

CAPÍTULO  
**5.4**

## FRAGMENTACIÓN DEL CRISTALINO CON EL LÁSER DE FEMTOSEGUNDO

*Alfonso Arias Puente, José Luis Rincón Rosales, Paloma Arias Gómez de Liaño, Luis Jr. Izquierdo, Federico Alonso Aliste, David Piñero Llorens*

### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este capítulo es intentar establecer, después de 10 años de experiencia con el uso del láser de femtosegundo (LFS) en la cirugía de catarata, el estado actual de la técnica desde el punto de vista de la fragmentación del núcleo cristalino, analizando su eficacia y seguridad, así como las posibles ventajas que puede aportar en la cirugía de catarata, tanto desde el punto de vista de la experiencia personal como de la evidencia científica publicada.

Para ello se revisan los diferentes patrones de fragmentación que ofrecen las plataformas actuales de LFS, sus indicaciones en función de la dureza del núcleo cristalino y sus posibles ventajas desde el punto de vista de menor afectación de las estructuras del segmento anterior del ojo derivadas de la menor necesidad de energía de ultrasonidos para conseguir la emulsificación eficaz del cristalino. Igualmente se hace una reflexión sobre el coste-eficacia de la técnica.

En la cirugía de la catarata, la fragmentación y posterior aspiración del cristalino es uno de los pasos quirúrgicos más delicados y con un mayor índice de complicaciones potenciales:

- Requiere la realización de un número importante de maniobras intraoculares.
- Requiere la liberación de energía de ultrasonidos en una cantidad variable para conseguir la emulsificación del cristalino.
- Está relacionado con el mayor número de complicaciones quirúrgicas (1,2).

En los últimos tiempos la cirugía de la catarata ha ido evolucionando con el objetivo de reducir al mínimo posible las maniobras quirúrgicas intraoculares sobre el cristalino, la energía ultrasónica y térmica necesaria para la facoemulsificación y el tiempo qui-

rúrgico total con la finalidad última de conseguir la mayor eficacia con la menor iatrogenia.

El uso de sustancias viscoelásticas (3) y la capsulorrexia (4) permitieron desarrollar maniobras quirúrgicas como «divide y vencerás» (5,6), las técnicas de chop (7), el «*stop and chop*» (8), y las maniobras de «*pre-chopping*» del núcleo (9). Con estos avances de las técnicas manuales de fragmentación del cristalino y con el desarrollo de los nuevos equipos de facoemulsificación, con mejor control de la fluidica y mayor eficacia en la energía de ultrasonidos, se ha reducido de forma muy significativa el trauma quirúrgico y la incidencia de complicaciones quirúrgicas en la cirugía de catarata convencional (10).

Sin embargo, siguen existiendo situaciones que no están completamente resueltas, que todavía plantean problemas durante la cirugía y que tienen posibilidad de mejora quirúrgica:

- Núcleos de poca densidad (blandos): las maniobras habituales de segmentación del cristalino no suelen ser eficaces.
- Núcleos densos: suelen requerir mayor energía de ultrasonidos y una mayor duración de la cirugía.
- Cataratas hiper maduras: dificultan la capsulorrexia por mala visualización de la cápsula anterior, y presentan mayor riesgo de rotura de la cápsula anterior y posterior.
- Cataratas polares posteriores: presentan una mayor fragilidad de la cápsula posterior y mayor riesgo de rotura capsular.
- Cataratas con pseudoexfoliación: en casos de fragilidad zonular las maniobras de rotación y fragmentación del núcleo pueden comprometer la estabilidad del saco capsular y repercutir en el implante de la lente intraocular.

– Cámara anterior estrecha: existe un mayor riesgo de daño de las estructuras de la cámara anterior.

– Endotelio corneal comprometido: es un hecho comprobado que todas las maniobras quirúrgicas durante la facoemulsificación comprometen la celularidad del endotelio corneal, lo que resulta más lesivo en casos de recuentos celulares disminuidos.

Estas características de la cirugía de catarata han hecho que desde hace años se intentara la utilización de energías alternativas a los ultrasonidos para la facoemulsificación con la finalidad de aumentar la eficacia y mejorar la seguridad de la técnica.

La energía láser siempre ha sido una opción atractiva para intentar optimizar los resultados de la facoemulsificación en la cirugía de cataratas. En los años 80 se empezó a usar el láser de Nd-YAG (1.064 nm) como energía para faco-fragmentar y en los 90 se habían diseñado dispositivos que permitían aplicar esta energía de forma similar a los ultrasonidos con un mango parecido al de facoemulsificación (11-14). Más tarde se hicieron intentos con el láser de Erbium-YAG en el mismo sentido (15).

Sin embargo, ninguna de estas opciones con láser en la cirugía de catarata fue lo suficientemente eficaz y segura como para desbancar a la facoemulsificación convencional con ultrasonidos como el «gold standard» en la cirugía de catarata.

La opción de utilizar la energía láser en la cirugía de la catarata nunca se abandonó por completo y en el año 2009, basándose en la experiencia adquirida con el uso del LFS en la cirugía refractiva corneal (16,17), se hicieron públicos los primeros resultados de la cirugía de catarata asistida por LFS, también conocida como FLACS, acrónimo del inglés *Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery* (18,19).

El LFS, que trabaja con una longitud de onda en el rango infrarrojo cercano (1.030 nm), en forma de pulsos con una duración ultracorta ( $10^{-15}$  segundos), tiene la capacidad de atravesar las estructuras trans-

parentes del segmento anterior del ojo con la única limitación de la neovascularización y las opacidades densas. Su energía es absorbida por los tejidos formando un plasma que se expande dando lugar a burbujas de cavitación que generan planos de clivaje en los tejidos (foto-disrupción) (20).

Esta energía del LFS permite realizar maniobras quirúrgicas intraoculares durante la cirugía de catarata de forma automática, programada preoperatoriamente y a ojo cerrado, como, por ejemplo, la fragmentación del núcleo cristalino que es el objeto de este capítulo.

En él vamos a describir la forma de aplicación de la energía del LFS, los diferentes patrones de fragmentación disponibles en la actualidad, las indicaciones en cada tipo de catarata, así como las ventajas, inconvenientes y limitaciones que presenta la técnica a día de hoy, basado en la evidencia científica publicada.

## PLATAFORMAS DE LÁSER DE FEMTOSEGUNDO PARA CIRUGÍA DE CATARATAS

Actualmente están comercializadas 5 plataformas de LFS aptas para realización de cirugía de cataratas:

- LenSx® (Alcon LenSx, Inc., Aliso Viejo, CA).
- VICTUS® (Bausch & Lomb, St. Louis, MO).
- Catalys Precision Laser System® (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, CA).
- LENSAR® (LENSAR, Inc., Winter Park, FL).
- FEMTO LDV Z8® (Ziemer Ophthalmic Systems AG, Port, Switzerland).

Todas estas plataformas disponen de una tecnología muy similar, pero con diferentes sistemas de guiado por imagen, sistemas de fijación, velocidad de actuación y patrones de fragmentación (tabla 1) (21).

**Tabla 1. Plataformas de láser de femtosegundo para cirugía de cataratas con características de sistema de guiado de imagen, acoplamiento y tamaño de consola (21)**

	LenSx®	Victus®	Catalys®	LENSAR®	Femto LDV Z8®
Compañía	Alcon	Bausch & Lomb	Johnson & Johnson Vision	LENSAR Inc.	Ziemer
Imagen	OCT 3D	OCT 3D HD	OCT 3D	Scheimpflug 3 D	OCT 3D
Acoplamiento / Docking	Aplanación curva (directo)	Aplanación curva (directo)	Interfase líquida	Interfase líquida	Interfase líquida
Ergonomía	30" x 24"	2,07 x 0,82 m	0,68 x 0,87 m	1,65 x 1,97 m	1,01 x 0,70 m

OCT = Tomografía de coherencia óptica.

## Láser de femtosegundo LenSx®

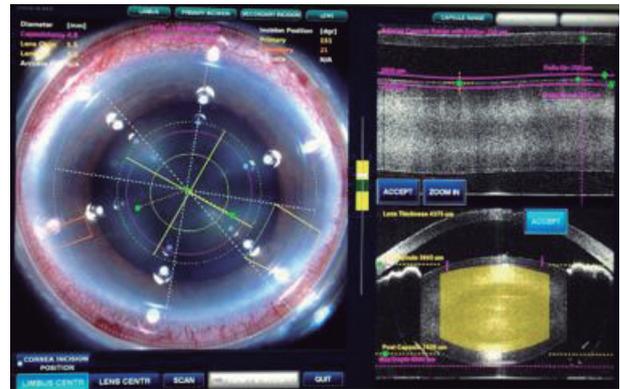
El LFS LenSx® (Alcon LenSx, Inc., Aliso Viejo, CA) utiliza como sistema de guiado de imágenes una tomografía de coherencia óptica (OCT) tridimensional para obtener imágenes de las diferentes partes del segmento anterior permitiendo la reconstrucción de las estructuras anatómicas en dos o tres dimensiones. Permite la visualización de las imágenes en tiempo real desde el epitelio de la córnea hasta la cápsula posterior del cristalino (fig. 1).

El acoplamiento (*docking*) es el primer paso de la cirugía y confiere la seguridad y la precisión de todo el procedimiento al estar fijado el ojo y alineado con el láser. El sistema de acoplamiento del LenSx® se compone de:

- Una lente de aplanamiento desechable **curva**.
- Un anillo de succión con contacto directo con la córnea.

