

Trepanación corneal cónica como nuevo perfil de corte para las queratoplastias penetrante y lamelar anterior

Conic corneal trephination as a new cutting profile for penetrating and anterior lamellar keratoplasties

Dr. Armando Capote Cabrera, Dra. Taimi Cárdenas Díaz, Dra. Dunia Cruz Izquierdo, Dr. Iván Hernández López, Dra. Susana Vinardell Pérez, Dra. Wina Ravelo Vázquez

Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". La Habana, Cuba.

RESUMEN

Objetivos: describir las características y empleo de la trepanación corneal cónica.

Métodos: se realizó un estudio experimental en el Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer" de enero a diciembre de 2010. Se realizó la trepanación en diez globos oculares no útiles para trasplante, con un trépano corneal de vacío que tiene como característica fundamental la creación de un corte oblicuo. Se analizaron los parámetros: longitud del corte, grosor corneal, diámetro externo del botón, diámetro interno del botón y ángulo del corte. Se utilizó la estadística descriptiva para expresar los resultados.

Resultados: la longitud media del corte fue de $1\ 776,7 \pm 273,7 \mu\text{m}$ y el grosor corneal medio a nivel del corte fue de $850,0 \pm 119,2 \mu\text{m}$, con una diferencia entre estos de $926 \mu\text{m}$. El diámetro externo medio del botón corneal fue de $7,6 \pm 0,2 \text{ mm}$ y el interno de $8,5 \pm 0,4 \text{ mm}$, con una diferencia de $0,9 \text{ mm}$. El ángulo de corte medio fue de $28,4 \pm 2,1^\circ$. Se estableció una fórmula para calcular la longitud o profundidad del corte en base a la paquimetría media del círculo en el que se realizó la trepanación para un ángulo de corte determinado.

Conclusiones: se obtuvo un corte regular, simétrico y de mayor longitud que el grosor corneal y con el aspecto cónico planificado. Dicho patrón de corte provee una mayor área de contacto y una tendencia autosellante.

Palabras clave: queratoplastia, ángulo de corte, trepanación cónica.

ABSTRACT

Objectives: to describe the characteristics and use of the conic corneal trephination.

Methods: an experimental study was performed in "Ramón Pando Ferrer" Cuban Institute of Ophthalmology from January to December 2010. Ten eyeballs not useful for transplantation underwent trephination, with a corneal vacuum trephine particularly designed to create an oblique corneal cut. The cutting length, the corneal thickness, the external diameter of the disc, the internal diameter of the disc and the cutting angle were the analyzed parameters. Descriptive statistics were applied to show the results.

Results: the mean cutting length was $1776.7 \pm 273.7 \mu\text{m}$ and the mean corneal thickness at the cutting point was $850.0 \pm 119.2 \mu\text{m}$, being the difference between them equals to $926 \mu\text{m}$. The mean external diameter was $7.6 \pm 0.2 \text{ mm}$ and the internal diameter was $8.5 \pm 0.4 \text{ mm}$, with a difference of 0.9 mm . The mean cutting angle amounted to $28.4 \pm 2.1^\circ$. A formula was developed to calculate the cutting length or depth based on the mean pachymetry of the circle where the trephination is performed for a determined cutting angle.

Conclusions: a regular symmetric cut was obtained, longer than the corneal thickness with the planned conic profile. Such cutting pattern provides a larger contact surface and self-sealing tendency.

Keywords: keratoplasty, cutting angle, conical trephination.

INTRODUCCIÓN

En 1905 se realizó por primera vez una queratoplastia penetrante exitosa en un paciente.¹ Desde entonces esta queratoplastia ha sido extensamente realizada de forma global empleándose como un procedimiento curativo y refractivo.² Cada uno de los múltiples pasos, desde la selección del donante, la trepanación intraoperatoria, la técnica de sutura y los cuidados posoperatorios, no solo pueden influir en la claridad del injerto sino también en su resultado refractivo final.

Mucho se ha debatido sobre si es el corte o la sutura lo más importante para la regularidad de la curvatura del trasplante. Se plantea que además de los factores intrínsecos del donante y el receptor, el astigmatismo posoperatorio temprano con las suturas en su lugar parece depender más de la simetría de las suturas, incluso con los métodos de sutura ajustable intraoperatorios y posoperatorios. Después de retirar la sutura, la curvatura corneal se vuelve más regular,^{3,4} pero el astigmatismo puede aumentar considerablemente.^{5,6} Hay dos tipos importantes de astigmatismo posterior a una queratoplastia penetrante: el posoperatorio temprano con las suturas y el astigmatismo posoperatorio que persiste sin las suturas.⁷

El astigmatismo posoperatorio temprano con las suturas en su lugar depende fundamentalmente de la simetría de la sutura, su profundidad en el injerto y el receptor, y la homogeneidad de la tensión. El astigmatismo posoperatorio que persiste sin las suturas, depende fundamentalmente de la calidad del corte, la configuración de la herida (horizontal/vertical), la simetría de la colocación del injerto y la cicatrización de la herida. Por lo tanto la trepanación juega un papel importante.²

Arthur Von Hippel fue el primero en usar un trépano en 1886, en una queratoplastia lamelar profunda desde un conejo a un humano,⁸ el mismo trépano fue usado por *Eduard Zirm* en 1905 en el primer trasplante exitoso.¹ Desde entonces varios han sido los diseños para lograr un mejor corte.

Un trépano es una hoja limpia, afilada, cilíndrica que cuando se usa, crea una incisión corneal circular. El trépano debe producir un corte sin causar demasiado daño a los tejidos corneales.⁹ Además de los trépanos, los ponches endoteliales se usan para cortar la córnea donante.¹⁰ Los trépanos corneales pueden ser clasificados en dependencia de si se usan para cortar la córnea receptora o la donante. Hay varios trépanos y sistemas de trepanación disponibles para ambos propósitos.⁹

La trepanación mecánica convencional está asociada con la deformación del tejido córneo incluso con una distorsión del margen cortado con los bordes irregulares del corte como consecuencia de fuerzas axiales y radiales inducidas por el trépano. El ángulo del corte se desvía de la perpendicular y puede ser diferente en el donante y el receptor, sobre todo, si la trepanación del donante se hace del lado endotelial. Además, la colocación simétrica del injerto en la ventana receptora es extremadamente difícil.²

Después de suturar los bordes con cortes incongruentes para lograr la hermetización, la cicatrización de la herida puede causar marcada distorsión de la superficie topográfica después de retirar la sutura (torsión vertical).² Sumándole a esto, la colocación de la sutura cardinal asimétrica, puede producir la distribución de tejido donante desigual, particularmente si el segundo punto cardinal no se pone exactamente en situación opuesta al primero (torsión horizontal). Suponiendo que las características de la incisión son mucho más importantes para el astigmatismo final (después de retirada las suturas) y las características ópticas del injerto que los varios tipos de técnicas de suturas o métodos de ajuste de la sutura, se ha desarrollado y perfeccionado la técnica de trepanación córneo no mecánica desde 1986.²

