

TRATAMIENTO DE LA HIPERPLASIA PROSTATICA BENIGNA MEDIANTE Nd:YAG LASER

Dres. López, M. A.; Perlmutter, A.; Shichman, S. ; Sosa, R. E.

RESUMEN: Si bien es cierto que el láser se comenzó a utilizar en medicina desde los años 60, también tenemos que decir que no ha habido una aceptación general de la energía fototérmica en el ámbito de la cirugía urológica. El entusiasmo se centró inicialmente en la ablación de carcinomas transicionales papilares de vejiga con el láser de Neodimium: Ytrium, Aluminio, Granate (Nd:YAG), pero no hubo ventajas claras sobre la resección con electrocauterio para esta patología. No se han comunicado diferencias significativas en cuanto a sobrevida libre de tumor o recurrencia tumoral empleando Neodimium:YAG láser^(8,24).

En los últimos tres años se han llevado a cabo múltiples protocolos de investigación tratando de buscar alternativas terapéuticas menos invasivas que la resección transuretral de próstata (RTUP)^(11,21). En Estados Unidos se realizan aproximadamente 400.000 RTUP al año, siendo la segunda cirugía más comúnmente indicada, sólo superada por la operación de cataratas. Los costos dedicados al tratamiento de la hiperplasia prostática benigna (HPB) son desmesurados, motivando el interés hacia nuevas alternativas terapéuticas. Por otro lado, se reporta en estudios de grandes series de pacientes sometidos a RTUP⁽¹⁸⁾, una mortalidad de 18% y una mortalidad operatoria de 0,2%, lo cual estimula el desarrollo de nuevas técnicas menos invasivas, con menor morbilidad, así como periodos de recuperación postoperatoria más cortos.

(Rev. Arg. de Urol. Vol. 59, Nº 3, Pág. 142, 1994)

Palabras clave: Próstata; Hiperplasia benigna; Tratamiento con Nd:YAG láser.

INTRODUCCION

Actualmente se manejan múltiples alternativas como tratamiento no quirúrgico de la HPB. En el Cuadro 1, se desglosan en tres modalidades terapéuticas: tratamientos médicos farmacológicos, dispositivos mecánicos y utilización de medios físicos, los cuales se desglosan a su vez, en crioterapia, microondas, ultrasonido focalizado y láser.

Algunos de los tratamientos expuestos en el Cuadro 1 tuvieron cierto auge temporal, pero debido a sus resultados poco favorables, su popularidad disminuyó. Tal es el caso de la crioterapia en primer lugar y más reciente-

mente la hipertermia transuretral y transrectal (temperaturas entre 42 y 44°C), las cuales se siguen investigando y en el caso particular de la hipertermia prostática, ya hoy se cuenta con equipos que producen temperaturas mayores de 44,5°C, en lo que se conoce como termoterapia prostática⁽²⁰⁾.

Khoury publicó en el año 1992 un estimado de las opciones terapéuticas para la HPB en los próximos 8 años. Su trabajo es el resultado de la reunión del Comité Internacional de HPB de la Organización Mundial de la Salud del año 1991. El 80% de los pacientes se trataron en el año 1991 mediante RTUP, cifra que descenderá a 50% para el año 1995 y llegará a un estimado del 20% para el año 2000. El 80% restante se tratará mediante medios farmacológicos o alternativas mínimamente invasivas como láser, ultrasonido o microondas. Esta progresión luce vertiginosa y aunque puede que no llegue a los parámetros planteados, seguramente vamos

The New York Hospital - Cornell University Medical Center.
New York, USA

SAU

a ser testigos de un gran descenso en la cirugía prostática⁴⁴. Nuevamente, los urólogos nos enfrentaremos a un cambio tan radical como lo representó hace unos pocos años la litotricia extracorpórea en el campo de la litiasis urinaria.

Tratamientos farmacológicos:

Extractos de plantas
Bloqueadores Alfa
Inhibidores de la 5- α -reductasa
Flutamida

Dispositivos mecánicos:

Catéteres
Dispositivos intrauretrales
Balón de dilatación prostática

Utilización de medios físicos:

Crioterapia intersticial
Hipertermia con microondas
Termoterapia con microondas
Ultrasonido focalizado
Láser transuretral:
Láser visual
T.U.L.I.P.

Cuadro 1. *Tratamientos alternativos de la HPB.*

MATERIAL Y METODOS

Principios físicos del láser

La energía la utilizamos en cirugía de muy diversas formas. Puede provenir de diferentes instrumentos y a su vez, diferentes tipos de energía pueden utilizarse sobre los tejidos para lograr efectos físicos diferentes. El bisturí produce su efecto sobre el tejido por la fuerza mecánica, aplicada sobre la reducida superficie de contacto de su filo. Logramos con esto cortes limpios sin ningún efecto hemostático. Pero, si por el contrario, trabajamos con un electrobisturí, ya no es la fuerza mecánica, sino los electrones, los cuales van a producir un efecto, que puede ir desde el corte puro, con muy poco efecto coagulativo, hasta una coagulación intensa con poco efecto de corte. Las ventajas del electrobisturí son claras, pero pudieran no ser suficientes si las comparamos con el efecto tisular producido por el láser: la luz emitida por un equipo de láser, además de ser capaz de producir cortes limpios o coagulación muy homogénea, puede vaporizar tejidos, característica útil para la resección de tejidos patológicos.

