

SECCIÓN DE TRABAJOS CIENTÍFICOS ORIGINALES

Análisis matemático-mecánico del uso de la banda de silicona 240 en la exotropía de la parálisis del III nervio craneal*

Juan Horacio Villaseñor-Schwarz, César Villaseñor-Rodríguez

RESUMEN

Propósito: Analizar las modificaciones mecánicas que sufre la esclerótica debidas a las fuerzas provocadas por la colocación de la banda elástica de silicona 240 como elemento para la alineación del globo ocular, estableciendo una correlación con algunos resultados postquirúrgicos inconsistentes del procedimiento.

Material y método: Análisis mecánico en un modelo matemático mediante el paquete computacional MATLAB versión 6.5 en tres pasos: 1. Análisis de elemento finito de la banda de silicona, 2. Modelado de fibras de la esclerótica y análisis de la simulación de la respuesta dinámica por la colocación de la banda, 3. Simulación del comportamiento de las fibras de la esclerótica ante las fuerzas externas por medio del modelado del punto de inserción de la sutura sujeta a la banda.

Resultados: Primer análisis: La distribución de la fuerza sobre la tensión de la banda es máxima en los extremos. Segundo análisis: Es patente que la esclerótica sufrirá un desgarramiento cuando se alcance el valor de deformación de estado estable. Tercer análisis: Existe un balance entre la profundidad de la sutura y la fuerza aplicada a la tensión de la banda.

Conclusiones: Las alteraciones mecánicas que se presentan mediante el análisis matemático de los tres conceptos revelan condiciones o escenarios probablemente ya comprendidos parcialmente: la interacción de la fuerza ejercida por la nueva posición del recto lateral y la banda colocada en su nuevo sitio provocan alteraciones de la superficie de la esclerótica que en una u otra forma participan en el resultado final. La banda actúa como un elemento no elástico dada la poca deformación que sufre y la gran resistencia que muestra. La acción de la fuerza elástica de la banda sobre la esclerótica en función de la sutura provoca un efecto de corte, lo que hace que ésta se libere, fracasando con ello el procedimiento. Es deseable que para un mejor resultado, la fuerza ejercida por la banda deberá distribuirse en alguna otra forma.

Palabras clave: Elemento finito, mecánico, matemático, dinámico, banda de silicona.

SUMMARY

Objective: Analysis of mechanical changes shown by scleral tissue due to the forces induced by placement of the 240 silicone band as an eyeball alignment constituent in relation to some inconsistent post surgical results of the procedure.

Methods: Mechanical analysis of a mathematical model by use of MATLAB version 6.5 software in three stages: 1. Finite Element Analysis of the 240 silicone band, 2. Scleral tissue modeling and analysis of its dynamical response to band placement, 3. Simulation of scleral tissue behavior in response to external forces by means of suture insertion point modeling.

Results: First analysis: Force distribution along the band finds a maximum value at its ends. Second analysis: Scleral tissue will be torn when the steady-state deformation value is achieved. Third analysis: There is a balance between the suture depth and applied band force.

Conclusions: The mechanical changes revealed by the mathematical analysis of the three stipulated concepts show scenarios and conditions that are previously and partially understood: force interaction exerted by the new location of the lateral rectus and the band placed in its new position spawn scleral surface alterations that participate to some extent in the final result. The band acts as an inelastic element due to minimal deformation and maximum resistance shown. The elastic action of the band over scleral tissue displays a cutting effect, freeing it from the system, thus making the procedure fail. A different force distribution should be applied to achieve better results.

Key words: Finite element, mechanical, mathematical, dynamic, silicone band.

*Trabajo presentado en el XXVI Congreso Mexicano de Oftalmología, Veracruz, 7 a 11 de agosto de 2004.

INTRODUCCIÓN

El tercer nervio craneal (III) llamado también oculomotor inerva a un gran número de músculos: recto medial, recto inferior, recto superior, oblicuo inferior, elevador del párpado y esfínter de la pupila. La parálisis de este nervio craneal representa, por la severidad de las alteraciones de la movilidad ocular que provoca, uno de los retos más importantes de resolución para el cirujano de estrabismo. La afección de la movilidad ocular que mayor grado de dificultad ofrece es, sin lugar a dudas, la gran exotropía que presentan estos pacientes y es ello la motivación de este trabajo.