La trepanación no mecánica tiene distintas ventajas teóricas con respecto a otros sistemas de trépanos: proporciona una visualización completa, mejor centrado y eliminación de la distorsión topográfica corneal. Estudios comparativos entre la trepanación mecánica y con láser de excímeros de 193 nm, revelan que no hay ninguna diferencia en las reacciones inmunológicas que siguen a la queratoplastia penetrante, sin embargo, hay preocupaciones sobre el daño endotelial, la mutagenicidad y el costo con respecto al uso de estas técnicas.⁹

El uso de láser de excímeros tiene como principal ventaja que el corte realizado desde el lado epitelial del donante y el receptor anula las distorsiones mecánicas que se producen durante la trepanación, produciendo bordes de cortes lisos que son congruentes entre el donante y el paciente, por lo que disminuye potencialmente la torsión vertical.¹¹ Además, se pueden tallar marcas o dientes simétricos. Al cortar los bordes en combinación con estos dientes de orientación, el margen del injerto¹² y las muescas correspondientes al margen del destinatario posibilitan el posicionamiento simétrico de las suturas cardinales lo que minimiza la torsión horizontal.² Los extensos tiempos de tallado, dependen del equipo empleado y son compensados por las ventajas prácticas para el cirujano, además, se evita el déficit de tejido en la unión donante receptor.²

El láser de erbio YAG fue investigado,¹³ sin embargo, los efectos debido al daño térmico de los bordes durante el corte, es la mayor desventaja de este láser infrarrojo.¹⁴

El láser de femtosegundo, más usado para el LASIK, se ha aplicado para mejorar recientemente el diseño de la herida para la queratoplastia penetrante.¹⁵⁻¹⁹ La ventaja principal del láser de femtosegundo es su habilidad de crear incisiones de manera controlada y precisa.^{15,16-23}

En contraste con el láser de excímeros, que permite solo ablación de la superficie, el láser de femtosegundo permite cortar la córnea dentro del estroma, mediante cortes tridimensionales. Los varios tipos de configuraciones de cortes para encajar el injerto en el lecho, incluso dientes de orientación, son factibles usando este láser.²⁴ El equipo Intralase (IntraLase Corp., Irvine, California), habilitado para queratoplastia, permite a los cirujanos efectuar queratoplastia penetrante en condiciones tales como queratocono, no obstante no es adecuado su uso ante opacidades corneales. Permite realizar complejos diseños de incisión con la meta de lograr que el injerto final se acomode mejor, más naturalmente, sin necesidad de suturas muy apretadas para el hermetismo de la herida.²⁵

La elevada frecuencia y gradación del astigmatismo posqueratoplastia hace necesario el desarrollo de trépanos de características superiores que logren cortes más precisos, reproducibles y atraumáticos. La calidad y diseño de la geometría de la herida tiene una influencia predominante en el astigmatismo residual a largo plazo después de la remoción de la sutura.⁷ La escasa área de contacto y la poca calidad de los cortes en la trepanación convencional hace que aparezcan complicaciones de forma relativamente frecuentes como la filtración en el posoperatorio inmediato y la ruptura de la herida ante traumas menores, aún años después de la cirugía.

Esta es la motivación de seguir buscando nuevos diseños de cortes como el propuesto en este trabajo: la trepanación corneal cónica. Este tipo de trepanación de forma cónica, no se encuentra publicado en la literatura revisada, por lo que constituiría una innovación como perfil de corte en las queratoplastias, aplicable tanto en la queratoplastia penetrante como en la lamelar anterior, de ahí que el objetivo de este trabajo es describir las características y empleo de la trepanación corneal cónica.

MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental en el Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer" de enero a diciembre de 2010. Acorde con la información registrada en el banco de ojos del instituto, se escogieron diez globos oculares procedentes de varios hospitales del país. Los criterios de inclusión fueron: globos íntegros, no aptos para ser utilizados en trasplante y con cierto grado de transparencia corneal que permitiera ver detalles del segmento anterior.

El estudio fue aprobado por el comité de ética de la institución y se tuvo en cuenta la declaración de Helsinki. El manejo de los globos oculares se realizó siguiendo los principios establecidos en el Código de Ética de la Asociación Panamericana de Banco de Ojos (APABO).

El trépano corneal cónico de vacío empleado es un prototipo diseñado por *Capote Cabrera*, uno de los autores de este trabajo. Tiene como característica fundamental el crear un corte corneal oblicuo, de forma que el botón corneal y la córnea del receptor queden con una forma de cono con su diámetro más estrecho hacia la superficie externa epitelial y el lado más ancho hacia la cara interna endotelial.

Las características del corte (regularidad y ángulo), se evaluaron bajo el microscopio, utilizando una espátula para su exploración (Fig. 1).

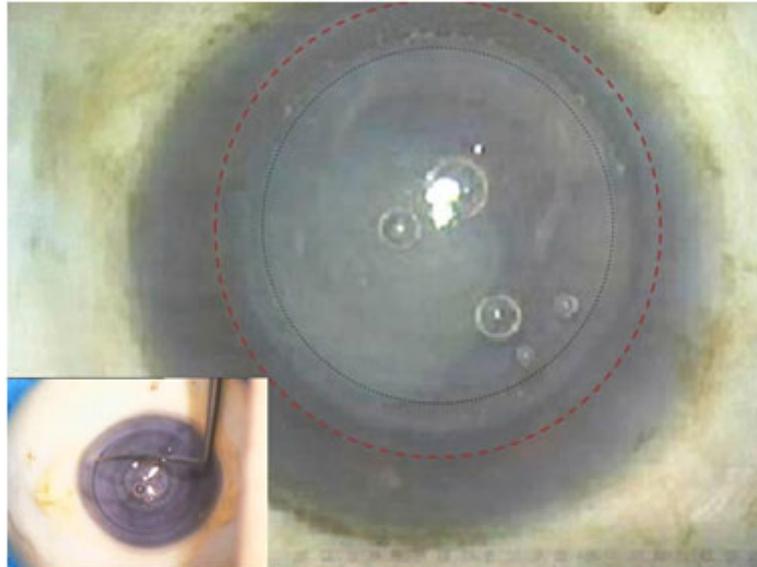


Fig. 1. Córnea con trepanación cónica observada bajo microscopio. El círculo de puntos representa el corte externo epitelial y el de líneas discontinuas el corte interno endotelial.

Todos los ojos fueron analizados con la cámara rotatoria del pentacam (OCULUS Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Alemania) y mediante la medición manual en micras (μm), realizada sobre la imagen *Scheimpflug*, se obtuvo la longitud del corte y el grosor corneal (Figs. 2 y 3).