Para comprender las características específicas de cada láser, debemos estudiar los principios físicos de la luz. Es cierto que la luz es un conjunto de fotones que

viajan en el ambiente y eso es lo que se entiende como teoría corpuscular de la luz, pero la mayoría de las características físicas de la luz sólo se entienden bajo la naturaleza ondulatoria de ésta. De allí, la teoría dual de la luz, que caracteriza a la luz como una onda, pero a su vez como un conjunto de partículas (fotones) en movimiento.

La luz como onda tiene características que la definen: longitud de onda, frecuencia y amplitud. La longitud de onda es la distancia que hay entre dos crestas sucesivas de una onda, o lo que es lo mismo, la distancia entre dos valles. La longitud de onda se traduce en el "color" de la luz y en el caso de la luz visible, ésta comprende un conjunto de longitudes de onda que van desde el violeta, hasta el rojo. Toda longitud de onda por encima del rojo no será visible por el ojo humano y caerá en el espectro infrarrojo, pero si esta longitud de onda aumenta mucho más, entonces hablaremos de ondas de radio y televisión. En el extremo opuesto; por debajo del violeta estará el ultravioleta y a mucha mayor distancia estarán las radiaciones ionizantes como los rayos X, rayos gamma y radiaciones cósmicas. La frecuencia de una determinada longitud de onda es el número de ciclos que se repite en un segundo. Si sabemos que la luz viaja a una velocidad constante de 300.000 km/seg., entonces podremos deducir que a mayor longitud de onda, menor será la frecuencia y viceversa. Finalmente, la amplitud no es más que la intensidad o "volumen" de una onda, de allí, sabremos que al utilizar un equipo de láser de una determinada longitud de onda, podremos aumentar o reducir la energía administrada, simplemente variando la amplitud de la onda utilizada.

La luz solar o luz blanca es un conjunto de longitudes de onda, que si las hacemos pasar a través de un prisma óptico, las dispersaremos en todas sus longitudes de onda. Eso es lo que llamamos espectro de luz visible. La luz que empleamos cuando activamos un equipo de láser tiene características que la hacen única y diferente a la luz solar.

Sin escaparnos del propósito de este artículo, nos permitimos concentrar momentáneamente la atención en ciertos aspectos de física nuclear, que nos van a ser de utilidad para una mejor comprensión de la cirugía con láser.

Un átomo en reposo consta básicamente de un núcleo formado por neutrones y protones y un conjunto de electrones que giran a su alrededor en órbitas de diferentes diámetros. A mayor diámetro de la órbita, mayor será la energía de un electrón. Un átomo en reposo tiene sus electrones en una configuración definida en su estructura, pero si el átomo es estimulado con calor o con un fotón de suficiente energía, puede ocurrir un cambio en la órbita de uno de sus electrones, haciendo que éste salte a una órbita de mayor energía. Este átomo se dice que está excitado, circunstancia en la cual es sumamente inestable, tendiendo a recuperar su estado basal o de reposo tras un corto período de tiempo. Cada vez que un

átomo excitado recupera su estado basal, emite un fotón con una longitud de onda característica. Este fenómeno se llama emisión espontánea y puede ocurrir en la naturaleza (Fig. 1). A manera de ejemplo, eso es lo que sucede cuando un objeto metálico adquiere suficiente temperatura como para hacerse incandescente⁽²³⁾.

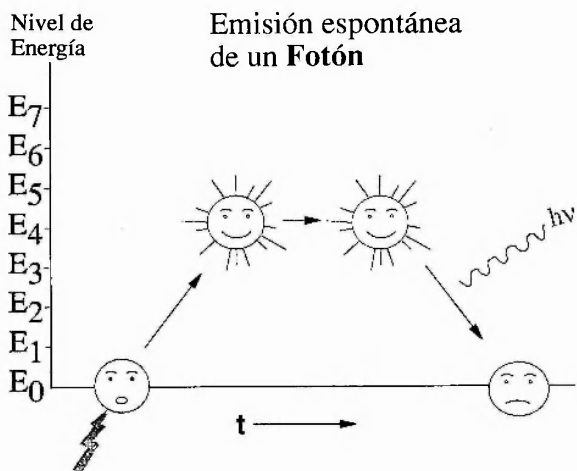


Figura 1

Albert Einstein, en el año 1917 conceptualiza el efecto láser o lo que es lo mismo, la emisión estimulada de radiación. Si un átomo previamente excitado es estimulado nuevamente, va a aumentar la energía de otro de sus electrones, pasando a un estado sumamente inestable que va a concluir cuando ese átomo recupere su estado basal. Para que esto ocurra se han de emitir dos fotones de características semejantes: igual longitud de onda y dirección (Fig. 2).

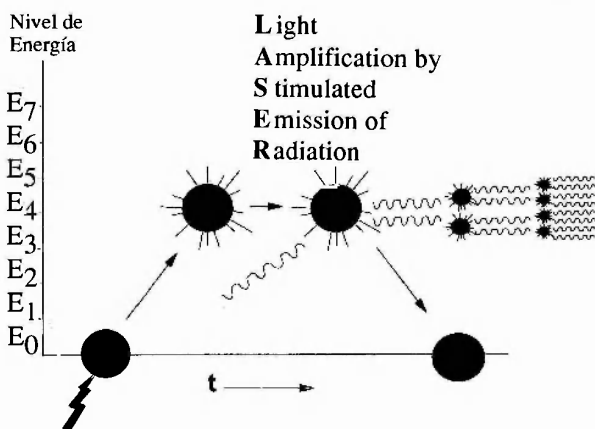


Figura 2

Si logramos mantener un gran número de átomos dentro de un cilindro, cuyos extremos sean espejos y los hacemos excitar hasta lograr que más de la mitad de ellos estén en estado excitado, tendremos lo que se llama una inversión de la población. Ahora es fácil imaginar cómo todos estos fotones emitidos por los átomos excitados, a su vez van a estimular a algunos átomos que se encuentran igualmente excitados, logrando esta vez emitir dos fotones (emisión estimulada) por cada átomo, con lo que se duplica la cantidad de fotones emitidos.