El tratamiento de las múltiples secuelas que origina la parálisis del III nervio, como las desviaciones oculares verticales y las alteraciones de la posición del párpado quedan fuera de los alcances y pretensiones de esta presentación. La parálisis del recto medial (interno) es la que sin duda define la naturaleza de esta entidad clínica provocando la gran exotropía característica. Existen innumerables procedimientos quirúrgicos que han pretendido colocar el ojo afectado en una posición al frente, mejorando el aspecto cosmético y la diplopía. Casi todos estos procedimientos provocan alteraciones no deseadas de la posición ocular o son ineficaces (1-11).

MATERIAL Y MÉTODO

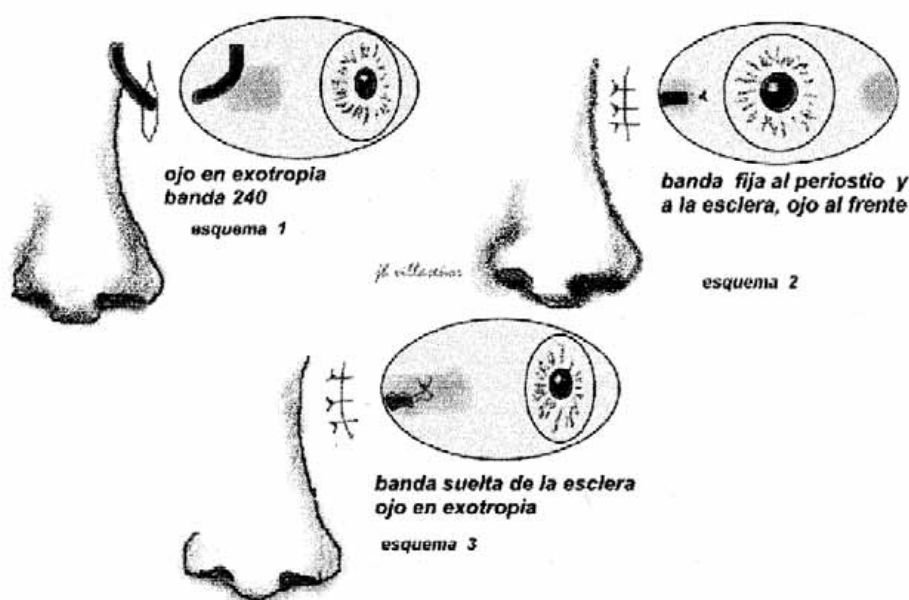
De algún tiempo atrás hemos intentado la resolución de este problema mediante el uso de la banda elástica de silicona N° 240 para colocar el ojo en exodesviación en forma pasiva al frente (12, 13).

A continuación describimos en forma simplificada el procedimiento quirúrgico que actualmente realizamos. Consiste

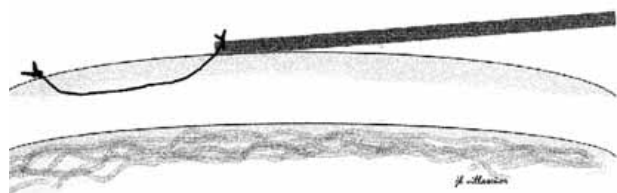
inicialmente en un gran debilitamiento (por detrás del ecuador mecánico) del músculo recto lateral o hasta la negativización de la prueba de la pinza pasiva hacia adentro, la cual muestra por lo general una gran positividad; se retroimplanta suficientemente la conjuntiva. Todo ello se efectúa realizando en cada paso prueba de la pinza pasiva, bajo un contexto de cirugía dinámica (14) como medio para evitar dejar fuerzas pasivas que pudieran interferir con la mejoría de la posición ocular.

Posteriormente se procede a la colocación de la banda de silicona 240 haciendo el abordaje respectivo que esencialmente consiste en hacer una incisión cutánea de aproximadamente cuatro milímetros de longitud a tres milímetros del canto interno, perpendicular al tendón interno del músculo orbicular. Se realiza en el globo ocular incisión conjuntival, abordaje y disección del músculo medial de manera convencional para exponer el tendón de la inserción escleral de ese músculo. Se pasa la banda 240 desde el lado del globo ocular por abajo de la conjuntiva hacia el periostio nasal, fijándose sobre él con un amarre de sutura no absorbible sintética. Se determina la longitud de la banda para ser fijada a la inserción del tendón del músculo recto medial efectuando la tracción necesaria para colocar el globo ocular en una posición adecuada al frente. Definido ello, se fija la banda ya anudada también por su extremo a la esclerótica próxima a la inserción del tendón del recto medial. Se ajustan los extremos de la banda colocada recortándoles con tijera y se procede a suturar las incisiones conjuntival y cutánea en forma habitual. Esencialmente ésta es la técnica usada para este procedimiento.