Cuando el corte no comprendió todo el espesor, se continuó esta línea hasta el borde interno de la córnea, es decir, el lado endotelial. Además, se obtuvo el diámetro externo (por la cara epitelial) y el interno (por la cara endotelial) del botón (Fig. 4). Se realizaron tres mensuraciones en las imágenes tomadas en los meridianos 43° , 92° y 182° , posteriormente se calculó su promedio y se convirtió en milímetros (mm). Este análisis se hizo de esta forma en distintos ejes de la imagen capturada, porque en el momento de sujetar el globo ocular para la realización del examen con el pentacam, la presión que se imprime puede no ser igual en los 360° y esta, junto a la fuerza de gravedad pudieran alterar la esfericidad del globo ocular.

El ángulo del corte (α) se obtuvo mediante la medición manual realizada sobre la imagen *Scheimpflug* del pentacam. En esta imagen se formó un triángulo rectángulo entre la longitud del corte (hipotenusa), y el grosor corneal (cateto opuesto al ángulo de corte), lo que permitió el cálculo del ángulo mediante la fórmula: $\text{sen } \alpha = \text{grosor corneal} / \text{longitud del corte}$ (Fig. 3).

Cuando el corte no fue en todo el espesor corneal, se prolongó esta línea hasta el borde interno de la córnea. Se calculó el ángulo en el corte sagital de la córnea tanto en el extremo izquierdo ($\alpha 1$) como en el derecho ($\alpha 2$) (Fig. 5).

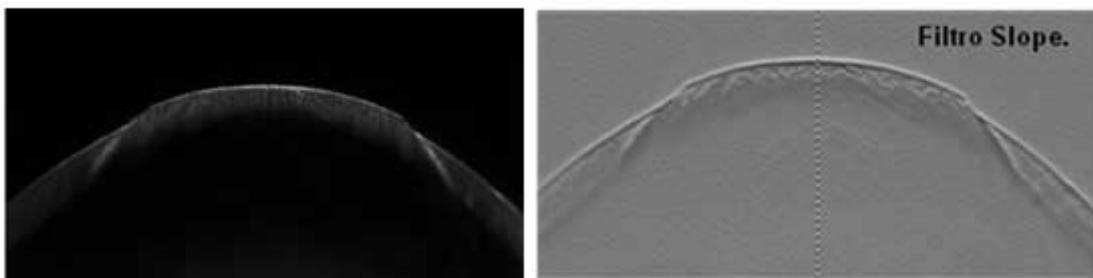


Fig. 2. Córnea con trepanación cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam.

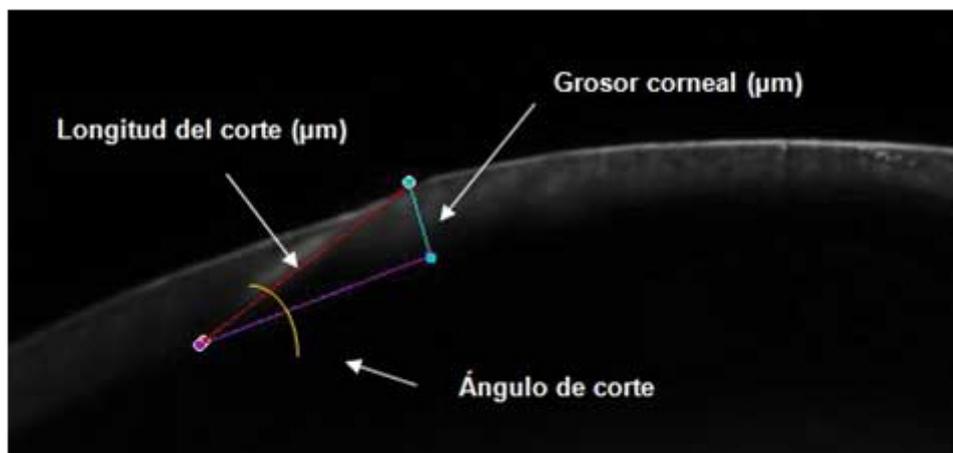


Fig. 3. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación de la longitud del corte, grosor de la córnea a este nivel y ángulo de corte.

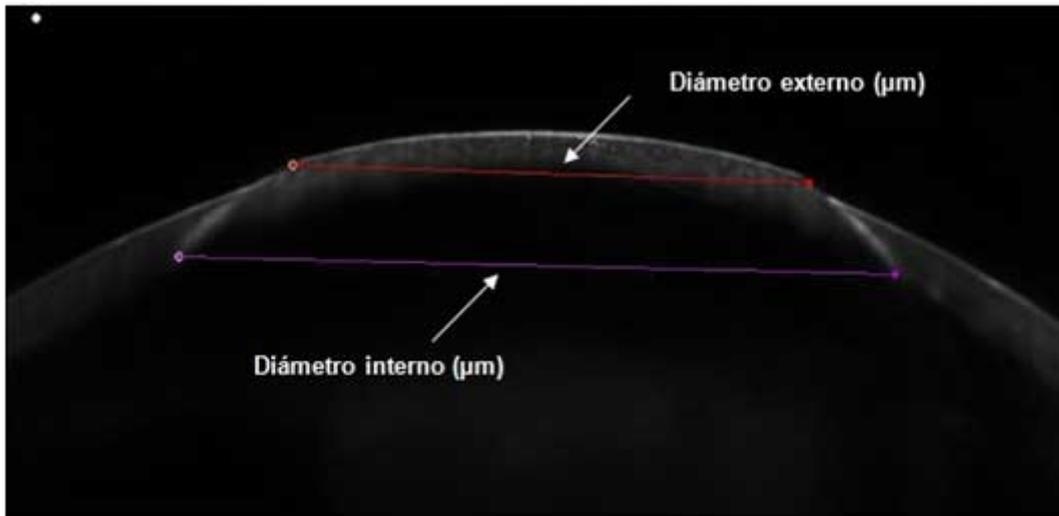


Fig. 4. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación del diámetro externo e interno del botón corneal.

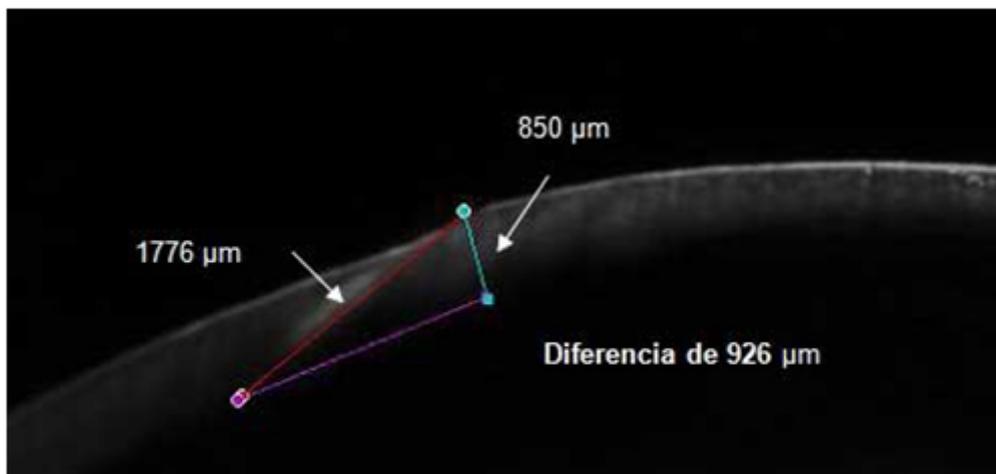


Fig. 5. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación del ángulo del corte en una vista sagital.