Simultáneamente una fuente de poder introduce energía luminosa al sistema para mantener la inversión de la población. Los fotones que se van emitiendo lo hacen en forma de avalancha, pudiendo chocar contra las paredes del tubo, con lo cual, son absorbidos y convertidos en calor, o por el contrario pueden contactar los espejos perfectamente paralelos en cada uno de los extremos de la cavidad de resonancia, haciendo que se reflejen en forma indefinida. Estos fotones que se van acumulando en la cavidad óptica, cada vez chocan con mayor número de átomos, haciendo que se liberen más y más fotones. Si por medio de un dispositivo electrónico hacemos parcialmente permeable uno de los dos espejos de la cavidad de resonancia, entonces, la gran cantidad de fotones que habíamos acumulado pueden proyectarse al exterior como luz láser. Eso es precisamente lo que hacemos cuando activamos un equipo de láser (Fig. 3).

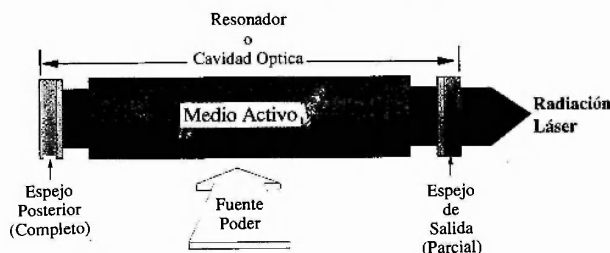


Figura 3

No fue sino hasta el año 1958 cuando se pudo reproducir en forma eficiente este fenómeno. Se había creado el láser de rubí, el cual se dijo y con razón, que emitía una luz más potente que la del sol. A partir de ese momento surgieron diferentes láser para aplicación en medicina, siendo el año 1964 de vital importancia para el láser en medicina. Se descubrieron los láser de Nd:YAG, CO₂.

La luz emitida por un equipo láser tiene propiedades que la hacen única y útil desde el punto de vista de su aplicación en medicina. La luz de un láser es monocromática, es decir tiene una sola longitud de onda; está en fase, lo que significa que todos los picos de las ondas coinciden en el mismo punto, al igual que los valles y finalmente, es coherente, ya que los fotones después de incidir en los espejos paralelos de la cavidad óptica, van

a reflejarse indefinidamente hasta ser transmitidos al exterior. La coherencia de la luz permite tener un rayo con un ángulo de divergencia muy bajo, con lo que la luz láser puede viajar a mayor distancia que la luz convencional (Cuadro 2).

Característica de la luz láser

Monocromática - Coherente - En fase

Cuadro 2

Las propiedades de los diferentes láser de acuerdo con su longitud de onda permiten dividirlos en dos grupos: los que pueden ser transmitidos a través de fibras ópticas y los que no. Cuando estamos interesados en la aplicación de esta tecnología para uso médico y en especial en urología, la transmisión por fibras de cuarzo es fundamental, puesto que es la mejor forma de hacer llegar la luz a través de cistoscopios, ureteroscopios, laparoscopios, endoscopios flexibles, etc. Un láser como el de CO₂, con una longitud de onda de 10.600nm no puede ser transmitido sino a través de espejos o lentes, por lo que su aplicabilidad en cirugía endoscópica se reduce notablemente. Por el contrario, el láser de Nd:YAG, el de Helio:Neón (He:Ne), el Potasio, Titanil, Fosfato:Ytrium, Aluminio, Granate (KTP:YAG) y el Holmium:YAG (Ho:YAG) sí pueden transmitirse adecuadamente por fibras ópticas.

Interacción láser-tejido

La luz al hacer contacto con una superficie (tejido) se puede comportar de cuatro formas diferentes: en primer lugar, la energía puede absorberse y entonces, toda la energía absorbida será convertida en calor y el calor generado será responsable del efecto final sobre el tejido; en segundo lugar, la luz puede reflejarse, no produciendo en este caso ningún efecto terapéutico; en tercer lugar, la luz puede dispersarse en la profundidad del tejido, con lo cual el efecto final será sobre una mayor superficie o volumen tisular (característica fundamental del Nd:YAG) y finalmente la luz puede transmitirse en el tejido sin producir cambios en el mismo.

La interacción láser-tejido es el conjunto de fenómenos que ocurren cuando un haz de luz láser se pone en contacto con una superficie tisular. Una proporción variable de los fenómenos antes expuestos pueden ocurrir: una pequeña proporción de la energía se puede desperdiciar como luz reflejada, parte de la energía puede absorberse en la superficie, generando altas temperaturas y otra parte puede transmitirse y dispersarse en la profundidad del tejido hasta ser absorbida completamente y convertida en calor. El conocimiento de esta interacción va a permitir predecir si una determinada longitud de onda, con una potencia y duración definida va a ser útil desde el punto de vista terapéutico⁽²⁵⁾.