El acoplamiento óptimo se logra cuando se observa una esclerótica simétrica y el valor de presión es de nivel de 30 a 35 mmHg. La interfaz de paciente **SoftFir®** permite reducir la presión intraocular durante el acoplamiento y permite a los cirujanos mejorar el rendimiento quirúrgico.

La secuencia del procedimiento comienza con el acoplamiento después del posicionamiento del paciente y luego la determinación del plano capsular para la capsulotomía («deltas»), el patrón y el diámetro de fragmentación, la profundidad de acción del láser para la fragmentación del cristalino «guiada con cápsulas» y finalmente las incisiones corneales. El sistema determina unos **límites de seguridad** para la liberación de la energía laser fijados en **500 µm**



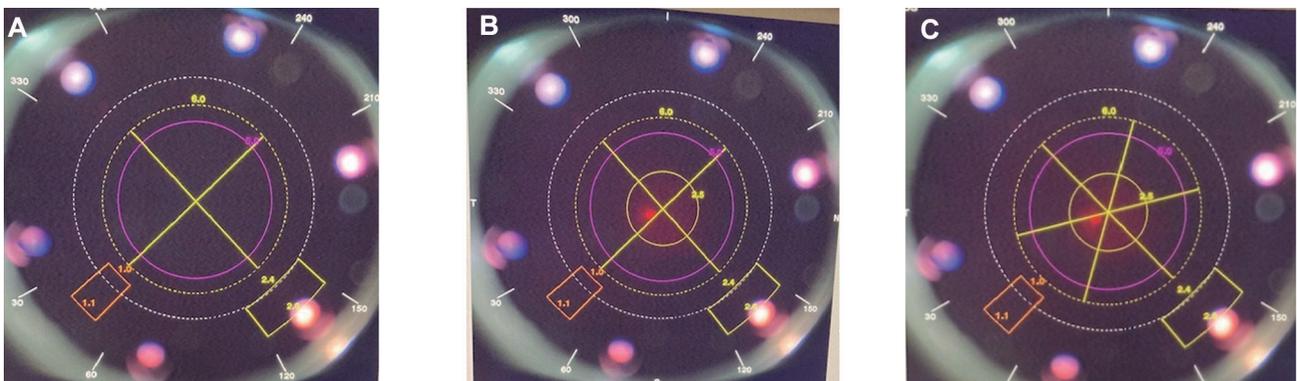
**Figura 1.** Visualización del segmento anterior con el sistema de OCT tridimensional de LenSx® (Cortesía Dr. Rincón).

**de separación con la cápsula anterior y 800 µm con la cápsula posterior.**

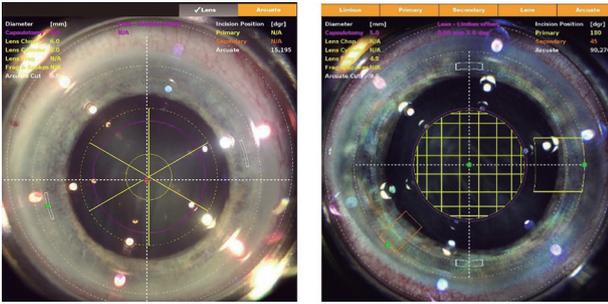
LenSx® dispone de varios patrones diferentes para la fragmentación del núcleo (figs. 2 y 3):

- Chop (en forma de radios): permite la realización de 1, 2 o 3 radios.
- Cilindros: permite seleccionar la realización de 1 a 6 cilindros concéntricos.
- Patrón mixto (Combinación de Chop + Cilindros).
- Patrón Frag (con forma de cuadraditos).

Para cataratas más blandas, el patrón de fragmentación del láser crea varios cilindros concéntricos de fotodisrupción («como monedas») en el centro del núcleo, lo que permite una fácil extracción. Para las cataratas más duras se puede utilizar la segmentación o el patrón mixto. El primero crea cuatro o más cortes verticales radiales en el núcleo (como un corte), mientras que el segundo es una combinación del patrón de ablandamiento y el patrón de segmentación (21).



**Figura 2.** Ejemplos de patrones de facofragmentación del cristalino con la plataforma LenSx®. A: patrón mixto de 2 chop radiales; B: Patrón mixto de 2 chop radiales + cilindro; C: patrón mixto de 3 chops radiales + cilindro (Fuente: Alcon Healthcare S.A.).



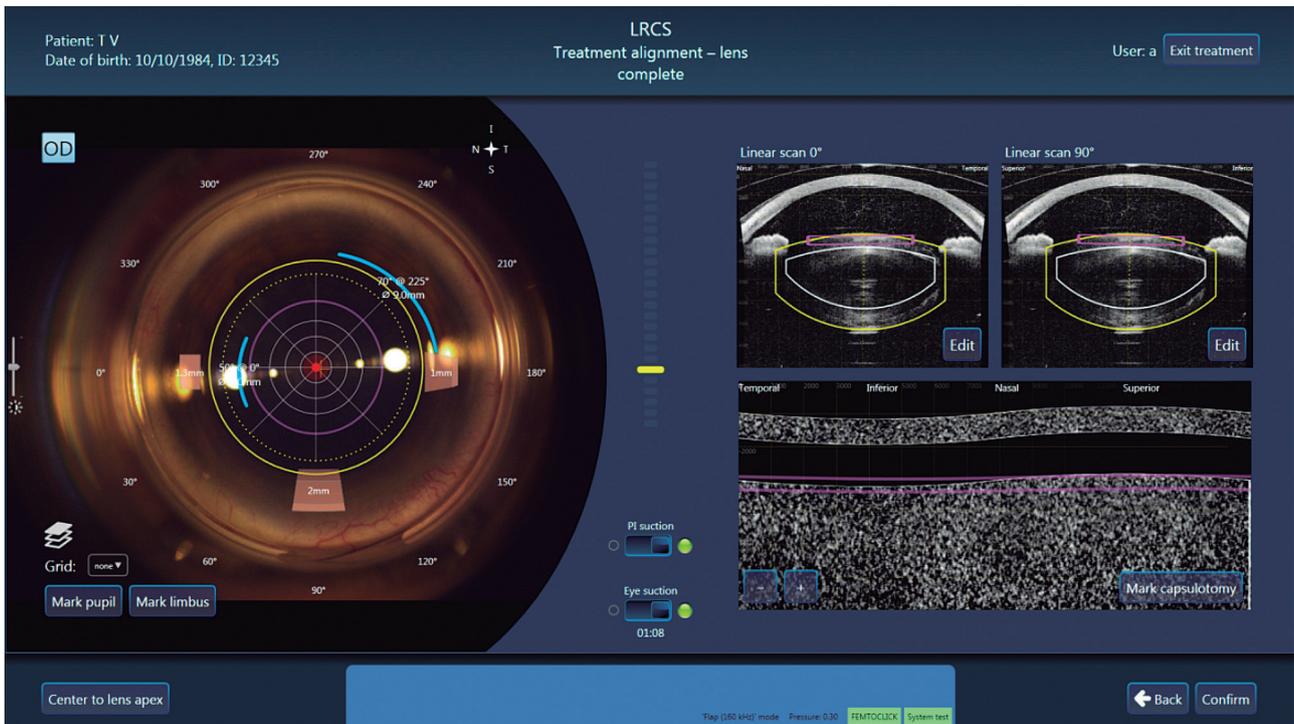
**Figura 3.** Imagen de patrón de facofragmentación del cristalino en radios y cilindros (izquierda) y en frag (cuadraditos) (derecha) con la plataforma LenSx® (Fuente: Alcon Healthcare S.A.).

Una vez comprobada en la imagen de OCT la correcta localización de la cápsula anterior y de los límites de seguridad de la facofragmentación con respecto a la cápsula anterior y posterior del cristalino, se procede a comenzar el tratamiento láser. Primero se realiza la capsulotomía, seguida de la fragmentación del cristalino y por último se realizan las incisiones corneales. Una vez finalizado el procedimiento, la cirugía se continúa de forma convencional con visualización a través del microscopio quirúrgico completando la facoemulsificación del cristalino, la aspiración de masas y el implante de la lente intraocular.

### Láser de femtosegundo Victus®

La plataforma de LFS Victus® (Bausch & Lomb, St Louis, MO) está compuesta por:

- Unidad de LFS que trabaja en una longitud de onda de 1.028 nm y que puede ejercer su acción sobre la córnea y atravesándola puede llegar hasta estructuras del segmento anterior como la cápsula anterior y el núcleo del cristalino.
- Sistema de imagen guiado basado en OCT, el VCSEL 2S-OCT (*swept source*) que proporciona una mayor velocidad de captación, mayor contraste, mejor ratio de detección y reducción de artefactos de imagen.
- Ordenador que permite la programación y planificación del procedimiento quirúrgico, así como el control de los diferentes pasos del tratamiento con láser.
- Vídeo-microscopio que muestra en 2 monitores (cirujano y técnico) las imágenes en vivo del globo ocular, las imágenes captadas por la OCT en tiempo real y la acción del láser (fig. 4).
- Microscopio quirúrgico acoplado en la unidad del láser que permite la visualización directa del globo ocular.
- Pedal para la aplicación del láser.
- Camilla quirúrgica de control eléctrico.