RESULTADOS

Durante el examen bajo microscopio de los distintos globos oculares trepanados, se pudo ver un corte adecuado con el perfil cónico planeado en los diez ojos analizados. El corte era regular y a la exploración con una espátula tenía la inclinación deseada, es decir un corte oblicuo. Se comprobó un diámetro interno mayor, lo que dió lugar a un botón con bordes cónicos, y simétrico en los 360° del corte (Fig. 1).

La longitud media del corte, determinada por las medidas hechas en las imágenes de *Scheimpflug* del pentacam, fue de $1\ 776,7 \pm 273,7 \mu\text{m}$ y el grosor corneal medio a nivel del corte, es decir, en el diámetro de 7,5 mm (diámetro del trépano utilizado en todos los casos), fue de $850,0 \pm 119,2 \mu\text{m}$. Teniendo en cuenta que en la trepanación convencional el corte es prácticamente vertical, la longitud de este coincidiría con el grosor corneal, entonces en estos casos, si se hubiese hecho una trepanación convencional vertical, la longitud del corte media hubiese sido alrededor de $850,0 \pm 119,2 \mu\text{m}$, y comparada con la obtenida con la trepanación cónica

($1\,776,7 \pm 273,7 \mu\text{m}$), en esta última hubo $926 \mu\text{m}$ más en la media de la longitud, es decir muy próxima a 1 mm (Fig. 6).

El diámetro externo medio del botón corneal fue de $7,6 \pm 0,2 \text{ mm}$ y el diámetro interno medio fue de $8,5 \pm 0,4 \text{ mm}$. Ambas medidas fueron obtenidas en las imágenes de *Scheimpflug* del pentacam. Como puede observarse, hubo una diferencia entre los diámetros medios externo e interno, de 0,9 mm, es decir, casi 1 mm, lo cual afirmó la característica cónica del botón (Fig. 7).

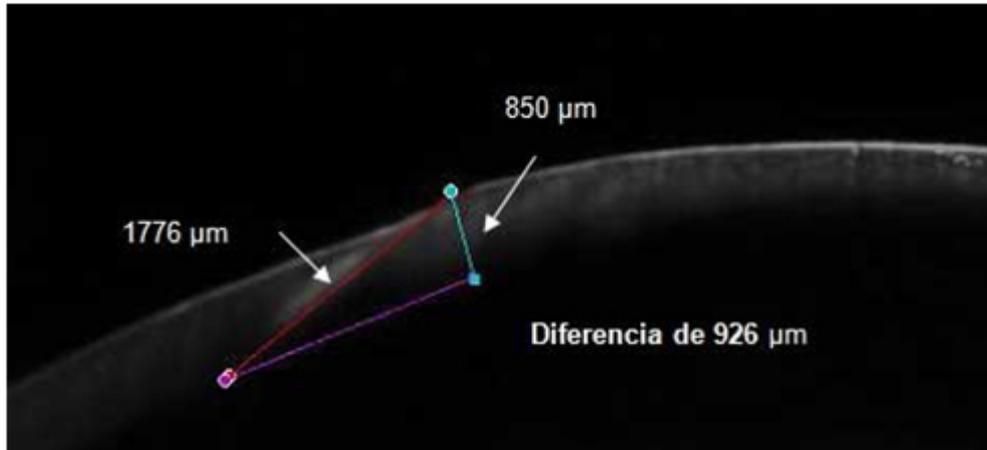


Fig. 6. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación de la longitud media del corte y el grosor medio de la córnea, con una diferencia de $926 \mu\text{m}$.

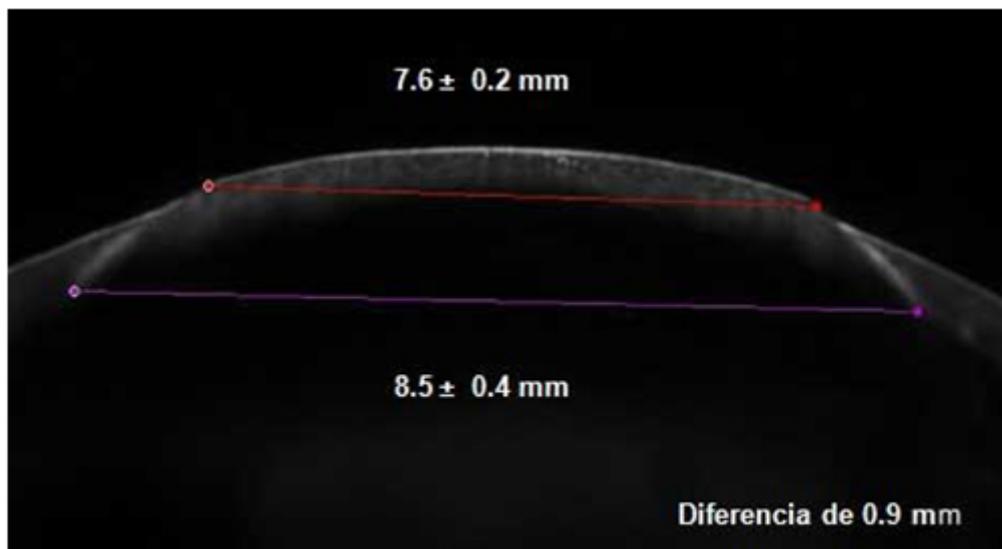


Fig. 7. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación de los diámetros medios externo e interno del botón corneal, con una diferencia de 0,9 mm.

El ángulo de corte medio fue de $28,4 \pm 2,1^\circ$ en las imágenes de *Scheimpflug* del pentacam, igual al observado bajo el microscopio; se logró la trepanación cónica y por tanto, el botón corneal cónico (Fig. 8).

Se debe señalar que en las imágenes de *Scheimpflug* del pentacam, la cual corresponde con un corte sagital de la córnea, se determinó el ángulo, tanto del extremo izquierdo como en el derecho, es decir el opuesto en el mismo meridiano. El ángulo medio del extremo izquierdo fue de $28,2 \pm 2,27^\circ$ y el del derecho $28,8 \pm 1,3^\circ$. Estos son ángulos opuestos en un mismo meridiano, lo que demostró la simetría del ángulo de corte en los 360° de la córnea (Fig. 9).