El calor generado es la vía final común de la aplicación de un láser sobre un órgano o tejido. Dependiendo de la temperatura alcanzada, se logrará un menor o mayor grado de alteración estructural de los componentes celulares. El menor cambio producido en la estructura molecular debido al calor corresponde a la desnaturalización de las proteínas. Si seguimos aumentando la temperatura, se producirá progresivamente, coagulación proteica, vacuolización celular, vaporización tisular, carbonización y aún incandescencia.

La temperatura de vaporización tisular no es constante. El agua vaporiza a 100°C, pero los tejidos, debido a su contenido variable de agua, vaporizarán a diferentes temperaturas, aunque cercanas siempre a los 100°C. Si se continúa aplicando un láser después de que el tejido ha sido vaporizado, la temperatura seguirá aumentando por encima de 100°C y hasta valores capaces de producir carbonización tisular. El hecho de producir carbonización cambia radicalmente el comportamiento del láser, pues la luz no puede transmitirse a través de la delgada capa de carbón y en cambio toda la energía es absorbida y convertida en calor. La temperatura, por lo tanto, aumenta en una forma vertiginosa en la superficie, llegando a valores cercanos a los 2.000°C sin aumentar proporcionalmente en la profundidad del tejido.

La dosis quirúrgica o energía de láser administrada depende de tres variables: potencia del láser, tiempo de aplicación y diámetro del haz. Potencia es la medida de la cantidad de luz láser y se expresa en Watts. Una potencia determinada, aplicada por un período de tiempo, es la energía total administrada.

$$\text{Energía administrada (joules)} = \text{Potencia (watts)} \times \text{Tiempo (seg.)}$$

$$\text{Densidad energética (watts/cm}^2\text{)} = \frac{\text{Potencia (watts)}}{\text{Superficie irradiada}}$$

La energía administrada sobre una superficie determinada es la densidad energética o de radiación. En otras palabras, si disminuimos a la mitad la superficie sobre la cual administramos una cantidad "E" de energía, estamos aumentando al doble la densidad energética. La densidad energética es probablemente el parámetro que mejor define la cantidad de energía aplicada sobre la superficie de un tejido. En líneas generales, bajas densidades de radiación producen coagulación y altas densidades originan corte o vaporización.

La longitud de onda del láser es el parámetro individual de mayor importancia en la interacción láser-tejido. En la Figura 4 se observa la absorción relativa de los diferentes láser por el agua, la hemoglobina y la melanina. El Nd:YAG láser (longitud de onda: 1.064 nm) es el que se absorbe en menor cuantía por el agua y la hemoglobina, lo cual significa en primer lugar, que se puede emplear a través de medios líquidos, como en los casos

de cirugía urológica endoscópica y aún más importante, el efecto terapéutico se logrará en profundidad, debido a la mayor penetración tisular de esa longitud de onda.

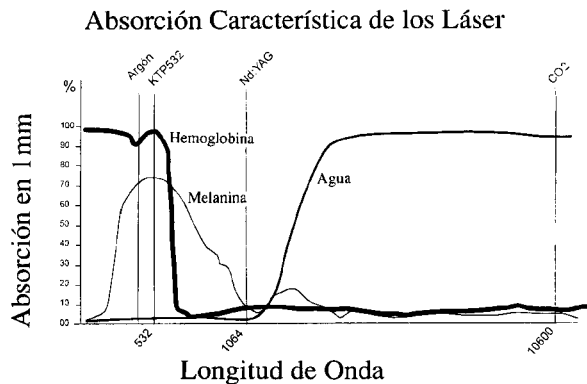


Figura 4

Ablación prostática con láser

Sabemos que el láser produce coagulación tisular y también vaporización, pero a la hora de realizar una ablación prostática tendremos que analizar si queremos vaporizar (resecar) tejido, reproduciendo al finalizar el procedimiento, el aspecto de una celda prostática post-RTUP, o por el contrario, queremos producir una gran zona de coagulación y necrosis, que posteriormente va a ser eliminada lentamente, resultando en una uretra prostática amplia. Estos son los casos extremos, pero en la práctica clínica, cuando vaporizamos tejido también producimos coagulación en profundidad y viceversa, cuando coagulamos tejido, también vaporizamos parte en la superficie. Para optimizar nuestros resultados tendremos que evitar vaporización cuando nuestro objetivo sea únicamente coagular. Esto lo logramos ajustando los parámetros del equipo a una potencia relativamente baja, aumentando el tiempo de radiación y muy importante, utilizando densidad de radiación baja. Es decir, nos interesa irradiar sobre una superficie mayor de tejido para evitar vaporización y carbonización tisular. Estos conceptos se conocen con anterioridad, pero aún no han sido descritos los parámetros óptimos para ablación prostática y es allí donde tenemos centrados nuestros protocolos de investigación. En el momento actual no podemos ser dogmáticos en cuanto a los parámetros de aplicación del láser para próstata, tenemos que conformarnos únicamente con aceptar que el Nd:YAG ha sido y es el láser de elección para ablación prostática⁽²⁵⁾.

Aplicación de láser por contacto o aplicación de láser "no-contacto" es una discusión importante. Cuando decimos láser por contacto, esto es igual a alta densidad de radiación, altas temperaturas de irradiación y como resultado, vaporización de tejido. Láser en no-contacto

significa menores densidades de radiación buscando lograr coagulación en profundidad. El problema surge cuando estamos utilizando una fibra lateral en no-contacto y aunque nuestro propósito es coagular en profundidad, la densidad de radiación es demasiado alta, produciendo carbonización y vaporización del tejido prostático.