**Figura 4.** Sistema de guiado por imagen con vídeo-microscopio con OCT HD en tiempo real y con captación de imágenes en eje X/Y del láser de femtosegundo Victus®.

El acoplamiento del láser al ojo se realiza a través de una **interfase** que funciona con un patrón **curvo** que reduce al mínimo la deformación corneal permitiendo la captación de imágenes de calidad y la aplicación de la energía láser sin distorsión.

El centrado se realiza por detección automática del ápex para las distintas fases de la cirugía. Esta plataforma ofrece la posibilidad de realizar **diferentes patrones de fragmentación dependiendo de las características de la catarata** (fig. 5):

Las imágenes que se visualizan al retirar el sistema se muestran en la figura 6.

La **energía recomendada en función del grado de dureza de la catarata** es la siguiente:

- Catarata grado 1: 7,0 – 7,3 µJ.
- Catarata grado 2: 7,2 – 7,5 µJ.
- Catarata grado 3: 7,4 – 7,8 µJ.
- Catarata grado 4: 7,6 – 8,0 µJ.

- Catarata grado 5: 8,0 – 8,5 µJ.
- Catarata grado 5+: 9,0 µJ.

El tamaño del **spot** mínimo para todos los patrones de fragmentación es de 10 µm excepto para la cuadrícula/rejilla que es de 14 µm. La **distancia de seguridad** recomendada para la aplicación de la energía del LFS en el cristalino es de **600 µm de la cápsula anterior y 1.000 µm de la cápsula posterior**. En casos en los que se pueda visualizar bien el límite de la cápsula posterior esta distancia puede reducirse a 700 µm.

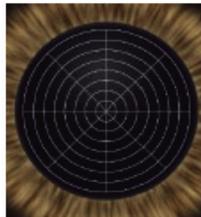
### Catalys Precision Laser System®

El sistema láser de precisión Catalys® (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, CA), combina un LFS y un sistema de guiado por imagen a través de una

4 cortes radiales asociados a 3 cortes circulares centrales



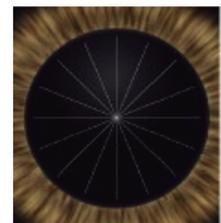
4 cortes radiales asociados a 8 cortes circulares centrales



8 cortes circulares



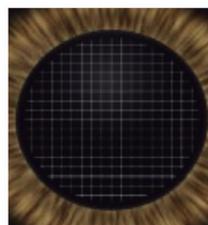
8 cortes radiales



4 cortes radiales



Rejilla / Cuadrícula 400 µm



Rejilla / Cuadrícula central 300 µm 2 cortes radiales

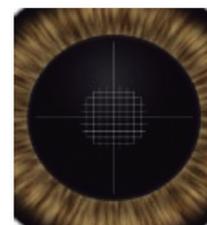
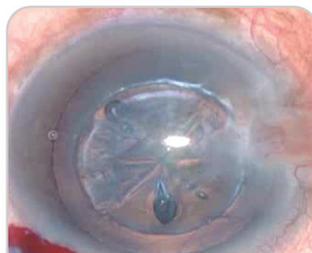


Figura 5. Patrones de facofragmentación con la plataforma de láser de femtosegundo Victus® (Fuente: Bausch & Lomb Iberia).

Cuadrantes



Radiales



Radial + Circulos



Telaraña

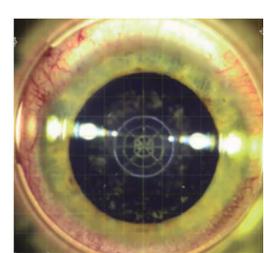
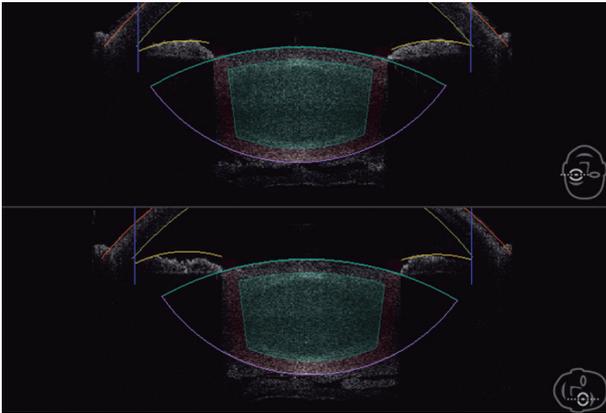


Figura 6. Diferentes patrones de segmentación del núcleo cristalino con el láser de femtosegundo Victus®.



**Figura 7.** Sistema de guiado por imagen del láser de femtosegundo Catalys® mediante OCT 3D (Fuente: Johnson & Johnson Vision Iberia).



**Figura 8.** Sistema de acoplamiento del láser de femtosegundo Catalys®. Anillo de succión e interfase líquida (Fuente: Johnson & Johnson Vision Iberia).

OCT de volumen completo 3D con algoritmos automatizados de mapeo de superficies que guían la aplicación del láser durante las distintas fases de la cirugía (fig. 7).

El sistema de acoplamiento del LFS al ojo se hace a través de una **interfase líquida** con el **sistema Liquid Optics** que consta de dos partes: una se fija al paciente mediante succión y la segunda acopla el primer cono a la consola y al sistema de óptica Catalys®. El anillo de succión, que se llena con una solución salina balanceada, requiere un vacío de no más de 15 mmHg (fig. 8).

En cuanto a la fragmentación del cristalino, el sistema LFS Catalys® proporciona una amplia gama de patrones de fragmentación del núcleo (fig. 9).

Los **márgenes de seguridad** con las diversas estructuras de la cámara anterior para la liberación de la energía láser son:

- **Iris: 500 µm.**
- **Cápsula anterior: 500 µm**  
(intervalo: 200 – 1.000 µm).
- **Cápsula posterior: 500 µm**  
(intervalo: 500 – 1.000 µm).

Patrones	Descripción
	Segmentación del cristalino: cuadrantes (2 líneas entrecruzadas)
	Segmentación del cristalino: sextantes (3 líneas entrecruzadas)
	Segmentación del cristalino: octantes (4 líneas entrecruzadas)
	Ablandamiento del cristalino: cuadrantes
	Ablandamiento del cristalino: sextantes
	Ablandamiento del cristalino: octantes
	Cuadrantes completos

**Figura 9.** Patrones de facofragmentación de la plataforma Catalys® (Fuente: Johnson & Johnson Vision Iberia).

### LENSAR® (LENSAR, Inc., Winter Park, FL)

La plataforma LFS LENSAR® (LENSAR, Inc., Winter Park, FL) está compuesta por:

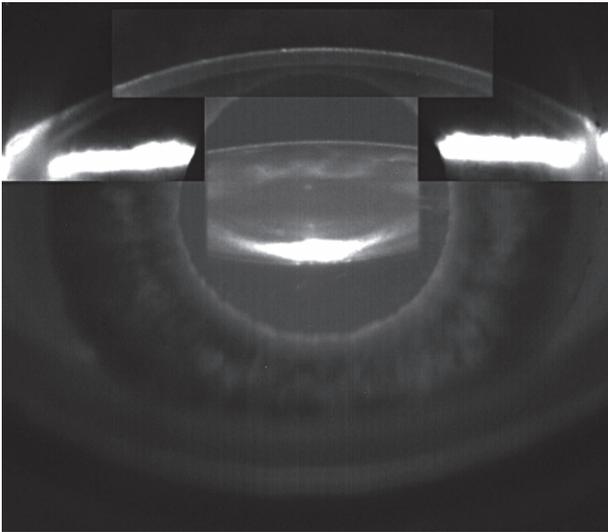
- Unidad LFS Yb:YAG diodo de estado sólido que trabaja en una longitud de onda de 1.064 nm y con una frecuencia de 80 kHz, y que tiene la capacidad de atravesar la córnea y actuar directamente sobre estructuras del segmento anterior como la cápsula anterior y el núcleo del cristalino.

- Sistema de imagen basado en la iluminación confocal estructurada 3-dimensional (3D-CSI) asociada a un sistema de biometría por láser que escanea las diferentes estructuras del segmento anterior del ojo a velocidad variable, basándose en el principio de la cámara de Scheimpflug (fig. 10).

- Ordenador que permite la programación y planificación del procedimiento quirúrgico así como el control de los diferentes pasos del tratamiento con láser.

- Vídeo-microscopio que muestra en 3 monitores (cirujanos y técnicos) las imágenes en vivo del globo ocular, las imágenes captadas por el sistema 3D-CSI y la acción del LFS.

- Sistema de acoplamiento y ajuste del LFS a la córnea. La interfase del paciente incorpora un



**Figura 10.** Imagen obtenida con el sistema de iluminación confocal estructurada tridimensional basada en la cámara de Scheimpflug del láser de femtosegundo LENSAR®.

anillo de succión de baja presión que permite la inmovilización del ojo durante el procedimiento. Una vez aplicado el anillo de succión sobre la superficie ocular se rellena de suero salino balanceado (BSS). Tanto la succión como el flujo de BSS están controlados por el cirujano a través de un pedal.

- Pedal para la aplicación del láser.
- Camilla quirúrgica de control eléctrico.

El sistema está adaptado a Pentacam® usando el **software de estimación de la densidad del cristalino, Pentacam Nuclear Staging (PNS)** para la elección del patrón de fragmentación en función de la dureza del núcleo (22).