Nuestros resultados son inconsistentes. Algunos casos fracasan debido a que pasados unos cuantos días la banda se arranca de la fijación de la esclerótica. Ver esquemas 1 al 3.



Esquemas 1 al 3. Descripción del procedimiento quirúrgico.



Esquema 4. Banda 240 fija a la esclerótica.



Esquema 5. La sutura de la banda ha desgarrado la esclerótica.

El interés de este estudio es para demostrar lo que posiblemente ocurre en el sitio de la fijación de la banda sobre la esclerótica y se analizó en tres formas (15, 16):

1. Análisis de elemento finito de la banda de silicona.
2. Modelado de las fibras de esclerótica para analizar la simulación de la respuesta dinámica ante la aplicación de fuerza al sistema por medio del músculo antagonista.
3. Simulación del comportamiento microscópico de las fibras de la esclerótica ante las fuerzas externas por medio del modelado del punto de inserción de la sutura en la esclerótica.

El método utilizado para realizar dicho análisis fue el siguiente:

1. Para el primer caso, es decir la resolución de las ecuaciones diferenciales parciales de la banda y el punto de inserción de la esclerótica, se utilizó lo que se conoce como análisis de elemento finito (FEA por sus siglas en inglés). El método de aplicación es en primer lugar, definir la geometría del elemento a utilizar, en este caso la banda de silicona, como se describe en la figura 1. Aunque se sabe que las fuerzas del sistema se distribuirán en una forma tridimensional, para el modelo de elemento finito se utilizó un elemento en dos dimensiones para facilitar los cálculos y el entendimiento de la dinámica del modelo.

Las puntas de la banda de silicona se achataron para amplificar el efecto visual producido por el análisis y ejemplificar de mejor manera la

distribución de las fuerzas de los bordes. Este achatamiento se refleja en la densidad de distribución de los triángulos en el área de la banda.

En segundo lugar, se definieron las condiciones frontera de los bordes de la banda, suponiendo que las fuerzas antagonistas se distribuirán a lo largo de la banda.

La resolución de las ecuaciones diferenciales parciales definidas en el método de elemento finito se calculó por medio de la aplicación de un mallado en forma de triángulos que determinaron la estructura de cálculo para aproximación del

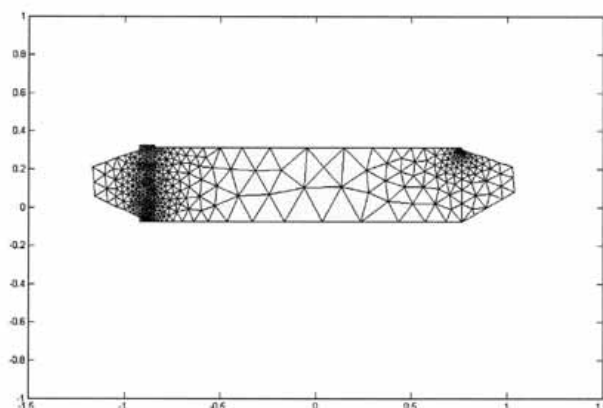


Fig.1. Mallado triangular para realizar análisis de elemento finito a la banda 240.

resultado esperado.

2. El modelado de las fibras de esclerótica se realizó como se explica a continuación. Primeramente, se analizó el comportamiento de una sola fibra. Se determinó que dado el material que la compone se tendría una respuesta de segundo orden, es decir, que la elongación y contracción de sus componentes microscópicos actuarían en una forma pseudo simétrica de manera que la fibra por completo tiende a consolidarse en el valor de tensión de estado estable tras pasar por las etapas de elongación y contracción en forma alternada y de atenuación exponencial.

Este comportamiento de segundo orden es muy común en la naturaleza y propone un modelo relativamente real de lo que se quiere modelar en este caso.

Así, se determinó la ecuación de la fibra única y se construyó un mallado de fibras en disposiciones paralelas y perpendiculares para tener una muestra de la construcción escleral.

Cabe aclarar que la precisión cuantitativa del modelo depende en gran medida de la disposición geométrica de las fibras y ya que éstas se dispusieron solamente en forma paralela y perpendicular de manera pseudocatótica (esto es, en diferentes niveles de complejidad y conservando la aplicación recursiva) es de esperarse que el modelo pueda analizarse con más eficiencia en forma cualitativa, pues el realismo del modelo se ve limitado por la cantidad de fibras dispuestas.

