hasta los 65 años. La edad en que se reportó la iniciación de la condición varió entre los 10 y los 20 años de edad. Setenta y cinco por ciento de ellos fueron del sexo masculino y solamente treinta y cinco del femenino (lo cual es contrario a lo que informan la mayoría de los libros de texto).

La prescripción más baja ha sido -2.50 , y la más alta -28.00 D.

En todos estos casos hemos usado Mini-Pupilentes exclusivamente, a pesar de que varios de ellos fueron clasificados como queratoconos de tercer grado, de acuerdo con Amsler. Descamos hacer notar que podría suponerse que sería en los casos incipientes (K-1 o K-2 según Amsler) donde los Mini-Pupilentes diesen mejor resultado, y que en los casos avanzados (K-3 o K-4) se requerirían lentes multi-

curvas de tipo corneal, como los que hemos aplicado desde 1955. Sin embargo, el resultado ha sido lo contrario: resulta más fácil centrar un Mini-Pupilente en un caso de Queratocono medio o avanzado, que en un caso incipiente. Factores físicos son los que gobiernan lo anterior; cuando estamos adaptando con la Técnica de Paralelismo o Alineación al Cono, un cono que apenas se inicia (K-1) no ofrece suficiente resistencia a la acción de los párpados y el pequeño Mini-Pupilente es empujado continuamente fuera de la córnea. Por otro lado, cuando el cono está algo más avanzado (K-2 o K-3), la ectasia misma ofrece suficiente apoyo al lente para mantenerlo centrado, a pesar de la acción de los párpados, *siempre y cuando el lente sea adaptado tan justo como sea posible en alineación a las curvaturas del cono, no importa cuán irregular sea este.*

Por otro lado, el problema presentado por queratocono medio o avanzado (K-3 o K-4), es que estos casos requieren lentes de un valor dióptrico alto, cuando se adaptan por el Método de Alineación. El modo en que hemos podido adaptar lentes de un poder hasta de -23.00 D, logrando a la vez orillas suficientemente delgadas para que los párpados pasen sobre ellas sin expulsar el lente, ha sido usando el principio del lente Telecon (110) para visión sub-normal: esto es, solamente un área central limitada tiene el poder refractivo alto, y el resto del lente tiene una curvatura que disminuye el volumen del lente y especialmente el grueso de la orilla. En muchos casos hemos hecho las áreas intermedias y periféricas de la superficie graduada (la convexa) de los Mini-Pupilentes, de una forma *cónica* en vez de esférica, para proporcionar a los párpados una "resbaladilla" donde deslizarse. Cinefro (III) describe "superficies tangentes" similares, aunque en su trabajo trata de lentes de alto poder positivo y donde el principal objeto que se busca es aligerar el peso y disminuir el grueso central de lentes para afaquia. Sin embargo también se menciona el hecho de que la superficie tangente presenta menos obstáculos al párpado.

Creemos que los Mini-Pupilentes son lentes ideales para la corrección de queratocono. No desamos aparecer como faltos de modestia; sin embargo creemos beneficiar a los Contactólogos al ahorrarles los problemas, estudio y tiempo que ya hemos invertido en probar todo tipo de lente para queratocono y las diferentes técnicas de aplicación. Indudablemente con cada técnica y con cada tipo de lente habrán casos de éxito. Pero con el refinamiento de la Técnica de Tres Puntos, y con la nueva Técnica de Alineación al Cono, así como el desarrollo de los pequeños Mini-Pupilentes, un Contactólogo puede lograr mayor porcentaje de éxito en sus casos reduciendo además el número de visitas, y el tiempo consumido en cada visita. Hoy día podemos adaptar un caso de queratocono casi con la misma facilidad que un caso de alta miopía o alto astigmatismo corneal, sin un número mucho mayor de visitas.

Nuevos Instrumentos

En Agosto de 1959 en el Primer Congreso Mundial de Lentes de Contacto, reportamos el desarrollo de los Anillos de Prueba Chiquiar-Arias, con los que logramos medir objetivamente las zonas intermedias y periféricas de la córnea. Los Contactólogos demostraron gran interés, habiendo recibido numerosas consultas sobre aspectos de nuestra técnica de adaptación y del uso de los Anillos C.A. Posteriormente la Plastic Contact Lens de Chicago, y sus filiales, los manufacturaron basados en nuestras especificaciones.

El complemento de los Anillos C.A., del Minicon y de los Mini-Pupilentes, es un pequeño instrumento desarrollado para simular la presión palpebral, y que nos permite ver lo que sucede debajo de un lente de contacto cuando el paciente *parpadea*, cuando *cierra los ojos*, cuando aprieta los párpados, etc.

Es nuestra opinión que los diagramas fluoroscópicos no deben ser tomados u observados bajo la situación *anormal* de retracción de los párpados. También consideramos que cuando nos preparamos para hacer una prueba de fluoresceína, solamente una mínima cantidad de fluoresceína debe ser instilada, de manera que la cantidad de fluido pre-corneal sea normal (para cada caso) tanto como sea posible. Lo que anteriormente hacíamos era observar el ojo en la prueba de la fluoresceína *sin* retraer los párpados, permitiendo al paciente parpadear tan frecuentemente como deseara y observando el diagrama en el preciso instante antes y después del parpadeo. Por supuesto que nos dábamos cuenta de la imposibilidad de asesorar todos los factores en ese tan breve instante.

La lámpara de hendidura ayudaba bastante en la observación de los lentes de contacto con los párpados en acción, pero aún allí no podíamos ver qué sucedía *cuando la presión completa del párpado superior era aplicada sobre el lente*.

Siguiendo esta idea, decidimos aplicar *presión digital* sobre el lente de contacto y observar el lente desde el lado, tratando de evaluar la relación entre las curvaturas de la córnea y las de la superficie ocular del lente, a pesar de lo "primitivo" del método, los resultados en general fueron buenos. Colegas que han visitado nuestra clínica han tenido ocasión de observar esta técnica y hemos dado algunas conferencias sobre este técnica (112).

Sin embargo, las limitaciones para la observación de estos diagramas fluoroscópicos, que naturalmente son diferentes que los que se observan de frente, puesto que se está viendo casi en una sección vertical, son bastante difíciles de observar (especialmente según los lentes van siendo más y más pequeños), debido a la obstrucción misma del dedo. Por lo tanto desarrollamos la Varilla de Presión Chiquiar-Arias (113). Esta consiste de una varilla de plástico con una extremidad perfectamente redonda y pulida, y teniendo en la otra extremidad una forma de un peque-

ño anillo redondeado o "rosquilla". El material es un acrílico transparente que permite una perfecta visibilidad a través de él. (Ver Fig. N^o 28).

La Varilla de Presión Chiquiar-Arias

Con el uso de la varilla C.A., podemos ahora ver exactamente lo que sucede cuando los párpados se cierran, o cuando los párpados superiores presionan fuertemente sobre cualquier sección del lente. Hemos llamado a este técnica de observación de los diagramas fluoroscópicos *la Interpretación de Diagramas Fluoros-*

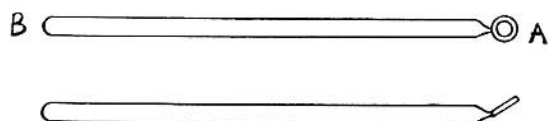


Fig. 28. Varilla de Presión Chiquiar-Arias. N^o 1. Vista Superior. — N^o 2. Vista Lateral. El extremo "A" (rosquilla) se utiliza para lentes cuyo diámetro sea superior a 9 mm. El extremo "B" para lentes menores, especialmente para el Minipulente.

The C. A. Pressure Rod. N^o 1. Top View. — N^o 2. Side View. The "Doughnut" shaped point "A" is used for lenses whose diameter is 9 mm. or more. Point "B" is used for smaller lenses, specially the Minipulents.

cópicos dinámicos. (108). Esta fue la base para desarrollar nuestras técnicas de adaptación de lentes de contacto en miopía, alto astigmatismo, afaquia, y por supuesto, muy especialmente queratocono. Los resultados en casos distintos, a queratocono fueron sorprendentes. En muchos de ellos, donde pensábamos que la relación entre la córnea y el lente era de Alineación, y el diagrama fluoroscópico tomado en la forma convencional (con retracción palpebral) parecía correcto, encontrábamos un pequeño toque apical al aplicar una ligera presión con la Varilla C.A. Un considerable número de estos casos eran casos-problema, o casos donde a pesar de ya usar sus lentes catorce o dieciséis horas diarias, por periodos de varias semanas y aún meses, continuamente se quejaban de incomodidad en el uso de los lentes. Varios de estos casos inclusive habían descontinuado el uso de los lentes, debido probablemente a lo que Mazow (115), y Bier (116) describen como "cansancio corneal" (fatiga de los nervios corneales debido a una continua irritación o estímulo).

Casi todos los casos mencionados, al ser adaptados con un lente cuyo radio de curvatura central de la sección ocular fuese más estrecho que el lente anterior que había sido computado por métodos ordinarios, obtuvo alivio a sus problemas y

hoy día usan sus lentes con completa satisfacción. El criterio de cuanto más estrechos deban ser los lentes, debe basarse exclusivamente en el diagrama fluoroscópico según se observa con la Lámpara Burton y con el Bio-Microscopio, *pero con presión aplicada mediante la Varilla C.A.* para simular la presión palpebral.

Una de las razones del toque apical observado en lentes aparentemente "paralelos" creemos se deba a un principio físico. Para describirlo hagamos un pequeño experimento:

1.—Tomemos una pelota de hule suave, inflada. 2.—Busquemos una superficie cóncava plástica que tenga la misma curvatura que la pelota. 3.—Mojemos la pelota y el plástico. 4.—Ahora apliquemos una gota de fluoresceína entre ellos. 5.—Observemos el diagrama fluoroscópico con la Lámpara Burton y notaremos un paralelismo. 6.—Si ahora aplicamos presión sobre alguna de las orillas del plástico (que simula el lente), el otro lado tenderá a separarse ligeramente de la superficie de la pelota, pero *y esto es lo más importante*, notaremos un *toque central* causado por el hinchamiento de la pelota, que corresponde a la depresión en el área donde hemos aplicado presión. (Conviene rodear los otros lados de la pelota de una superficie más resistente que donde está el plástico, con objeto de imitar más fielmente las condiciones del ojo).

Si ahora sustituimos la pelota de hule por el ojo, y la superficie de plástico por el lente de contacto, tenemos la explicación del toque apical de los lentes, que, aparentemente están adaptados paralelamente. La presión del párpado superior causa un pequeño "hinchamiento" en el ápice, que crea un toque central.

Varias otras razones y posibilidades para que haya un toque central han sido explicadas por mi hermano Marcelo Chiquiar Arias en sus varios trabajos sobre la Queratometría Dirigida (117, 118, 119). Observaciones similares demostrando que los Oftalmómetros y Queratómetros no están midiendo precisamente el vértice de la córnea. Que hay puntos más altos o prominentes zonas de radio más estrecho en otros sitios (aparte del área que medimos cuando el paciente dirige su eje visual hacia el centro del telescopio del aparato); han sido reportados por Jessen (120), Jessop (121, 122) y evidencia irrefutable de la irregularidad de la topografía de la córnea con sus "montañas y valles", ha sido presentada por Reynolds (123, 124, 125), Bronstein (126) y Blair (127) entre otros, usando el Queratoscopio Foto-Electrónico.

Si a todo lo mencionado anteriormente, añadimos el "Factor de Hidratación", (un aplanamiento de los lentes de contacto, al humedecerse totalmente, de aproximadamente 0.50 D. o sea .10 mm.), reportado por Jessen (128), comprendemos la importancia de una cuidadosa observación y evaluación de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos tanto de las lentes Diagnósticas de Control como de las lentes definitivas, en todos y cada uno de los casos.

Si esto no se hace, un alto porcentaje de los pacientes serán adaptados con lentes que están algo "flojos" o "planos", y por lo tanto tendrán un "toque apical" con sus posibles problemas, en córneas esféricas o astigmáticas.

En el Queratocono, si no se toman en consideración los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos, generalmente se observará excesivo apoyo y presión en el vértice del cono.

A fin de que nuestra nueva Técnica de Alineación al Cono, y nuestro sistema de interpretación de Diagrama Fluoroscópico Dinámico puedan ser adaptados, explicaremos el proceso por etapas:

1.—Se retrae el párpado superior del paciente y se aplica Floresceína sódica al 20%. Preferimos usar los Fluor-1-Strips, usando solamente una pequeñísima gota de solución de irrigación oftálmica para mojar la puntita de la tira de fluoresceína. (también puede usarse el Minims), y aplicándola con la mayor suavidad posible (sin hacer movimientos de rozamiento), para evitar estimular las lágrimas. En otras palabras, procuraremos observar el fluido pre-corneal en las mismas condiciones que estaba *antes* de aplicar la fluoresceína.

2.—Soltamos el párpado del paciente y le permitimos parpadear varias veces.

3.—Haciendo uso de la Lámpara de Burton, así como del Microscopio de Lámpara de Hendidura, observamos el diagrama fluoroscópico, la posición del lente, el movimiento del lente, el desplazamiento hacia cualquier dirección, el deslizamiento inferior, etc. mientras el paciente parpadea, *haciendo nuestras observaciones desde una posición lateral además de desde el frente*. En otras palabras, tomamos en consideración como se ve el lente lateralmente y de frente para una interpretación correcta.

4.—Ahora procedemos a detener tanto el párpado superior así como el inferior (retracción palpebral), usando el dedo índice de la mano izquierda para el párpado superior, y el dedo de la misma mano para el inferior. Esta es la manera usual que empleamos para retraer los párpados.

5.—Ahora viene la innovación: En vez de evaluar los Diagramas Fluoroscópicos en esta situación *estática y artificial*, aplicamos una presión ligera (procurando simular lo mejor posible la acción de los párpados de ese paciente en particular), por medio de la Varilla C.A. En este momento, con la presión de la Varilla C.A. simulando la presión del párpado, observamos e interpretamos los Diagramas Fluoroscópicos de una manera *Dinámica*. Nuevamente las observaciones deben hacerse tomando en consideración la vista lateral y la vista frontal para una interpretación correcta de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos.

Para obtener una mejor idea de la Técnica de Interpretación de Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos y el uso de la Varilla de Presión Chiquiar Arias, ver Fig. N° 29.

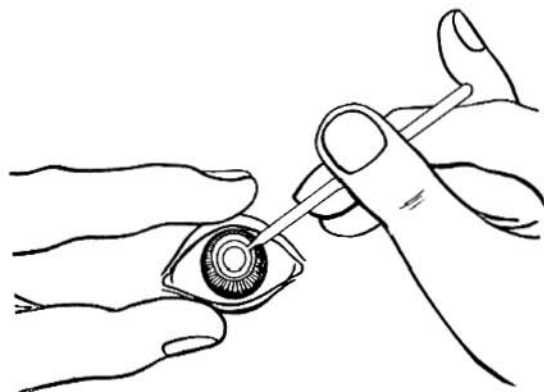


Fig. 29. Técnica para el uso de la Varilla de Presión Chiquiar-Arias. El índice izquierdo sujeta el párpado superior. El pulgar izquierdo sujeta el inferior. La mano derecha manipula la varilla entre los dedos pulgar, índice y medio a modo de aplicar presión leve sobre la lente utilizando sea la punta "A" o "B" de la varilla.

Technique for use the C. A. Pressure Rod: Left index holds upper lid. Left thumb holds lower lid. Right hand manipulates C. A. Pressure Rod between thumb, index and middle fingers to apply slight pressure to lens with either point "A" or "B".

Es sumamente interesante observar cómo los Diagramas Fluoroscópicos cambian de la forma Estática a la Dinámica que endosamos.

Al chequear el Diagrama Fluoroscópico Dinámico de cualquier lente de diámetro mayor que 9.00 mm., deberá usarse el extremo "A" en forma de anillo o rosquilla de la Varilla C.A. Cuando el lente es de diámetro menor a 9.00 mm. y muy especialmente si se trata de Mini-Pupilentes, debe usarse la parte redonda "B" (Ver Fig. N° 28). Cuando descamos chequear un Diagrama Fluoroscópico Dinámico en lentes esclerales, usamos la Varilla C.A. especial que vemos en la Fig. N° 30.

Muchas veces un lente que parece correcto, juzgado por su diagrama Estático, resulta un lente "plano" cuando se interpreta el Diagrama Fluoroscópico Dinámico. Por el contrario, muchas veces un lente cuya relación con la córnea apare-

ce como "estrecho" cuando se toma el Diagrama estático únicamente, puede resultar ser una adaptación correcta cuando la presión es aplicada para estudiar el Diagrama Dinámico.



Fig. 30. Varilla Chiquiar-Arias para Lentes Esclero Corneales.

C. C. Pressure Rod for Scleral Lenses.

Sin embargo, en muchas ocasiones los Diagramas Estáticos y Dinámicos se corroboran uno al otro y nos dan una confirmación de la adaptación correcta, (es decir, tan correcta como se puede obtener hoy), tanto desde el punto de vista físico como el fisiológico. Las próximas ilustraciones (Fig. N^o 31 y N^o 32), explicarán lo anterior más gráficamente.

**THREE POINT TECHNIQUE
STATIC PATTERN**

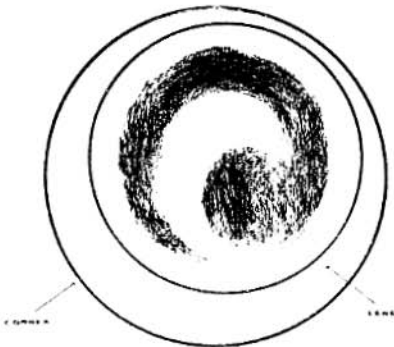


Fig. 31. Diagrama Estático. Técnica de Tres Puntos.

**THREE POINT TECHNIQUE
DYNAMIC PATTERN**

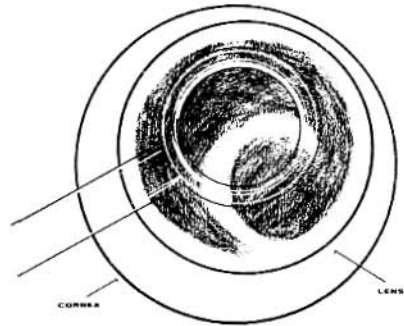


Fig. 32. Diagrama Dinámico. Técnica de Tres Puntos. Obsérvese el cambio del diagrama fluoroscópico al simular la presión palpebral por medio de la Varilla de Presión Chiquiar-Arias.

Observe the change in pattern when lid pressure is simulated by means of the C. A. Pressure Rod.

Uso experimental de lentes con superficies oculares toroidales en Queratocono

Siguiendo los excelentes resultados obtenidos por nosotros, así como reportados por Wesley (129, 130), Jessen (131), Bronstein (132, 133, 134), Mandel (135),

Koetting (136), Korb (137, 138), y otros colegas, con el uso de los lentes Cycon en casos de altos astigmatismos corneales, decidimos probarlos en pacientes seleccionados de Queratocono. Los casos que consideramos podrían beneficiarse con el principio tórico del lente Cycon eran casos incipientes (K-1 y K-2 según Amsler), ya que en estos casos es posible obtener algunas medidas queratométricas.

También, como mencionamos anteriormente, es precisamente en estos casos donde nos resulta un problema centrar los Mini-Pupilentes, debido a la falta de soporte, ya que en estos casos la ectasia es mínima.

Los resultados obtenidos en el uso experimental de los lentes con superficies toroidales oculares en queratocono incipiente son alentadores, ya que hemos podido adaptar estos casos con lentes más pequeños y más delgados de los que usaríamos usualmente. Además, las mediciones queratométricas aproximadas que pueden obtenerse en los casos incipientes, sirven como una guía para el radio principal que el lente llevará sobre su superficie ocular. Por supuesto que debida consideración ha sido prestada al hecho de que una *queratometría dirigida* es necesaria en todos estos casos, no solo con la mira a establecer la topografía de las zonas intermedias y periféricas, sino también, y esto es muy importante, para determinar la posición del ápice o vértice del cono. Una vez que esta posición ha sido establecida, es *aquí* donde nuestras medidas queratométricas de mayor precisión pueden ser obtenidas. Silva (139, 140, 141), Morales Ledesma (142), y Haynes y McEachern, explican claramente los principios ópticos implicados en la medición de la ectasia en sí en los casos de queratocono incipientes por medio de oftalmómetro o queratómetro. En síntesis, estos autores recalcan que si medimos en la línea del eje visual, y no en la línea teórica que cruza el ápice o vértice de la ectasia, nuestras medidas queratométricas serán muy inexactas y distorsionadas. Por el contrario, si podemos dirigir el eje visual a una posición excéntrica, de modo que los reflejos de las miras de nuestro oftalmómetro caigan equidistantes a cada lado de la ectasia (una vez que el vértice es dirigido a la línea de observación del oftalmómetro), podremos obtener unas lecturas más útiles y con menos distorsión. En todos los casos de queratocono que hemos adaptado con lentes toroidales, hemos seguido la rutina arriba delineada, incluyendo las mediciones intermedias y periféricas.

