

MODO DE UTILIZACION DE LASERS EN OFTALMOLOGIA

DANIELLE ARON ROSA¹, S. RAMIREZ¹

París, Francia

Desde su aparición en 1953, los lasers han tenido una gran utilidad en el campo médico. La coherencia de la luz emitida y el monocromatismo revolucionaron inmediatamente la Oftalmología. Esta especialidad fue la primera en utilizarlos y continúa siendo la pionera en su utilización.

Según el modo de emisión de los fotones, según la longitud de onda, duración de la emisión luminosa, densidad de la energía y utilización o no de fotosensibilizadores, el efecto del laser varía. Aún persisten ciertos mecanismos no conocidos en la interacción laser, tejido enfocado; sin embargo, el mecanismo general de diversos efectos del laser que son perfectamente claros para el físico, persisten muy frecuentemente misteriosos para el oftalmólogo, el cual carece de bases científicas en la materia. El fin de esta exposición es la de comparar los diversos efectos de los lasers utilizados en oftalmología y de explicar de manera muy sencilla su modo de acción.

La fuente luminosa de laser monocromático puede emitir de dos formas:

1. Emisión continua (C W continuous wave).
2. Serie de impulsos breves de algunos milisegundos o nanosegundos (10^{-12} , seg.), fentosegundos (10^{-15} seg.). Estos impulsos pueden ser:
 - a. libres (free running).
 - b. desencadenados (Q switches).

1. Fondation Ophtalmologie A. de Rothschild, 25 Rue Manin, 75019 Paris, France.
LASER: Luz amplificada por Emisión Estimulada de Radiación.

1 - LASER A EMISION CONTINUA:

Los primeros usados en Oftalmología (Fr Lesperance 1963) fueron los lasers fotocoaguladores.

— Para los fotocoaguladores, la fuente luminosa es emitida de manera continua y la luz del rayo se transforma en calor al ponerse en contacto con el tejido enfocado. Este es el principio de laser de Argon y de los Lasers colorantes, que permiten según la longitud de onda escogida; la fotocoagulación de retina, vasos, (verde más puro) o coroides si las longitudes avicinan al amarillo o el rojo (krypton), gracias a la mayor penetración de estas longitudes de onda tan elevadas.

— Los tiempos de exposición utilizados en fotocoagulación se cifran en centésimas o décimas de segundos y pueden inclusive ser más largos, cerca del segundo así uno lo quiere. Se puede reforzar la coagulación hasta la perforación del tejido, como ocurre en la iridotomía. La energía emitida durante el tiempo de exposición va de algunas décimas de milivatios a vatios para una superficie de exposición variando de 25 a 1.000 micras.

— El efecto fotocoagulante entonces depende de: el color del tejido enfocado y la longitud de onda escogida.

— La segunda forma de utilizar un laser a Emisión Continua es provocando una reacción fotoquímica sobre el tejido enfocado, llamándose esto “fotosensibilización”. La fotosensibilización se hace a través de una sustancia química fotosensibilizante que selectivamente se fija al tejido patológico a ser tratado y una fuente laser de color complementario al fotosensibilizador, capaz de excitarlo y de producir su acción fotoquímica. Dos ejemplos claros en Oftalmología son: 1. La Hematoporfirina (HPD), que utilizada como fotosensibilizante se fija sobre ciertos tejidos tumorales activándose con el laser rojo (603 nm). 2. La Bromosulfaleina en solución al 35% (rojo), por vía intravenosa, circula por la sangre, la cual se utiliza con el laser de argón verde para provocar una coagulación intravascular, útil para destruir neovasos de córneas antes de queratoplastias.

— Para la fotosensibilización, la dosis total de energía utilizada es de 1/2 a una 1/5 parte menor que para la fotocoagulación, pero el tiempo de exposición es 5 a 20 veces mayor. Lo que es asombroso es que si uno considera la dosis total de energía absorbida por los tejidos, tanto en la fotocoagulación como en la fotosensibilización, aunque sean inferiores para la fotosensibilización, ellas están situadas sobre un diagrama en el mismo orden de magnitud.