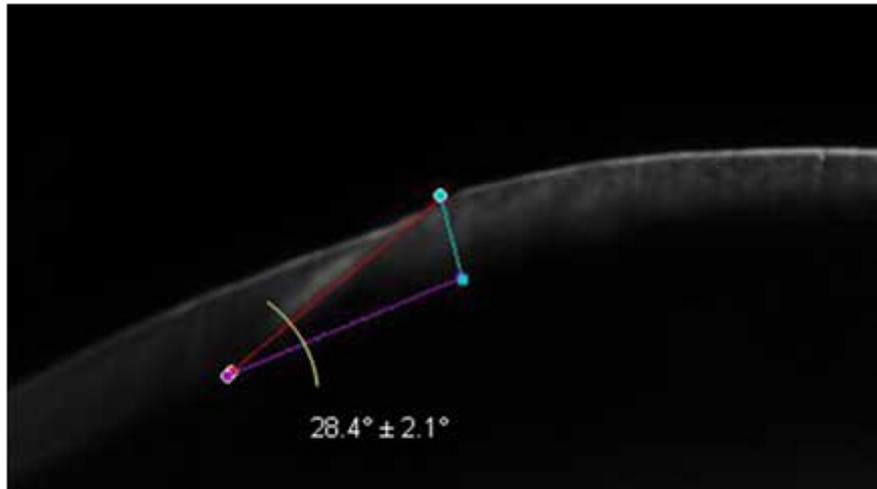


Fig. 8. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación del ángulo medio de corte.

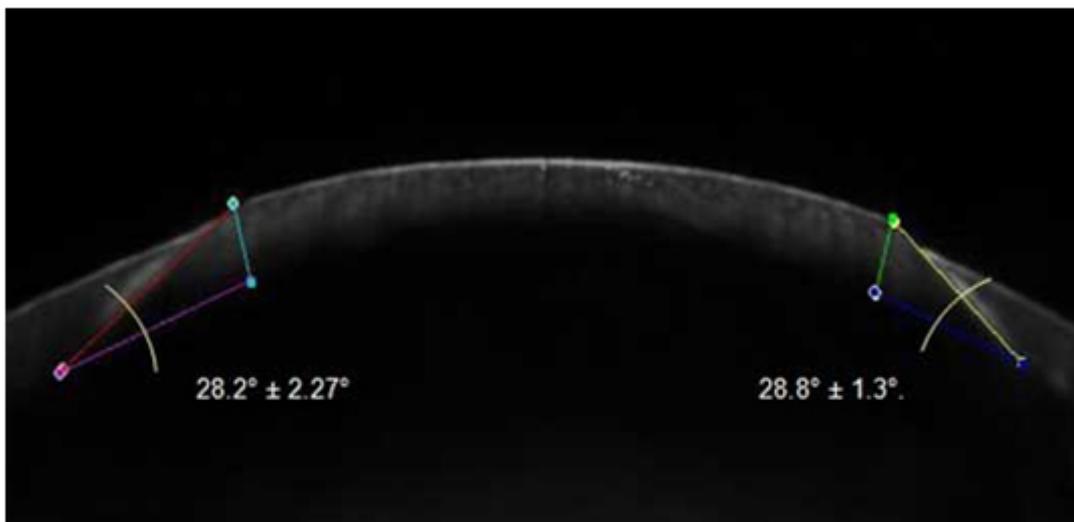


Fig. 9. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación de los ángulos medio del corte, izquierdo y derecho, en el plano sagital de la córnea.

En los ojos analizados se observaron ángulos promedios entre 24° y 31° . Los cálculos realizados previamente para el trépano hacían prever un ángulo medio de 20° , lo que se acerca a la media obtenida ($28,4^\circ$). Esta diferencia puede estar influida por tratarse de tejidos blandos, sujetos a deformidad por la presión intraocular en el momento de la medición con el sistema *scheimpflug*. Pueden existir sesgos en las mediciones con el pentacam por tratarse en algunos casos, de córneas con edema donde la disminución de la transparencia pudiera afectar la precisión del equipo.

Contar con una fórmula para calcular la longitud del corte en función de la paquimetría sería muy útil para la realización de cortes de profundidad precisa en las queratoplastias lamelares. En el triángulo rectángulo formado en la imagen *Scheimpflug* del pentacam, donde la longitud del corte (L) es su hipotenusa, y el grosor corneal es el cateto opuesto al ángulo de corte (α), se traza una línea discontinua paralela al borde interno de la córnea (cara endotelial en un corte sagital) que representa el plano hasta el cual se desearía el corte; se obtiene entonces, un nuevo triángulo rectángulo con un ángulo de corte α , hipotenusa L y cateto opuesto P (profundidad del corte deseado en relación con el grosor o paquimetría en ese punto), donde se cumple: $\text{sen } \alpha = P(\mu\text{m})/L(\mu\text{m})$ (Fig. 10).

Entonces, para el ángulo medio de corte ($28,4^\circ$) que se obtiene con esta trepanación, $L(\mu\text{m}) = P(\mu\text{m})/0,47$. La paquimetría media en este diámetro, se puede obtener con el mapa paquimétrico del pentacam u otro sistema disponible.