Una vez obtenidas todas las mediciones queratométricas, levantamos un "plano topográfico" de la córenea por medio del computador compumático (Compumatic Computer), (144, 145, 146) que hemos encontrado muy útil por permitirnos ver gráficamente cómo están las curvaturas de esas córeas. Como complemento de lo anterior usamos el "Plotter de Cinefro (147) para ayudarnos a calcular las especificaciones de la lente que inicialmente emplearemos.

A pesar de lo anterior, hemos encontrado que las medidas queratométricas proporcionan solamente el punto de partida para pruebas con una serie de lentes de

control. Inicialmente ordenamos los lentes de acuerdo con las lecturas queratómétricas, y con una graduación basada sobre refracción a través de lentes de contacto esféricas. Una vez que la lente toroidal hecha a nuestras especificaciones está lista, procedemos a insertarla en el ojo del paciente y chequeamos los Diagramas Fluoroscópicos, tanto Estáticos como Dinámicos. Si los diagramas son satisfactorios, verificamos con precisión la refracción. Encontramos que es necesario hacer varias lentes hasta conseguir una adaptación satisfactoria: sin embargo, una vez que se logra la adaptación perfecta, los lentes centrarán bien, no rotarán, y darán al paciente lo que creemos que es la lente más cómoda para esta etapa de su condición: Queratocono Incipiente.

A fin de evitar el ordenar dos o tres pares de lentes para cada caso, estamos en el proceso de manufacturar una Serie de Lentes Diagnósticos de Control Toroidales, en radios de curvatura muy profundos, y con diferencias de dos, cuatro, seis, ocho y diez dioptrías entre un meridiano y el otro. El diámetro de estos lentes se mantendrá entre 7.5 mm. en las curvaturas más estrechas a 8.50 mm. en las más planas. Los lentes tendrán poder negativo bajo.

Comprendemos que aún debe llevarse a cabo bastante investigación antes que estos lentes, y las técnicas desarrolladas para ellos, entren en uso general. Sin embargo, nuestra intención al reportar nuestros experimentos e investigaciones en estas líneas, es para compartir nuestras experiencias con los colegas y estimularlos a que hagan sus propias observaciones, las cuales al ser publicadas serán de utilidad para todos.

Los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos como Instrumento de Investigación

Insistimos nuevamente en la Importancia del uso de la Técnica de Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos en la interpretación de los diagramas.

Es realmente fascinante observar cómo cambia el diagrama de uno que semeja astigmatismo irregular o astigmatismo simple, teniendo quizá un anillo que circunda la banda astigmática y posiblemente una o dos áreas donde se acumula la fluorescencia, y después, al aplicar una ligera presión con la Varilla C.A. el diagrama toma el aspecto ya sea de una córnea esférica, o de un queratocono adaptado según la Técnica de Alineación al Cono. (Las figuras 33 y 34 ilustrarán este punto).

Es a través de la observación de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos como entendemos mejor lo que sucede en las córneas de los pacientes afectados con queratocono una vez que han sido adaptados con lentes de contacto de acuerdo con estas técnicas. El efecto "alisador" del lente debido a la ligera presión y peso del párpado (como puede observarse objetivamente al simular la presión palpebral

con la Varilla C.A.^{*}, nos da la mejor explicación de la Agudeza Visual mejorada que estos pacientes logran después de usar sus lentes de contacto, correctamente adaptados, todo el día durante un período de tiempo. También explica la aceptación de graduación positiva, (o sea menor graduación negativa), en algunos de

**C. A. CONE ALIGNMENT
TECHNIQUE
DYNAMIC PATTERN**

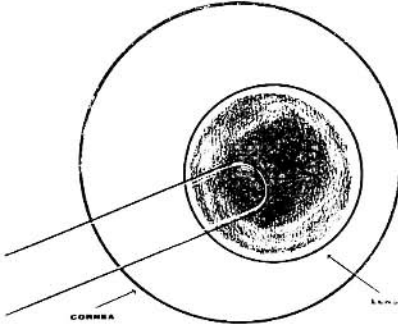


Fig. 33. Técnica Chiquiar-Arias de Alineamiento con el Cono. Diagrama Estático. Minipupileta flotando.

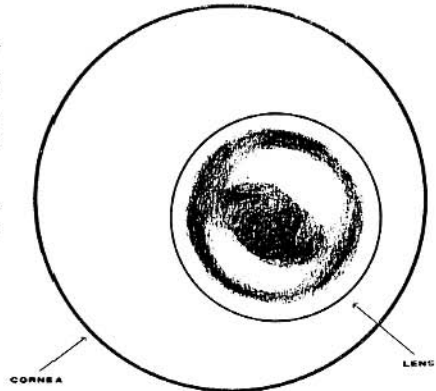
Minipupileta floating.

estos casos, después de algunos meses de usar los lentes. Además, explica la razón por qué se obtienen medidas queratométricas menores, así como por qué las miras del oftalmómetro muestran menos distorsión que cuando el caso fue adaptado ini-

**C. A. CONE ALIGNMENT
TECHNIQUE
STATIC PATTERN**

Fig. 34. Técnica Chiquiar-Arias de Alineamiento con el Cono. Diagrama Dinámico. Observar el cambio del diagrama al aplicar presión suave por medio de la punta "B" de la Varilla de Presión C. A.

Observe the change in pattern when pressure is applied by means of the C. A. Pressure Rod.



cialmente. En suma, estos resultados son un argumento conclusivo de los efectos benéficos que el uso de lentes de contacto de tipo corneal o pupilar, aplicados según la Técnica de Alineación al Cono, que logran moderar o detener la progre-

ción del queratocono, causando aún cierta regresión del cono, dentro de límites que son variables de caso a caso. Las observaciones de estos resultados respaldan la opinión de autores como Zeckman y Krimmer (148), Filderman e Isen (149), Wesley y Jessen (150), Silva (151), y otros, que una y otra vez han indicado la excelencia del uso de lentes de contacto como el *método ideal de ejercer un vendaje de presión* en el tratamiento del queratocono.

Nos daría gran satisfacción conocer las reacciones y opiniones de nuestros colegas sobre este interesante punto.

Estamos conscientes de la necesidad de investigación sistemática no solo en lo que se refiere al tratamiento del queratocono por medio de lentes de contacto, sino a muchos importantes aspectos de la aplicación de los Lentes de Contacto. Estamos completamente de acuerdo con el provocativo y estimulante trabajo presentado por Rosenbloom (152, 153), quien ha analizado tan claramente estas áreas de investigación.

Abrigamos la esperanza de que las Universidades, las Sociedades Profesionales, como la Sociedad Mexicana de Contactología, Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría, C. L. A. O., etc., las instituciones tal como la Fundación de Investigaciones Visuales, (Eye Research Foundation), y otros responderán a este reto constructivamente. Al mismo tiempo, es justo consignar aquí una palabras de reconocimiento a los varios laboratorios que han cargado hasta ahora con el mayor peso de la investigación en nuestra especialidad: Los Contactólogos tenemos una deuda de gratitud con ellos. Apreciamos sus esfuerzos y deseamos que continúen aportando más luz a la Contactología, lo cual se traducirá en mayor progreso para beneficio de todos, en primer término de los pacientes.

SUMARIO

- 1.—Se ha hecho un estudio completo de los métodos usados hasta ahora para adaptar lentes de contacto de tipo corneal y pupilar en casos de queratocono.
- 2.—Se han indicado las ventajas, limitaciones y problemas de las tres principales técnicas usadas hoy día, basándonos en la experiencia de su aplicación.
- 3.—Se explica en detalle la Técnica de Tres Puntos, desarrollada en colaboración con los doctores Voss y Liberatores de Argentina, y se notan sus ventajas sobre los métodos usados anteriormente.
- 4.—Se hace una revisión del instrumental generalmente usado por el especialista para obtener mediciones de la córnea. Se anotan sus limitaciones.
- 5.—Se presentan los nuevos instrumentos y lentes creados por el autor, tales como:

- a) Los Anillos Chiquiar Arias para mediciones en Queratocono.
- b) El Minicon.
- c) La Varilla de Presión Chiquiar Arias.
- d) El Mini-Pupilente.

Explicando su uso y se dan especificaciones completas y dibujos.

- 6.—Se explica la Técnica Chiquiar Arias de Alineación al Cono, indicando sus ventajas, en combinación con el Mini-Pupilente.
- 7.—Se presenta la técnica y aplicación en Queratocono de la Interpretación de los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos. Se discuten las ventajas de este método, y los resultados obtenidos mediante su uso.
- 8.—Se explica el uso experimental de lentes de contacto de superficie ocular toroidal, en combinación con la Técnica de Alineación al Cono y los Diagramas Fluoroscópicos Dinámicos.
- 9.—Se indica la importancia de los signos objetivos que comprueban la retención del progreso del queratocono o su moderación, y en algunos casos la regresión limitada del cono, tales como: aceptación de lentes de poder positivo; valores dióptricos menores en las lecturas queratométricas y menos distorsión de las miras del Oftalmómetro. Estos y otros factores indican la importancia de los lentes de contacto como un medio no solamente óptico sino también terapéutico, debido a su acción como el vendaje ideal de presión.

CONCLUSION

Es nuestra impresión, basada en la experiencia efectiva de adaptar innumerables casos de queratocono con lentes de contacto corneales y pupilares, de acuerdo con nuestras técnicas arriba delineadas, que las opiniones de los varios especialistas y autores que endosan el uso de lentes de contacto como una medida terapéutica, además de óptica, en todos los casos de Queratocono, donde la porción central de la córnea, aún esta transparente, tienen validez. Hasta que una mayor investigación y más amplia experimentación clarifique el enigma de la etiología del queratocono, a fin de que se instituya el tratamiento preventivo o correctivo de esta condición, las lentes de contacto permanecen como el recurso sobresaliente al alcance de estos infortunados pacientes, que en manos de Contactólogos competentes pueden salir del mundo de los parcialmente ciegos al mundo brillante de una visión útil, con todas sus maravillosas oportunidades para una vida normal.

Insurgentes Sur 403,
México II, D.F.

Nota: Las 153 referencias del trabajo están al final de la versión en Inglés y no las hemos repetido aquí.

KERATOCONUS: ITS CORRECTION BY MEANS OF CONTACT LENSES

An analysis of techniques, instrumentation and latest
developments

BY

VICTOR CHIQUIAR ARIAS, O. D.

México, D.F.

DEDICATION

This paper was prepared on the encouragement of the late Dr. Theodore T. Brombach, whose untimely death was an irreparable loss to Optometry. As a tribute to his memory I sincerely dedicate my work to him.

Part of the material contained in this work was submitted to the American Optometric Association when a call for papers on Keratoconus was made for the International Symposium on Contact Lenses. Although incomplete, this material was sent to Dr. Maurice Poster, Chairman of the Keratoconus Section of the Symposium, to serve as our collaboration to the paper which he submitted, drawing from his own material and that of the other colleagues who were called upon.

The AOA, as well as the Distinguished Service Foundation, to whom parts of this material were sent, were kind enough to release their originals, which have been increased and modified to serve for publication in Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría.

It is my sincere wish that this work raise more questions than it answers, serving to stimulate others to further advancements. May a wider interchange of knowledge shed further light on Keratoconus, a condition for which contact lenses have become such a radiant hope.

FOREWORD

After so many years that Keratoconus has been diagnosed and described, it is with regret that we must recognize that little progress has been made with regard to the etiology of the condition. We will not go into a long discussion of the various theories

which pretend to give an explanation of the possible causes, because the interested parties can refer to books and other publications which have analyzed the phase of the subject matter, many of which are listed in our bibliography.

With respect to detection or diagnosis of the condition it is gratifying to see that more and more authors have been writing excellent papers on the various objective and subjective signs which serve for the correct diagnosis of keratoconus and the assessment of the degree of development of the condition. (1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11).

Because of these facts, in this paper we will limit ourselves to a review of the main fitting techniques that are in use and the advantages and limitations that in our opinion they have. We will include our own experience in using these different techniques, as well as a critical evaluation of the techniques which we have originated, such as the Three Point Technique, and the Cone Alignment Technique.

As the last point of our paper we will give a report on the refinement and innovations to our techniques and the use of the *Mini-Pupilens* as a corrective and optical device for Keratoconus. We believe that the simplification which our new techniques, as well as others developed by our colleagues, and further progress which will no doubt ensue from S.A.A.O., will encourage the average practitioner to launch into this most important facet of contact lens fitting. We believe that today a case of keratoconus can be solved almost as easily as a case of miopia, astigmatism, hyperopia or aphakia.

One of the reasons of our insistence of the importance and necessity of every eye specialist who is interested in contact lens fitting, in knowing perfectly the techniques for fitting keratoconus, is that from these techniques he will learn very much about the problems and solution to these problems of fitting contact lenses in any other condition. It has been our experience that through seeing the grossly exaggerated problems of corneal topography that keratoconus presents, we were able to develop techniques that have solved in a most satisfactory manner the fitting of the ordinary patient. The use of the slit lamp microscope and the Burton lamp together with the Chiquiar Arias Pressure rod for simulating lid pressure for the proper evaluation of the Dynamic Fluorescein Patterns have led us to a definitely improved technique of evaluation of fluorescein patterns not only in the cases of Keratoconus but in cases of miopia, hyperopia, aphakia and high corneal astigmatism.

We are desirous of corresponding with colleagues who will try out our techniques and inform us of their achievements in keratoconus. If the results of individual Contactologists in different countries are compiled and tabulated important statistics for the benefit of all will no doubt result.

With regard to treatment of this condition, we will only mention here the treatment with conventional spectacles as far as reestablishment of vision is concerned is only temporary, most of the times unsatisfactory, and ultimately useless.

Surgical treatment such as Keratoplasty has its use only when the condition is in its latter stages and when the transparency of the cornea has been lost. Here we will quote Ridley (12) who mentions the following, among his conclusions for the use of contact lenses in corneal graft: "The contact lens has an important contribution to make, both in saving unnecessary surgery and enhancing the clinical reward of this work".

Also, Rycioft (13) says that "The decision to operate is usually made at the time when the visual acuity obtained by either ordinary or contact lenses is no longer sufficient". Silva (14) is of the same opinion.

Taking into consideration the above, contact lenses seem the only possible solution to the condition of Keratoconus for the time being. Perhaps research in the future may uncover the enigma of its etiology and preventive or curative treatment may be given at the proper time. Meanwhile it is contact lenses alone that can give the patient afflicted with conical cornea the possibility of reestablishing a satisfactory visual acuity, and perhaps a means of establishing or controlling the advance of the condition, as we will try to prove in this paper.

FITTING CONTACT LENSES IN KERATOCONUS

The efficacy of contact lenses in the treatment of Keratoconus is an established facta that requires no re-statement. Those of us who have been engaged in the fitting of contact lenses for a number of years have been fascinated by the extraordinary possibilities for visual improvement of the keratoconic patient by means of contact lenses. Out of the success and failures of the past has come the progress of today which we wish to report. (14, 15, 16, 17).

In our present study we will analyse the various methods used in the fitting of keratoconus and our method of fitting the problem will follow. (18,19,20,21, 22,23,24,25). We concur with the conclusions of Zeckman and Krimer (26), Wesley and Jessen (27), Silva (28) and others who have demonstrated the unfavourable results of scleral contact lenses and the favourable ones of the corneal contact lenses.

Therefore, we have discarded for keratoconus the haptic, or sclero-corneal lens, with the very few exceptions in which there are, for instance, certain diseased conditions of the lid, or an absolute intolerance for the corneal lens (which is very rare in our experience).

We would like to point out that as we see more cases of keratoconus some of our earlier observations and conclusions (28,29,30,31,32) have to be modified. One of them is the position of the vertex or apex of the cone with relation to the geometrical center of the cone. Tabulating our results we find that approximately 35% have been nasal and inferior, 30% almost central, 15% inferior temporal and 10% slightly superior (nasal or temporal).

Present Techniques in Use

There are several techniques in the fitting of contact lenses in keratoconus which could be grouped into three distinct schools:

1—The first school, having the stand that the lens should not touch the cone, believes in fitting a lens that will definitely clear the cone (See Figs. 1 & 2). In this theory we follow, to a certain extent, the technique of the scleral lenses.

Some years ago many practitioners were inclined to adapt a lens that had its bearing area on the peripheral zone of the cornea, and avoiding a touch of the cone at the apex. To minimize the problem of interference with the normal metabolic processes of the cornea, as we had created a sealed vault, we made several fe-

nestrations starting with three and, in certain cases, going up to as many as eight perforations.

The time and effort spent in figuring the number, location and angle of inclination of the fenestrations while using this system taught us important lessons which helped us in the development of new and better techniques. To summarize, in our practice we have not obtained good results with corneal or pupillary lenses when we tried to have the bearing area exclusively in the periphery and not touching the cone.

2—The second school believes that the lens should be fitted with an extreme flat fit, in other words, with a bold central touch; the other point of contact being above the limbus, on the scleral conjunctiva. (See Figs. 3 & 4).

Advocates of this system are of the theory that a flat lens will flat ten the cornea. Their aim here is to get the flattest lens that can hold on to the eye.

3—The third group aims at a fit which will rest mainly in two sections of the cornea; on the cone and on the superior peripheral portions of the cornea, near or at the limbus. (See Figs. 5 & 6).

We must mention here that for some time we used this method and obtained better results with it than the other two.

Results of present techniques

Following our own proposed terminology (33) as well as that used by such authors as Lester (34), Black (35), Tortolero, Wesley and Bronstein (36), we will describe our observations.

Following the theories advocated by the First School of thought, we have seen that the lenses are not well tolerated. The cornea has been sealed and we have the classic symptoms of the tight lens:

Fick's phenomenon was almost always present. Edema of the epithelium appeared rapidly in most cases and was of a more severe nature than with the other techniques. Even in the cases in which these problems were of a comparatively low degree and the lenses were tolerated, we had an optical effect, but the therapeutic action was lost. This same technique of resting the pupillary lens on the periphery of the cornea and using minimum clearance on the intermediate and central portions was also used some years ago by us in fitting high corneal astigmatism and irregular astigmatism. It should be remembered that at that time most authorities thought the corneal lens could not be used for corneal astigmatism of larger amounts than 2 or 3 diopters. In many cases generalized stippling or pin point staining is observed (See Fig. 7).

We are sure that all of you have observed that in fitting keratoconus with the extreme flat fit, (second school), you almost invariably get "ribbon like staining" on the apex the cone as well as on the scleral portion above the limbus where the whole weight and pressure of the lens rests and where there is indubitable rubbing. (See Fig. 8).

On fitting lenses, according to the *Thir School* (that is the one that tries to distribute the weight of the lens within the cornea, on the apex of the cone and

near the periphery superiorly), we also find, although in less amounts, a disturbance of the epithelium of the cornea in the intermediate portion between the cone and the periphery. (See Fig. 9).

Instilling 2% sodium fluorescein on the bulbar conjunctiva just above the limbus at twelve o'clock, as suggested by most Contactologists, we observe that there is generally quite a deep pool formed, and we almost invariably notice this "orange-peel" like stippling, clearly observable with our Burton lamp and even more clearly displayed with the slit lamp microscopy method. These disturbances are not longer observed, or they exist in a much lesser degree, when we have fitted according to the method we are going to present. (Fig. N^o 9).

When we started fitting spherical or astigmatic corneas with pupillary lenses that would somewhat parallel the cornea, we found that most of the problems and inconveniences of the corneal and microlenses had been eliminated. With this thought in mind, we decided to make a research in keratoconus, attempting to fit it with the same correspondence that we had achieved in other conditions of the cornea.