2. LOS LASERS PULSADOS:

Utilizan los efectos no lineales de la luz cromática de los fotones; los lasers fotodisruptores desencadenantes (Q-switch) son los primeros que se utilizaron en oftalmología (D. Aron-Rosa, J.C. Grisemann, en 1978).

Los lasers pulsados son utilizados actualmente en oftalmología: por la fotodisrupción (YAG laser) y para producir una fotoablación (lasers, llamados EXCIMER).

A. LA FOTODISRUPCION:

Su principio es el de transformar la energía emergente de un rayo laser en energía mecánica y no en calor: así, la onda de choque romperá mecánicamente el tejido enfocado, sin que en el sitio de impacto se haya producido calor. Pudiendo así romper todo tejido accesible al rayo laser, cualquiera que sea su color, su naturaleza química o su situación dentro del ojo.

Es necesario de escoger una longitud de onda adecuada, no por su color pero sí por su posible penetración a través de los medios transparentes del ojo. La banda del Yttrium - Aluminio - Garnito (YAG) es ideal: ella se sitúa en el infrarrojo cercano, siendo entonces invisible. Este laser tiene entre otras la ventaja de ser un laser cristal sólido, o sea fácil de montar, fiable y de fácil mantenimiento.

Para realizar la fotodisrupción, hay que provocar una micro explosión óptica; creando un plasma (nube de gas ionizado) donde la energía restituida engendrará la onda de choque que romperá el tejido enfocado.

La energía emergente de la fuente del laser es mínima, del orden de algunos milijulios, pero el rayo laser es dilatado, luego fuertemente concentrado sobre algunos micrones para dar durante algunos pico o nanosegundos la enorme densidad de energía necesaria a la obtención de una explosión óptica (10^{12} W/cm² para una energía emergente de 3.5 mj enviadas en impulsiones de 25 picosegundos), así se crea un plasma que no solamente va a restituir la energía bajo la forma de onda de choque cortante, siendo el mismo opaco a 1.064 nm constituyendo un telón protector a las formaciones subyacentes. La condición *sine qua non* de la formación del plasma es la obtención de la explosión óptica que lo engendra. Por debajo del umbral de la explosión óptica no hay ninguna seguridad, ni protección enfrente de esta longitud de onda muy penetrante: esta es la razón de múltiples accidentes imputados al YAG laser.

Es entonces obligatorio utilizar un YAG laser en el umbral de la explosión óptica dentro del humor acuoso.

La luz del YAG situada en el infrarrojo es invisible para el ojo humano; entonces un laser rojo (helio - neón) de baja potencia, es entonces montado coincidente al YAG, a su llegada a la córnea, pero esos dos lasers coincidentes a la córnea tienen longitudes de onda diferentes (espacio cromático), la desviación de sus rayos a través del dióptero córneo-cristaliniano será diferente: el YAG se proyecta siempre más superficialmente que el helio-neón (o sea más cerca del cristalino).

Entre mayor sea el poder dióptrico del cristalino artificial, mayor el espacio cromático que excederá largamente el espesor de 3 mm de los espaciadores clásicos: los implantes deben por estas razones ópticas ser biconvexos pero con una relación de biconvexidad variable de acuerdo con el poder dióptrico del implante y permitiendo mantener constante el espacio cromático YAG-helio neón. De esta manera podremos evitar el marcar los implantes cuando se realizan las capsulotomías posteriores.

Para obtener los impulsos breves de una longitud de onda constante (10^{-9} seg 10^{-12}) es necesario poner el Q-Switch al laser. Q es un factor de calidad: es el potencial de la cavidad laser de almacenar energía. Q-Switch significa modificar brutalmente este factor de calidad y desencadenar brevemente la totalidad de la energía almacenada dentro de la cavidad del laser emitiéndola de manera regular durante un tiempo breve.

Hay dos formas de Q-Switch:

Ya sea un Q-Switch activo, que desencadena brutalmente las impulsiones gigantes del orden de algunos nanosegundos: la ventaja de un laser Q-switch activo es su facilidad de alineación y el poco mantenimiento que requiere: los inconvenientes son una repartición de la energía menos homogénea dentro del rayo (explosión óptica menos fiable), una onda de choque más distribuida y más deflagrante a causa de la impulsión única y gigante. Con una tasa de complicaciones mayores. Por eso es muy peligroso utilizar estos lasers sin un lente de contacto adecuado.