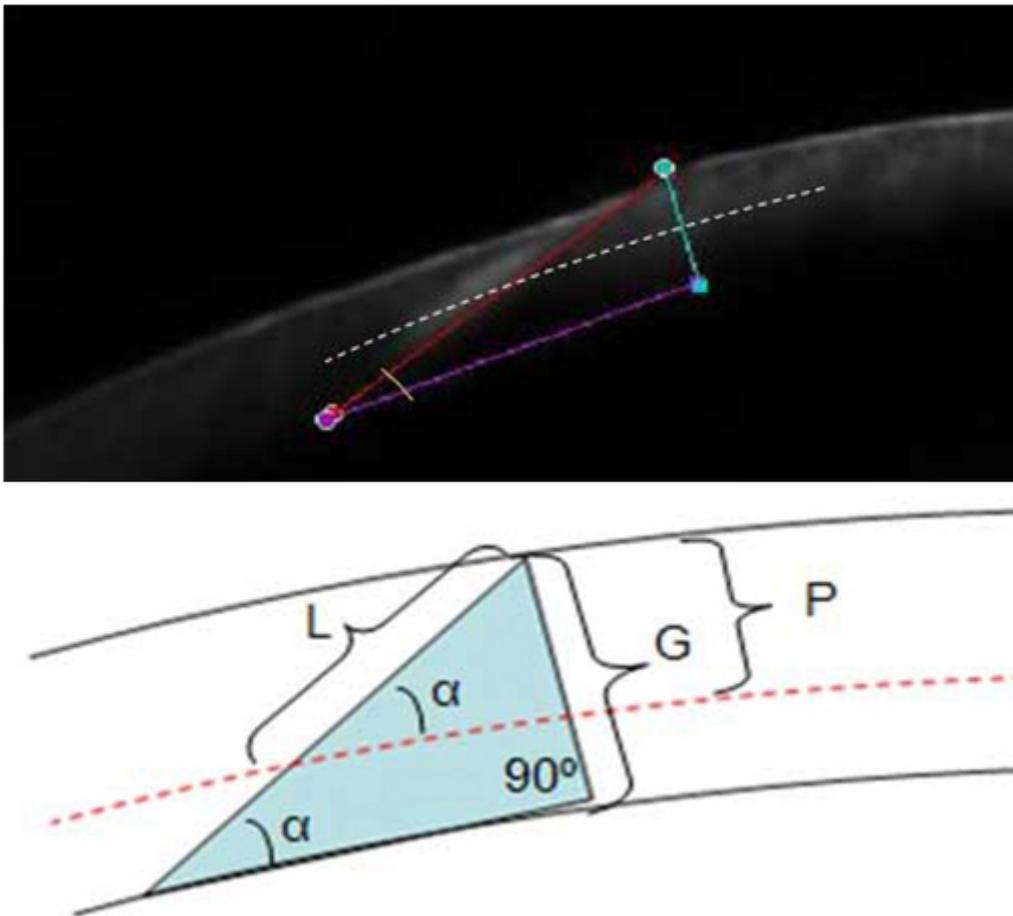


Fig. 10. Trepanación corneal cónica. Imagen de *Scheimpflug* del pentacam. Representación del plano en caso de un corte parcial del grosor corneal.

DISCUSIÓN

Con una longitud de corte mayor se obtiene una mayor área de contacto, lo que favorecería una unión más fuerte y una córnea posoperatoria más estable, lo que proporcionaría mayor fortaleza al globo ocular (Figs. 11 y 12).

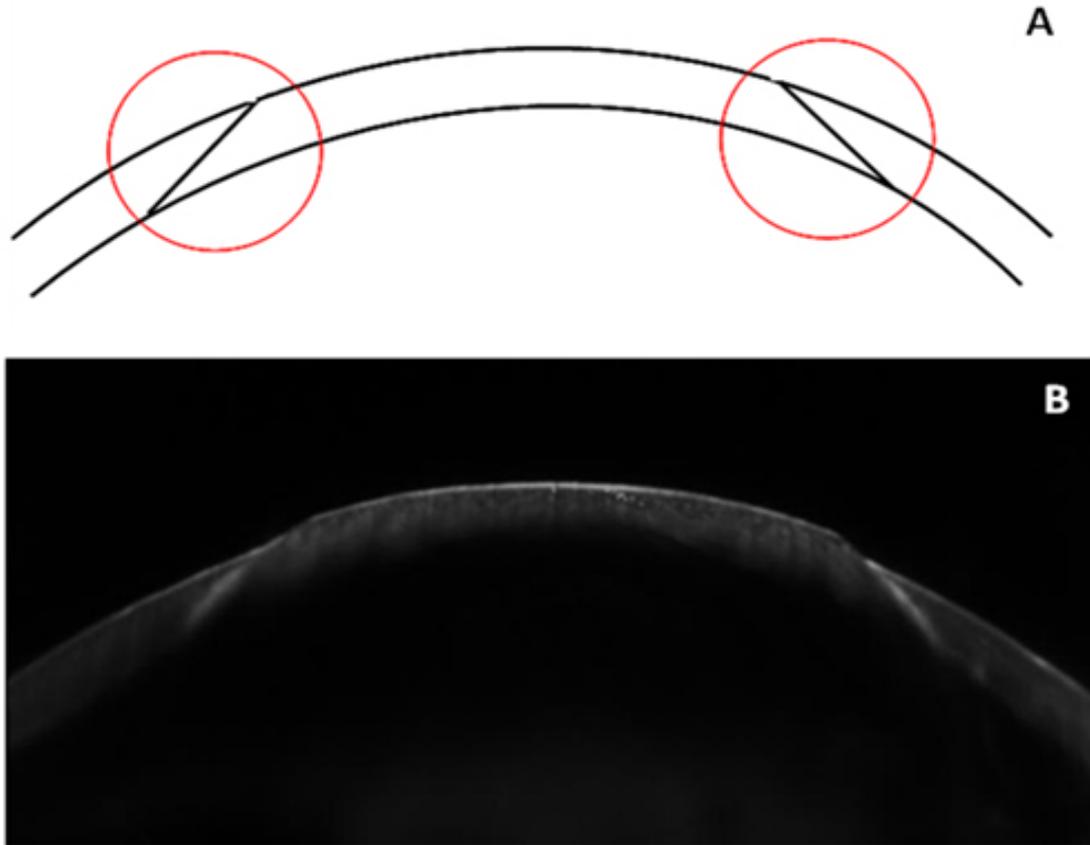


Fig. 11. Trepanación corneal cónica. A: trepanación por la cara epitelial tanto en la córnea donante como receptora. B: imagen de *Scheimpflug* del pentacam, donde se visualiza un corte corneal cónico.

Este diseño de corte sería de importancia para los pacientes con queratopatía bulosa que no fuesen candidatos a endoqueratoplastias, puesto que se coloca mayor diámetro de tejido endotelial. Por otra parte, esta configuración le daría carácter autosellante a la herida, puesto que la presión intraocular (PIO) ejercida de adentro hacia fuera sobre el donante y la resistencia del tejido receptor en forma de anillo, a esta presión, actuarían como fuerzas opuestas, lo que con una incisión con esta disposición oblicua, favorecería la adhesión y el cierre de la incisión. En la queratoplastia penetrante actual, uno de los inconvenientes que se presenta, es que ante traumas menores se puede producir la ruptura. En estos casos, donde el corte es casi vertical, el botón estaría únicamente fijado por la sutura, y la presión externa y la PIO favorecerían el desplazamiento del botón, sin embargo, con la trepanación cónica, como bien se explicó anteriormente, la presión externa y la PIO asistirían al mantenimiento en el lugar del botón corneal. Esto a su vez justificaría la necesidad de menor número de suturas y su colocación menos profunda, con lo cual se deformaría menos la córnea y posibilitaría la remoción más rápida de estas (Fig. 13).