Present day apparatus for keratometry

Most of you will realize that present day apparatus are inadequate in measuring curvatures in keratoconus. The ophthalmometer and keratometer measure two points at either side of the visual axis extending over a very small central portion of the cornea, as proven by Marcelo Chiquiar Arias (38, 39), which is perhaps a guiding point in myopia, hyperopia and astigmatism, but is most misleading in keratoconus. If measurements of this portion can be obtained they generally are those of the greatest deformation of the cornea. It is very interesting to take into consideration also the view points on the subject of Keratometry or Ophthalmometry brought out by authors such as Silva (40), Morales (41), Reynolds (42), Bayshore (43), Haynes and McEachern (44), Farnum (45), and others whose writings prove indirectly the limitations of the ophthalmometers and keratometers in use.

All of us who have had to fit keratoconus by means of diagnostic control sets of standard lenses have realized the limitations that this system offers here: Most of the lenses will only show a touch at the apex of the cone accompanied by a peripheral touch, and, as we know, this touch can be achieved with a great number of variations in radii and diameter which tend to prove the inaccuracy of this method. Which is so useful in measuring other conditions such as myopia, hyperopia, astigmatism, etc., as pointed out by Marcelo Chiquiar Arias, (46), Thompson (47), Wachs (48), Marenco, Liberatore and Voss (49, Bier (50), 51), Neitzel (52), Martin and Jensen (53).

Generally speaking, we tried to avoid the formation of a very large bubble or pool surrounding the cone, and our fitting was based on subjective symptoms more than on a satisfactory objective technique. Many of us designed special diagnostic control sets using multi-curved, corneal or pupillary lenses. Although sometimes results with these techniques were better than with a standard single curve or bi-curve lens, nevertheless, we must agree that the method was haphazard the calculation for the internal radii of these lenses was based purely on empirical methods.

New apparatus

In view of this, we developed the Chiquiar Arias Fitting Rings (54, 55, 56, 57, 58, 59). These fitting rings helped us in knowing what curvatures surrounded the cone in the intermediate and peripheral portions of the cornea. To facilitate the understanding of just how these rings are constructed, we have a series of charts which we will explain in detail.

We wish to express our appreciation to Norman Bier for a sentence which sparked our idea for the fitting rings. Although not referring to keratoconus, among the apparatus employed to establish the usual flattening of the corneas he mentioned "anular templates" (50).

As you can see in the next diagram (10), the C. A. Fitting Rings are similar to a Diagnostic Control Lens with the central part removed. This hole we will call *central aperture*. The *surface* of all the rings, that is, the portion between the central apertures and the overall diameter, will be of a standard width of 2 mm. Thus, ring series No. 1 has a central aperture of 4 mm. and an overall diameter of 8 mm., leaving the standard surface of 2 mm. The radii of curvatures on this series originally were from 6.50 mm. to 7.50 mm., in one tenth millimeter steps. In using them we found many cases where rings of steeper radii would be needed and therefore proceeded to include from 5.50 mm. to 6.50 mm. We find that we seldom use the C.A. Rings series N^o 1 of flatter curves than 7.00, therefore in our minimum diagnostic set we include only radii from 5.50 to 6.50 in series N^o 1.

The series of No. 2 rings (See Fig. No. 11) has a central aperture of 5 mm. and an overall diameter of 9 mm. The radii of curvatures we now use range from 6.00 mm. to 7.00 mm., (instead of 7.00 to 8.00 used previously) in one-tenth millimeter steps.

Series N^o 3 (Sec. Fig. N^o 11), has a central aperture of 6 mm., and an overall diameter of 10 mm. These rings have now radii of curvature from 7.00 to 8.00 mm., (previously we used 7.50 to 8.50 mm.) in one tenth millimeter steps.

The last series of rings, N^o 4 (See Fig. N^o 13), has a central aperture of 7 mm., and an overall diameter of 11 mm. The radii of curvatures for this series are from 8 mm. to 9 mm. in one-tenth millimeter steps. We have found these radii satisfactory.

As you will note, all these rings overlap one another by 1 mm. in the central portion and in the peripheral portion. The idea here is that we are able to recheck all our measurements, and also to obtain an absolute continuous pattern of the different curvatures of the cornea from the cone to the limbus. With these fitting rings we were able to obtain a series of more accurate measurements of the portions of the cornea which, up to now, have been left to purely empirical methods. To illustrate some of the Fluoroscopic Patterns obtained with the C. A. Rings as we as their interpretation, please see Figs. Nos. 14, 15, 16 and 17.

A word of caution regarding the special techniques for obtaining Fluoroscopic Patterns with the C. A. Rings is in order: To avoid causing an abrasion, however slight it might be, the patient lids must be held retracted with thumb and index of left hand, while C. A. Ring is softly placed by the index and thumb of right hand. Fluorescein should be instilled BEFORE placing the Ring. The patient must not be allowed to blink while C. A. Ring is on the eye, the lids must be held retracted until the obser-

vation is made. Then CONTROLLING WELL the patient's lids, same are used to softly remove C. A. Ring from cornea, avoiding pressure.

Once we had obtained a plotting of the areas in the intermediate and peripheral portions of the cornea, we were still left with the problem of assessing the data of the cone itself, that is, of the principal protuberance of the cornea: the ectasia. As we pointed out before, ordinary diagnostic control lenses are not precise in rendering a measurement of this tiny deformation because of their diameter. This being the main objection, we decided to prepare a Special Set of Diagnostic Control Lenses which we denominated Mini-lenses (61), (now called Minicon). These lenses are pupillary lenses of very steep radii and of very small diameter (6.00 mm.) The original set consisted of 20 lenses, with radii from 5.00 mm. 7.00 mm., in one-tenth millimeter steps.

While using these Mini-lenses, we found that the diameter was, in most cases, too large to measure the cone exclusively, and we had to reduce it in order to avoid bearing on the edge of the lens and clearing the height of the cone. Today, we have standardized the Minicon trial set for keratoconus with the following specifications (52): The new Set consists of 25 lenses. The radii of curvature covers a range from 4.50 mm. to 6.90 mm., in one-tenth millimeter steps. We believe that any cone that has a flatter radii than 6.90 mm. can be measured approximately by the ophthalmometer method or by ordinary Diagnostic Control lenses. The diameters of the first 10 lenses, the steepest ones (radii from 4.50 mm. to 5.40 mm.) are made in 5 mm. The next 15 lenses, from 5.50 to 6.90 mm., are made with 6 mm. diameters. The edge of the lens is rounded with a tiny .2 mm. secondary curve, which is in proportion to the steepness of the central base curve of the lens. We still find many instances in which the diameter of the lens has to be further reduced in order to obtain a measurement.

With the C. A. fitting Rings as well as with the Minicon, we were able to determine what the curvatures of each particular cornea are, and could therefore have the laboratory manufacture a lens that would give a custom fit for that eye. We would indeed be fitting cases of keratoconus with the same correspondence to the actual curvature of the cornea as that which we could obtain with the pupillary lenses in most cases of spherical or astigmatic corneas.

Before going further, we would like to state that we are by no means completely satisfied with the method of measuring the different zones of the conic cornea with the C.A. Fitting Rings and the Minicon. We realize the amount of time and effort involved and that the proper interpretation of the fluoroscopic patterns is quite a feat for the beginner. We acknowledge these limitations and we urge our colleagues, as well as the laboratories, to come up with a better method. We have the impression that Photo-Electronic-Keratography, as presented by Reynolds, (63,64,65), Bronstein (66), may be the way. However, in his papers he does not express the idea of working along these lines, and to a direct question put forth by us, he mentioned that it would require the making of certain templates before the Keratographs of corneal corneas could be computed by the Electronic Computer (67). Let us hope that through the efforts of the Eye Research Foundation, a new and better method of assessing this data will soon be available.

Observations on the topography of the Cornea

One of the first results which became evident upon our measuring the intermediate and peripheral portions of the corneas afflicted with *incipient* keratoconus was that the radii of curvature were quite similar to those of corneas that did not have this grave affliction. In other words, the *incipient* conical cornea is not conical in its entirety. The portion affected by the ectasia is generally limited to 2 or 3 mms. in diameter, and the characteristic is the zone of greatest thinning of the cornea. Surrounding that area, the cornea gives measurements that correspond to an almost normal cornea, which tends to prove:

1—that as far as curvatures are concerned, the cornea was perhaps absolutely normal before keratoconus appeared, and that

2—early after the onset of keratoconus, the intermediate and peripheral curvatures have not been affected in an irregular manner to an important degree.

Of course as the condition advances there is definitely a greater deformation of the cornea starting with the ectasia which becomes steeper and more irregular and this steepness and irregularity extends more and more until almost the entire cornea can be affected. See Fig. 18 for a comparison of average normal and conical corneas.

In the intermediate and peripheral portions of the cornea, in its first stages of Keratoconus, we have found measurements as flat as 38 diopters. Some of these measurements were obtained by eccentric ophthalmometric observations (68, 69), or by fluorescein patterns with the C. A. Fitting Rings. In other words, in the intermediate and peripheral zones, we did not find incipient conical corneas having steeper measurements than ordinary corneas.

The average dimensions of the different zones are explained in Fig. 19 where we see that the central zone A covers a width of 4 mm. in diameter; zone B, that is, the intermediate or reversible zone, covers 4 mm., 2 mm. at each side; and the peripheral zone C. covers 3 mm., that is, 1½ mm. at each side.

Based upon these facts, we decided to try to parallel most of the corneas in keratoconus. In other words, we would aim at a bearing area that should be on almost the entire periphery of the cornea, or several portions of it, and on the apex of the cone, at the same time avoiding any deep pools in the intermediate zone, especially surrounding the cone.

To do this, we realized that the lens we had to fit required a very steep central portion, extending perhaps 4 to 5 mm. at the most. Next to this central area must come a curve or a series of curves of much flatter radii, last, but not least, we must have a "funnel" for the proper interchange of fluids and gases.

In our practice we have found that if we are able to fit a lens so that it rests in different sections of the cornea, distributing its weight in a more or less uniform manner, we obtain a good tolerance without eliminating the therapeutic action of the lens.

This system, which we call *Three Point Fitting*, takes its name from a point of view which is merely demonstrative because, in reality, the lens may rest on more than three points. (See Fig. 20). It can rest on the center and on a full circle, or

on a section of a circle. But what we are trying to bring out is that it is completely essential that the lens rest on a *minimum* of three points distributed on 180°. As an example of our theory, let us say that the points of contact may be had, for example, at nine o'clock, apex, and three o'clock; at twelve o'clock, apex, and six o'clock; or at any one of the oblique axes or a combination of several of them. This is more clearly understood if you will refer to Fig. 21.

Our fitting method comprises the following steps. First, we make an exhaustive study, mapping out the different areas of the cornea in each case by use of the C. A. Rings and Minicon trial set. Then, we proceed to select the lens that is most convenient between two basic types; the large lens whose diameter varies between 9.00 mm. and 10.50 mm., and the small lens whose diameter is between 6.50 mm. and 8.50 mm.

Generally speaking, the indications for the different sizes are: (1) where the lids are soft and flexible, we try to fit the small diameter lens, and (2) where the lids are tense or tight, most of the times we have to fit the large lens.

Due to the relative simplicity of application of the smaller lens and to the greater tolerance of same, we prefer it in any degree of keratoconus, if and when the following conditions are met:

1. It can stay in position without displacement.
2. It allows good vision.
3. It does not produce erosions or abrasions on the cornea.

If the lens does not meet the above requirements, we find it necessary to fit the larger lens. This is generally the situation in most advanced cases of keratoconus, although we have been able to solve an increasing amount of them with a Mini-Pupils of an average diameter of 7.50 mm.

Due to the actual difficulties in obtaining the exact curvature of the surfaces of the cornea by Static Fluoroscopic Patterns; as stated by Bronstein (70), Pollock (71), Sato and Magatani (72), and more specially in keratoconus, as well as to the fact that the Fluoroscopic Patterns with the C. A. Rings are static and not Dynamic, we find that most measurements will be slightly flat. (We will explain STATIC and DYNAMIC Fluoroscopic Patterns presently).

Therefore, we recommend ordering the lenses from the laboratory 0.25 mm. steeper in their intermediate and peripheric curvatures. This difference will allow one to make the necessary adjustments in the internal surface of the lens until the correct Dynamic fit is obtained. For example, once the preliminary tests are made with the Diagnostic Control Minicon and with the C. A. Fitting Rings, let us suppose we obtained the following results:

- radius of curvature of the central zone, 5.50 mm.
- radius of curvature of zone B, 7.25 mm.
- radius of curvature of zone C, 7.75 mm.
- diameter of the lens, 10.50 mm.

The definite lens should be ordered as 5.50/7.00/7.50; diameter 10.60. As you will see the central curvature has not been modified, but the intermediate ones have

been ordered 0.25 mm. steeper. Also, in the thickness of the lens we should make allowance for modifications. We should figure in ordering a lens 0.025 mm. thicker than the final thickness we desire. In other words, if the trial lens has a thickness of 0.250 mm., the definite lens should have a 0.275 mm. thickness. Thus, once the adjustments are made, the thickness will be at the required 0.250 mm. Also, we suggest ordering the total diameter of the lens 0.10 mm. larger, keeping in mind the inevitable cut down caused by the convex bevel. In the adaptation we first make all the curve adjustments, then the convex bevel, and lastly a size reduction, if necessary.

From the physical point of view of the fitting of a pupillary contact lens on an eye afflicted with keratoconus, we should be able to control the "important variables" in a similar manner as we control them in an ordinary cornea. If due to the special conformation of the cone we must alter our initial measurements, we must foresee and, if at all possible avoid, any extreme pressures that may seriously interfere with the normal metabolism of the cornea. For instance, in the question of secretions, which is one of the problems of contact lens fitting, as mentioned by Mandel (73), Mizutani (74), Wachs (75) and others, (and on which we intend to present a work at some future time), the overall diameter of the contact lens has a definite influence on these secretions. A lens that is too large and causes too much friction with the lids should generally be reduced in size. A lens that is too thick in its edge should also be reduced, or the shape of the edges modified to avoid this source of friction. Among other authors who have written on this theme, we would like to mention Cepero (76), Neeffe (77), Poster (78), Bailey (79), Bier (80). The internal concave surface of the lens may require a more perfect polish to allow it to slide better as set forth before, the contact lenses we are using for keratoconus require most of the time, two, three, or even four curves of different radii to achieve a perfect fit. Therefore the perfect blending ("Harmonization") of these curves, is most important to avoid friction and, consequently, secretions.

To sum it up, the secretions motivated by physical inconveniences of the contact lens can generally be solved by means of control of the fit and painstaking examination of each of the different surfaces, sections, and edges of the contact lens.

We wish to emphasize that we believe that a light central touch can only be beneficial provided it does not degenerate into excessive pressure accompanied generally by friction. That is why we are more apt to allow a larger central contact in the smaller sized lens, due to the light weight, as compared to fitting the large lens whose weight on the apex may produce intolerance and erosion.

Several of the effects and the problems motivated by excessive pressure, friction, weight, diameter and other characteristics of different techniques of application of contact lenses, either for continuous uninterrupted wear, or for use during the patient's waking hours can be inferred from the works of Sloan (83, 84, 85, 86), Magatani (87), Groppi and Mandel (88), Fornum (89), Morrison (90) Bailey (91, 92), Graham (93), Tortolero, Wesley and Bronstein (94, 95), Jessen (96). Their results and observations are of great help to all Contactologists in fitting contact lenses in various visual problems and our own observations in Keratoconus are sensibly similar, as has been brought forth and will be pointed out in the following paragraphs.

We now present to you the fluorescein diagram of a lens fitted according to our Three Point Fitting Technique, *before* adjustments are made (Fig. N° 22), then we present the diagram once all necessary adjustments were made (See Fig. No. 23).

You will notice that it is very similar to the pattern we would have in case of irregular astigmatism. Notice also the absence of deep pools and the extended bearing area.

When we speak of our Three Point Technique, in which we aim to have the principal bearing areas distributed on the periphery, some colleagues will believe that we have created a closed vault that will avoid proper tear circulation; however, this does not happen in the majority of cases. Perhaps it is because of the astigmatic channels, or the irregularities that we find in keratoconus which allow space in certain places through which circulation of the pre-corneal fluids may be obtained. We do not know for sure; however, the fact remains that tear circulation is good. The importance of this has been clearly explained by Yonenaga (97) Kemmet Muller (98) and Mazow (99), among other authors.

We have, of course, found cases in which the peripheral portions of the cornea have been very uniform and peripheral contact was almost total. In such cases, we solve our problem by making transversal channels or fenestrations within the surface of the lens. These should be made as close to the corneal center as possible, but, naturally, outside the visual area of the lens. The curvature of the lens should be studied to help determine the inclination of the fenestration.

A very important part of our method regards the bevel, or peripheral curve of the lens. We believe that very little has been said in this important respect, and that more study and investigation should be devoted to the crucial question: "Should the bevels of contact lenses used in keratoconus be concave or convex in shape?" Soehnges (100) mentions a "parabolic curve" when he describes his lens, and Goodlaw suggests "... the gradual rolling of the internal curve towards the edge, much like the front end of a ski." (101).

It is our experience that to obtain success in fitting keratoconus by the parallel method explained, above, it is not only convenient but *essential* that the lenses be provided with convex (reversible) bevels.

As explained before, we put forth the fact that there is a tendency in the peripheral portion of the cornea to adopt a less pronounced curve which Bier calls "negative zone" (82) and which we refer to as "reversible curve". A lens whose inside peripheral curve defines a concave curvature will not have the ease of movement and will not allow the proper circulation of tears that we can obtain with a lens whose peripheral curve is convex. On the other hand, there is a greater sensation of comfort with the convex bevel, which the patient readily notes. We would say that we have achieved a "softer" touch with this type of bevel.

We have also tried the convex bevel on pupillary lenses fitted for conditions of the cornea other than keratoconus when secretions were present, and the mere modification for the bevel from the standard concave to a convex one, according to our technique, produced an immediate improvement of the condition.

We wish to clarify that when we speak of convex bevels we refer to lenses whose diameters are greater than 9.5 mm. In other words, the larger the diameter of the lens, the greater the necessity is felt for the convex bevel. So far these bevels have been made by us by the hand method, which requires considerable skill, and they are polished semi-mechanically. This was reported on our past papers, specially the

one presented at the First World Contact Lens Congress. However, we are sure that the laboratories will develop ways of mechanizing the whole operation and offer it to the practitioner.

The convex bevel (or reversible curve) has been made by us utilizing a Palmer N° 15 scalpel with a modified round point. (See Fig. 24).

For this adjustment, the lens is mounted on a vertical spindle (1500 RPM) and the scalpel should be worked at an angle of 45°. (See Fig. 25). The scalpel should be moved in the form of an arch from the periphery towards the center.

The polishing operation is accomplished in a semi-mechanized way. We use a felt cone and a series of bronze cones covered with moleskin, with stanic oxide or other suitable material the convex bevel is polished.

We have used a series of cones with varying angles from 90° to 150° and have experimented with some concave curved polishing cones (See Figs. 26 and 27). It is interesting to see our observations validated for other conditions of the cornea by such authorities as Cepero (102) and Policoff (103) with the Pericon angled peripheral curved contact lenses.

Our new Cone Alignement Technique (104)

- A) The development of the Mini-Pupilens. (105, 106).
- B) Use of the Chiquiar Arias Pressure Rod. (107).
- C) The Dynamic Fluorescein Pattern Interpretation Technique. (108).

When we presented our paper a New Technique of Fitting Contact Lenses on Keratoconus before the First World Contact Lens Congress in Chicago, we reported the experimental use of what we then called Mini-Lenses, in the cases of conical cornea.

At that time we informed that we had few cases of complete success, that we had problems of centering, of adhesion, of visual interference, and we were unable then to obtain lenses in stronger powers than -6.00 D. thin enough not to cause a problem to the lids.

We are now happy to report that the Mini-Pupilens, as we call the lens that we have now developed, has been fitted by us in over 150 eyes with complete success. The cases have been of ages twelve years to sixty five years of age. The age of onset of the condition has been reported from 10 to 20 years. Sixty five percent of them have been male and only thirty five female (which is contrary to what most text books inform). The lowest prescription has been -2.50, the highest prescription has been -28 diopters.