La aplicación de láser en contacto luce interesante a primera vista, puesto que estamos reproduciendo el resultado quirúrgico de una RTUP, pero el problema principal reside en el tiempo necesario para culminar un procedimiento de este tipo. Vaporizar tejido es un proceso lento y por lo tanto no es aplicable a próstatas de mediano y gran tamaño. La ablación prostática en contacto ha perdido el interés que inicialmente mostró, pero las investigaciones para lograr vaporización tisular a un ritmo que permita el tratamiento de glándulas de gran volumen continúan^(7,9).

Tecnología disponible para ablación prostática con láser

• Fibras de contacto

Las fibras empleadas para ablación prostática en contacto tienen en su punta un cristal de zafiro sintético que absorbe la energía del láser convirtiéndola en calor. Se alcanzan temperaturas de 300 ó 400°C, que al hacer contacto con el tejido, provocan su vaporización. Las primeras fibras disponibles tenían un diámetro de 3 mm, pero actualmente se cuenta con fibras con puntas de zafiro de 6 y 7 mm, que permiten una vaporización más rápida del tejido (*Surgical Laser Technologies*). La indicación actual para este tipo de procedimiento serían las próstatas obstructivas de menor tamaño. No hay hasta el momento trabajos disponibles con seguimiento de pacientes.

• Sistema Tulip

Tulip es el nombre comercial de un equipo complejo para ablación prostática con láser. Es el acrónimo de "transurethral ultrasound-guided laser-induced prostatectomy". El equipo consiste en una varilla conectada a una pistola, que en su punta lleva un balón de alta presión para dilatación prostática, un transductor sectorial de ultrasonido y una vía dispuesta para avanzar una fibra lateral de Nd:YAG. El instrumento se avanza transuretralmente después de realizar una cistoscopia diagnóstica. Una vez en la uretra prostática se realiza una evaluación sonográfica de la próstata y se infla el balón. La fibra del láser coincide con la posición del transductor de ultrasonido, de tal manera que, la zona a tratar coincide con la "ventana" del ecógrafo. Al oprimir el gatillo de la pistola, se moviliza longitudinalmente el transductor de ultrasonido y la fibra de láser. Para hacer la irradiación prostática, se realizan entre 8 y 10 pasajes longitudinales por la uretra prostática en las diferentes horas de la circunferencia horaria. La principal ventaja que se

atribuye a este procedimiento es el control sonográfico intraoperatorio de la zona a tratar. El espesor o profundidad del tejido prostático es variable y por métodos endoscópicos no puede evaluarse correctamente, siendo "visualizado" con el equipo de sonografía^(10, 16, 22).

La principal desventaja del Tulip es su costo inicial de inversión, así como el costo de operación, ya que los componentes descartables para cada procedimiento lo hacen oneroso. Otro aspecto crítico del Tulip lo constituye la curva de aprendizaje, puesto que el urólogo general no se siente seguro manejando un instrumento cuyo control depende de imágenes sonográficas transuretrales y el tercer problema lo constituye la falta de estudios controlados en grandes series de pacientes.

• Fibras laterales para ablación prostática en no-contacto

Cada día son más las fibras laterales para ablación prostática en no-contacto. Las clasificaremos por su construcción en dos tipos: con espejo reflector de oro y con espejo reflector de cuarzo.

La construcción de las fibras con espejo de oro se fundamenta en un espejo con un ángulo de 45 grados con respecto a la fibra, que va a reflejar el haz de luz en un ángulo de 90 grados, o sea, lateralmente a la fibra. La construcción puede ser en oro macizo o con un baño de oro. La razón por la cual se usa el oro para su construcción estriba en las propiedades reflectantes de éste para la longitud de onda de 1.064 nm (Nd:YAG) y que alcanza más del 93 %. El problema básico de todas estas fibras es que en mayor o menor grado sufren deterioro importante cuando pequeños fragmentos de tejido se acercan al espejo y se calientan a temperaturas mayores de 1.000°C alcanzando la temperatura de fusión del oro. El espejo pierde sus cualidades reflectantes, absorbiendo más energía y por lo tanto aumentando aún más su temperatura, hasta deteriorarse por completo.

Nuevas fibras que han salido al mercado tienen sistemas de refrigeración, que utilizan el mismo líquido irrigante haciéndolo pasar por la cercanía del espejo. Aún estas fibras sufren daños considerables cuando accidentalmente se ponen en contacto con el tejido prostático.

Los ejemplos de este tipo de fibras son: Urolase de la casa Bard y Sidefire de Myriadlase.

El otro grupo de fibras para no-contacto tienen un fundamento muy sencillo: el mismo material con el que están construidas las fibras está cortando en su punta, de tal manera que actúe como un prisma, desviando el rayo de luz en un ángulo aproximado de 90 grados. Estas fibras tienen una cubierta de cuarzo transparente, para prevenir el contacto del tejido con el prisma. Tres casas comerciales fabrican fibras de este tipo: Laserscope que produce la fibra ADD, Cytocare que produce la fibra Prolase II y Lasersonics que fabrica la fibra Ultraline. El problema con la fibra ADD y con la Ultraline es que también se funden, pues al contacto con el tejido, la tem-

peratura aumenta por encima de 900 grados y la punta de la fibra pierde su eficiencia.