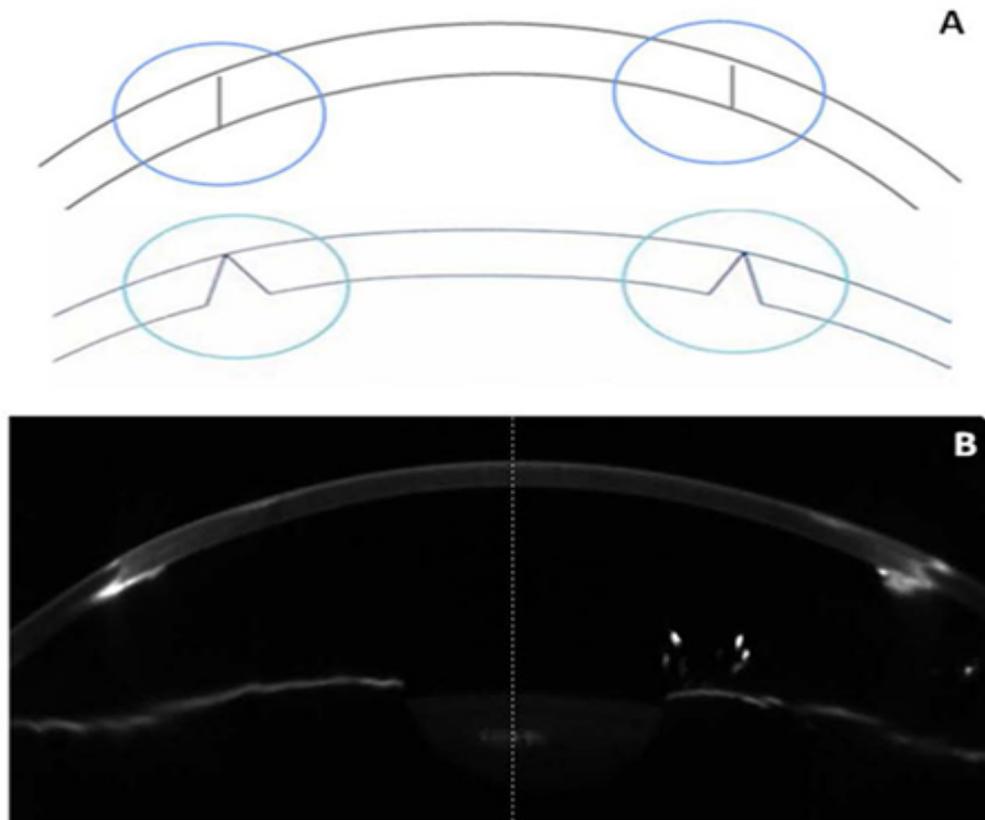


Fig. 12. Trepanación corneal convencional. A (superior): trepanación por la cara epitelial tanto en el donante como en el receptor, (inferior): trepanación en el donante por el lado endotelial y en el receptor por el lado epitelial. B: imagen de *Scheimpflug* del pentacam, donde se visualiza un corte corneal convencional en el donante por el lado endotelial y en el receptor por el lado epitelial.

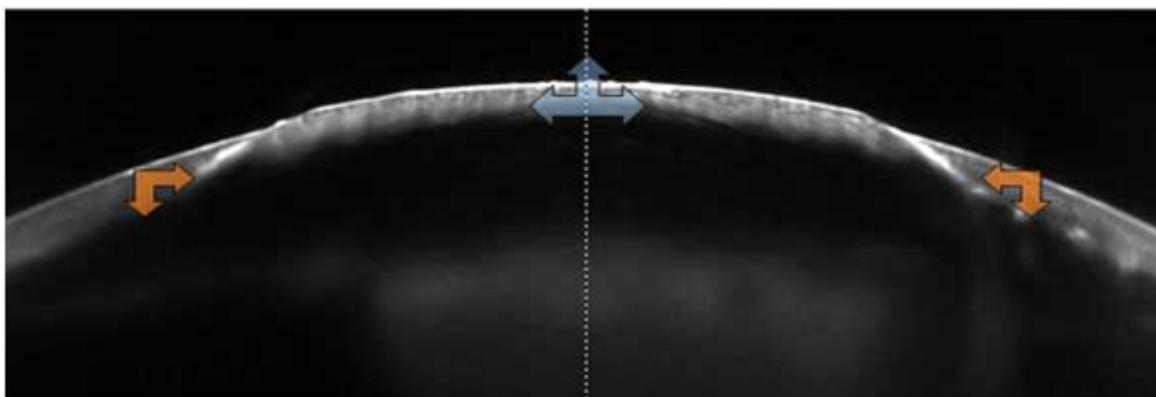


Fig. 13. Representación de los factores que le imprimen características autosellantes a la trepanación corneal cónica. Fuerzas opuestas entre donante y receptor y una mayor superficie de contacto.

Algunos perfiles de corte diseñados para los equipos de láser de femtosegundo persiguen un similar objetivo, como el diseño en sombrero de copa,^{15,16} donde se tiene un diámetro de corte anterior de alrededor de 7 mm, que desciende hacia el estroma de 200 a 300 μ m. Luego un corte de anillo que sale 1 o 2 mm y otro corte

vertical hacia la cámara anterior de cerca de 9 mm de diámetro. La presencia de más tejido en la parte posterior hace que la presión en el ojo lo cierre naturalmente.¹⁴

El corte en hongo^{18,20} es esencialmente el opuesto al sombrero de copa y se trata de una configuración que sería apropiada para ojos que cuentan con endotelio saludable. Es recomendado para pacientes con queratocono o que tienen cicatrices, pero un buen endotelio.²²

El corte en zig-zag,²⁰ parece un relámpago o la letra "z" vista transversalmente. Estos persiguen iguales fines e incluyen pasos horizontales que aunque permiten teóricamente una excelente coaptación, pueden tener en contra que de existir una desproporción entre los espesores de las córneas donante y receptora como ocurre con frecuencia, la relación entre ambas córneas pudiera crear superficies que no tengan continuidad, lo que crea escalones ya sea en el lado endotelial, en el epitelial o en ambos. El corte igual no garantiza la solución.

El diseño oblicuo de trepanación propuesta en este estudio, al no tener un escalón permite alinear el injerto al receptor por la superficie externa y mantener las ventajas de mayor superficie de contacto y aposición y tendencia autosellante. Este diseño de corte puede hacerse con el sistema de corte mecánico con el que se realizó este estudio, pero igual pudiera diseñarse y realizarse con láseres de femtosegundo o nanosegundo.

A pesar de todas las ventajas antes expuestas de la trepanación no mecánica, este es un método muy costoso, en estudio y no aplicable en todos los casos como en opacidades corneales localizadas en la zona donde se pretende realizar la incisión, lo que hace que no se haya generalizado y que la trepanación mecánica se continúe empleando mayoritariamente, más aún en los países en desarrollo. La eficiencia del corte a profundidades mayores de 400 μm con el láser de femtosegundo es baja, lo que dificulta el corte a estos niveles, deja puentes y crea cortes más irregulares. El corte se comienza desde detrás pues la generación de burbujas impide el enfoque del láser si se comenzara desde el plano más anterior. Se puede seguir virtualmente cualquier patrón que se quiera. Esta tecnología aún en desarrollo es mejorable y muy promisoría no solo para la cirugía corneal.

En el presente estudio, con el objeto de hacer cortes de profundidad precisa se desarrolló una fórmula (Cardenas Díaz T, comunicación personal) para aplicar específicamente en el trépano estudiado. Por ejemplo: en una cirugía donde se vaya a utilizar un trépano de 8,0 mm de diámetro, córnea con 750 μm de paquimetría media en este anillo y se desee una profundidad del 80 % del grosor corneal, es decir 600 μm , quedando un lecho de 150 μm ; la longitud del corte sería de 1 276,6 μm ($L = 600 \mu\text{m}/0,47$).