On all of these cases we have used exclusively the Mini-Pupilens, in spite of the fact that several of them were classified as third degree according to Amsler. We wish to call your attention to the fact that one would think that it would be the incipient cases (K-1 or K-2, according to Amsler), those in which we thought the Mini-Pupilens would work well, and that the advanced cases (K-3 or K-4) would require the multi-curved corneal type lens that we have applied since 1955. The

contrary has been the result: It is easier to center a Mini-Pupilens on a medium or advanced case of keratoconus than it is in an incipient case. Physical factors govern this. When we are fitting with the technique of parallelism or alignment in keratoconus a cone that is just beginning (K-1) does not offer enough resistance to lid action and the tiny Mini-Pupilens is shoved off and on the cornea continuously. On the other hand when the cone is somewhat more advanced (K-2 or K-3) the ectasia itself offers enough support to the lens to keep it centered to spite of lid action *provided the lens is fitted as closely as possible in alignment to the curvatures of the cone however irregular this may be.*

On the other hand the problem posed by medium and advanced keratoconus (K-3 and K-4), is that these cases require lenses of high dioptric value when they are fitted in the alignment method. The way that we have been able to fit lenses up to -28 diopters in power and at the same time keep the edges thin enough for the lids to pass over them without ejecting the lens, has been by using the principle of the sub-normal vision Telecon lens (110). That is, only a small restricted central area has the high refractive power and the rest of the lens has a curvature that decreases the mass of the lens and specially the edge thickness. In many cases we have made the intermediate and peripheral areas of the "power" (convex) surface of the Mini-Pupilens conical, instead of spherical, to make a slide for the lids to glide upon. Cinefro describes such " ", although applied in high convex lenses to diminish their weight and central thickness (111).

We are of the impression that the Mini-Pupilens is the most advanced or near ideal type of lens for correction in keratoconus. We do not want to appear as lacking modesty, however for the benefit of Contactologists throughout the world we want to express this opinion very emphatically so that we can save them a good deal of the head aches, study, and time that we spent in trying every conceivable type of lens and every possible fitting technique that we used in the past. Undoubtedly with every technique and with every type of lens there will be some cases that are successful, but with the refinement of the three point technique and now the Cone Alignment Technique as well as the advent of the tiny Mini-Pupilens, a Contactologist can have success in a much higher percentage of his cases and reduce the number of visits as well as the time consumed in each visit. Today we feel that we can fit a keratoconus case almost with the same ease as a case of high myopia or high corneal astigmatism and with few additional visits.

New Apparatus

In August 1959 at the First World Contact Lens Congress, we reported the development of the Chiquiar Arias Fitting Rings, with which we were able to objectively measure the intermediate and peripheral zones of the cornea. Great interest was demonstrated by Contactologists throughout the world who wrote us inquiring for greater particulars of the fitting rings and The Plastic Contact Lens Company of Chicago, Ill. and its affiliated laboratories in other countries manufactured them based on our specifications.

The complement of the Chiquiar Arias Rings, the Minicon and the Mini-Pupilens is an instrument to simulate lid pressure so that we can see what happens beneath a contact lens when the patient *blinks, when he closes his eyes, when he presses his lids, etc.*

It has been our contention that the fluorescein patterns should not be taken under the abnormal situation of lid retraction. We have also considered that when preparing to make the fluorescein test, only the smallest amount of fluorescein should be instilled so that the pre-corneal fluid layer will be as near to the normal (for each case) as possible. We used to observe the eyes for the fluorescein test *without* lid retraction allowing the patient to blink as frequently as he desired and observing a pattern in the precise instance before and after blinking. Of course, we realized that it was impossible to assess all the factors in this very brief instant. Although the slit lamp helped very much in observing the contact lens with the lids in action, even there we could not actually see what went on when the *full pressure of the upper lid* was applied to the lens.

Following our line of thought, we decided to apply *digital pressure* on the contact lens and observe the lens sideways to try to evaluate the relationship between the curvatures of the cornea and those of the ocular surface of the contact lens were when the lids were in action. This was a crude method but its results were excellent. Several colleagues from various countries have visited our clinic and personally observed this technique we have lectured about. (112).

However the limitations to the observation for these fluorescein patterns, which naturally are of a different type than the ones we observed from the front, as we are seeing almost in a vertical section, are quite difficult to observe (specially as the lenses become smaller and smaller) because of the obstruction of the finger. Therefore, we developed the *Chiquiar Arias Pressure Rod* (113). This consists of a plastic rod with one end perfectly rounded and polished and the other end having a little doughnut shaped figure. The plastic is a transparent acrylic that allows perfect vision through it. (See Fig. No. 28).

With the use of the *Chiquiar Arias Pressure Rod* we were able now to see exactly what happened when the lids were closed or when the upper lid rested heavily upon any section of the contact lens. We have called this technique of observation or observing fluorescein patterns *Dynamic Fluoroscopic Pattern Interpretation* (108). This was the basis of the development of our special techniques for fitting contact lenses in miopia, high astigmatism, aphakia and of course very specially keratoconus. The results in the cases other than keratoconus were amazing! In many cases where we thought that a relationship was that of alignment and the fluoroscopic pattern taken in the conventional manner (that is with lid retraction) appeared correct, almost always showed a slight apical touch upon application of slight pressure with the C. A. Pressure Rod. A considerable percentage of these were problem cases or cases that although they were their lenses fourteen hours a day and had done so for several weeks or months, continuously complained of discomfort when wearing the lenses. Several of these cases had even stopped using their contact lenses probably due to what Mazow (115) and Bier (116) describe as "corneal exhaustion", (fatigue of the corneal nerves due to continous irritation or stimulation).

Almost every one of the above mentioned cases, when fitted with a lens whose central radius of curvature of the ocular section was of a shorter radius (steeper) than lens which had been computed by the ordinary methods, obtained complete relief of their problems and have used the new lenses with complete satisfaction. The criteria of how much steeper the lenses should be was based exclusively on the fluoroscopy patterns as seen with the Burton lamp and with biomicroscopy *but with pressure applied by the C. A. Rod.* simulating the lid pressure.

One of the reasons for this apical touch on an apparently "parallel" lens we think is due to a physical principle. To describe this let us make a simple experiment:

1.—We take a soft inflated rubber ball. 2.—Then we seek a plastic concave surface that has the same curvature as the ball. 3.—We wet the ball and the piece of plastic. 4.—Now we apply a drop of fluorescein between them. 5.—We observe the fluorescein (or fluoroscopy) pattern with the Burton lamp and note one of parallelism. 6.—If we now apply pressure on one of the sides of the piece of plastic, the other end tends to separate slightly from the ball's surface, but and *this is not important*, we notice a *central touch* caused by the bulging of the ball corresponding to the depressed area where we have applied pressure. The other sides of the ball should meet with more resistance than the part where the "lens" is, to further imitate the eye.

If we now substitute the rubber ball by the eye and the piece of plastic by the contact lens, we have the explanation of the apical touch on lenses that *appear* to be parallel: The pressure of the upper lid causes a very slight bulging of the apex that creates the central touch.

Several other reasons are explained by my brother Marcelo Chiquiar Arias in his various papers on Directed Keratometry (117, 118, 119). Similar observations, demonstrating that the ophthalmometers and keratometers are not measuring the apex of the cornea, that there are "steeper" or "higher" points in other areas (aside from what is measurable when the patient's visual axis coincides with the center of the telescope of the apparatus, have been made by Jessen (120), Jessop (121, 122) and conclusive evidence of the irregularity of the topography of the cornea has been presented by Reynolds (123, 124, 125), Bronstein (126) and Blair (127) using the Photo-Electronic-Keratoscope.

If to the above mentioned reasons we add the "Hydration Facts" (a flattening of the lenses when wet, of approximately 0.50 D. or .10 mm.) brought out by Jessen (128), the importance of careful observation and evaluation of the Dynamic Fluoroscopic Patterns of the Diagnostic Control Lenses (as well as the final lenses) in every case. If this is not done, a high percentage of the patients will be fitted with lenses that are somewhat "flat" and that will cause an "apical touch" with its possible problems, in spherical or astigmatic corneas. In Keratoconus, if Dynamic Fluoroscopic Patterns are not taken into consideration, generally we will have excessive pressure on the vertex of the cone.

In order that our new Cone Alignment Technique for Keratoconus and the new Dynamic Fluoroscopic Pattern Interpretation system be followed by our colleagues, we will indicate step by step our procedure.

1.—The upper lid of the patient's eye is retracted and 2% Fluorescein Sodium is applied. We prefer Fluor-I-Strips with only a tiny drop of irrigating solution used to wet the very tip of the strip or else Minims, using a very small amount in each case and applying it as softly as possible (with no striking motion) so as to avoid stimulating tears. In other words we want to observe the pre-corneal fluid layer as it was before application of the fluorescein.

2.—We let go of the patient's lid and he is allowed to blink several times.

3.—Utilizing the Burton lamp as well as the slit lamp, we observe the fluorescein patterns, lens position and size, lens movement, lag, sag, etc. while the patient is blinking, *making our observations from the side as well as from the front*. In other words we take into consideration the side view as well as the front view for a correct interpretation.

4.—We now proceed to hold both the upper as well as the lower lid (lid retraction) using the index finger of the left hand for the upper lid and the thumb of the same hand for the lower. This is the usual way that we did lid retraction in the past.

5.—Now comes the innovation: Instead of evaluating the Fluoresceins Patterns in this *static and artificial* situation, we apply slight pressure (to simulate that of the lids of the particular patient as well as we can) by means of the Chiquiar Arias Pressure Rod. In this moment, *with the pressure of the C. A. Pressure Rod stimulating lid pressure*, we observe and interpret the fluorescein patterns in a Dynamic way. Once again the observations should be made taking into consideration the side view and the front view for a correct interpretation of the Dynamic Fluoroscopic Patterns.

In order to give a better idea of the technique of Dynamic Fluorescein Pattern Interpretation and the use of the Chiquiar Arias Pressure Rod, we are attaching an illustration (Fig. N° 29).

It is most interesting to see how the Fluoroscopic Patterns change from the static (usual way of seeing a pattern with lid retraction) to the Dynamic way which we advocate, (applying pressure with the C. A. Pressure Rod to simulate lid pressure).

When checking the Dynamic Fluoroscopic Pattern of any lens of diameter in excess of 9.00 mm. the "doughnut" end "A" of the C. A. Pressure Rod should be employed. When the lens diameter is smaller than 9. and very specially for the Mini-Pupilens, the rounded end "B" is used (See Fig. N° 28). When we desire to check a Dynamic Fluoroscopic Pattern in Scleral Lenses we use the special C. A. Pressure Rod which we see in Fig. N° 30).

Sometimes a lens which seems correct, judged by its Static Pattern, becomes a "flat" fit when the Dynamic Fluoroscopic Pattern is interpreted. On the other hand, a lens cornea relationship that appears perhaps "steep" when the Static Pattern alone is considered may become a "correct fit" when pressure is applied to study the Dynamic Pattern.

However, and this is the case many times, the Static and Dynamic Patterns corroborate one another and give us further assurance of a correct fit (as perfect as we can achieve today), from the physical as well as a physiological point of view. The following illustrations (Figs. N° 31 & N° 32) well explain the above more clearly than words.

EXPERIMENTAL USE OF LENSES WITH TOROIDAL OCULAR SURFACES IN KERATOKONUS

Following the excellent results obtained in our practice, as well as those reported by Wesley (129, 130), Jessen (131), Bronstein (132, 133, 134), Mandel (135),

Koetting (136), Korb (137, 138) and others, of the use of the Cycon lens in cases of high corneal astigmatism, we decided to try them on selected cases of Keratoconus. The cases which we deemed could benefit from the toric principle of the Cycon lens were the incipient (K-1 and K-2) according to Amsler), as some sort of Keratometric measurement is possible in these cases.

Also, as we mentioned earlier in our work, it is precisely in these cases where we find a problem in centering the Mini-Pupelins, due to lack of support of the ectasia which in these cases is still minimal.

The results obtained in the experimental use of lenses with toroidal ocular surfaces in incipient keratoconus are encouraging, as we have been able to fit these cases with smaller, thinner lenses than we would usually employ. Furthermore, the approximate keratometric readings which are obtainable in these incipient cases serve as a guide for the principal radii that the lens will have on its ocular surface. Of course, due consideration has to be given to the fact that a *Directed Keratometry is necessary in all these cases*, not only with view of establishing the topography of the intermediate and peripheral proportions as mentioned by Koetting (102), Bronstein (103) Wesley (104), Jessen (105) and others who have been studying Peripheral Ophthalmics, but also, and this is most important, *to determine the position of the apex or vertex of the cone*. Once this position has been established, it is *here*, where our keratometric measurements of greater accuracy can be taken.

Silva (139, 140, 141), Morales Ledesma (142), Haynes and McEachern (143), specify clearly the optical principles involved in the measuring of the actual ectasia in the cases of the incipient keratoconus by means of the ophthalmometers, and keratometers in use. In synthesis, these authors stress that if we measure in the line of the visual axis and not on the theoretical line that crosses the apex or vertex of the ectasia our keratometric readings will be very inaccurate and distorted. On the other hand, if we can so direct the visual axis to an *excentric position* so that the reflections of the mires of our ophthalmometer fall equidistantly to each side of the ectasia (note the vertex is directed to the line of observation of the ophthalmometer) we will be able to obtain more reading with less distortion. In all cases of keratoconus that we have been fitting with toroidal lenses, we have followed the above mentioned routine, including the peripheral and intermediate readings. All the Keratoconus readings are then "laid out" graphically by means of the Compumatic Computer (144, 145, 146) which we have found extremely useful, together with the Cinefro Plotte (147), "mapping out" the keratography, as well as the specifications for the initial lens (principal radii, diameter of O. Z. etc).

In spite of the above, we have found that the keratometric readings furnished only the starting point for a series of trial lenses. Initially we ordered the lens according to the keratometric reading and with a power based upon refraction through spherical contact lenses. Once the toroidal lens made to our specifications is ready, we proceed to insert on the patient's eye and check the Fluorescein Patterns, both static and dynamic. If the patterns are satisfactory, refraction is then accurately verified.

We find that we have to make several lenses to achieve a satisfactory fit, however, once the perfect fit is obtained, the lenses will center well, not rotate, and give the patient what we believe is the most comfortable lens for this stage of his condition: Incipient Keratoconus.

In order to avoid having the make of two or three pairs of lenses for each case, we are in the process of manufacturing a comprehensive set of toroidal Diagnostic Contact lenses in very steep radii of curvatures and with two, four, six, eight and ten diopters difference between one meridian and the other. The diameter of these lenses will be maintained between 7.50 mm. for the steepest curvatures to 8.50 mm. for the flattest. The lenses will have low negative power.

We realize there is a great deal of investigation that must be done before these lenses and the techniques developed for them can be in general use. However, our intention in reporting our experiments and research along these lines, is that other interested colleagues will take up the work and share with us and with all other Contactologists their experiences.

Dynamic fluoroscopic patterns as tool for research.

We insist once more on the importance of using the Dynamic Fluoroscopic Pattern Technique in the interpretation of the diagrams of these lenses. It is really fascinating to observe how the pattern changes from one resembling irregular astigmatism or simple astigmatism with perhaps even a ring surrounding the astigmatic band and possibly one or two areas where fluorescein accumulates. Then, once slight pressure is applied by means of the C.A Pressure Rod, the pattern becomes either one of a spherical nature or else the typical pattern of keratoconus fitted according to the Cone Alignment Technique, Figures 33 and 34 will illustrate our point.

(Fig. No. 33

Fig. No. 34)

Contact lenses as a therapeutic device for keratoconus.

It is through the observation of Dynamic Fluoroscopic Patterns that we understand better what goes on in the corneas of the patients afflicted with keratoconus once they have been fitted with corneal type contact lenses: The smoothing effect of the lens through the slight pressure and weight of the lids (as can objectively be seen by simulating the lid pressure by means of the C. A. Pressure Rod), gives us the best explanation of the improved V. A. that these patients experience after wearing *correctly* fitted lenses all their waking hours over a period of time. It also explains the acceptance of plus power in some of these cases after several months of wearing their lenses. Furthermore, it explains the reason for lower keratometric measurements as well as why the appearance of the ophthalmometer mires show less distortion than when the case was initially fitted. More than that, it seems to be a conclusive argument toward the beneficial effects that the wearing of contact lenses of the corneal or pupillary type, applied according to the cone alignment technique, has in moderating or halting the progression of keratoconus and even causing a regression of the cone, within certain limits which are variable from case to case. Therefore, this sustains the opinions of several authors such as Zeckman and Kreimer (148), Filderman and Isen (149), Wesley and Jessen (150), Silva (151) and others, who time and again have pointed out the excellence of the contact lens as the *ideal pressure bandage in the treatment of keratoconus*. It would give us great pleasure to know the reactions and opinions of our colleagues in this most interesting point.

We realize that very much research is needed not only in the treatment of Keratoconus, but in various important aspects of contact lenses. We fully endorse the

challenging paper presented to the eye professions by Rosenbloom (152, 153), who has so clearly analyzed these researchs needs. We hope that the Universities, the professional associations, such as the Mexican Society of Contactology, S. A. D. O. Clao, etc, the institutions such as the Eye Research Foundation, etc., will take up that challenge. At the same time a word of appreciation to various Laboratories who have taken the main burden of research up to now is in order. We, the Contactologists are greatly indebted to you. We appreciate your efforts and hope that you will continue bringing further light to Contactology, which will lead to greater progress for the benefit of all and very specially of our patients.

SUMMARY

- 1—A complete survey of existing methods of fitting corneal and pupillary type contact lenses on keratoconus is made.
- 2—Advantages, limitations and problems of three principal techniques in use today are explained in detail, based upon actual experience.
- 3—The "Three Point Technique", originated by ourselves in collaboration with Drs. Voss and Liberatore of Argentina, is fully explained, and its advantages over the previous methods noted.
- 4—A review of the instrumentation generally used by the practitioner for the purpose of measuring the cornea is presented. Its limitations are noted.
- 5—The new Diagnostic instruments created by the author such as:
 - A) The Chiquiar Arias Fitting Rings for Keratoconus.
 - B) The Minilens (now called Minicon).
 - C) The Chiquiar Arias Pressure Rod.
 - D) The Mini-Pupilens.
 are explained in full detail and complete specifications and drawings are given.
- 6—The Chiquiar Arias Cone Aligement Technique used in conjunction with the Mini-Pupilens, is fully explained. Its indications and advantages are pointed out.
- 7—Dynamic Fluoroscopic Patterns, their technique and application in Keratoconus is presented to the attention of the colleagues. The advantages of this method are discussed, as are the results obtained with its use.
- 8—The experimental use of toroidal ocular surface contact lenses used in conjunction with the C.A. Cone Aligement Technique and Dynamic Fluoroscopic Pattern is explained.
- 9—The importance of the objective signs proving retardation or halting of the progression of keratoconus, and in some instances limited regression of the cone are pointed out: Plus power acceptance, Lower dioptric values for the keratometric readings and less distortion of the mires. These and other factors point to the importance of contact lenses as a therapeutic and not only an optical device, due to its action as the "ideal even pressure bandage".

- 10—A call is made to colleagues all over the world to experiment with the lenses, utilize the instrumentation and apply the techniques presented by us; with the suggestion that their results be published so that their experiences and observations can lead to greater interchange of knowledge and further progress in the fitting of contact lenses on patients afflicted with keratoconus.

CONCLUSION

It is our impression, based upon the actual experience of fitting several hundred cases afflicted with Keratoconus with corneal pupillary lenses according to our above described techniques, that the opinions of the various practitioners and authors which advocate the use of these contact lenses as a therapeutic and optical device in all cases of Keratoconus where the optical media and very specially the central portion of the cornea are still transparent, are validated. Until further research clarifies the enigma of the etiology of keratoconus so that proper treatment can be instituted to prevent or correct this condition, contact lenses remain the unexcelled resource which is available to these unfortunate patients, which, in the hands of a competent Contactologist can bring them from the world of partial blindness into the bright world of useful seeing with its wonderful opportunities of normal living and achievement.