El sistema de imágenes del sistema láser recopila un espectro de datos biométricos y luego reconstruye un modelo 3D de la verdadera anatomía del ojo de cada paciente de forma individual. Esto permite que la energía láser se aplique de forma precisa en

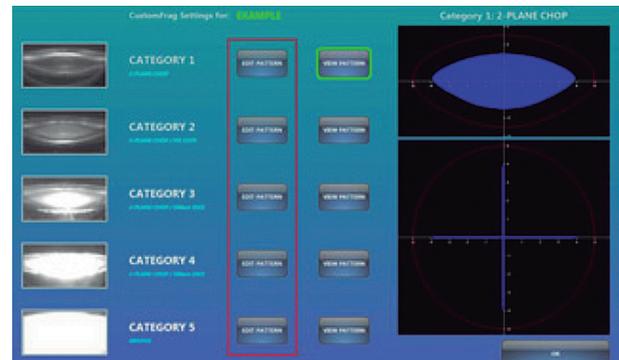
todos los grados de cataratas independientemente de su dureza (fig. 11).

El sistema de imágenes del LFS LENSAR®:

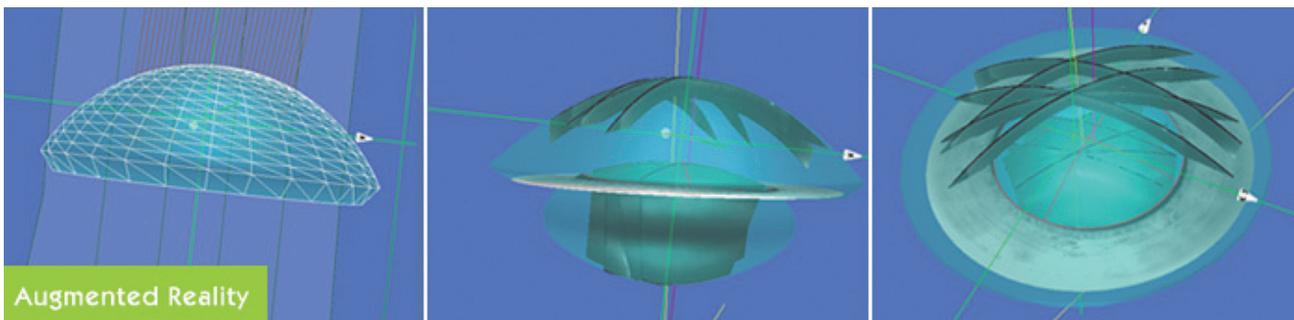
- Realiza los **ajustes de escaneo** pudiendo detectar cataratas de distinto grado de densidad, profundidades irregulares de la cámara anterior y en la pupila, y el sistema puede realizar los ajustes necesarios durante el escaneo para permitir la captura adecuada de las imágenes en diferentes anatomías.

- La **detección automática de superficies** identifica las superficies anterior y posterior tanto para la córnea como para la cápsula del cristalino y proporciona una visualización clara de la anatomía del cristalino para todas las densidades de los núcleos, y clasificando automáticamente la densidad de cataratas en una escala de 1 a 5 (Sistema Streamline, LENSAR®).

El **software selecciona automáticamente un patrón de fragmentación preprogramado y personalizado por el cirujano y un ajuste de energía en función de los resultados de las imágenes automáticas de densidad de cataratas** (categorías 1-5), lo que aumenta la eficiencia del procedimiento y ahorra tiempo entre las imágenes y el tratamiento (fig. 12).



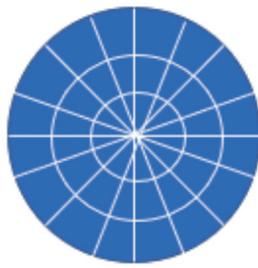
**Figura 12.** Patrones de densidad de catarata determinados con la plataforma LENSAR® (Fuente: Teleon Surgeon GmbH).



**Figura 11.** Reconstrucción en modelo 3D de las imágenes obtenidas con el sistema de guiado de imagen del láser de femtosegundo LENSAR® (Fuente: Teleon Surgeon GmbH).



**Figura 13.** Patrón en chop con 3 planos realizable con el láser de femtosegundo LENSAR®.



**Figura 14.** Patrón «pie-cut» de 32 segmentos realizable con el láser de femtosegundo LENSAR®.

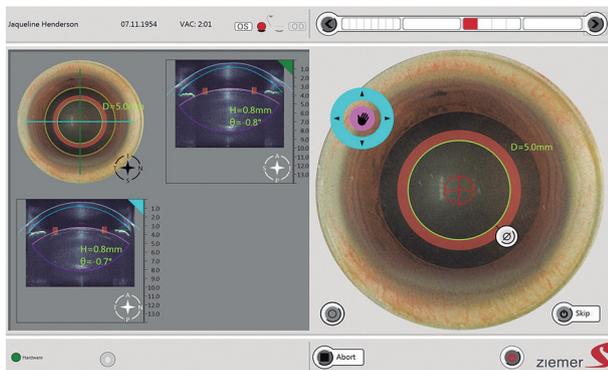
Así, LENSAR® permite seleccionar diferentes patrones de facofragmentación en función de la dureza de la catarata:

- Patrón en chop con 3 planos (fig. 13).
- Patrón «pie-cut» con 32 segmentos (fig. 14).

#### FEMTO LDV Z8® (Ziemer Ophthalmic Systems AG, Port, Switzerland)

El FEMTO LDV Z8® de Ziemer (Ziemer Ophthalmic Systems AG, Port, Switzerland) es el primer LFS para cirugía de cataratas de la compañía. El concepto común de todos los equipos Ziemer es presentar un cuerpo compacto y móvil (23). Todos los módulos ópticos y electrónicos están diseñados para una máxima estabilidad (24).

El equipo presenta un brazo articulado y un dispositivo de acoplamiento manual (pieza de mano) que permiten la entrega del rayo láser, el cual es distribuido a través de repeticiones de pulso muy altas, en el rango de megahercios (MHz), y con energías de pulso bajas (24-26).



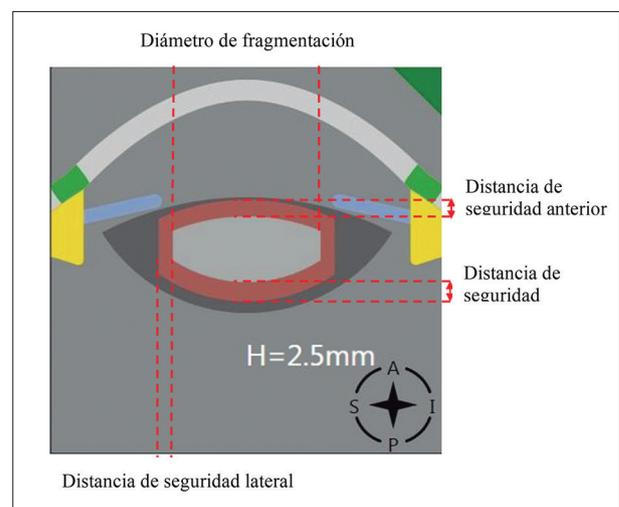
**Figura 15.** Panel de control táctil, una vez realizado el docking, permitiendo evaluar en 3D las estructuras de la cámara anterior.

Asimismo, el FEMTO LDV Z8® utiliza un microscopio de alto enfoque integrado en la pieza de mano, que permite enfocar el tamaño del punto pequeño a ser tratado con el láser (<math>2 \mu\text{m}</math>), el cual permite realizar cortes con energía pulsada de nJ (27-29). La aplicación de energía de bajo pulso con alta frecuencia permite realizar cortes con femtosegundo en spots menores a  $2 \mu\text{m}$ , en comparación a lo que ocurre con los LFS convencionales, los cuales presentan un tamaño de spot mayor y pulsos de energía mayores a  $5 \mu\text{m}$  de separación (27).

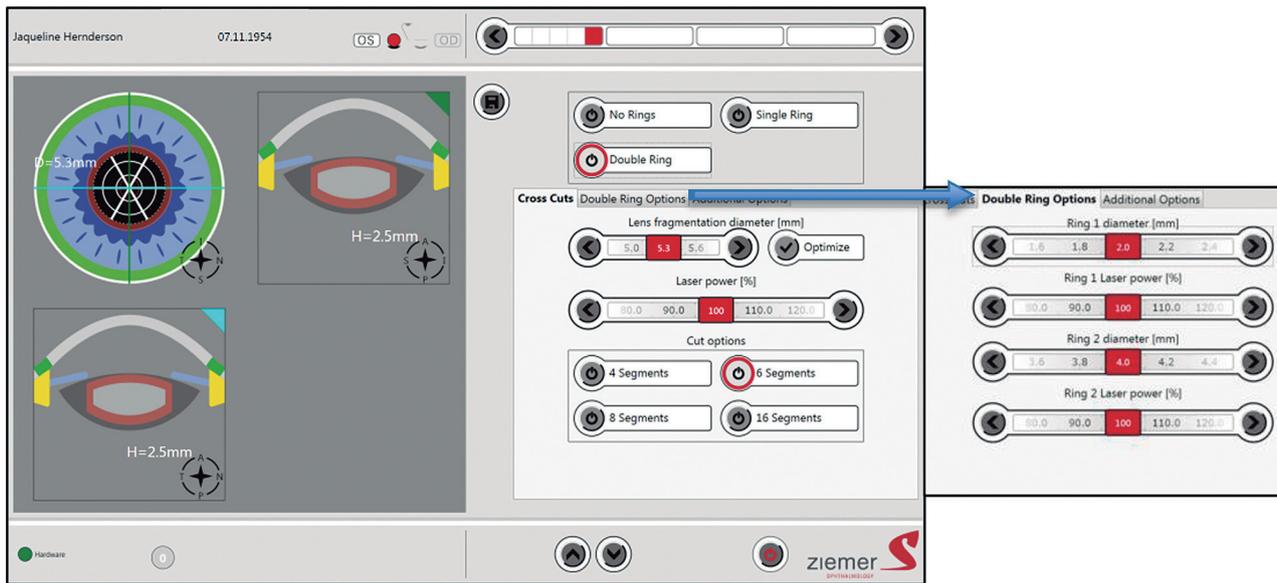
Para proporcionar un control 3D completo (fig. 15) de la ubicación de todas las estructuras de la cámara anterior, incluida la posición anterior y posterior del saco capsular, Ziemer ha desarrollado un sistema patentado de OCT de última generación, que funciona en el rango del infrarrojo cercano (NIR, acrónimo del inglés *near infrared range*). Se acopla directamente a la óptica de la pieza de mano y, por lo tanto, siempre se alinea con precisión con el haz del femtoláser (26).