Una vez que se tiene el modelo matemático de la esclerótica se le aplicó la fuerza del músculo antagonista, simulando el momento en que se terminó de fijar la sutura y la banda quedó unida al punto de inserción estipulado y se analizó la respuesta dinámica.

3. Para realizar la simulación del comportamiento microscópico se definió una membrana construida con fibras de la esclerótica en una disposición de malla, como se aprecia en la figura 2. Acto seguido, se aplicó una fuerza penetrante en el modelo de la esclerótica para determinar la acción de ésta en la estructura que rodea al área de contacto y se codificó mediante un patrón de colores para apreciar el movimiento de la fuerza a través de las fibras de malla.

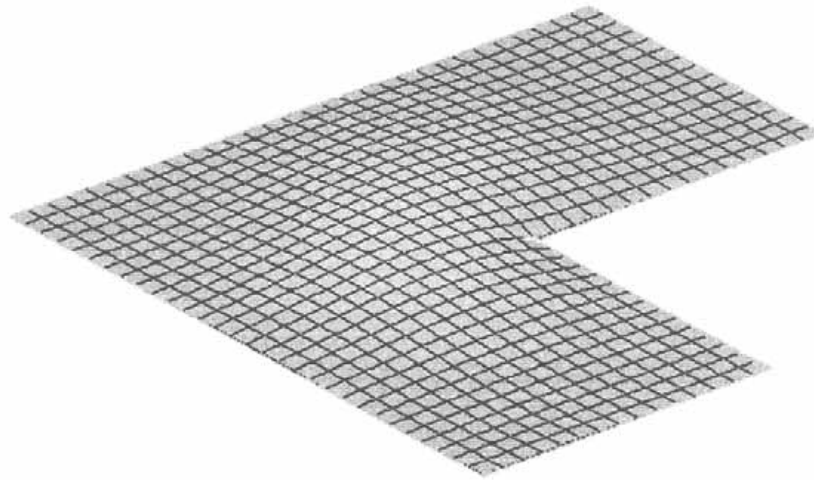


Fig. 2. Estructura de membrana para simular la disposición de las fibras de la esclera.

El análisis que se hizo en este caso utiliza una membrana en forma de "L" para realzar visualmente los resultados y poder evaluar cualitativamente la respuesta de la estructura ante el estímulo externo. Este tipo de estudio se hace comúnmente para análisis vibracional en las estructuras.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para el análisis de elemento finito de la banda de silicona 240 se muestran en forma gráfica en la figura 3.

En la figura 4 se muestra la respuesta del músculo antagonista en el sistema. La gráfica describe la amplitud de la tensión por unidad de área y su comportamiento en el tiempo. Los resultados del modelado de las fibras de la esclerótica se aprecian en la figura 5. De igual manera, se despliega la respuesta de la tensión por unidad de área (deformación estructural del modelo) y su comportamiento en el tiempo.

Una instantánea de los resultados de la simulación de la fuerza penetrante en la membrana utilizada como modelo de la esclerótica se muestra en la figura 6.

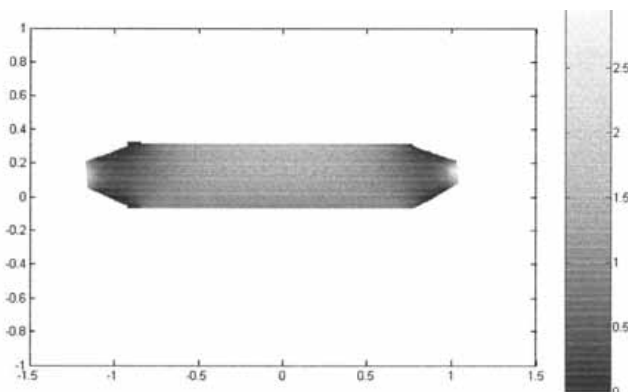


Fig. 3. Resultados obtenidos del análisis de elemento finito de la banda de silicona 240.

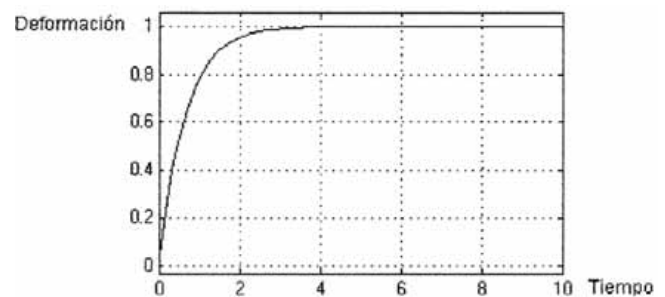


Fig. 4. Comportamiento en el tiempo de la deformación del músculo antagonista.