BIBLIOGRAFIA

- 1 SILVA, DANIEL: "Detección del Queratocono", Sesión Inaugural de la Sociedad Mexicana de Contactología, México, D. F., 29 de Noviembre de 1960.
- 2 MORALES LEDESMA, VIRGILIO: "Contribución al Estudio del Queratocono", Tesis Profesional, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Medicina, México, D.F. 1951. Publicado también por Archivos de la Asociación para Evitar la Ceguera en México, México, D.F. 1950-1952.
- 3 WARREN, EVART: "Detection of Keratoconus". *Contacto*, Vol. 2, Nº 1, January 1958. Chicago.
- 4 HOFSETTER, HENRY W.: "A Keratoscopic Survey of 13,395 Eyes". *American Journal of Optometry and Archives of the American Academy of Optometry*, Vol. 36, Nº 1, January 1959.
- 5 MANDEL, ARTHUR: "Keratoconus and Contact Lenses". *Contacto*, Vol. 3, Nº 4, April 1959.
- 6 MORRISON, ROBERT J. and MALLINGER, BERNARD: "The Early Detection of Keratoconus". *Encyclopedia of Contact Lens Practice*, Vol. 2, 12th Supplement., Chapter XVIII, September 1961.
- 7 OBRIG, THEODORE E.: "Contact Lenses". Third Edition, New York, Obrig Laboratories Inc. 1957.
- 8 WESLEY, NEWTON K. and JESSEN, GEORGE N.: "Contact Lens Practice". Professional Press, Chicago, 1953.
- 9 POSTER, MAURICE: "Keratoconus First International Symposium on Contact Lenses. Chicago 1961. (To be published together with works of other colleagues in book form by American Optometric Association.

KERATOCONUS

- 10 LEVENSON, DAVID: "Keratoconus". *Contacto*. Vol. 3, Nº 7, July 1959.
- 11 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR, VOSS, ERWIN H.; LIBERATORE, JUAN CARLOS and CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "A New Technique of Fitting Contact Lenses in Keratoconus". *Contacto*, Vol. 3, Nº 12, December 1959.
- 12 RIDLEY, FREDERICK: "Contact Lenses in Corneal Grafts". *Corneal Grafts*. Butterworth and Co., London 1955.
- 13 RYCROFT, B. W.: "Corneal Grafts". Butterworth and Co. London 1955.
- 14 SILVA, DANIEL: "Conceptos Actuales del Queratocono". *Memorias del IV Congreso Panamericano de Oftalmología*. México 1952. (P. 1681-1691).
- 15 MANDEL, ARTHUR M.: "Contact Lenses for Keratoconus". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 2, Nº 8, August 1960.
- 16 CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "Refractive Orthopic Techniques and Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 3, Nº 2, February 1959.
- 17 FARNUM, FREDERICK E.: "Contact Lenses in Keratoconus". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 1, Nº 4, August 1959.
- 18 BRONSTEIN, LEONARD: "Keratoconus, variations in Fitting Technique". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 1, Nº 3, July 1959.
- 19 WILLIAMS, C. EDWARD: "Contact Lens Variables and Resultant Keratoconus Technique". *Journal of the American Optometric Association*, March 1960.
- 20 ULLEN, ROBERT: "Keratoconus". *Precision Cosmet Digest*, Vol. 1, Nos. 3-4, October-November 1960.
- 21 BLAIR, WILLIAM A.: "Trends in Contact Lens Fitting". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 3, Nº 1, January 1961.
- 22 SILVA, DANIEL: "Cien Casos de Queratocono Tratados con Lentes de Contacto". *Primer Congreso Mexicano de Oftalmología*. Enero 1949.
- 23 SILVA, DANIEL y MORALES, VIRGILIO: "La Oftalmometría en el Queratocono". *Sesión Enero 1951 de la Sociedad Mexicana de Oftalmología*.
- 24 SCHAPERO, MAX: "A Survey of Current Fitting Technique for Corneal Contact Lenses". *American Journal of Optometry and Archives of American Academy of Optometry*. Vol. 37, 1960.
- 25 HENAO, HERNANDO R.: "Contact Lenses in Keratoplasty". *Contacts*. Vol. 3, Nº 8, August 1959.
- 26 ZECKMAN, THEODORE and KRIMER, BURTON: "The Treatment of Conical Cornea". *AMA Archives of Ophthalmology*. Vol. 54, October 1955. (P. 481-488).
- 27 *IBID.* 8 (P. 102-106).
- 28 SILVA, DANIEL: "Estudio Comparativo de los Lentes de Contacto en Uso". *Anales de la Sociedad Mexicana de Oftalmología*. Vol. 27. (P. 108-120). México, 1953.
- 29 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR; VOSS, ERWIN H.; LIBERATORE, JUAN CARLOS; CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "Contact Lens Fitting in Keratoconus" "Use of the C. A. Fitting Rings". *First World Contact Lens Congress*. Chicago, August 1959.
- 30 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "The C. A. Rings in Keratoconus Fitting". *First Delta Contact Lens Conference*. Dallas, November 1959.
- 31 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Fitting Contact Lenses in Keratoconus". *First Far Western Contact Lens Conference*. Los Angeles, September 1959.

- 32 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "A Practical Workshop on Keratoconus, Including the Use of the C. A. Rings". First Far Western Contact Lenses Conference. Los Angeles. September 1959, and First Delta Contact Lens Conference. November 1959.
- 33 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Proposals for a Standard Terminology or Nomenclature on Contact Lenses". First International Symposium on Contact Lenses. Chicago. January 1961. (Submitted for publication to *Contacto*).
- 34 LESTER, ROBERT W.: "Fluorescein and Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 2, N° 4. July 1958.
- 35 BLACK, CHESTER: "Corneal Staining". *Contacto*. Vol. 1, N° 1. January 1957.
- 36 TORTOLERO JOSE; WESLEY, NEWTON K. and BRONSTEIN, LEONARD: "Fluorescein Staining". The Plastic Contact Lens Company. Chicago. 1959.
- 37 HAYNES, PHILLIP R.; BUNCARDI, THOMAS F. and POLLOCK, E. DAVID: "Use of the Fluorescein in the Fitting of Contact Lenses". *Encyclopedia of Contact Lens Practice*. Fourth Supplement. Chapter X. May 1960. (P. 3-46).
- 38 CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "Are We Measuring the True Apex of the Cornea with the Keratometer?" *Contacto*. Vol. 4, N° 6. June 1960.
- 39 CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "Can We Measure the True Apex of the Cornea with Directed Keratometry?" *Contacto*. Vol. 5, N° 6. June 1961. (P. 201-204).
- 40 IBID 1.
- 41 IBID 2.
- 42 REYNOLDS, A. E.: "Ophthalmometry". C.L.A.O. Papers. Vol. 1, Nos. 3 and 4. July and August 1959.
- 43 BAYSMORE, CHARLES A.: "Exploration of the Corneal Curvature". *Contacto*. Vol. 3, N° 7. July 1959.
- 44 HAYNES, PHILLIP R. and McEACHER, CLARENCE: "Keratometric Readings for Keratoconus". *Contacto*. Vol. 2, N° 1. January 1958.
- 45 FARNUM, FREDERICK E.: "The Ophthalmometer in Corneal Contact Lens Practice". *Journal of the American Optometric Association*. March 1959. (P. 569).
- 46 CHIQUIAR ARIAS, MARCELO: "A Predetermined Wearability Contact Lens Fitting Technique". *Contacto*. Vol. 4, N° 9. September 1960.
- 47 THOMPSON, EUGENE E.: "The Role of Trial Lenses in Contact Lens Fitting". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N° 2, February 1961.
- 48 WACHS, HARRY J.: "Diagnostic Procedures". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N° 5. May 1961.
- 49 MARENCO, J. C.; LIBERATORE, J. C. and VOSS, ERWIN H.: "Prognosis for Adaptability to Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 1, N° 3. July 1957.
- 50 BIER, NORMAN: "Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 2, N° 1. January 1958.
- 51 BIER, NORMAN: "Contact Lenses". (Concluded). *Contacto*. Vol. 2, N° 2, March 1958.
- 52 NEITZEL, DONALD J.: "Evaluation of Contact Lens Variables". *Contacto*. Vol. 3, N° 6. June 1959.
- 53 MARTIN, WAYNE F. and JENSEN, ROBERT D.: "Size and Peripheral Curve Factors in Contact Lens Fitting". *Contacto*. Vol. 4, N° 5, May 1960.
- 54 IBID 11.
- 55 IBID 29.
- 56 IBID 30.

- 57 IBID 31.
- 58 IBID 32.
- 59 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Latest Techniques in Contact Lens Fitting for Keratoconus". Lecture at Illinois College of Optometry. Chicago. November 1960.
- 60 BIER, NORMAN: "Contact Lens Routine and Practice". (Second Edition). Butterworths Scientific Publications. 1957. London. (P. 130).
- 61 IBID II (P. 410-412).
- 62 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Keratoconus". First International Symposium on Contact Lenses. Chicago. January 1961. (To be published with work of other colleagues in book form by A.O.A.).
- 63 REYNOLDS, A. E.: "Photo-Electronic-Keratoscope". *Contacto*. Vol. 3, N^o 3. March. 1959.
- 64 REYNOLDS, A. E.: "Corneal Topography as Found by Photo-Electronic-Keratotomy". *Contacto*. Vol. 3, N^o 8. August. 1959.
- 65 REYNOLDS, A. E.: "Anatomical and Topographical Considerations in Contact Lens Fitting". *Contacto*. Vol. 4, N^o 12. December 1960.
- 66 BRONSTEIN, LEONARD: "Photo-Electronic-Keratotomy". C.L.A.O. Papers. Vol. 1, N^o 1. March 1959.
- 67 REYNOLDS, A. E.: "Personal Communication". First World Contact Lens Congress. Chicago. August 1959.
- 68 IBID 38.
- 69 IBID 39.
- 70 BRONSTEIN, LEONARD: "Accuracy of Fluorescein for Determining Corneal Curvature". *Contacto*. Vol. 3, N^o 6. June 1959.
- 71 POLLOCK, DAVID E.: "Changes in Fluorescein Patterns". *Contacto*. Vol. 3, N^o 5. May 1959.
- 72 SATO, TUTOMO and MAGATANI, HISAO: "New Approach to Curvature Calculations". *Contacto*. Vol. II, N^o 5. September 1958.
- 73 MANDEL, ARTHUR N.: "Mucous and Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 4, N^o 5, May 1960.
- 74 MIZUTANI, YUTAKA: "Problems and Solutions in Contact Lens Fitting". *Contacto*. Vol. 4, N^o 10. October 1960.
- 75 WACHS, HARRY J.: "Procedures Followed and Problems Encountered in Clinical Practice of Advanced Contact Lens Fitting". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N^o 3. March 1961.
- 76 CEPERO, GILBERTO: "Conical and Concentric Polishing". *Contacto*. Vol. 3, N^o 2. February 1959.
- 77 NEEFE, E. CHARLES: "An Approach to the Design of a Better Convex Edge Contour for Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 3, N^o 9. September 1959.
- 78 POSTER, MAURICE: "Symptomology as Related to the Structural Nature of a Contact Lens". *Contacto*. Vol. 4, N^o 10. October 1960.
- 79 BAILEY, NEAL J.: "The Examination and Verification of a Contact Lens". *Journal of the American Optometric Association*. March 1959. (P. 557).
- 80 IBID 60.
- 81 KEMMET MULLER: HERMAN: "The Fluid Lens as a Most Important Aid in Fitting Corneal Lenses". *Contacto*. Vol. 5, N^o 4. April 1961.

- 82 SPRING, T. F.: "Contact Lenses and Corneal Effects". *Contacto*. Vol. 5, Nº 5, May 1961.
- 83 SLOAN, DAVID P.: "Corneal Curvature Changes". *C.L.A.O. Papers*, Vol. 3, Nº 3, March 1961.
- 84 SLOAN DAVID P.: "Relationship of Lens Size to Corneal Curvature Changes as Influenced by Continuous Contact Lens Wear". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 3, Nº 4, April 1961.
- 85 SLOAN DAVID P.: "An Experiment in Controlling Corneal Curvature Changes in Continuous Contact Lens Wear". *C.L.A.O. Papers*. Vol. 3, Nº 7, July 1961.
- 86 SLOAN, DAVID P.: "A Report on Continuous Contact Lens Wearing". *Contacto*. Vol. 4, Nº 4, April 1960.
- 87 MAGATANI, HISAO: "Limitless Wearing of Contact Lenses Without Interruption". *Contacto*. Vol. 4, Nº 3, March 1960.
- 88 CROUPI, J.J. and MANDEL, A. M.: "Corneal Curvature Changes After Fitting Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 2, Nº 3, May 1958.
- 89 FARNUM, F. E.: "Subsequent Keratometer Readings as a Guide for Contact Lens Adjustments". *Contacto*. Vol. 2, Nº 4, July 1958.
- 90 MORRISON, ROBERT J.: "Observations on Contact Lenses and Progression of Myopia". *Contacto*. Vol. 2, Nº 1, January 1958.
- 91 BAILEY, NEAL J.: "Possible Factors in the Control of Myopia with Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 2, Nº 5, September 1958.
- 92 BAILEY, NEAL J.: "Photophobia and Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 2, Nº 3, May 1958.
- 93 GRAHAM, ROBERT.: "Photophobia and Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 3, Nº 10, October 1959.
- 94 *IBID.* 36.
- 95 TORTOLERO, JOSE.: "Corneal Tissue Changes Following Corneal Contact Lenses Wear". *Contacto*. Vol. 5, Nº 5, May 1961.
- 96 JESSEN GEORGE N.: "The Long Term Effects on the Cornea and the Visual System with Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 5, Nº 4, April 1961.
- 97 YONENAGA, NORMAN T.: "Importance of Tear Flow in Relation to the Contact Lenses". *Contacto*. Vol. 5, Nº 9, September 1961.
- 98 *IBID.* 81.
- 99 MAZOW, BERNARD: "Physiology of the Cornea". Lecture at Houston University, July 1959. (Chapter of his book in preparation).
- 100 SOEHNGES, WILHELM: "Address to the First National Contact Lens Congress. New York, Chicago, Los Angeles, November 1956.
- 101 GOODLAW, EDWARD: "Use of the Bio-Microscope in Contact Lens Work". *Contacto*. Vol. 3, Nº 4, April 1959.
- 102 CEPERO, GILBERTO: "The Angled Peripheral Curve Lens". *Contacto*. Vol. 5, Nº 2, February 1961.
- 103 POLICOFF, WILLIAM: "Research on Angled Peripheral Curve Lenses". Address to the Sixth National Contact Lens Congress, Chicago, November 1961.
- 104 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "La Técnica Chiquiar Arias de Alineación con el Cono". Sesión Extraordinaria de la Asociación de Optometristas de Venezuela, Caracas, Diciembre 1960.
- 105 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Técnica de Aplicación del Mini-Pupilente en el Queratocono". Sesión Extraordinaria de la Asociación de Optometristas de Venezuela, Caracas, Diciembre 1960.

KERATOCONUS

- 106 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "El Minipupilete en la Corrección del Queratocono". Sesión de la Sociedad de Oftalmólogos de Guadalajara. Octubre de 1961.
- 107 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Use of the C.A. Pressure Rod". Lecture to the Graduating Class of Illinois College of Optometry. Chicago. November 1961. (To be published soon).
- 108 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "The C.A. Dynamic Fluoroscopic Pattern Technique" Lecture to the Graduating Class of Illinois College of Optometry. Chicago. November 1961. (To be published soon).
- 109 IBID 11. (P. 410-412).
- 110 FILDERMAN, IRVING P.: "The Telecon Lens System, a Modified Galilean Telescope". Contacto. Vol. 3, N° 4. April 1959. (P. 94).
- 111 CINEFRO, JOSEPH: "The Importance of Thickness in Contact Lens Fitting". Contacto. Vol. 5, N° 3. March 1961. (P. 107).
- 112 CHIQUIAR ARIAS, VICTOR: "Digital Pressure in Contact Lens Fitting". Lecture to the Optometrists of Puerto Rico. San Juan, Puerto Rico. December 1960.
- 113 IBID 107.
- 114 IBID 108.
- 115 IBID 99.
- 116 BIER, NORMAN: His Address to the Second National Contact Lens Congress. New York, Chicago, Los Angeles. November 1957.
- 117 IBID 38.
- 118 IBID 39.
- 119 IBID 46.
- 120 JESSEN, GEORGE N.: "New Bifocal Technique Results in More Comfortable Single Vision Lenses". Contacto. Vol. 5, N° 7. July 1961.
- 121 JESSOP, D. C.: "Corneal Topography". Contacto. Vol. 5, N° 10. October 1961.
- 122 JESSOP, D. C.: His Address to the Sixth National Contact Lens Congress. Chicago. November 1961.
- 123 IBID 63.
- 124 IBID 64.
- 125 IBID 65.
- 126 IBID 66.
- 127 BLAIR, W. A.: "Photo-Electronic Keratoscopy Testing". Contacto. Vol. 4, N° 7. July 1960.
- 128 IBID 120.
- 129 WESLEY, NEWTON K.: "A New Contact Lens for Toroidal Eyes". Optical Journal and Review of Optometry. Vol. XCVII. N° 20. October 15, 1960.
- 130 WESLEY, NEWTON K.: "Inside Toric Curve Contact Lens Fitting". Contacto. Vol. 5, N° 1. January 1961.
- 131 JESSEN, GEORGE N. and WESLEY, NEWTON K.: "The Cycon". Plastic Contact Lens Company. Chicago 1961.
- 132 BRONSTEIN, LEONARD: "Optics and Toroidal Lenses". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N° 3. March 1961.

- 133 BRONSTEIN, LEONARD: "Back Surface Cylinders". C.L.A.O. Papers. Vol. 2, N^o 12. December 1960.
- 134 BRONSTEIN, LEONARD: "Fitting Specifications of Toric Base Curve Lenses". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N^o 5. May 1961.
- 135 MANDEL, ARTHUR M.: "Why Back Surface Cylinders". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N^o 1. January 1961.
- 136 KOETTING, JAMES F.: "Toroidal Base Curves and Peripheral Ophthalmometry". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N^o 2. February 1961.
- 137 KORS, DONALD R.: "A Preliminary Report on Toric Contact Lenses". Optometric Weekly. Vol. 51, N^o 48, December 1, 1960.
- 138 KORB, DONALD R.: "A Preliminary Report of Continued Performance of Toric Inside Surface Contact Lenses". Contacto. Vol. 5, N^o 10. October 1961.
- 139 IBID 1.
- 140 IBID 22.
- 141 IBID 23.
- 142 IBID 2.
- 143 IBID 44.
- 144 BRONSTEIN, LEONARD: "A New Fitting Technique". C.L.A.O. Papers. Vol. 3, N^o 6 June 1961.
- 145 WESLEY, NEWTON K.: "Workshop on Toroidal Base Curve Lenses and Use of Compumatic Computer". Sixth National Contact Lens Congress. Chicago 1961.
- 146 "Information on the Compumatic Computer". Gems of Knowledge. Plastic Contact Lens Company. Vol. 61. Nos. 28 & 30. June 1-15, 1961.
- 147 IBID 111.
- 148 IBID 26.
- 149 FILDERMAN, IRVING and ISEN, ALLAN: "A Suggested Therapy for Cases of Keratoconus". Journal of the American Optometric Association. Vol. 31. March 1960. (P. 623-626).
- 150 IBID 8 (P. 106).
- 151 IBID 1.
- 152 ROSENBLOOM, ALFRED A. Jr.: "Contact Lens Research Needs — A Bold Look Ahead", (Part I) Optometric Weekly. Vol. 52, N^o 42. October 26, 1961.
- 153 ROSENBLOOM, ALFRED A. Jr.: "Contact Lens Research Needs — A Bold Look Ahead", (Part II). Optometric Weekly. Vol. 52, N^o 44. November 2, 1961.

UN ESTUDIO DE LA CURVATURA CORNEAL DE JOVENES FILIPINOS

POR

GAMALIEL M. GONZALEZ O. D.

VICTOR JAVIER O. D.

La literatura optométrica y oftalmológica contiene bastantes estudios concernientes a la topografía corneal de individuos de raza Caucásica.

No sería superfluo suponer que el presente estudio es la primera tentativa para llegar a una conclusión definitiva sobre datos keratométricos de no-Caucásicos, particularmente, Asiáticos.

El individuo ordinario Filipino tiene aproximadamente un peso de 52 kilogramos (111.4 lib.) y altura aproximada de 165 pulgadas (5'4"). Trazas características de sus antepasados se reflejan en las condiciones físicas actuales del Filipino.