Diversos algoritmos de fragmentación del núcleo están programados en el sistema, y tanto la energía como la frecuencia de pulso pueden ser programadas de acuerdo a la profundidad de corte. Los márgenes de seguridad de la facofragmentación pueden ser regulados tanto con respecto a la cápsula anterior como a la cápsula posterior y al iris, basándose en el OCT intraoperatorio que presenta el equipo (fig. 16).

Para lograr una fragmentación adecuada de la catarata, se esculpen resecciones radiales verticales



**Figura 16.** Parámetros geométricos para la fragmentación del núcleo del cristalino con el FEMTO LDV Z8 (Cortesía Grupo Ziemer).

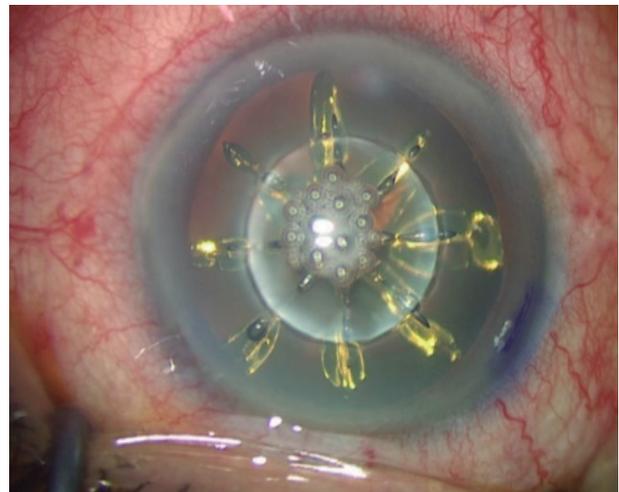


**Figura 17.** Parámetros geométricos para la fragmentación del núcleo con el FEMTO LDV Z8®. Ajuste para la colocación de segmentos cilíndricos, pudiéndose seleccionar el diámetro de los mismos y la energía del láser para realizarlos (Cortesía Grupo Ziemer).

y/o segmentos cilíndricos en el material de la lente, estos cilindros son opcionales y pueden ser colocados individualmente o en conjunto, y dado que la configuración inicial del equipo no coloca los anillos de manera predeterminada, es necesario realizarlo de manera manual (fig. 17).

Para evitar cualquier daño a la cápsula del cristalino, debe mantenerse un margen de seguridad en los lados posterior, anterior y lateral de la cápsula. Estos márgenes de seguridad están programados como ajustes predeterminados. Con el fin de conseguir fragmentar una gran parte del cristalino, sus límites anterior y posterior se programan en una forma curva, ajustada a la curvatura típica de la forma anterior y posterior de una lente promedio.

Los parámetros de tratamiento se pueden personalizar para adaptarse a cada paciente individualmente, aunque de forma estandarizada se suele emplear un patrón circular de 8 piezas para la fragmentación del cristalino seguido de una capsulotomía anterior de 5,4 mm de diámetro (fig. 18). **A diferencia de otros sistemas FLACS, la fragmentación del cristalino antes de la capsulotomía anterior es posible con el Z8**, ya que la baja energía da como resultado una producción mínima de gas, lo que reduce significativamente el riesgo de complicaciones intraoperatorias. Existen casos complejos como cataratas blancas en los que evitamos realizar la fragmentación del núcleo y realizar únicamente la capsulotomía anterior, aumentando el poder del láser, así



**Figura 18.** Patrón de fragmentación con segmentación en 8 piezas del FEMTO LDV Z8® (Cortesía Dr. Izquierdo).

como el margen de trabajo en la cápsula anterior, para evitar la presencia de puentes capsulares.

## SELECCIÓN DEL PATRÓN DE FRAGMENTACIÓN EN FUNCIÓN DE LA DUREZA DEL NÚCLEO

La facoemulsificación del cristalino con ultrasonidos es la principal causa de pérdida de células endoteliales durante la cirugía de catarata y ésta está directamente relacionada con el tiempo efectivo de ultrasonidos y la potencia de esta energía (30,31). La fragmentación del núcleo con LFS es el principal

factor que contribuye a reducir de forma significativa el tiempo efectivo de facoemulsificación, la energía de ultrasonidos necesaria, y la pérdida de células endoteliales (32,33). Esta reducción es especialmente significativa cuando se trata de cataratas duras en comparación con la facoemulsificación convencional (34-42).

Los patrones de fragmentación con LFS se pueden dividir en:

- División/segmentación del núcleo (cuadrantes/sextantes).
- Ablandamiento del núcleo (patrón en rejilla).
- Combinación de ambos (32).

Existe evidencia científica que demuestra que se puede reducir de forma significativa la cantidad de ultrasonidos necesarios para la facoemulsificación del cristalino optimizando la elección del patrón de fragmentación (22,32-47). La densidad y dureza del núcleo es lo que determina la cantidad de ultrasonidos utilizados durante la facoemulsificación (38). A pesar de esto, **a día de hoy, no existe una guía de práctica clínica con la recomendación del patrón más eficaz en cada caso de catarata.**

La eficacia y seguridad de la técnica FLACS sobre la facoemulsificación convencional ha sido puesta de manifiesto por numerosos estudios que demuestran que se consigue la fragmentación del núcleo y la facoemulsificación con **menor cantidad de energía de ultrasonidos, menor pérdida de células endoteliales** durante la cirugía y **menor aumento del grosor corneal central** (34,38-40). Esta diferencia se hace más significativa cuando se trata de núcleos duros (grado 4-5 de la clasificación de Emery-Little) (40) y al mismo tiempo los valores se igualan en cataratas blandas (39-41).

En un estudio realizado por Lyu et al. (48) comparando los resultados obtenidos con diferentes patrones de fragmentación en función de la dureza del núcleo encontraron que **en los núcleos blandos** (grado 1 de Emery-Little) **el patrón en rejilla precisó menor cantidad de ultrasonidos** en comparación con los patrones de cuadrantes y sextantes. Por el contrario, los resultados de este estudio demostraron que **en grados 3, 4 y 5 de dureza de núcleo** sucedía todo lo contrario: **era más eficaz el patrón en cuadrantes o sextantes** que la rejilla (tabla 2) (48).

Esta eficacia del patrón en rejilla en los núcleos blandos ha sido confirmada por otros estudios (22,44-47) con la posibilidad de que esta fragmentación en cuadrículas en núcleos blandos favorezca la

simple aspiración de los fragmentos con la punta del faco prácticamente sin necesidad de ultrasonidos.

En el caso de los núcleos grado 3, 4 y 5 el abordaje central de los cuadrantes con la punta del faco permite emulsificar con menor energía y reducir la necesidad de esculpir el núcleo con ultrasonidos para realizar la facoemulsificación y aspiración del cristalino.

Otra variable a tener en cuenta es el tiempo de acoplamiento y la cantidad de energía liberada necesaria para conseguir un determinado patrón de fragmentación. Resulta evidente que cuanto más segmentado esté el núcleo cristalino menos energía de ultrasonido será necesaria para emulsificar la catarata, pero hay que valorar la repercusión que puede tener en cuanto a efectos adversos.

En el estudio realizado por Uy et al. (22) en 2019 se puso de manifiesto que el tiempo de acoplamiento para conseguir el patrón de mayor segmentación («*pie-cut*») fue significativamente mayor que para patrones más simples ( $184,18 \pm 25,86$  segundos versus  $145,09 \pm 14,15$  segundos;  $P < 0,001$ ) y al mismo tiempo el tiempo efectivo de facoemulsificación con ultrasonidos fue significativa menor con el patrón de fragmentación «*pie-cut*» [ $23,19 \pm 17,20$  segundos con «*pie-cut*» versus  $35,27 \pm 17,70$  segundos con patrones más simples versus  $46,15 \pm 23,72$  segundos necesarios con la facoemulsificación convencional ( $P < 0,001$  en todas las comparaciones)]. Estas diferencias se mantienen a la hora de evaluar la energía disipada acumulada,  $2,85 \pm 2,32$  %/segundos versus  $6,55 \pm 5,45$  %/segundos (tabla 3) (22).