En general, todas las fibras pueden perder hasta un 20% de su eficiencia, después de la primera irradiación, lo cual hay que tomar en cuenta para hacer los cálculos correspondientes de dosimetría y eventualmente reemplazar la fibra durante el procedimiento.

Como consecuencia del problema de inestabilidad de las fibras, que repercute aumentando los costos del procedimiento, hemos venido investigando un nuevo dispositivo, el cual consta de un catéter de 8Fr con un espejo de oro en su punta a la manera de las fibras con punta de oro. Por dentro de este catéter se avanza una fibra convencional de cuarzo, sin ningún tipo de punta especial y en la parte posterior del catéter hay un conector para irrigar líquido. Mientras se está realizando el procedimiento, el catéter está irrigando líquido, el cual sale a la altura del espejo, impidiendo el contacto del cualquier tipo de detritus con el espejo, refrigerándolo a su vez muy eficientemente. En pruebas experimentales, hemos observado alta estabilidad y durabilidad del espejo en un rango de potencia de 15 a 60 W. Con este tipo de catéter se podrían realizar los procedimientos sin necesidad de descartar la fibra de cuarzo, la cual se reutilizaría con la consiguiente reducción de los costos (datos no publicados).

Estudios experimentales

Johnson (1992), estudió los cambios patológicos tras la irradiación prostática con Nd:YAG en un modelo canino. Utilizó 12 animales y bajo anestesia general aplicó 60 W por 60 segundos en las horas 2, 5, 8 y 11 de la circunferencia. Sacrificó los animales 1 hora, 3 horas, 1, 2, 4 y 7 días y 2, 3, 5 y 7 semanas después del procedimiento. Estudió las próstatas macro y microscópicamente y pudo demostrar una cavidad necrótica central que con el paso del tiempo se esfacela y finalmente se cubre de epitelio transicional al cabo de 7 semanas. La cavidad producida en la celda prostática recuerda con mucha similitud la cavidad creada después de una RTUP. Estos resultados fueron estimulantes para continuar con diferentes protocolos de investigación y algunos estudios preliminares en pacientes⁽¹²⁾.

Desde los primeros estudios de prostatectomía con láser, se describió el efecto "pop-corn"^(4, 5), o sea, la vaporización violenta del tejido por debajo de la mucosa uretral, que conduce a una pequeña explosión en el tejido prostático. Este fenómeno se consideraba inherente a la ablación prostática en no-contacto. Thomas Cammack de la Universidad de Texas publicó el primer informe sobre los aspectos perjudiciales de la irradiación prostática con altos niveles de energía y propuso aplicar menor potencia (15 W) por un tiempo proporcionalmente mayor (180 seg.) en un modelo canino. Logró evitar las explosiones y al mismo tiempo reportó un efecto necrótico homogéneo y de mayor profundidad⁽²⁾.

En la Universidad de Cornell hemos venido trabajando sobre el mismo principio de evitar el efecto "pop-corn" y hemos logrado evidenciar como en algunas oportunidades la próstata canina al ser irradiada con potencias de energía de 60 W, sufre explosiones que provocan la fractura completa de la misma. Al momento esto luce inconveniente, puesto que es un fenómeno incontrolado, que puede provocar sangramientos en la cápsula prostática y eventualmente extravasación urinaria y fibrosis, pero por otro lado, una lesión que conduzca hasta la cápsula prostática se podría comportar como una incisión transuretral de próstata, con su efecto beneficioso sobre la obstrucción urinaria. Sin entrar en discusiones del efecto positivo o no del "pop-corn" y únicamente considerando que es un fenómeno incontrolado, nos propusimos diferentes técnicas de ablación con láser que evitarán dicho fenómeno. Esto lo logramos o bien reduciendo la potencia del láser a valores de 30 W por 120 seg., o utilizando 60 W e irradiando los lóbulos laterales en forma similar a si estuviéramos pintando con láser la superficie prostática. La profundidad y homogeneidad de la coagulación alcanzada cuando "pintamos" con 60 W fue claramente superior a cualquiera de los protocolos anteriormente evaluados (*J. Urol.* en prensa).

COMENTARIO

El aspecto fundamental que diferencia la ablación prostática con láser de la RTUP es el hecho de que no contamos con muestras para estudio histológico. De este hecho se derivan algunas consideraciones de manejo clínico: los pacientes se someten de rutina a examen digital rectal, cuantificación de PSA y ultrasonido transrectal. En los casos con examen rectal patológico, PSA mayor de 4 ng/lit o ultrasonido sospechoso, se realiza biopsia prostática guiada con ultrasonido (toma de 6 cilindros histológicos).

Las investigaciones sobre láser para ablación prostática se vienen multiplicando enormemente y los protocolos actualmente en desarrollo envuelven principalmente el seguimiento clínico de los pacientes a mediano y largo plazo. Este esfuerzo puede no lograr el efecto deseado si no se utilizan criterios de evaluación comunes. Sugerimos utilizar el puntaje de síntomas de la AUA, flujo urinario pico y volumen residual como parámetros fundamentales de evaluación pre y postoperatoria⁽¹⁾.

Los pacientes se seguirán anualmente con tacto rectal y cuantificación de PSA, pues la falta de tejido para estudio histológico no permite descartar la posibilidad de un carcinoma prostático oculto.