Centenares de años antes de que Fernando de Magallanes pisara por primera vez tierras Filipinas en el año 1521, tres tipos raciales se han establecido ya en las 7.000 islas que constituye lo que actualmente es conocido como República de Filipinas.

Los primeros habitantes de nuestro país fueron los Aetas que se hallaban divididos en dos grupos: Los Negritos que vinieron desde el sur. Gente nómada de cuerpo bien contorneado de negra piel y cabellos negros finamente rizados. Su altura raramente sobrepasaba cinco pies. El segundo grupo eran los Mangyanos: De corta estatura, de piel morena cabellos rectos. Tenían la cara redonda, gruesos labios y pequeña nariz. Los descendientes de dichos dos grupos constituyen el diez por ciento (10%) de los habitantes actuales de la nación.

Después de los dos grupos mencionados vinieron los navegantes indonesios desde el continente Asiático. Llegaron en dos oleadas. En la primavera, vinieron gentes de cuerpo delgado con una altura aproximada de cinco pies y siete pulga-

das. Eran de piel clara y con nariz aguilina. Tenían los labios finos y los ojos hondamente colocados. Debido a este grupo, los Negritos y los Magyanos tuvieron que trasladarse al interior. Sus descendientes constituyen el doce por ciento (12%) de los habitantes actuales. La segunda oleada de Indonesios vinieron más tarde desde Indochina y del sur de la China. Ellos se establecieron en la isla más grandes llamada Luzon en donde se encuentra Manila. En contraste con las primeras, los del segundo grupo eran de cuerpo robusto, piel oscura, de cara rectangular, nariz y labios gruesos y con grandes ojos redondos. Sus descendientes forman el diez y ocho por ciento (18%) de los actuales habitantes de Filipinas.

El más numeroso grupo de emigrantes eran los Malayos que llegaron después de los Indonesios. Vinieron desde la costa este de Borneo y Celebes. Ellos se establecieron en tres grandes grupos de islas: Luzon, Visayas y Mindanao. Este grupo de Malayos es considerado como el más progresivo entre los diferentes emigrantes que se han establecido en las Islas Filipinas. Dichos Malayos eran belicosos y llegaron armados. Obligaron a los Indonesios y Negritos a trasladarse al interior. Indisputadamente se establecieron como amos y dueños de las costas y llanuras. Ellos son los antepasados de treinta y siete por ciento (37%) de los actuales habitantes.

La conglomeración de los tres tipos de gente que se han establecido en las Islas ha dado lugar la formación de una raza híbrida —la Filipina— que constituye actualmente la inmensa mayoría de los que residen en Filipinas.

Durante la introducción del Cristianismo por España, otros grupos de gente han venido a las Islas. De aquellos grupos originaron los Hindús que forman hoy el 5% de los habitantes. Chinos 10%. Los de origen Arabe-Persa, 2%. Europeo-Americano, 3%.

La amalgamación del antiguo tipo Filipino con estos últimos emigrantes han producido un tipo de individuo Filipino distintamente del peculiar de estas islas. Se nota, sin embargo, una marcada mejoría en el semblante de la raza Filipina en aquellos Filipinos de origen Americano y Europeo. Se puede muy bien afirmarse que factores etnológicos son la razón de ser de la apariencia física actual del individuo Filipino que constituye hoy día el 80% de los habitantes de la República. Han sido tomados de este grupo los 108 modelos nuestros para evaluación.

Los 108 sujetos fueron divididos en tres grupos y el promedio fue tomado o calculado para cada grupo. El término medio de la edad de los sujetos era de 21.9 años.

Datos Keratométricos de 108 Modelos

GRUPO I (radio de la curvatura superficial de cada modelo)

8.6 mm radio máximo

6.9 mm radio mínimo

1.7 mm alcance

.17 clase de intervalo escogido

7.9 mm Promedio

GRUPO 2 (radio de la honda curvatura de cada modelo)

8.4 mm radio máximo

6.7 mm radio mínimo

1.7 mm alcance

.17 clase de intervalo escogido

7.64 mm Promedio

TEMPERATURE TIME COURSES ASSOCIATED WITH CONTACT LENSES

BY

RICHARD M. HILL, O. D.

Berkeley, California

Although contact lenses have been in use for more than seventy-five years¹ they present to us nearly as many physiological mysteries as confronted the first fitter. The design and final adjustments of these lenses, until a comfortable high acuity result is achieved, are in the final analysis nearly always empirically based; that is, types of adjustments which accomplish the desired ends with some repeatability are retained, those which do not are eliminated.

It is unfortunate that the fitter seldom has the satisfaction of knowing why his adjustment is successful, what basic physiology he has influenced, whether he has struck upon a design which now allows a tolerable pO_2 or pCO_2 level for the ocular secretions, or if his lens now permits particular metabolic processes to operate normally, or if he has indirectly altered the pH of the tears, or a number of other possibilities.

A contact lens fitter twenty years from now may routinely measure the pertinent physiological characteristics of his patients in advance and not only raise himself above empirical design and adjustments, but may also be able to determine the prognosis for a successful fit before his patient may suffer the expense and discomfort associated with an inevitable failure.

Obviously, before the physiological approach to lens fitting can be successfully employed a great many questions will have to be answered. The major one is what constitutes the pertinent physiology associated with tolerable wearing conditions? Studies directed toward answering this question are currently in progress in this laboratory. The principal factors being studied are the time courses of lens temperatures and the time courses of pO_2 , pCO_2 , and pH of the ocular secretions associated with corneal and scleral contact lenses.

This paper is a brief description of temperature time courses from pilot studies on animals which preceded the human studies now nearing completion. Among the questions asked in this study were the following: how long is required for an eye to reach temperature stability following the insertion of a lens; what ranges of temperature are associated with a contact lens in place on the eye; what effect does closing the eye naturally have on the lens temperature; how much of a temperature rise, if any, is associated with forced closing of the eye or squeezing the lids; and does the size of the lid aperture influence the lens temperature?

METHODS

Six rabbit eyes were studied, the animals being young adult males of 2 Kg. average weight. The rabbit was selected for this investigation because of its low blink rate and because of its docile nature permitting trials to be made under anesthetic-free conditions.

Five measurements of the principal meridians of each cornea were made and the rectal temperature of each animal recorded without anesthesia. This data is shown in Table I.

Under general anesthesia (urethan) the animals were given identifying tattoos and impressions were made of each cornea by standard techniques.* From resulting dental stone positives two methyl methacrylate lenses were made for each eye, one 15 mm round (corneal) and the other 23 mm round** (scleral). The edges of all the lenses were made round, no secondary curves being used. The thickness of these lenses was approximately 0.6 mm, sufficient to envelop a Veco 32A11 thermister element within its surfaces at the center of the lens.

The output of the thermister was introduced into a Sanborn Model 350-1500A amplifier and Model 297 recorder via a Yellow Springs Model 41 six-channel telethermometer unit. The records were a continuous graphical plot of lens temperature vs. time. The vertical dimension of the lid aperture was recorded in millimeters throughout the runs as well.

During the trials the animal was anesthetic-free, being restrained by a holding box from the neck and below. The test lenses were washed carefully, thoroughly exposed to wetting solution (Barnes-Hind N^o 651) and inserted into the eye at room temperature. A minimum of one hour separated the trials on one eye, although most trials for a given eye were made on different days.

* A somewhat similar approach was made by Fick (1888) on rabbit eyes using plaster of paris ofr the casting material²

** To permit maximum circulation of ocular fluids between the lens and eye the sclerals were made with superior and inferior haptic bearing surfaces similar to the Dutterfield Parascleral lens design.

Direct temperature calibrations of the sensing and recording system were made for each trial by placing the lens-thermister unit in water baths of known temperatures, measured with an N.B.S. compared thermometer. The room temperature and relative humidity were also noted. These averaged 25°C and 40% respectively.

RESULTS

Forty-eight short-term (average, 20 minutes) temperature trials were recorded for the six eyes. Four trials on each eye were made with a scleral lens and four with a corneal lens. Each trial contained four sub-units:

- 1) the initial stabilizing time course
- 2) a forced blink time course
- 3) a closed eye time course
- 4) and the final stable characteristics of temperature and lid aperture before removing the lens.

Although the time constants, associated stable and maximum temperatures, related lid apertures and other features of these time courses have been processed (means, standard deviations, linear and semilog correlations) by an IBM 704 computer, the analysis of the data is not yet complete and only a general description of the findings will be given here.

Figure 1 is a plot of results typically obtained with both corneal and scleral lenses. It is a twenty minute temperature time course for a corneal lens with the associated lid aperture measurements.

Initial Stabilizing Characteristics

An initial rise in temperature associated with the insertion of the lens is clearly evident in Figure 1, the eye being closed and the obicularis oculi muscles active. The maximum temperature reached was 35.3°C (96.4°F). The elapsed time between insertion (1) and reaching a stable temperature of 33.3°C (92°F) was 3-1/2 minutes. This stable temperature was accompanied by a lid aperture of 8 mm vertical dimension, the average for these animals without lenses being about 12 mm.

Forced Blink Experiment

Once stable temperature was demonstrated a forced blink experiment was done. During the interval labeled FB in Figure 1, the eyelashes of the eye were repeatedly touched encouraging the animal to close his eye hard to prevent a forcing object from entering. An abrupt rise in lens temperature resulted, slowing just

before plateauing in 1- $\frac{1}{4}$ minutes. The maximum temperature reached was 36.8°C (98.2°F) or a temperature range of 3.5°C (6.3°F) was traversed in that period. The rise time constant was 15 seconds.

(92°F) was reached two minutes after the forced blink stimulus was removed. The final stable temperature in this case was 32.8°C (91°F), below the starting temperature and was reached after 3- $\frac{3}{4}$ minutes, with a decay time constant of 42 seconds.

Closed Eye Experiment

After once again reaching a stable temperature a closed eye experiment, CE in Figure 1, was done in which the nasal canthus of the eye was subjected to the continuous light pressure from the bristles of a small brush. This pressure encouraged the animal to keep his eye closed but not in an intense manner as in the forced blink experiments.

In these trials the maximum temperatures reached were less than in the forced blink series, as might be expected. In this example the temperature was 33.5°C (96°F). The total rise time here was 60 seconds and the rise time constant, 21 seconds. The range was 2.8°C (5°F). The total time to return to the starting temperature here was 4.7 minutes, the decay time constant being 63 seconds.

Terminal Temperature

Just before removing the test lens, R in Figure 1, a final stable temperature was recorded for comparison with the initial stable temperatures of the trial. The final stable temperature in this case was 32.6°C (90.7°F) after 19.5 minutes. In these short-term trials little difference was noted between the initial and final resting temperatures.

Lid Aperture and Temperature

The precise relationship of lid aperture to lens temperature is not yet clear. It can be seen, however, in the closed eye experiments, in which the activity of the obicularis oculi are minimal, that the highest stable temperatures are associated with a zero lid aperture while the lowest stable temperatures occur when the lid aperture is largest, 10 to 12 mm. Initial human trials in which the lid aperture can be subjectively controlled suggest a rigid relationship between this factor and temperature.

TEMPERATURE TIME COURSE FOR CONTACT LENS

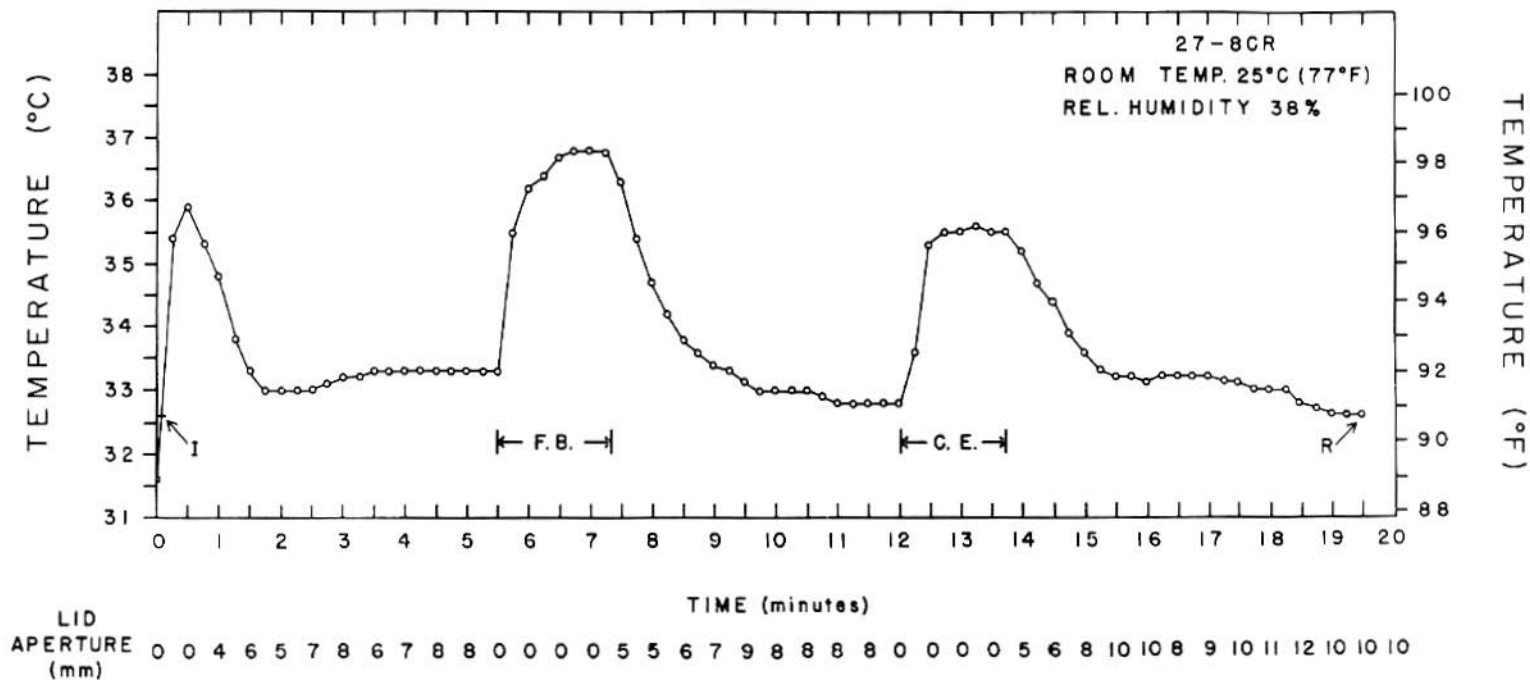


Fig. 1. Complete time course of a corneal lens temperature experiment. (I) is the insertion, (FB) the period during which the lids were kept forcibly closed by the animal, (CE) the period of natural lid closure, and (R) removal of the lens. Associated vertical lid apertures are shown below.

DISCUSSION

What Is Being Measured?

The first and most difficult question to be dealt with are: what factors contribute to the lens temperatures being measured here and what is their relative influence? The following constitutes a partial list: muscle heat, insulation properties of the lens material, insulation properties of the lids, lid aperture, ocular secretion temperatures and circulation rate, corneal temperature and vascular conditions of the adnexa. In addition, room temperature, relative humidity and lens fit surely have some effect on the lens temperatures measured. It may eventually be possible to fractionate this composite with such techniques as forced blink vs. closed eye experiments in which the activity of the obicularis is obviously different.

Initial Stability Time

Returning to the questions whose answers were initially sought from this and the other pilot experiments, it has been found that initial stable temperatures could be reached within a minute occasionally, but sometimes required as long as seven minutes depending on how soon blinking could be overcome and the eye able to maintain a constant lid aperture dimension. Usually some initial squeezing of the lids occurred causing an initial rise in temperature as in the cited record, but in a few cases with swift, smooth insertions, the temperatures never rose above the initial stable temperature previous to reaching equilibrium.

Temperature Ranges Associated With Contact Lenses

A considerable range of temperatures was found associated with these lenses. The resting temperatures were invariably below the measured body temperature of 40.2°C, even the maximum temperatures recorded in the forced blink experiments were never found to exceed 39°C. The lowest resting temperature recorded was 29.3°C. The maximum range of temperatures found in the complete study was just short of 10°C or 18°F. The most common resting temperatures were 32 to 34°C (89 to 93°F). Low temperatures associated with the naked cornea have, of course, been known for some time³ as well as long-term variations³ and may have a significant influence on the composite lens temperatures measured here.

Effect of a Closed Eye on Lens Temperatures

A closed eye of course constitutes an environment considerably different than an open eye for a contact lens. Among the alterations probably affecting lens temperature are the insulation properties of the lids, the heat contributed by lid cir-

ulation, the impedance of evaporation from the lens anterior surface and, probably the slowing of ocular fluid circulation because of the absence of blink activity and normal eye movements.

Even when a minimum of obicularis activity is present a considerable rise in temperature is consistently recorded and remains stable as long as the eye remains closed. In the typical example here the rise was about 75% that if a forcefully closed eye. The normal closed eye temperatures were never found to reach those of the forced blink trials in a given eye as is not unexpected.

Temperatures as high as 35.1°C at the corneal apex for an eye without a lens in place have been reported previously³.

Temperatures Associated With Excessive Lid Activity

The maximum temperatures recorded were, as mentioned earlier, associated with forced closing of the eyes. The total rise times and the rise time constants for this activity were also the shortest seen as well as the total decay times and decay time constants. Those for natural closed eye conditions were longer in nearly every case for a given eye.

A maximum temperature of 38.0°C has been previously reported for a rabbit cornea without a lens in place on application of moist heat and diathermy³.

Lid Aperture and Temperature

Although correlations of lid aperture and lens temperature have not yet been completed, a significant relationship appears to be present between the two. Initial human trials in which lid aperture can be subjectively controlled indicate a firm relationship between this factor and temperature. The natural lid aperture of a patient, as well as that dictated by the presence of a lens in his eye, may prove important in his prognosis for a comfortable fit because of temperature.

The Use and Interpretation of Lens Temperatures

Most certainly the temperature of the eye, and of the lens, secondarily, are reflections of muscle activity and of metabolic processes of proximal tissues to it. The measured temperature may also be influenced by the chemistry of the tears on these tissues following a prolonged or irritating wearing period. The useful interpretation of lens temperatures awaits, however, the cataloging of responses associated with defined forms of ill fit which can be compared with data from successful cases. It is evident that considerable temperature changes do take place in the eye and can be measured. It would, indeed, be strange if they did not reflect physiological processes useful in determining the prognosis of fit and the may

become a useful component in a physiological profile done routinely in the fitting of patients in the future.

ACKNOWLEDGEMENT

I would like to thank Dr. Morton Sarver, Mr. Alan Leighton and Dr. D. B. Menzel for their technical assistance in this project.

SUMMARY

1. From six eyes studied in pilot animal experiments lens temperatures of 29 to 39°C, a range of 10°C (18°F), were measured.

2. Considerable temperature rises were associated with forced lid activity, changes of 3.5°C (6°F) were not uncommon. The time courses and time constants were given for a sample case.

3. Closed eye conditions were also found to cause a considerable rise in temperature, but never as great as for the forced lid activity. In neither experiment were the maximum temperatures ever as high as the body temperature of the animal. The time courses and time constants associated with a closed eye example were given.

4. The lid aperture appears to have a significant influence on the resting temperature of an eye as reflected by lens temperatures measured.

Animal Number	Right Eye Principal Meridians (D)		Left Eye Principal Meridians (D)		Body Temperature (rectal °C)
21	47.72/86°	45.97/176°	46.22/116°	43.72/26°	40.2
24	47.30/86°	45.50/176°	46.19/107°	46.39/17°	40.1
27	44.67/70°	42.94/160°	45.67/96°	42.22/6°	40.3

ABSTRACT

Temperature time courses accompanying corneal and scleral lens wear were measured for six eyes under varied conditions. Time constants, elapsed times, lens temperatures, and palpebral aperture dimensions associated with stabilization following insertion, forced lid and natural closed eye conditions are discussed and sample data given.

University of California

REFERENCES

- OBRIG, T. E., *Contact Lenses*, 2nd Ed., Chilton Company, 126, 1947.
- FICK, A., *EINE KONTAKBRILLE*, *Arch. f. Augenh.*, 18: 279, 1888.
- THOMAS, C. I., *The Cornea*, 1st Ed., Charles C. Thomas Publisher, 119, 1955.