En cuanto a la repercusión sobre la presión intraocular (PIO) no se observaron diferencias significativas en los valores a las 24 horas de la cirugía excepto en los casos grado 4 y 5 en los que se optó por el patrón de rejilla. La causa puede estar relacionada con una mayor liberación de burbujas para conseguir la fragmentación, lo que conlleva una mayor respuesta inflamatoria (48).

El problema fundamental a la hora de evaluar la eficacia de la segmentación del cristalino con el LFS es la capacidad que tiene esta energía de atravesar estructuras de diferente dureza.

En núcleos de dureza moderada la diferencia entre FLACS y facoemulsificación convencional alcanza significación estadística ( $P < 0,0001$ ), debido a la capacidad de la energía para penetrar hasta capas profundas haciendo que la fragmentación sea muy

**Tabla 2. Comparación de los parámetros intraoperatorios en cirugía de catarata asistida por láser de femtosegundo utilizando 3 patrones diferentes de fragmentación (48)**

	All Patterns	Quadrant Pattern	Sextant Pattern	Grid Pattern
All eyes	(n = 894)	(n = 267)	(n = 330)	(n = 297)
FS duration (second)	26,80 ± 4,04	25,04 ± 2,38	30,56 ± 3,19 <sup>b</sup>	24,20 ± 2,75 <sup>bd</sup>
US power (%)	13,02 ± 5,72	12,90 ± 5,58	13,08 ± 5,43	13,08 ± 6,15
APT (second)	33,58 ± 21,09	33,03 ± 20,01	33,45 ± 20,83	34,23 ± 22,35
EPT (second)	4,96 ± 5,21	4,69 ± 4,64	5,00 ± 5,37	5,17 ± 5,52
EPT ≤ 1	196 (21,9)	48 (18,0)	67 (20,3)	81 (27,3) <sup>bc</sup>
Grade 1	(n = 305)	(n = 96)	(n = 119)	(n = 90)
FS duration (second)	26,56 ± 4,08	24,52 ± 2,43	30,33 ± 3,22 <sup>b</sup>	23,76 ± 2,34 <sup>d</sup>
US power (%)	8,54 ± 3,58	8,48 ± 3,65	9,33 ± 3,50	7,56 ± 3,42 <sup>d</sup>
APT (second)	19,40 ± 10,46	20,20 ± 11,81	20,21 ± 9,70	17,49 ± 9,72
EPT (second)	1,58 ± 1,44	1,70 ± 1,66	1,81 ± 1,47	1,17 ± 0,99 <sup>ad</sup>
EPT ≤ 1	147 (48,2)	37 (38,5)	50 (42,0)	60 (66,7) <sup>bd</sup>
Grade 2	(n = 412)	(n = 118)	(n = 147)	(n = 147)
FS duration (second)	26,98 ± 4,17	25,33 ± 2,15	31,07 ± 3,13 <sup>b</sup>	24,22 ± 2,96 <sup>bd</sup>
US power (%)	13,14 ± 3,91	13,46 ± 3,60	12,88 ± 3,75	13,15 ± 4,29
APT (second)	32,14 ± 12,38	31,71 ± 11,60	32,14 ± 12,51	32,49 ± 12,91
EPT (second)	4,18 ± 2,46	4,11 ± 2,29	4,14 ± 2,36	4,27 ± 2,69
EPT ≤ 1	48 (11,6)	11 (9,3)	17 (11,6)	21 (14,3)
Grade 3	(n = 112)	(n = 34)	(n = 38)	(n = 40)
FS duration (second)	26,63 ± 3,52	25,29 ± 2,64	30,00 ± 2,75 <sup>b</sup>	24,57 ± 2,31 <sup>d</sup>
US power (%)	18,79 ± 3,50	18,21 ± 4,20	18,08 ± 2,85	19,97 ± 3,16 <sup>ac</sup>
APT (second)	49,72 ± 17,34	48,62 ± 15,61	47,45 ± 16,85	52,82 ± 19,08
EPT (second)	9,16 ± 3,62	8,91 ± 3,74	8,26 ± 3,10	10,23 ± 3,80 <sup>c</sup>
Grade 4 and 5	(n = 65)	(n = 19)	(n = 26)	(n = 20)
FS duration (second)	27,05 ± 3,90	25,42 ± 2,76	29,58 ± 3,71 <sup>b</sup>	25,30 ± 3,37 <sup>d</sup>
US power (%)	23,40 ± 3,54	22,32 ± 4,53	24,04 ± 2,63	23,60 ± 3,44
APT (second)	81,45 ± 20,69	78,11 ± 19,17	81,00 ± 20,86	85,20 ± 22,26
EPT (second)	18,57 ± 5,54	15,79 ± 5,55	19,69 ± 5,40 <sup>a</sup>	19,75 ± 4,99 <sup>a</sup>

APT = absolute phacoemulsification time; EPT = effective phacoemulsification time; FS = femtosecond; US = ultrasonography.

Data are means ± standard deviations or n (%).

<sup>a</sup>  $P < 0,05$ .

<sup>b</sup>  $P < 0,01$ , versus quadrant pattern.

<sup>c</sup>  $P < 0,05$ .

<sup>d</sup>  $P < 0,01$ , versus sextant pattern.

eficaz y se reduzca de forma notable la energía de ultrasonido necesaria para su emulsificación (49).

Por el contrario, en cataratas duras se observa esta diferencia entre ambas técnicas en cuanto al tiempo efectivo de ultrasonidos, pero sin alcanzar significación estadística. Esto se puede explicar por dos razones:

– La dificultad que tiene la energía de femtosegundos en alcanzar capas profundas del núcleo debido a la existencia de una lámina posterior densa

en el epinúcleo a la que no llegó la energía del láser y que precisa de maniobras manuales para su total fragmentación.

– En los núcleos duros las maniobras de chop vertical con la técnica convencional son muy eficaces a la hora de dividir y fragmentar este tipo de cataratas con lo que la energía de ultrasonidos también se reduce en la técnica de facoemulsificación convencional.

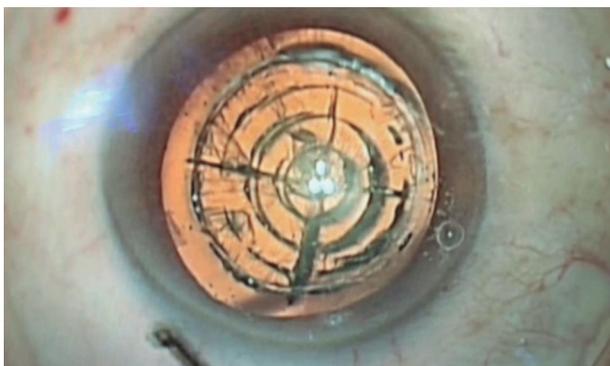
**Tabla 3. Parámetros quirúrgicos obtenidos con FLACS con diferentes patrones de fragmentación del cristalino (22)**

Parameter	No lens fragmentation Mean ± SD (%)	Three-plane chop Mean ± SD (%)	Pie-cut pattern fragmentation Mean ± SD (%)	P value*
Age (years)	70,15 ± 8,49	67,41 ± 9,71	66,36 ± 7,00	0,164
NS grade				0,669
Grade 0	7 (20,6%)	5 (15,2%)	6 (18,2%)	
Grade 1	18 (52,9%)	18 (54,5%)	18 (54,5%)	
Grade 2	9 (26,5%)	7 (21,2%)	8 (24,2%)	
Grade 3	0	3 (9,1%)	1 (3,0%)	
Dock time (seconds)	N/A	145,56 ± 14,11	184,18 ± 25,86	< 0,001
Energy (microJoules)	N/A	10,00 ± 0,0	10,00 ± 0,0	N/A
PE time (seconds)	46,15 ± 23,72	35,60 ± 18,82	23,19 ± 17,20	< 0,001
PE power (%)	14,41 ± 1,88	14,15 ± 2,51	11,81 ± 3,71	< 0,001
CDE (%-seconds)	6,55 ± 3,32	6,64 ± 5,51	2,85 ± 2,32	< 0,001
Irrigation fluid (milliliters)	55,18 ± 21,53	53,78 ± 24,96	52,73 ± 14,84	0,887
OR time (minutes)	10,09 ± 1,40	10,53 ± 2,08	10,30 ± 1,43	0,619

NS nuclear sclerosis grading, PE phacoemulsification, CDE cumulative dissipated energy; OR operative.

A pesar de no demostrarse estas diferencias estadísticamente significativas en cataratas duras se observa un menor tiempo efectivo de facoemulsificación, menor pérdida de células endoteliales y recuperación visual más rápida con FLACS (40).

Una de las aportaciones más atrayentes de FLACS es la posibilidad de realizar la total facoemulsificación del cristalino sin la necesidad de utilizar energía de ultrasonido. Lo que se ha venido a denominar **Faco-Cero**. El patrón de rejilla o cuadrícula, así como el de cortes radiales asociados a cortes cilíndricos en núcleo de dureza grado I y II posibilita



**Figura 19.** Patrón de cortes radiales asociados a cortes cilíndricos en un núcleo de dureza grado I y II.



**Figura 20.** Punta de irrigación-aspiración modificada para facoaspiración en técnica Faco-Cero.

la segmentación del mismo en trozos que pueden ser aspirados directamente por una punta de irrigación-aspiración modificada sin necesidad de aplicar energía de ultrasonidos para la facoemulsificación (figs. 19 y 20).