El urólogo que va a realizar prostatectomías con láser deberá informar correctamente al paciente acerca de la naturaleza novedosa del procedimiento y la falta de estudios controlados a largo plazo. De igual forma, el paciente aceptará previamente la posibilidad de síntomas

irritativos en las primeras semanas de postoperatorio, lo cual no se suele prolongar por un espacio mayor a tres semanas.

Los pacientes sometidos a ablación prostática con láser experimentan un aumento de volumen de su glándula de aproximadamente un 20% en los primeros 30 minutos postablación⁽⁶⁾. Este hecho hace necesario el uso en el postoperatorio de una sonda uretral de Foley o una cistostomía por punción, colocada intraoperatoriamente. La experiencia actual hace recomendar la derivación urinaria por aproximadamente 5 días como mínimo y de allí nuestra tendencia a usar más cistostomías y menos sondas uretrales. Los pacientes toleran mejor la cistostomía y tienen la ventaja adicional de que pueden evaluar los volúmenes residuales postmicciones una vez que comienzan a clampear la cistostomía, con lo que el urólogo tiene datos objetivos para retirar ésta.

Los pacientes se manejan desde el preoperatorio inmediato con antibioticoterapia profiláctica, la cual se mantiene por el período que permanezca con sonda de Foley o cistostomía suprapúbica. En nuestro protocolo utilizamos Lomefloxacina en dosis de 400 mg por vía oral una vez por día.

RESULTADOS

El primer trabajo publicado en pacientes fue el de *Costello* (1992), sobre una casuística preliminar de 4 pacientes (uno de ellos con Ca. prostático). Utilizó 60 W de potencia por 60 seg., en cuatro cuadrantes con una fibra lateral de aleación de oro (Lateralase). El seguimiento fue entre 2 y 4 semanas y los resultados urodinámicos fueron alentadores, con aumentos de flujo pico y promedio significativos; los pacientes experimentaron mejoría clínica, aunque no se evaluaron sus síntomas con una tabla de puntaje. El paciente portador de carcinoma prostático fue sometido a prostatectomía radical y en la pieza quirúrgica se pudo observar un área de necrosis con una profundidad de 2,5 cm, tras la cual se observó tumor variable en el estudio histopatológico⁽⁶⁾.

El mismo *Costello* publicó otro trabajo con una casuística más extensa el mismo año (1992). Reportó sus resultados en un grupo de 17 pacientes con HPB, en los cuales empleó el mismo tipo de fibra y una técnica de irradiación bastante similar. Los resultados fueron: reducción del puntaje de síntomas (Madsen-Iversen) de 15 a 4 y aumento del flujo pico de 5 a 9 ml/seg. El volumen promedio de las próstatas fue de 24 cc. La cistoscopia flexible a las 6 semanas demostró celdas prostáticas similares a las observadas post-RTUP en 10 pacientes del total. Estos resultados fueron lo suficientemente alentadores como para seguir realizando diferentes protocolos en pacientes⁽⁵⁾.

Entre noviembre de 1990 y septiembre de 1992, se realizó un estudio nacional cooperativo en los EE.UU. empleando el sistema Tulip, que fue regulado por la

FDA y supervisado por la Asociación Americana de Urología. Doscientos pacientes fueron tratados por HPB con un volumen prostático promedio de 41 cc y una hospitalización de 1,4 días. Se hizo al menos una evaluación postoperatoria a los 6 meses: el puntaje modificado de síntomas de Boyarsky se redujo de 18,6 a 6,2 en promedio y el flujo pico ascendió de 7,2 a 12,4 ml/seg. Se definió resultando exitoso cuando hubiese un puntaje de síntomas menor a 12, o un aumento de flujo superior a 4 ml/seg. o mayor de un 50 % del flujo preoperatorio; 82,5 % de los pacientes mostraron resultados exitosos⁽¹⁷⁾.

En la literatura vienen apareciendo reportes de diferentes grupos empleando las fibras disponibles actualmente y cada vez con seguimientos postoperatorios mayores. Los resultados varían poco de grupo a grupo y de fibra a fibra, pero hay datos interesantes en estos estudios que vale la pena resaltar: las evaluaciones postoperatorias hasta un año y aun mayores mantienen los resultados observados a los 6 meses^(6, 8, 19). Con esto sólo se demuestra una tendencia a mantener los criterios clínicos con el paso del tiempo.

Algunos trabajos comunican incidencia de eyaculación retrógrada, que varía de 7 al 20 %^(13, 17) en contra de aproximadamente 90 % con la RTUP. No hay suficientes resultados actualmente como para establecer parámetros acerca de potencia sexual después de ablación con láser.

La incidencia de complicaciones con prostatectomía con láser es significativamente menor que en la RTUP^(6, 8, 13). El sangramiento intraoperatorio es muy reducido, y se han comunicado cifras de 15 cc de pérdida sanguínea en promedio. Esta característica de la ablación con láser hace posible su realización en pacientes completamente anticoagulados, sin necesidad de suspender el tratamiento^(6, 8, 13). Otra diferencia sustancial es con respecto al síndrome de RTUP; hasta el momento no se ha reportado ningún caso de sobrehidratación en la literatura de ablación prostática con láser. *Kabalin* reporta el caso de un paciente con una próstata de 200 mg, en el que realizó una ablación visual con láser durante 3 horas, empleando únicamente agua para la irrigación y encontró un valor de Na plasmático postoperatorio de 138 mEq/L⁽¹³⁾.