NUEVOS INSTRUMENTOS

Modificación a las Tijeras de Castroviejo para Queratoplastia

POR

JOSE I. BARRAQUER, M. D.

Bogotá - Colombia

La extraordinaria regularidad de la sección obtenida en la talla del colgajo corneo-escleral en la operación de catarata por medio de nuestro modelo de tijera con tope descrito en los Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría, Volumen primero, página 183 y en la misma revista Volumen segundo, página 321, nos sugirió la idea de aplicar el mismo aditamento a la tijera curva de Castroviejo para Queratoplastia con el fin de evitar el cierre completo de las hojas de la misma y obtener una mayor regularidad al completar la resección de la córnea leucomatosa. (Fig. 1).

El uso de este instrumento con este aditamento es un poco más delicado y requiere una mayor habilidad por parte del cirujano, pero la regularidad de la sección que se obtiene y la ausencia de restos de Descemet en el perímetro de la resección justifican ampliamente su empleo.

Por otra parte, el tope está provisto de un dispositivo como la tijera de catarata que permite mantenerla cerrada cuando no está en uso, lo cual evita se deteriore al guardarla.



Fig. 1. Tijera vista de perfil.

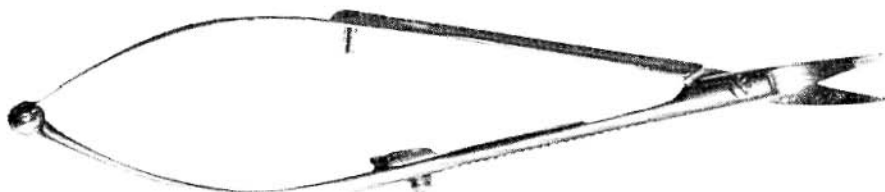


Fig. 2. Tijera vista de plano abierta.



Fig. 3. Tijera mantenida cerrada.



Fig. 4. Punta de tijera cerrada cuando el tope está interpuesto entre sus ramas. Obsérvese que la tijera no cierra completamente.

NEW INSTRUMENTS

Modification of Castroviejo's Keratoplasty Scissors

BY

JOSE I. BARRAQUER, M. D.

Bogotá - Colombia

During cataract surgery using our butt equipped scissors described in the Archives of the American Society of Ophthalmology and Optometry, Volume I, page 183 and Volume II, page 321, we obtained extraordinary uniformity of corneo-scleral flaps. This suggested to us the idea of adding this butt to Castroviejo's curved scissors for keratoplasty, thus avoiding complete closure of the blades and obtaining greater precision in the resection of opaque corneas (Figure 1).

The use of this instrument with the butt attachment is much more delicate and requires greater skill on the part of the surgeon. However, the uniformity of the section and the absence of remnants of Descemet's membrane in the perimeter of the resection fully justify its use.

Furthermore, the butt is equipped with a lock, like the cataract scissors, that maintains the instrument closed while not in use, thus avoiding possible damage while stored.

NOTICIAS

NOTICES

CONGRESOS

OUTLINE OF SYLLABUS

General theme: Modern British Methods of Optometry

1. Introductory talk on the structure and function of the optical profession in Great Britain. The optometrist and his place in the health services of the community.
2. The anatomy and physiology of the eye. The eye as an optical instrument. The eye as a part of the living body.
3. The technique of subjective refraction for distance and near vision. Use of crossed-cylinders, bichromatic and polarisation methods. Objective refraction. Retinoscopy (skiascopy). Specimen routines.
4. Binocular vision. Special techniques, e.g., T.I.B. and other infinity balance methods.
5. The measurement and correction of presbyopia. Special nearvision occupational corrections.
6. Ocular muscle balance and its anomalies. The prescribing of prisms.
7. The construction and use of the ophthalmoscope, retinoscope, perimeter, and other instruments.
8. Recognition of the normal and abnormal eye. External appearance, ocular media, fundus, etc.
9. The significance of signs and symptoms. History taking. Case records. Reports.
10. Colour vision. Vision screening in industry.
11. Special lenses and vision aids for the partially-sighted.
12. Contact lenses. What they are, what they do. Demonstration and practical tuition in fitting, insertion and removal. After-care.

The fullest opportunity will be provided for students to carry out practical work themselves wherever possible throughout the course.

All apparatus will be provided. Students are encouraged, however, to bring their own ophthalmoscope, retinoscope, crossed-cylinders, etc., if they are accustomed to them in their own practice, or may purchase them in London.

The 1962 International Ophthalmic Optical (Optometric) Congress will be held in West Berlin from May 28 to June 2nd. It is expected that optometrists from every country in the world where the profession is organized including those from behind the so-called iron-curtain will be represented. The International Optical League will also hold meetings during the Congress period.

The dedication ceremonies for the magnificent new building of the Berlin School of Optometry will take place during the Congress.

The famous postwar Congress Hall (nicknamed "the pregnant oyster" by Berliners) will be the headquarters for all the Congress activities, including an outstanding exhibition of ophthalmic products and equipment by firms in the optical industry. Excellent modern hotels will be booked for the occasion.

Besides being in historical and political focus of world-interest, Berlin holds many other exciting side interests. Its ultra-modern buildings, extensive parks, museums, war memorials, cultural centres, and uninhibited night life together with available conducted tours into East Berlin, make it an ideal centre for our Congress.

The preparations for the Congress are being made by the "Zentralverband der Augenoptiker" (Fürstenwall 135, Düsseldorf, 22a, Germany) in cooperation with the Augenoptiker-Innung Berlin (Eislebener Strabe 3, Berlin W 30, Germany). Ophthalmic Opticians or optometrists wishing to attend may submit inquiries or reservations to either of those addresses.



Le Grand Congrès International de l'Optique et de l'Optométrie aura lieu pour 1962 à Berlin-Ouest, du 28 Mai au 2 Juin.

On prévoit, à cette occasion, la venue des Opticiens lunetiers et des Optométristes de tous les pays du monde dans lesquels la profession est organisée en association, y compris les pays situés derrière le "rideau de fer".

Pendant la durée du Congrès, la Ligue Internationale de l'Optique sera représentée à Berlin par son Comité qui tiendra ses réunions de travail.

En outre, on procédera à l'inauguration officielle des nouveaux locaux de l'Ecole Optique de Berlin.

C'est dans le fameux palais des Congrès (de construction récente et d'une architecture extraordinaire), que se dérouleront tous les événements ayant trait au Congrès. Dans cette enceinte se tiendra également une remarquable exposition internationale de produits de lunetterie, d'équipement d'optométrie et d'atelier, organisée par l'industrie optique.

Des hôtels modernes de première classe seront à la disposition des Congressistes pour leur séjour à Berlin.

Berlin ne représente pas seulement un centre d'intérêt historique et politique. Ses bâtiments ultra-modernes, ses grands parcs, ses musées, ses monuments, ainsi que son ambiance nocturne et la possibilité de visiter Berlin-Est, nous semblent prédestiner Berlin pour ce Grand Congrès.

L'organisation de ce Congrès est assurée par le "Zentralverband der Augenoptiker", Düsseldorf 22a, Fürstenwall 135, Allemagne, en coopération avec la "Augenoptiker-Innung Berlin, Berlin W 30, Eislebener Strabe 3, Allemagne.

Pour tout renseignement, s'adresser à l'une de ces adresses.



Der Internationale Augenoptiker-Kongreß 1962 wird in der Zeit vom 28. Mai bis 2. Juni 1962 in Berlin stattfinden. Es wird damit gerechnet, daß Augenoptiker und Optometristen aus allen Ländern der Welt einschließlich der Gebiete hinter dem sogenannten Eisernen Vorhang, sofern Berufsorganisationen bestehen, vertreten sein werden. Zur Zeit des Kongresses werden die Beratungsgremien der Internationalen Optikerliga zu ihrer turnusmässigen Sitzung zusammentreffen.

Im Rahmen des Kongresses wird das neue Gebäude der Fachschule für Optik und Fototechnik in Berlin in einem Festakt seiner Bestimmung übergeben.

Die weltberühmte Kongreßhalle, die 1957 von der Benjamin-Franklin-Stiftung nach modernsten architektonischen Plänen errichtet wurde, und die auf Grund ihrer neuesten technischen Errungenschaften wie kein anderes Gebäude in Deutschland geeignet ist, einen repräsentativen Rahmen für den Kongreß abzugeben, wird das Zentrum aller Veranstaltungen dieser Tagung sein. Eine hervorragende internationale Ausstellung von Erzeugnissen und Geräten der optischen Industrie soll dem Besucher neue Eindrücke und Anregungen vermitteln.

Erstklassige Hotels stehen dem Kongreßbesucher für seinen Aufenthalt in Berlin zur Verfügung.

Berlin steht nicht nur im Blickpunkt des historischen und politischen Weltinteresses, es bietet gleichzeitig eine große Anzahl hochmoderner Gebäude, wunderbarer Parkanlagen, sehenswerter Museen und Denkmäler. Die besondere Atmosphäre Berlins und die Möglichkeit eines Besuches in Ost-Berlin machen die deutsche Hauptstadt zum idealen Zentrum für diesen Kongreß.

Der Internationale Augenoptiker-Kongreß 1962 wird von Zentralverband der Augenoptiker, der WVA und der DGO veranstaltet. Die Vorbereitungen hierzu werden vom Zentralverband der Augenoptiker, Düsseldorf, Fürstenwall 135, in Verbindung mit der Augenoptiker-Innung Berlin, Berlin W 30, Eislebenerstr. 3, getroffen. Falls Sie irgendwelche Wünsche oder Fragen haben, wenden Sie sich bitte an eine der obgenannten Anschriften.



INTERNATIONAL OPHTHALMIC OPTICAL AND OPTOMETRIC CONGRESS
BERLIN - May 28 - June 2, 1962.

In Berlin, the German Capital, this year's International Ophthalmic Optical and Optometric Congress is being held from May 28th to June 2nd, 1962. The announcement of this event has stirred a world-wide interest. Optometrists, ophthalmic opticians, scientists and professional leaders from more than 25 countries will attend.

"One has to rediscover Berlin again and again, otherwise it evaporates", said the well known German author Martin Kessel in an essay on Berlin "The Socratic Town"

which is publicised in the congress brochure. Indeed, for many visitors of the International Congress Berlin will mean a rediscovery, for others it will be a first meeting. But nobody will be able to evade its fascination and special atmosphere. In spite of war and "Wall" Berlin is still a city of 3.350.000 inhabitants with all attributes of a metropolis.

The Berlin Congress Hall, the center of the lectures and social events, has been erected by the Benjamin Franklin Foundation in 1957 and is one of the most modern European congress halls. The latest technical facilities are available. The opening lecture at the Congress will be given by the famous scientist Prof. Dr. Pascual Jordan on "Seeing and Recognizing".

Meetings of the International Optical League will underline the world-wide significance of the technical and professional activities. During the Congress the Berlin School of Optics will celebrate its 50-year Jubilee and a new building will be dedicated on June 1st, 1962. An international exhibition will provide a survey of the latest products of the European ophthalmic optical and allied industries.



THE PRELIMINARY PROGRAMME IS AS FOLLOWS:

Monday, May 28th.

Reception for foreign visitors by Bürgermeister Willy Brandt.
"Get together" evening in the Berlin Hilton Hotel.

Tuesday, May 29th

Official opening in the Congress Hall.
Welcome by: Bürgermeister Willy Brandt
President L. Hauck, International Ophthalmic Optical and Optometric Congress
President G. H. Giles, O. B. E., International Optical League.
Opening lecture by Prof. Dr. P. Jordan, Hamburg, "Seeing and Recognizing".
IOL-Executive-Committee in the Hilton Hotel.

Wednesday, May 30th

Prof. Dr. Yves le Grand, Museum and Institute of Optics, Paris:
"The retinofocometer: purpose, principle and theory".
Dipl. Ing. R. Grandperret, Paris:
"The retinofocometer: preliminary experiences and results."
W. Kaue, Munich:
"Visional defects and decrease of efficiency".
Prof. Dr. M. W. Morgan, University of California Berkeley:
"Consideration in prescribing lens corrections for patients with strabismus".
H. J. Haase, Berlin School of Optics:
"Latent heterophoria".
Dr. H. Ewalt, President-Elect of the AOA, St. Louis:
"Vision and its relationship to learning".
H. Freeman, F.B.O.A. (Hon.), F.S.M.C., D. Orth, London.
"New developments in the Freeman subjective refraction technique".

Dipl. Ing. K. Mütze, Berlin-Adlershof:

"On the convenience of wearing Lau-Jacckel-Rieckher lenses of progressively changing power."

Thursday, May 31st.

Free day - excursions - boat trip.

Friday, June 1st

Prof. Dr. H. Schober, Institute of Medical Optics, Munich.

"Experiences with multifocal glasses for drivers and other persons in traffic".
e. Preussner, Mannheim:

"Optimum vision under modern conditions of road traffic".

Prof. Dr. H. W. Hofstetter, Indiana University, Bloomington:

"The course of presbyopia in several South-African ethnic groups".

J. Walton, H. D. S. M. C., Northampton College of Advanced Technology, London.

"An objective study of the functions of near vision".

H. Osterberg, Kassel:

"Sight-testing with modern instruments and routine methods of measuring heterophoria".

Prof. Dr. A. Rosenbloom, Illinois College of Optometry, Chicago.

"Design and application of subnormal Vision Aids".

Dr. I. Györfy, University of Budapest:

"Frequency of refraction errors and diseases of the eye".

Jubilee and dedication of the new building of the Berlin School of optics.

Saturday, June 2nd

W. J. Biessels, The Hague:

"The simultan test, ready for manufacturing".

G. Hermes, Advanced School of Optics, Cologne:

"Special visional problems with contact lenses".

Prof. Dr. R. B. Mandell, Los Angeles College of Optometry:

"Mathematical models of the corneal contour".

Dr. I. J. Szekeley, Sunnyvale.

"Contact lenses as eye-protective devices".

B. Maitenaz, Paris:

"Recent studies on the use of progressive surfaces as optical lenses".

Dr. G. N. Jessen, Chicago:

"Palpebral aperture corneal lenses".

Ball in the "Palais am Funkturm".



PROGRAMA DEL CURSO PARA LA OBTENCION DE GRADO ACADEMICO
EN CIENCIAS MEDICAS (OFTALMOLOGIA)

Objeto del Curso

El Curso tiene por objeto la preparación de especialistas en Oftalmología, atendiendo durante su desarrollo tanto a los aspectos doctrinarios como al ejercicio práctico de la especialidad. Asimismo, se procura impartir los conocimientos de medicina

general y de otras ciencias conexas en relación con ella, insistiendo en el estudio del enfermo considerado en su conjunto y en las estrechas relaciones que las enfermedades del aparato visual tienen con otros padecimientos orgánicos y funcionales. Por último, aspira a la formación de profesores e investigadores científicos en esta rama de la medicina.

Instituciones en que se lleva a cabo

El Curso se lleva a cabo en su mayor parte en el Hospital General, institución afiliada a la Universidad Nacional, que cuenta con todos los recursos necesarios para la enseñanza de graduados. La otra parte del Curso se desarrolla en la Facultad de Medicina y en el Laboratorio de Física de la Facultad de Ciencias.

Profesorado

Profesor del Curso, Dr. M. Puig Solanes.

Profesores Asociados de:

Anatomía Patológica, Dr. Isaac Costero.

Bioquímica, Dra. Enriqueta Camacho.

Embriología, Dra. Amelia Sámano Bishop.

Microbiología, Dr. Luis Palencia.

Oftalmología, doctores: Anselmo Fonte Bárcena, Juan Heatley, Jorge Meyrán y Javier Oropeza Barrios.

Optica Física, Dr. Pedro Carrasco.

Profesores Huéspedes, doctores: Francisco Arenas, Carlos Campillo, Emma Limón Brown, Luis López Antúnez, Fernando Prieto López, José Antonio Quiroz, Armando Ramírez, Samuel Resnikoff, Bertha Riveroll Noble, José Rulfo, Ricardo Sánchez Cordero, Lino Vergara Espino y Roberto Walentín.

Instructores, doctores: Idhelio Espinosa, Martha López (Bioquímica), Juan de Noriega, Enrique Rabinovitz y Manuel Sáenz de Viteri.

Requisitos para los alumnos

El aspirante a inscribirse en el Curso para la obtención del grado de Maestro debe llenar los siguientes requisitos:

a) Tener título de Médico Cirujano expedido por la Universidad o reconocido por la misma. La antigüedad profesional no debe ser menor de dos años. Los aspirantes que demuestren haber dedicado su tiempo al cultivo de la Oftalmología, pueden ser exceptuados del límite de años señalado. Estos casos de excepción requieren un dictamen favorable del Profesor del Curso, del Jefe de la Enseñanza o del Director del Hospital.

b) Tener antecedentes escolares satisfactorios.

c) Ser de reconocida honorabilidad y no padecer invalidez mental o física.

d) Tener antecedentes satisfactorios de prácticas hospitalarias. En igualdad de circunstancias, se dará preferencia a los médicos que hayan hecho internado en hospitales de prestigio indiscutible.

e) Poseer conocimiento suficiente de un idioma extranjero.

f) Proporcionar los nombres de dos profesores de la escuela en que haya cursado sus estudios y de dos médicos de instituciones en que haya trabajado, que puedan suministrar información sobre sus antecedentes.

g) Tener una entrevista personal con el Profesor del Curso y el Jefe de Enseñanza, o con el Director del Hospital.

h) Comprometerse, bajo firma, a cumplir todas las prescripciones del Curso y del Reglamento Interno del Hospital.

Una vez aprobada la solicitud, el aspirante deberá inscribirse en la División de Graduados de la Universidad, piso principal de la Torre de la Rectoría.

Para la inscripción se requiere:

1.—Forma especial de solicitud, llenada por el aspirante y aprobada con la firma del Profesor del Curso y del Jefe de Enseñanza, o la del Director del Hospital.

2.—Copia fotostática del Título profesional.

Los alumnos procedentes de Universidades distintas de la Universidad Nacional Autónoma de México, ya sean del país o extranjeras, deberán obtener reconocimiento global de validez de sus estudios, para lo que se requieren los siguientes *documentos originales*: certificado de estudios secundarios, preparatorios y profesionales; diploma de bachiller (en su caso) y título. Todos estos documentos deben estar legalizados por los Gobernadores de los Estados cuando se trate de Universidades de la República, o por los Cónsules de México en los países correspondientes, cuando se trate de Universidades Extranjeras.

3.—Constancia de un profesor de idiomas de la Universidad, de que el aspirante traduce por lo menos un idioma extranjero, de preferencia el inglés.

4.—Tres fotografías rectangulares tamaño credencial.

5.—Pago de las cuotas anuales: \$25.00 por inscripción y \$1,200.00 por colegiatura.

El aspirante a inscribirse en el Curso para la obtención del grado académico de Doctor en Ciencias Médicas, debe llenar todos los requisitos señalados anteriormente. Además, debe mostrar dominio suficiente de dos idiomas extranjeros de importancia científica.

Método de enseñanza

El sistema de enseñanza consiste en estimular al alumno para que estudie en forma hasta cierto punto independiente y aprenda por sí mismo la especialidad. La enseñanza verbalista está reducida al mínimo. Los temas teóricos son expuestos haciendo el planteamiento del problema que suscitan, seguido del criterio para su solución. Por otro lado, se estimula al alumno para que prepare los temas teóricos según su propia iniciativa, haciendo la búsqueda de la bibliografía a su alcance y presentando sus trabajos a la crítica de los profesores y de los alumnos restantes. El desarrollo de las labores prácticas está sujeto también a normas de orden general, dejando amplia libertad para la actividad individual.

El propósito de este sistema es que el alumno tenga la oportunidad de desarrollar sus facultades y, en su caso, demuestre su aptitud particular para la docencia

o la investigación. Al mismo tiempo se pretende que, aparte de recibir conocimientos aprenda a expresarlos en forma adecuada y que, junto a la preparación técnica, adquiera la necesaria madurez de juicio para resolver en el futuro los problemas propios de su ejercicio profesional.

Por otra parte, se busca que el alumno aprecie la necesidad del trabajo de grupo, para lo cual resulta indispensable la colaboración de otros clínicos, así como la de radiólogos, anatomopatólogos, laboratoristas y otros. Por último, se trata de que aprenda a estimar las opiniones de especialistas en otras ramas, concediéndoles el lugar que les corresponde en el estudio del caso, pero sin perder nunca de vista el problema global del enfermo.