Esta técnica lleva al mínimo los efectos colaterales sobre las estructuras de la cámara anterior durante la cirugía de catarata. Se ha reportado una reducción del 36,1% en la pérdida de células endoteliales y de hasta un 96,2% en el tiempo total de facoemulsificación (36,43).

En conclusión, la **estrategia propuesta de selección de patrones de fragmentación** en función de la dureza del núcleo cristalino sería:

- Núcleos blandos (Grado 1 Emery-Little): rejilla/cuadrícula.
- Núcleos medios (Grado 2 Emery-Little): rejilla/cuadrantes/cilindros. Todos presentan el mismo nivel de eficacia y seguridad.
- Núcleos duros (Grado 3, 4 y 5): cuadrantes/sextantes.

### FRAGMENTACIÓN DEL CRISTALINO CON FLACS VERSUS FACOEMULSIFICACIÓN CONVENCIONAL. EVIDENCIA CIENTÍFICA PUBLICADA

La cuestión que está latente desde que en el año 2011 se incorporara FLACS es si realmente apar-

ta suficiente ventaja frente a la facoemulsificación convencional con ultrasonidos. Esto ha sido objeto de continuas revisiones analizando cada uno de los pasos quirúrgicos en los que interviene el LFS, analizando sus resultados y comparándolos con la faco convencional.

En el caso de la fragmentación del núcleo cristalino hay suficiente evidencia científica publicada como para tener una idea bastante ajustada de cómo está el estado del arte en estos momentos.

### Tiempo efectivo de ultrasonidos y energía liberada

En la tabla 4 se muestran los resultados obtenidos por diferentes investigadores señalando que en todos los casos el tiempo efectivo de facoemulsificación y la liberación de energía de ultrasonidos durante la cirugía de catarata fue menor con FLACS que con la faco convencional (29, 50, 51).

Lo mismo sucede cuando se analizan los resultados obtenidos midiendo el tiempo efectivo de facoemulsificación, obteniéndose un menor tiempo efecti-

vo de faco con FLACS (diferencia  $-1,04$  segundos, 95% IC;  $P = 0,002$ ) (tabla 5) (36,50,51).

El meta-análisis realizado por Popovic et al. en el año 2016 (34) confirma estos resultados del tiempo que dura el procedimiento y la energía necesaria para conseguir la emulsificación del cristalino evidenciando que el tiempo efectivo de facoemulsificación con ultrasonidos fue mayor que con la técnica FLACS ( $P < 0,001$ ), aunque no hubo diferencias estadísticamente significativas en cuanto al tiempo total de la cirugía.

### Pérdida de células endoteliales y espesor corneal central

Comparando el espesor corneal central con FLACS y con faco convencional se observó un menor aumento del espesor corneal central en el primer día del postoperatorio con FLACS, aunque a partir de aquí no hubo diferencias significativas entre los dos grupos (tabla 6) (51).

Considerando la pérdida de células endoteliales consecutiva a la cirugía de cataratas, sí se obser-

**Tabla 4. Resultados publicados de potencia de ultrasonidos y tiempo de facoemulsificación con FLACS y con facoemulsificación convencional**

Autor	Cirugía	Potencia US %	p	Tiempo de Faco	p
Mastropasqua (2012) (29)	FLACS	9,9 ± 2,7	0,05	9,1 ± 4,6	0,21
	Faco C	13,1 ± 6,7		11,2 ± 5,7	
Reddy (2013) (50)	FLACS	13,8 ± 10,3	< 0,01 *	30,4 ± 16,0	> 0,05
	Faco C	20,3 ± 8,1		34,5 ± 19,6	
Takács (2012) (51)	FLACS	12,7 ± 8,3	< 0,05 *	0,56 ± 0,60	> 0,05
	Faco C	20,4 ± 12,6		0,67 ± 0,75	

FLACS = Cirugía de catarata asistida por láser de femtosegundo; Faco C = Faco convencional; US = Ultrasonido.  $P < 0,05$  se considera estadísticamente significativo.

**Tabla 5. Tiempo efectivo de facoemulsificación con FLACS y con facoemulsificación convencional, comparando diferentes plataformas de LFS (36,50,51)**

Autor	Laser FS	Cirugía	Tiempo Efectivo Facos (seg)	p
Conrad-Hengerer (2013) (36)	Catalys®	FLACS	0,0 ± 0,10	0,002 *
		Faco C	1,40 ± 0,10	
Reddy (2013) (50)	Victus®	FLACS	5,2 ± 5,7	0,25
		Faco C	7,7 ± 6,0	
Takács (2012) (51)	LenSx®	FLACS	0,10 ± 0,12	> 0,05
		Faco C	0,12 ± 0,13	

FLACS = Cirugía de catarata asistida por láser de femtosegundo; Faco C = Faco convencional.  $P < 0,05$  se considera estadísticamente significativo.

**Tabla 6. Espesor corneal central preoperatorio y postoperatorio en cirugía de cataratas con FLACS y facoemulsificación convencional** (adaptada de la referencia 51)

Grupo	Preop	1 día postop	1 sem postop	1 mes postop
FLACS	545 ± 31 µm	580 ± 42 µm *	554 ± 36 µm	545 ± 31 µm
Faco C	550 ± 39 µm	607 ± 91 µm *	559 ± 52 µm	557 ± 42 µm

FLACS = Cirugía de catarata asistida por láser de femtosegundo; Faco C = Faco convencional.  $P < 0,05$  se considera estadísticamente significativo (\*).

van diferencias en los controles a los 3 meses de la cirugía, con una pérdida media con FLACS del  $8,1 \pm 8,1\%$  frente a un  $13,7 \pm 8,4\%$  con la faco convencional. Esta diferencia se hace más marcada en casos de cataratas duras ( $11 \pm 0,8\%$ ) con un 43% menos de pérdida de células endoteliales con FLACS ( $P < 0,001$ ) (36). Estos resultados han sido refrendados por diferentes estudios al respecto (29,51).

En el meta-análisis de Popovic et al., con 14.576 ojos intervenidos, se pone de manifiesto que hay una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la media de espesor corneal central postoperatorio a favor de FLACS. En cuanto al recuento de células endoteliales se encontró una mayor pérdida celular (diferencia de 55,43 células/mm<sup>2</sup>) con faco convencional, aunque esta diferencia no parece tener significación clínica (34).

### Análisis de seguridad

El análisis de la incidencia de complicaciones con ambas técnicas ha puesto de manifiesto que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellas (34).

La eficacia y seguridad de la técnica FLACS viene dada por la capacidad de realizar capsulotomías exactas y reproducibles en tamaño y forma, por reducir las maniobras necesarias para fragmentar el núcleo cristalino y disminuir la energía de ultrasonidos necesaria para facoemulsificar el cristalino haciendo menor el tiempo efectivo de facoemulsificación (34,52-57).

Aunque no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en la pérdida de células endoteliales con ambas técnicas, los datos recogidos de recuento celular y de espesor corneal central sugieren que se produce un menor estrés corneal con FLACS.

**Como conclusión**, a pesar de que la evidencia científica publicada en los diferentes meta-análisis pone de manifiesto que no hay diferencias significa-

tivas entre la técnica FLACS y la faco convencional en la cirugía de catarata no complicada en cuanto a resultados postoperatorios y funcionales (34), sí se puede decir que en cuanto al tiempo y energía para la facoemulsificación efectiva como para facilitar las maniobras de fragmentación y aspiración del cristalino, la técnica FLACS ofrece ventajas frente a la facoemulsificación convencional.

Estas ventajas son más relevantes en situaciones especiales en las que la cirugía de cataratas se realiza en ojos con cámaras anteriores estrechas, recuentos endoteliales bajos, fragilidad zonular o cataratas hiper maduras.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Dooley JJ, O'Brien PD. Subjective difficulty of each stage of phacoemulsification cataract surgery performed by basic surgical trainees. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 604-608.
2. Bhagat N, Nissirios N, Potdevin L, et al. Complications in resident-performed phacoemulsification cataract surgery at New Jersey Medical School. *Br J Ophthalmol* 2007; 91: 1315-1317.
3. Arshinoff SA. Dispersive and cohesive viscoelastic materials in phacoemulsification. *Ophthalmic Pract* 1995; 13: 98-104.
4. Gimbel HV, Neuhann T. Development, advantages and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 31-37.
5. Gimbel HV. Divide and conquer nucleofractis phacoemulsification: development and variations. *J Cataract Refract Surg* 1991; 17: 281-291.
6. Sheperd JR. In situ fracture. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 436-440.
7. Can I, Takmaz T, Cakici F, et al. Comparison of Naga-hara phaco-chop and stop-and-chop phacoemulsification nucleotomy techniques. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 663-668.
8. Koch PS, Katzen LE. Stop and chop phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1994; 20: 566-570.
9. Henriques JS, Alió JL, Akahoshi T, et al. Prechopping Surgical Techniques. *Techniques in Ophthalmology* 2009; 7: 139-145.
10. Mendicutte J, Lorente R, Macias B, Bascarán L. Capítulo 1. Concepto actual y requisitos de la cirugía del cristalino. En: Arias Puente A, Zato Gómez de Liaño MA. *Cirugía del Cristalino con Láser de Femtosegundo*. ISBN: 978-84-89085-49-7. Depósito Legal M-29542-2012.