El Q-Switch pasivo o modelocking da una descarga de 7 a 9 impulsiones crecientes hasta un máximo de poder, luego decrece del orden de nano o picosegundos, según el dye utilizado. La ventaja de este modelocking es la constancia de la explosión óptica con energías bajas, el carácter homogéneo del

MODO DE UTILIZACION DE LASERS EN OFTALMOLOGIA

rayo, el carácter más limitado de la onda de choque, y la tasa de complicaciones menos elevadas. El mayor inconveniente es su difícil alineación, su mantenimiento más complicado, bien que existen ahora dyes con un vida media más prolongada excediendo los dos años.

Desde que con Griesemann lo introducimos en 1978, la fotodisrupción al Yag laser es ampliamente utilizada para: ftopigmentaciones, capsulotomías, rupturas de sinequias, de tejidos cicatriciales y de iridectomías antiglaucomatosas.

La segunda forma de utilizar los efectos no lineares del laser en oftamología, es de provocar una fotoablación, impropriadamente denominada fotodescomposición.

Los principios:

Son de romper con un umbral fotón, una molécula grande. Los dos fotofragmentos así obtenidos permanecen en estado de repulsión respectiva, luego volatilizadas, obteniendo de esta manera un corte tisular más neto y de mejor calidad, sin las irregularidades características del corte con un cuchillo. Para obtener esta fotoablación pura sin ningún fenómeno térmico, sin riesgo oncogenético, es necesario un laser absorbido por la primera célula enfocada a una longitud de onda muy corta (ultravioleta 150 a 210 nm). Es necesario un fotón muy potente para que uno sólo pueda romper la molécula: El Argón Flour 193 nm de 6, 4eu por fotón, es el que brinda actualmente la mejor fotoablación.

Los lasers a Excimer son lasers pulsados (10 - 20 nm), son lasers a gas, con un mantenimiento complejo, ya que contrariamente a los lasers de Argón donde la carga es cerrada y disruptiva, las mezclas gaseosas de los excimers deben ser cambiadas regularmente. Al contrario, su utilización es fácil y sus resultados muy promisorios, bien que su campo es aún experimental. Los comienzos de la fase clínica nos han enseñado la calidad de la cicatrización obtenida y sus posibles aplicaciones en cirugía refractiva.

1. La calidad de la cicatrización es excelente como lo muestra la evolución de un corte radial humano a las ochos semanas, poca reacción inflamatoria, cicatrices apenas visibles, a pesar del aplanamiento dióptrico obtenido.

2. Las aplicaciones son prometedoras en cirugía refractiva y reemplazarán en unos años los métodos convencionales.

— Con las incisiones radiales, menos anchas, menos profundas y menos numerosas que con el cuchillo de diamante uno puede mantener sin dificultad aplanamientos de 6 a 7 dioptrías corneanas.

— Con incisiones lineales simples a más de 5 mm de la zona óptica, han corregido en forma permanente astigmatismos entre 7-8 dioptrías.

— Los resultados de remodelaje corneano (ablaciones de 30-40 micrones de espesor de córnea, incluyendo la Bowman), sobre 3 mm de diámetro, son aún aleatorios, pero la evolución prolongada de los pacientes han mostrado, que después de un período de opacidad ligera de la zona ablactada se clarifica hacia el sexto u octavo mes en 9 de 10 pacientes.

— Las úlceras corneanas necróticas neovascularizadas responden todas muy favorablemente a la ablación con el Excimer: esto deja suponer que la fotoablación se acompaña muy seguramente de un fenómeno fotoquirúrgico que no se puede despreciar.

— El tamaño de las queratoplastias, los trasplantes laminares de epiqueratofaquia son susceptibles de ser tallados, pero necesitan de un montaje particular.

Tales son los principales lasers usados en Oftalmología. Es posible que en un futuro próximo la Fotoablación pueda hacerse a partir de un laser a cristal sólido, que requiera un mantenimiento más simple. Es probable que con la aparición de nuevos fotosensibilizadores, sea la fotosensibilización al laser la que domine próximamente la Oftalmología.