En lo que se refiere al programa del Curso, se ha dado la extensión debida a la enseñanza de las materias básicas, en especial a la práctica en los laboratorios de Anatomía Patológica, de Bioquímica Ocular y de Microbiología. Con ello se pretende que el alumno adquiera conocimientos sobre las bases científicas de la especialidad, para dar mayor solidez a su preparación y ampliar sus perspectivas más allá de los temas de aplicación práctica exclusiva.

Las materias de orden práctico tienen por objeto familiarizar al alumno con los diversos procedimientos clínicos, de laboratorio, de gabinete y de otra naturaleza, que se emplean en el estudio y tratamiento de los enfermos del aparato de la visión. Para este fin, dedican gran parte de su tiempo a las prácticas de hospital, que les permiten aplicar en la clínica los conocimientos teóricos adquiridos.

En particular el Profesor Titular y los profesores del Curso, están en contacto con los alumnos, a la manera de tutores académicos, para orientarlos continuamente en su preparación. Esta orientación no sólo se refiere a los conocimientos técnicos, sino también a los aspectos éticos y de cultura general de la profesión médica.

Número total de horas: 3.672 en los dos años de estudio.

Incluye 51 horas a la semana por 36 semanas anuales. Las labores son de las 8 a las 14 y de las 15 a las 18 horas, de lunes a viernes y de las 8 a las 14, los sábados.

Materias básicas: 1.235 horas (34 por ciento).

Incluyen las actividades de los alumnos en los departamentos de: Anatomía Patológica, Bioquímica y Microbiología.

Materias clínicas 1.598 horas (43 por ciento).

Incluyen las actividades de los alumnos en los servicios médicos y quirúrgicos del Servicio de Oftalmología.

Materias académicas: 829 horas (23 por ciento).

Incluyen las conferencias teóricas de las materias básicas, de las materias clínicas y de las materias complementarias; las conferencias de mesa redonda; las sesiones anatómicas clínicas; la revisión de bibliografía y las sesiones generales del Hospital.

*Programa condensado del Curso***I.—Materias básicas.**

El alumno permanece durante un trimestre en cada uno de los departamentos de Anatomía Patológica, de Embriología, de Bioquímica Ocular y de Microbiología Ocular, participando en las actividades diarias en la medida que resulte más adecuada a las labores que en la ellos se realizan. Para el efecto, los profesores han elaborado un programa de trabajo práctico por el que se aprovecha al máximo el tiempo del alumno. Durante su permanencia en cada departamento, asiste a las lecciones prácticas y a las conferencias sobre los temas teóricos que imparte el profesor.

La enseñanza teórica de las materias básicas se llevan a cabo durante el primer año del Curso.

II.—Materias clínicas.

Durante el segundo año, el alumno permanece en los servicios clínicos y quirúrgicos del Servicio de Oftalmología del Hospital General, incorporándose a la consulta externa y quirófanos, como un miembro del personal. De esta manera tiene la oportunidad de estudiar por sí mismo a cada uno de los enfermos y de adquirir una experiencia personal en el manejo de los mismos.

El trabajo del alumno es supervisado por los profesores de clínica y consiste en la revisión de casos clínicos y en la visita a los enfermos, con observaciones sobre la evolución de su enfermedad.

III.—Materias académicas.

a) Conferencias teóricas de las materias básicas: Anatomía Patológica, Farmacología, Bioquímica, Embriología, Bioestadística, Microbiología, Óptica Física y Óptica Fisiopatológica. Estas conferencias son de tipo teórico y teórico práctico, tienen lugar el primer año del Curso, de lunes a viernes de las 15 a las 18 horas, según el programa respectivo. Estas actividades ocupan 540 horas.

b) Conferencias teóricas sobre: Enfermedades del Segmento Anterior del Ojo, Enfermedades Internas del Ojo, Afecciones del Aparato Lagrimal, Afecciones de los Párpados, Afecciones de la Órbita, Neuro Anatomía Aplicada, Neuro Oftalmología, Glaucoma, Oftalmología Industrial y Médico Legal, Higiene Ocular, Estrabismo y Forias. Estas lecciones son de tipo teórico y teórico práctico, tienen lugar el segundo año del Curso, de lunes a viernes de las 15 a las 18 horas, de acuerdo con el programa previamente elaborado y son dictadas por los profesores de clínica. Total 540 horas.

c) Lecciones clínicas. En estas lecciones el alumno presenta una historia completa de un caso seleccionado y formula el diagnóstico, el pronóstico y el tratamiento según su propio criterio. A continuación se procede a discutir las conclusiones del alumno. En la discusión participan los otros alumnos del Curso y los médicos del servicio. Finalmente, los profesores de clínica y los asociados de cualquiera otra especialidad relacionada con el caso, hacen comentarios encaminados a obtener la mayor enseñanza posible de la presentación. Las lecciones tienen lugar los lunes de cada semana, durante el segundo año del Curso. Total 36 horas.

Sesiones de Mesa Redonda sobre Oftalmología.

Encargados: Dr. M. Puig Solanes.
 Dr. Anselmo Fonte Bárcena.
 Dr. Juan Heatley.
 Dr. Jorge Meyrán.
 Dr. Javier Oropeza Barrios.

Estas sesiones tienen por objeto revisar algunos temas importantes de la especialidad, de acuerdo con el programa señalado y que varía parcialmente cada año. Los alumnos pueden ayudar a los profesores en la preparación de los diferentes aspectos del tema, quedando la presentación a cargo de los primeros. Al terminar la presentación de conjunto, se procede a la discusión, en la que se procura que participen activamente los alumnos. Las sesiones de mesa redonda se llevan a cabo en fechas variables, según las necesidades del Curso.

Sesiones de Bibliografía.

Encargado, Dr. Manuel Sáenz de Viteri.

En estas sesiones, profesores y alumnos revisan la literatura actual sobre Oftalmología, por medio de resúmenes de los artículos que aparecen en los periódicos recibidos en la biblioteca del Hospital y del Servicio. El objeto es que el alumno, además de estar al tanto de lo que se escribe sobre la especialidad, haga un juicio crítico sobre la calidad del artículo que condensó. Estos resúmenes se presentan en tarjetas que forman parte del fichero bibliográfico del Curso. El encargado de las sesiones lee y comenta los resúmenes seleccionados por su mayor utilidad y que aparecen en un tiro mimeográfico que se distribuye en cada sesión. Las sesiones de bibliografía se llevan a cabo el segundo y el cuarto jueves de cada mes. La última sesión del año se destina a la revisión de los avances recientes de la especialidad.

Sesiones Anatómicas Clínicas.

Encargada, Dra. Bertha Riveroll Noble.

Tienen por objeto revisar los hallazgos anatomopatológicos de los casos instructivos. La presentación de los datos clínicos y anatomopatológicos queda a cargo de los alumnos durante su estancia en el departamento. La correlación entre las manifestaciones clínicas y las alteraciones morfológicas es hecha por la Encargada de las sesiones. Las sesiones anatómicas clínicas tienen lugar el primer y tercer jueves de cada mes.

El Profesor Titular dirige y coordina todas las actividades del Curso; participa activamente en las sesiones académicas y en las lecciones clínicas y tiene a su cargo, de manera especial, lo relacionado con la enseñanza y la investigación de las enfermedades oftalmológicas.

Relación de las materias de examen y de "pase".

Las materias básicas y las clínicas, serán motivo de examen. Las materias académicas requieren sólo constancia del profesor de que el alumno cumplió satisfactoriamente con el programa respectivo.

Fecha y forma de llevar a cabo los exámenes

Los exámenes de materias básicas se llevan a cabo al terminar el trimestre correspondiente del primer año.

NOTICIAS

Los exámenes de materias clínicas se llevarán a cabo al terminar el segundo año. Para tener derecho a examen se requiere haber completado el 90 por ciento de asistencias, como mínimo.

Los jurados estarán formados por tres profesores del Curso. En el caso de las materias básicas, el Presidente será el Profesor de la asignatura examinada. En el de materias clínicas, el Presidente será el Titular del Curso.

En cada uno de los exámenes, habrá una prueba oral y otra práctica. La escala de calificaciones es de 0 a 10 y al terminar el examen se llena el acta, firmada por los tres profesores.

El Profesor del Curso, con el fin de estimar el aprovechamiento de los alumnos en distintas formas, pedirá a los mismos, trabajos escritos, informes periódicos de actividades, revisiones del material acumulado en los departamentos del servicio y, en general, cualquier tipo de tarea que resulte apropiada para este fin.

Requisitos para proponer candidatos a grado

Los alumnos que hayan terminado satisfactoriamente cuando menos el 66 por ciento del programa y que hayan obtenido calificaciones superiores a ocho en los exámenes previos del Curso, pueden ser propuestos como candidatos para examen de grado. La proposición debe ser hecha por el Profesor del Curso, quien tomará en cuenta no sólo la dedicación del alumno, sino también sus cualidades intelectuales y sus aptitudes para el trabajo científico.

Doctorado en Ciencias Médicas

El grado de Doctor en Ciencias es el más elevado que a través de programas docentes puede conceder la Universidad. Por consiguiente, su otorgamiento queda sujeto a una serie de condiciones, a fin de que sólo individuos con suficientes merecimientos puedan alcanzar esta distinción.

El currículum de estudios es motivo de un programa especial, elaborado por el Profesor y aprobado por las Autoridades de la Institución y de la Facultad de Medicina, y cuya duración no debe ser menor de dos años académicos.

Calendario resumido del Curso

Inscripciones de primer ingreso en enero y de reingreso en febrero.

Fecha de iniciación: primer lunes de marzo.

Fecha de terminación: último sábado de noviembre.

Días festivos: 21 de marzo, 1º de mayo y 20 de noviembre.

Vacaciones: una semana en mayo y otra en septiembre.



TRAVEL FUNDS FOR JUNIOR INVESTIGATORS TO THE XIX INTERNATIONAL CONGRESS OF OPHTHALMOLOGY

Funds to cover the cost of round trip air coach travel are available to junior investigators engaged in or receiving research training in ophthalmology and/or the related

NOTICIAS

visual sciences to attend the XIX International Congress of Ophthalmology to be held in New Delhi, India, on December 3-7, 1962.

Applicants must be American citizens (or have filed declaration of intent), must fall in the category of junior investigator, and cannot be employees of the Federal Government. The definition of "junior investigator" is as follows:

a) if an M.D., he must have at least 3 years postdoctoral training and no more than 7 years experience;

b) if a Ph.D., he must have no more than 7 years postdoctoral experience.

Requests for these travel funds can be made by letter addressed to the Chairman of the Selection Committee:

Dr. Alson E. Braley
Department of Ophthalmology
State University of Iowa Hospitals
Iowa City, Iowa.

The letter should include a brief summary of the applicant's educational, occupational, and research background, should indicate his major field of interest and his reasons for wishing to attend the meeting. The letter should also include a statement of citizenship or declaration of having filed for citizenship. The letter must be signed by the applicant and countersigned by his departmental chairman or administrative executive.

The deadline for the receipt of requests is June 15, 1962. The Selection Committee will inform all applicants of its action by August 1, 1962.

Funds for this purpose have been made available through a grant to the Selection Committee by the National Institute of Neurological Diseases and Blindness, Public Health Service.



PRIMER CONGRESO COLOMBIANO DE OPTOMETRIA

El primer Congreso Colombiano de Optometría, está anunciado para los días 12, 13, 14 y 15 de diciembre de 1962, en la ciudad de Bogotá.

Dicho evento está auspiciado por la Federación Colombiana de Optómetras Graduados.

En el programa científico del Congreso se encuentra un Fórum Internacional Interprofesional, al cual asistirán destacados profesionales extranjeros.

Las personas interesadas en este evento pueden dirigirse al director del Congreso, Dr. Hernando Henao R., a la siguiente dirección:

Carrera 13, N° 51-47
Bogotá, 2, D. E. Col. S.A.

ENCYCLOPEDIA OF CONTACT LENS PRACTICE
WITH BI-MONTHLY SUPPLEMENTS
Phillip R. HAYNES, O. D., F. A. A. O.
Editor

801 N. Michigan Street
South Benda, Indiana
United States of America

SPECIAL INTRODUCTORY SUBSCRIPTION FEES
FOR FOREIGN SUBSCRIPTIONS

= Syllabus Manual of the Encyclopedia of Contact Lens Practice	\$ 6.00
(134 Pages) Brown Leatherette, Heavy Weighth Paper Cover	
= Six Initial Bi-Monthly Supplements at \$ 3.50 Each	\$ 21.00
If Paid in Advance, Cost of Six Initial Bi-Monthly Supplements	\$ 19.00
= Bi-Monthly Supplements (sic) 7 thru 12 - Price Same as Above.	
= Total Cost For Syllabus Manual and Six Initial Bi-Monthly Supplements \$ 27.00	
If Paid In Advance, Total Cost	\$ 25.00
= Finest Quality, Brown Vinly, 3-Ring (1½) Loose Leaf Binder.	
Imprinted - Extra Heavy - Regular Prince	\$ 2.95
Our Price To ECLP Subscribers	\$ 2.25

“CORNEALENT”

Ofrecemos lentes terminados y semi-terminados

STOCKS EN BLANCO Y COLOR

A partir del 1º de Octubre de 1961 sólo proveeremos

Lentes torneados, indeformables en blanco y color.

Cotizamos precio por par o por mayor.

LA MAS ALTA CALIDAD AL MAS BAJO PRECIO

CONSULTAS A:

LABORATORIO PFORTNER

Calle Juncal Nº 23-45. — Buenos Aires (Argentina)

AL SERVICIO DE LOS ESPECIALISTAS EN LENTES DE CONTACTO

Lentes de Contacto Wesley and Jessen (Sphercon, Cycon, Torcon, Bicon, Sphertan, Sphertints, Pupillentes "W/J"), productos de la

PLASTIC CONTACT LENS CO., para

Miopia * Astigmatismo * Afaquia (Monocular y Binocular)
Medio de Diagnóstico * Queratocono * Córneas irregulares
y cicatrizadas * Visión sub-normal * Indicaciones Cosméticas

—*—

Nuestro Departamento de Relaciones Científicas se encuentra al servicio de los especialistas en Lentes de Contacto, a fin de proporcionar cualquier información.

REPRESENTANTES EXCLUSIVOS PARA COLOMBIA,

PLASTIC CONTACT LENS DE COLOMBIA LTD.

Apartado Aéreo N° 20052 - Teléfono 482363
Bogotá, D. E., 2, Colombia, S. A.



Cornealent

EL LENTE DE CONTACTO
perfecto!

Ofrecemos una línea completa de

lentes de contacto torneados

- Fabricación exclusiva
- Materiales importados 100 x 100
- Lo receta UNICAMENTE el Médico Oculista
- Lo hace y distribuye UNICAMENTE

Laboratorio

Pförtner

Juncal 2345 • Buenos Aires • Lavalle 678

Agentes autorizados:

- "Cornealent" Rosario: General Mitre N° 523
"Cornealent" Córdoba: 9 de Julio N° 518
"Cornealent" Mar del Plata: San Luis N° 1742 - local 5
"Cornealent" Santa Fe: Rivadavia N° 2763
Optica Cambón: Vélez Sársfield N° 62 - Río Cuarto
Luis F. Charles: Mitre N° 68 - Bahía Blanca
Optica Heider: Convención N° 1377 - Montevideo
Optica Santa Lucía: Palma N° 276 - Asunción
Lentes de Contacto Ltda. Santa Lucía N° 226,
Santiago (Chile)

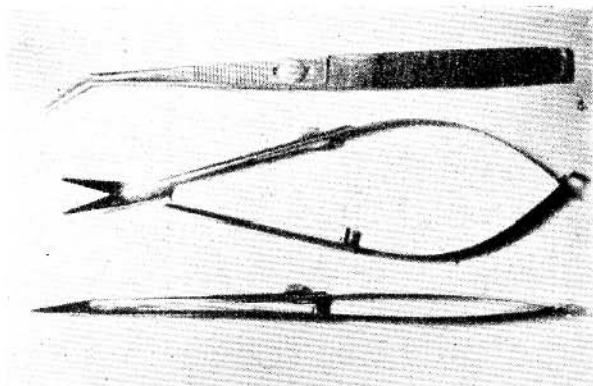
MORIA-DUGAST S. A.

Fabrique Instruments Ophtalmologie

103. Bld St Germain — PARIS - 6o.

PROTOTYPE

BUREAU D'ESTUDES



Tijera para la talla del colgajo en la operación de catarata.

Ref. 6007 — *Ciseau à Cataracte de JOSE BARRAQUER.*

ARCHIVOS

DE LA

S O C I E D A D A M E R I C A N A
DE
O F T A L M O L O G I A Y O P T O M E T R I A

— PUBLICACION TRIMESTRAL —

Disponemos de algunos ejemplares del Volumen Primero (1958)
y del Volumen Segundo (1959)

Colombia: \$ 60.00

Extranjero: U.S.A. 10.00

Suscripción Anual:

Colombia: \$ 50.00

Extranjero: U.S.A. 8.00

Números atrasados sueltos:

Colombia: \$ 17.00

Extranjero: U.S.A. 2.50

Para pedidos y suscripciones dirigirse a la Secretaría:
Apartado Nacional 700 — Chapinero, Bogotá, Colombia

Archivos de la Sociedad Americana de oftalmología y optometría

**PARA ANUNCIOS COMERCIALES DIRIGIRSE A
CASA HELLER Ltda.**

Apartado Aéreo 4966 — Bogotá - Colombia

Applications and correspondence concerning advertisements
should be addressed to:

CASA HELLER LTDA.
Bogotá — Colombia

CANJE:

Se solicita canje con las publicaciones congéneres.

On accepte des échanges avec les publications congéneres.

Exchange with similar publications is desired.

Wir bitten um Austausch mit ähnlichen Fachzeitschriften.

Accettan-se permutas con publicacoes congéneres.

Si desidera il cambio colle pubblicazioni congeneri.

**DISTRIBUIDORES EXCLUSIVOS
PARA COLOMBIA**

— DE —

“THE PLASTIC CONTACT LENS Co.”

LENTES DE CONTACTO W/J. “SPHERCON”

“TORCON” — “BICON” Y “CYCON”

APARTADO AEREO No. 11357 — BOGOTA



Productos »Schering A.G.« para Oftalmología

ACTH »Schering A.G.« ACTH-DEPOT »Schering A.G.«	(Hormona adrenocorticotropa) ampollas de 2,5 y 10 U. I. frascos de 5 c.c. con 100 y 200 U. I.
Albucid oftálmico Colirio	(p-aminobencenosulfonacetilamida sódica) solución al 20%; frascos-pipeta de 10 c.c.
Allerpén	(Allercur - Penicilina) frascos con 400.000 y 800.000 U. I.
Kinadena	(Hialuronidasa) ampollas de 350 U. I.
Delta-Scherosona	(Prednisona) 10 y 30 tabletas de 5 mg. c/u.
Scherisolona	(Prednisolona) 10 y 30 tabletas de 5 mg. c/u.
Scherosona oftálmica	(Cortisona con Cloranfenicol) tubos con 2 g. de solución oleosa
Scherosona F oftálmica	(Hidrocortisona con Cloranfenicol) tubos con 2 g. de solución oleosa

Schering A.G. Berlin
Alemania

Representantes: Química Schering Colombiana Ltda., Bogotá
Calle 18A No. 33-15 · Tel.: 478415/18
Apartado aéreo 3559 · Apartado Nacional 147

¡nuevo!

**el más
eficaz
de todos
los
corticosteroides
conocidos**



específicamente formulado para el alivio
de la inflamación y escozor de los ojos

Ungüento Oftálmico de

Kenacort-A

con Gracodin

Acetonida de Triamcinolona con Neomicina y Gramicidina
(Gracodin) Squibb

Dosificación: aplíquese algo más de un centímetro del un-
güento 2 ó 3 veces diarias sobre el borde inferior del ojo
afectado o áreas circundantes, según se indique.

Suministración: Se suministra en tubos de 3,6 Gm.

posee inocuidad no superada

SQUIBB



*Un siglo de experiencia
inspira confianza*

KENACORT® ES UNA MARCA DE FABRICA