11. Dodick JM, Christiansen J. Experimental studies on the development and propagation of shock waves created by the interaction of short Nd:YAG laser pulses with a titanium target. Possible implications for Nd:YAG laser phacolytic of the cataractous human lens. *J Cataract Refract Surg* 1991; 17: 794-797.
12. Dodick JM, Lally JM, Sperber LT. Lasers in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 1993; 4: 107-109.
13. Kanellopoulos AJ, Dodick JM, Brauweiler P, Alzner E. Dodick photolysis for cataract surgery: early experience with the Q-switched neodymium:YAG laser in 100 consecutive patients. *Ophthalmology* 1999; 106: 2197-2202.
14. Kanellopoulos AJ. Laser cataract surgery: a prospective clinical evaluation of 1000 consecutive laser cataract procedures using the Dodick photolysis Nd:YAG system. *Ophthalmology* 2001; 108: 649-654.
15. Hoh H, Fischer E. Pilot study on erbium laser phacoemulsification. *Ophthalmology* 2000; 107: 1053-1061.
16. Soong HK, Malta JB. Femtosecond lasers in Ophthalmology. *Am J Ophthalmol* 2009; 147: 189-197.
17. Mian SI, Shtein RM. Femtosecond laser-assisted corneal surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2007; 18: 295-299.
18. Frey RW, Edwards K, Naranjo Tackman R, et al. Changes in CDE with laser lens fragmentation compared with standard phacoemulsification cataract surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51: A434 E-Abstract 5418.
19. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, Sarayba M. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009; 25: 1053-1060.
20. Arias Puente A, Zato Gómez de Liaño MA. Capítulo 3. El láser de Femtosegundo en la Cirugía de Cristalino. En: Arias Puente A, Zato Gómez de Liaño MA. *Cirugía del Cristalino con Láser de Femtosegundo*. ISBN: 978-84-89085-49-7. Depósito Legal M-29542-2012.
21. Alio JL, Abdou AA, Arias-Puente A, et al. Femtosecond Laser Cataract Surgery: Updates on Technologies and Outcomes. *J Refract Surg* 2014; 30: 420-427.
22. Uy HS, Chan PS, Gil-Cazorla R, Shah S. Comparison of surgical parameters using different lens fragmentation patterns in eyes undergoing laser-assisted cataract surgery. *Int Ophthalmol* 2019; 39: 2459-2465.
23. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, et al. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery. *J Refract Surg* 2009; 25: 1053-1060.
24. Roberts TV, Lawless M, Chan CC, et al. Femtosecond laser cataract surgery: technology and clinical practice. *Clin Exp Ophthalmol* 2012; 41: 180-186.
25. Schumacher S, Fromm M, Oberheide U, et al. In vivo application and imaging of intralenticular femtosecond laser pulses for the restoration of accommodation. *J Refract Surg* 2008; 24: 991-995.
26. Gualdi, F, Gualdi L, Wirhilitin, A, et al. Femto-Laser Cataract Surgery. Jaypee Brothers Medical Publishers (P). Chapter 16: Femto LDV Z8 (Ziemer): Description of the Device and Procedure. Pages 175-178.
27. Pajic B. Experience with femto-assisted cataract incisions. ASCRS Congress, San Francisco, California, USA; 2013 (April 19-23).
28. Izquierdo L. Astigmatism Correction, the Ziemer way. ASCRS Congress, San Francisco, California, USA; 2013 (April 19-23).
29. Mastropasqua L, Toto L, Mastropasqua A, et al. Femtosecond laser versus manual clear corneal incision in cataract surgery. *J Refract Surg* 2014; 30: 27-33.
30. Zetterstrom C, Laurell CG. Comparison of endothelial cell loss and phacoemulsification energy during endocapsular phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21: 55-58.
31. Walkow T, Anders N, Klebe S. Endothelial cell loss after phacoemulsification: Relation to preoperative and intraoperative parameters. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 727-732.
32. Conrad-Hengerer I, Hengerer FH, Schultz T, Dick HB. Effect of femtosecond laser fragmentation of the nucleus with different softening grid sizes on phaco time in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1888-1894.
33. Kim DH, Wee WR, Lee JH, Kim MK. The comparison between torsional and conventional mode phacoemulsification in moderate and hard cataracts. *Korean J Ophthalmol* 2010; 24: 336-340.
34. Popovic M, Campos-Moller X, Schlenker MB, Ahmed II. Efficacy and safety of femtosecond laser-assisted cataract surgery compared with manual cataract surgery: a meta-analysis of 14567 eyes. *Ophthalmology* 2016; 123: 2113-2126.
35. Krarup T, Ejstrup R, Mortensen A, et al. Comparison of refractive predictability and endothelial cell loss in femtosecond laser-assisted cataract surgery and conventional phaco surgery: prospective randomised trial with 6 months of follow-up. *BMJ Open Ophthalmol* 2019; 4: e000233.
36. Conrad-Hengerer I, Al Juburi M, Schultz T, et al. Corneal endothelial cell loss and corneal thickness in conventional compared with femtosecond laser-assisted cataract surgery: three-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 1307-1313.
37. Hatch KM, Schultz T, Talamo JH, Dick HB. Femtosecond laser-assisted compared with standard cataract surgery for removal of advanced cataracts. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 1833-1838.
38. Mayer WJ, Klaproth OK, Hengerer FH, Kohnen T. Impact of crystalline lens opacification on effective phacoemulsification time in femtosecond laser-assisted cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2014; 157: 426-432.
39. Mursch-Edlmayr AS, Bolz M, Luft N, et al. Intraindividual comparison between femtosecond laser-assisted and conventional cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43: 215-222.
40. Chen X, Yu Y, Song X, et al. Clinical outcomes of femtosecond laser-assisted cataract surgery versus conventional phacoemulsification surgery for hard nuclear cataracts. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43: 486-491.
41. Chang JS, Chen IN, Chan WM, et al. Initial evaluation of a femtosecond laser system in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 29-36.
42. Palanker DV, Blumenkranz MS, Andersen D, et al. Femtosecond laser-assisted cataract surgery with integrated optical coherence tomography. *Sci Transl Med* 2010; 2: 58-85.
43. Abell RG, Kerr NM, Vote BJ. Toward zero effective phacoemulsification time using femtosecond laser pretreatment. *Ophthalmology* 2013; 120: 942-948.
44. Kaur M, Titiyal JS, Surve A, et al. Effect of lens fragmentation patterns on phacoemulsification parameters and postoperative inflammation in femtosecond laser-assisted cataract surgery. *Curr Eye Res* 2018; 43: 1228-1232.
45. Huseynova T, Mita M, Corpuz CC, et al. Evaluating the different laser fragmentation patterns used in laser cataract surgeries in terms of effective phacoemulsification time and power. *Clin Ophthalmol* 2015; 9: 2067-2071.

46. Asena BS, Kaskaloglu M. Comparison of hybrid and cross fragmentation patterns in terms of phaco time and corneal effects. *Lasers Surg Med* 2018; 50: 319-323.
47. Shajari M, Khalil S, Mayer WJ, et al. Comparison of 2 laser fragmentation patterns used in femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43: 1571-1574.
48. Lyu D, Shen Z, Zhang L, et al. Comparison of Perioperative Parameters in Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery Using 3 Nuclear Fragmentation Patterns. *Am J Ophthalmol* 2020; 213: 283-292.
49. Assaf AH, Aly MG, Zaki R, et al. Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery in Soft and Hard Nuclear Cataracts: A Comparison of Effective Phacoemulsification Time. *Clin Ophthalmol* 2021; 15: 1095-1100.
50. Reddy KP, Kandulla J, Auffarth GU. Effectiveness and safety of femtosecond laser-assisted lens fragmentation and anterior capsulotomy versus the manual technique in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 1297-1306.
51. Takács AI, Kovács I, Mihóltz K, et al. Central corneal volume and endothelial cell count following femtosecond laser-assisted refractive cataract surgery compared to conventional phacoemulsification. *J Refract Surg* 2012; 28: 387-391.
52. Nagy ZZ, Mastropasqua L, Knorz MC. The use of femtosecond lasers in cataract surgery: review of the published results with the LenSx system. *J Refract Surg* 2014; 30: 730-740.
53. Roberts TV, Lawless M, Bali SJ. Surgical outcomes and safety of femtosecond laser cataract surgery: a prospective study of 1500 consecutive cases. *Ophthalmology* 2013; 120: 227-233.
54. Murano N, Ischizaki M, Sato S, et al. Corneal endothelial cell damage by free radicals associated with ultrasound oscillation. *Arch Ophthalmol* 2008; 126: 816-821.
55. Shin YJ, Nishi Y, Engler C, et al. The effect of phacoemulsification energy on the redox state of cultured human corneal endothelial cells. *Arch Ophthalmol* 2009; 127: 435-441.
56. Storr-Paulsen A, Norregaard JC, Ahmed S, et al. Endothelial cell damage after cataract surgery: divide-and-conquer versus phaco-chop technique. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 996-1000.
57. Richard J, Hoffart L, Chavane F, et al. Corneal endothelial cell loss after cataract extraction by using ultrasound phacoemulsification versus a fluid-based system. *Cornea* 2008; 27: 17-21.