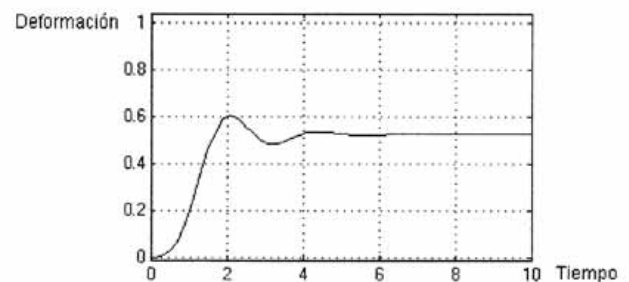


Fig. 5. Comportamiento en el tiempo de la deformación de las fibras de esclerótica.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para el primer análisis se observa que la densidad de disposición de los triángulos (referido a la figura 1) se acentúa en los sitios de geometría de mayor respuesta ante la fuerza de aplicación en los extremos, que se aprecia por la escala de grises empleada.

La gráfica muestra una iluminación alta de los extremos en la banda e iluminación desvanecida en el cuerpo, por lo que se puede sugerir que la rigidez de la banda hace que la distri-

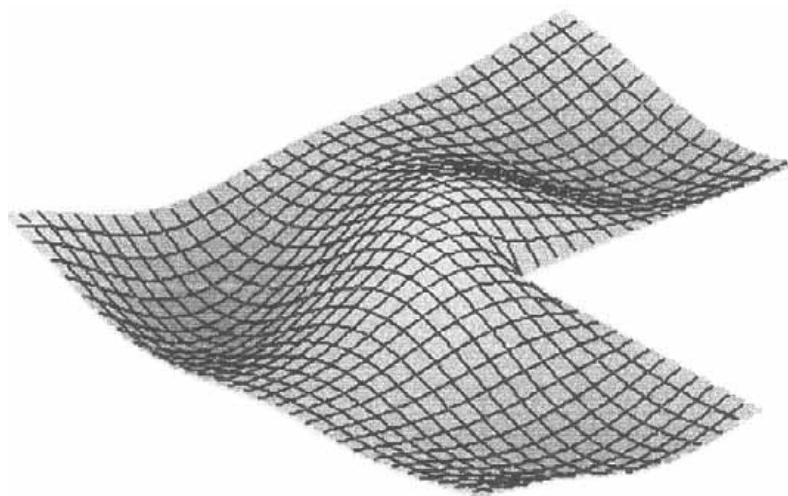


Fig. 6. Instantánea de la simulación de la fuerza penetrante en el modelo de la esclerótica.

bución de la fuerza sea máxima en los extremos, pero dispersa en el cuerpo. Esta aseveración define la acción poco participativa de la banda de silicona en lo que a desgarre de la esclerótica se refiere, fungiendo como una masa de rigidez comparablemente infinita a la del área de punto de inserción de la sutura en la esclerótica.

Las gráficas del comportamiento de la deformación de la esclera en el tiempo demuestran que se alcanzará un valor de estado estable (i.e. cuando ya no haya variaciones significativas en torno a un valor limítrofe) de un valor menor al mostrado para la deformación del músculo antagonista, por lo que la esclerótica tenderá a rasgarse.

Es en dicho punto de estado estable que la acción cortante de la sutura será máxima, y donde la probabilidad de desgarre de la esclerótica aumenta considerablemente.

El momento preciso en que se tomó la instantánea del comportamiento del modelo en malla de la esclerótica, describe los resultados en escala de grises, estando el estiramiento expresado en los grados más altos de luminosidad y la compresión en los más bajos. La simulación demuestra la interacción de las fibras de la esclerótica a nivel estructural, en donde la integración con cada una de las áreas de cada una de las partes cuadrículadas interviene en el comportamiento de las circundantes, sin importar en qué punto se encuentren. Lógicamente, disminuye la influencia dinámica conforme más alejadas estén entre sí las partes bajo estudio.

Puede resumirse el estudio de la simulación cualitativa en que todas las manipulaciones externas (quirúrgicas o dinámicas, por fuerzas de compresión o estiramiento) tendrán un efecto significativo en el pronosticado desgarre de la esclerótica.