Se pretende que las incisiones de contorno permitan remover las suturas más pronto, en promedio, en comparación con las queratoplastias penetrantes con corte convencional.²⁴⁻²⁷

En conclusión, con la trepanación corneal cónica, se obtiene un corte regular, simétrico y de mayor longitud que el grosor corneal, donde el diámetro interno del botón corneal es mayor que su diámetro externo, lo que le confiere el aspecto cónico, por lo que se logra un ángulo de corte adecuado y simétrico en los 360° de la córnea, elementos que proporcionan mejor coaptación y características autosellantes a la herida. Además, se establece una fórmula para calcular la longitud del corte en base a la paquimetría media del círculo en el que se realiza la trepanación para un ángulo de corte determinado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zirm E. Eine erfolgreiche totale Keratoplastik. *Albrecht von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol.* 1906;64:580-93.
2. Seitz B, Langenbucher A, Naumann GO. Trephination in Penetrating Keratoplasty. En: Reinhard T, Larkin F, editors. *Cornea y External Eye Disease.* New York: Ed. Springer Berlin Heidelberg; 2006. p. 123-53.
3. Lin DT, Wilson SE, Reidy JJ, Klyce SD, McDonald MB, Insler MS, et al. Topographic changes that occur with 10-0 running suture removal following penetrating keratoplasty. *Refract Corneal Surg.* 1990;6(1):21-5.
4. Seitz B, Langenbucher A, Kühle M, Naumann GOH. Impact of graft diameter on corneal power and the regularity of postkeratoplasty astigmatism before and after suture removal. *Ophthalmology.* 2003;110(11):2162-7.
5. Mader TH, Yuan R, Lynn MJ, Stulting RD, Wilson LA, Waring GO. Change in keratometric astigmatism after suture removal more than one year after penetrating keratoplasty. *Ophthalmology.* 1993;100(1):119-27.
6. Musch DC, Meyer RF, Sugar A. The effect of removing running sutures on astigmatism after penetrating keratoplasty. *Arch Ophthalmol.* 1988;106(4):488-92.
7. Seitz B, Langenbucher A, Naumann GO. Astigmatismus bei Keratoplastik. En: Seiler T, editor. *Refraktive Chirurgie.* Stuttgart: Enke; 2000. p. 197-252.
8. Von Hippel A Über Transplantationen der Kornea. *Ber Ophthalmol Ges Heidelberg.* 1886;18:54.
9. Vishal G, Vajpayee RB. Surgical Instruments. En: Vajpayee RB, Sharma N, Tabin GC, Taylor HR, editors. *Corneal transplantation.* New Delhi: Jaypee Brothers; 2002. p. 45-53.
10. Legeais JM, Parel JM, Simon G, Ren Q, Denham D. Endothelial damage by the corneal Hessburg-Barron vacuum trephine. *Refract Corneal Surg.* 1993;9(4):255-8.
11. Langenbucher A, Seitz B, Kus MM, Naumann GO. Transplant vertical tilt after perforating keratoplasty comparison between nonmechanical trepanation with excimer laser and motor trepanation. *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 1998;212(3):129-40.
12. Behrens A, Seitz B, Kühle M, Langenbucher A, Kus MM, Rummelt C, et al. "Orientation teeth" in nonmechanical laser corneal trephination: 2,94 mm Er: YAG laser vs 193 nm ArF excimer laser. *Br J Ophthalmol.* 1999;83(9):1008-12.
13. Behrens A, Kühle M, Seitz B, Langenbucher A, Kus MM, Amann T, et al. Stromal thermal effects induced by nonmechanical (2,94 mm) Er: YAG laser corneal trephination. *Arch Ophthalmol.* 1998;116(10):1342-8.
14. Stojkovic M, Seitz B, Kühle M, Langenbucher A, Viestenz A, Viestenz A, et al. Corneal shrinkage induced by nonmechanical Q-switched erbium:YAG laser trephination for penetrating keratoplasty. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2003;241(8):667-72.
15. Kaiserman I, Bahar I, Rootman DS. Half-top-hat a new wound configuration for penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol* 2008;92(1):143-6.

16. Ignacio TS, Nguyen TB, Chuck RS, Kurtz RM, Sarayba MA. Top hat wound configuration for penetrating keratoplasty using the femtosecond laser: a laboratory model. *Cornea*. 2006;25(3):336-40.
17. Price FW Jr, Price MO. Femtosecond laser shaped penetrating keratoplasty: oneyear results utilizing a top-hat configuration. *Am J Ophthalmol*. 2008;145(2):210-4.
18. Farid M, Kim M, Steinert RF. Results of penetrating keratoplasty performed with a femtosecond laser zigzag incision initial report. *Ophthalmology*. 2007;114(12):2208-12.
19. Buratto L, Bohm E. The use of the femtosecond laser in penetrating keratoplasty. *Am J Ophthalmol*. 2007;143(5):737-42.
20. Por YM, Cheng JY, Parthasarathy A, Mehta JS, Tan DT. Outcomes of femtosecond laser-assisted penetrating keratoplasty. *Am J Ophthalmol*. 2008;145(5):772-4.
21. Bahar I, Kaiserman I, McAllum P, Rootman D. Femtosecond laser-assisted penetrating keratoplasty: stability evaluation of different wound configurations. *Cornea*. 2008;27(2):209-11.
22. Steinert RF, Ignacio TS, Sarayba MA. Top hat-shaped penetrating keratoplasty using the femtosecond laser. *Am J Ophthalmol*. 2007;143(4):689-91.
23. Seitz B, Brunner H, Viestenz A. Inverse mushroom-shaped nonmechanical penetrating keratoplasty using a femtosecond laser. *Am J Ophthalmol*. 2005;139(5):941-4.
24. Slade SG. Applications for the femtosecond laser in corneal surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2007;18(4):338-41.
25. Wylega³a E, Milka M, Tarnawska D, Dobrowolski D. Femtosecond laser application in keratoplasty-current view. *Klin Oczna*. 2008;110(4-6):207-10.
26. Lee J, Winokur J, Hallak J. Femtosecond dovetail penetrating keratoplasty: surgical technique and case report. *Br J Ophthalmol*. 2009;93(7):861-3.
27. Soong HK, Malta JB. Femtosecond lasers in ophthalmology. *Am J Ophthalmol*. 2009;147(2):189-97.

Recibido: 10 de agosto de 2012.

Aprobado: 28 de septiembre de 2012.

Dr. *Armando Capote Cabrera*. Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". Ave. 76 No. 3104 e/ 31 y 41, Marianao. La Habana, Cuba.
Correo electrónico: capotear@infomed.sld.cu