CONCLUSIONES

Los análisis anteriores permiten definir el comportamiento de la banda de silicona 240, la esclerótica y el músculo antago-

nista en el sistema propuesto. De la acción que cada uno de dichos componentes aporta al todo se puede concluir tres conceptos fundamentales.

El primer concepto se refiere a que, en lo que respecta a la banda de silicona 240, como una medida de diseño y modificación dentro del sistema, el material y/o la geometría de la banda podrían cambiarse para distribuir la fuerza y retardar el efecto del desgarre escleral.

En segundo lugar, al analizar el componente mas frágil del sistema, es decir la esclerótica, se pronostica que ésta sufrirá un desgarre cuando se alcance el valor de estado estable de deformación, cuando la acción cortante de la sutura será máxima.

Por último, el análisis del sistema integral indica las siguientes premisas de consideración. Todo el proceso quirúrgico tendrá relevancia en los resultados del desgarramiento de la esclerótica, es decir, cualquier manejo de variables internas (i.e. humedad, rigidez, tensión superficial, etc. de la membrana escleral), o externas (calidad, cantidad y distribución de suturas, técnica quirúrgica, cantidad y calidad de cortes, etc.) influirá en el resultado final de la cirugía. Asimismo, se encuentra que hay un balance entre la profundidad de la sutura y la fuerza de la banda aplicada, correspondiendo a que a una mayor profundidad de la sutura se tendrá mayor resistencia a la tensión, y por lo tanto una mayor área ofrecida para corte. Evidentemente, se tendrá que calificar y juzgar la importancia relativa de cada una de estas variables en la aplicación y uso de la banda para este tipo de casos.

REFERENCIAS

1. Von Noorden GK. Binocular vision and ocular motility. St Louis, The CV Mosby Co, 1980. 478.
2. Knapp P. Symposium on Strabismus. St. Louis: The CV Mosby Co, 1978.350-2.
3. Helveston EM. Atlas of Strabismus Surgery. St. Louis, The

- CV Mosby Co, 1977. 156-9.
4. Dyer JA. Atlas of extraocular muscle surgery. Philadelphia, WB Saunders Company, 1970. 156.
 5. Knapp P. Symposium on horizontal ocular deviations. St. Louis, The CV Mosby Co, 1971. 161.
 6. Hugonier R. Strabismus, heterophoria, ocular motor paralysis. St. Louis, The CV Mosby Co, 1969. 659.
 7. Bedrossian H. The Surgical and nosurgical management of strabismus. Springfield, Charles C Thomas Publisher, 1969. 178.
 8. Folk E. Treatment of strabismus. Springfield, Charles C Thomas Publisher, 1965. 26-7.
 9. Villaseñor JH: Tratamiento quirúrgico actual de la parálisis del tercer par. An Soc Mex Oftalmol 1984, (58):13-32.
 10. Salazar J. Surgical correction of paralytical strabismus utilizing fascia lata. J Pediatr Ophthalmol Strabismus 1998.
 11. Salazar J. Tratamiento quirúrgico con fascia lata de los estrabismos paralíticos. Actualidades del Estrabismo Latinoamericano. Consejo Latinoamericano de Estrabismo. Ciba Vision 1998, 469-479.
 12. Bicas HEA: Posibilidad de sustitución artificial de la fuerza muscular en casos de parálisis oculomotora. Actualidades del Estrabismo Latinoamericano. Consejo Latinoamericano de Estrabismo. CibaVision 1998, 313-330.
 13. Bicas HEA. A surgical implanted elastic band to restore paralysed ocular rotations. J Ped Ophthalmol Strab 1991; 28: 10-13.
 14. Arroyo ME, Fonte A. Cirugía dinámica del estrabismo. Inutilidad de la medición milimétrica en la cirugía del estrabismo. Temas Selectos de Estrabismo. Centro Mexicano de Estrabismo. 1993, 143-148.
 15. Logan DL. A first course in the finite element method. Brooks Cole, tercera edición. 2001, 110-250.
 16. Askeland DR. Ciencia e ingeniería de materiales. Brooks Cole, tercera edición. 2000, 123-269.

Cita histórica:

En 1953 **El Bayadi** describe el uso de un lente planoconvexo de +60 D para biomicroscopia (*El Bayadi G. New method of slit-lamp micro-ophthalmoscopy. Br J Ophthalmol 37:625, 1953.*)