Leonard Marks realizó video-endoscopia seriada a 7 pacientes durante los primeros 6 meses de postoperatorio y comprobó la presencia de un defecto tisular en la celda prostática a los tres meses. Pero, en contra de las apreciaciones de *Costello*⁽⁹⁾ quién consideraba una cicatrización completa a las 6 semanas, *Marks* evidenció a las 19 semanas, que la reepitelización aún no se había completado. Otro hallazgo interesante de esta pequeña serie, es la relación observada entre la reepitelización uretral y la desaparición de la piuria, fenómeno constante en el seguimiento postoperatorio de estos pacientes⁽¹⁵⁾.

La ablación prostática con láser es un procedimiento aún muy joven y por lo tanto no ha superado la prueba del tiempo. Son numerosas las variaciones en cuanto a

técnica quirúrgica y equipamiento que aparecen día a día y que nos hacen reflexionar a la hora de adentrarnos en un nuevo avance tecnológico para nuestra especialidad. Los temores son ciertos, pero el estímulo es mayor: a no más de tres años de la primera ablación con láser de una próstata hipertrófica, esta técnica luce con posibilidades de desplazar el lugar que ocupa la RTUP como tratamiento de elección para la HPB. No olvidemos el camino que tuvo que recorrer desde hace ya más de 60 años la resección transuretral de próstata, que nació con unas indicaciones muy reducidas, alta morbilidad y mortalidad, para llegar a ser cuarenta años más tarde un procedimiento seguro y de amplia difusión mundial. La prostatectomía con láser nació para los urólogos y parece que se quedará entre nosotros.

BIBLIOGRAFIA

1. Barry, J. M.; Fowley, T. J.; O'Leary, M. P.; Bruskewitz, R. C.; Holtgreve, H. L.; Mebust, W. K.; Cockett, A. T. K. and the measurement committee of the American Urological Association. The American Urological Association symptom index for benign prostatic hyperplasia. *J. Urol.* 148:1549, 1992.
2. Cammack, J. T.: Low-Power laser superior in canine BPH trial. *Urology Times*. Vol. 21, Nº 2, Febrero, 1992.
3. Carson, C. C.: 3d. Endoscopic treatment of upper and lower urinary tract lesions using lasers. *Semin. Urol.* 9 (3):185-91, 1991.
4. Costello, A. J.; Bowsher, W. G.; Bolton, D. M.; Braslis, K. G. y Burt, J.: Laser ablation of the prostate in patients with benign prostatic hypertrophy. *Br. J. Urol.* 69:603-608, 1962.
5. Costello, A. J., Johnson, D. E. y Bolton, D. M.: Nd:YAG laser ablation of the prostate as a treatment for benign prostatic hypertrophy. *Lasers Surg. Med.* 12:121-124, 1992.
6. Costello, A. J.; Shaffer, B. S. y Crowe, H. R.: Second generation delivery systems for laser prostatic ablation. *J. Urol.* (en prensa).
7. Daughtry, J. D. y Rodan, B. A.: Transurethral laser prostatectomy: A comparison of contact tip mode and lateral firing free beam mode. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 11:21-28, 1993.
8. Dixon, C.; Machi, G.; Theune, C. y Lepor, H.: A prospective, double-blind, randomized study comparing laser ablation of the prostate and transurethral prostatectomy for the treatment of BPH. Presented at the AUA 88th. annual meeting, Mayo, 1993.
9. Gomella, L. G. y Dann, J. A.: Contact vs. Non Contact Laser Prostatectomy. How are they different and which is better? *A.U.A. Today*, Vol. 6, Nº 5, Mayo, 1993.
10. Gordon, J. O.: TULIP: Answer to call for less invasive Tx. *Urology Times* 21 (2), Febrero, 1993.
11. Holtgrewe, H. L.: An American Urological Association prospective, randomized clinical trial in the treatment of benign prostatic hyperplasia. *Cancer.* 70 (1 Suppl):351-4, 1992.
12. Johnson, D. E.; Price, R. E. y Cromeens, D. M.: Pathologic changes occurring in the prostate following transurethral laser prostatectomy. *Lasers Surg. Med.* 12:254-263, 1992.

13. Kabalin, J. N.: Urolase laser prostatectomy. *Monogr. Urol.* 14:23-36, 1993.
14. Khoury, S.: Future directions in the management of benign prostatic hyperplasia. *Br. J. Urol.* 70 (1):27-32, 1992.
15. Marks, L. S.: Serial endoscopy following visual laser ablation of prostate (VLAP). *Urology.* 42 (1):66-71, 1993.
16. McCullough, D. L.: This month in investigative urology: Transurethral laser treatment of benign prostatic hyperplasia. *J. Urol.* 146:1126-7, 1991.
17. Fuselier, H. A., Roth, R. A., Babayan, R. K.; McCullough, D. L.; Gordon, J. O.; Tupelo, M. S.; Jeffrey, M. S.; Reese, H.; Crawford, D. A.; Smith, J. A.; Murchinson, R. J. y Kaye, K. W.: TULIP National human cooperative study results. Presented at the annual meeting of the AUA. San Antonio, TX, Mayo, 1993.
18. Mebust, W. K.; Holtgrewe, H. L.; Cockett, A. T. K. y col.: Transurethral prostatectomy immediate and postoperative complications: A cooperative study of 13 participating institutions evaluating 3.885 patients. *J. Urol.* 141:242-7, 1989.
19. Norris, J. P.; Norris, D. M.; Lee, R. D. y Rubenstein, M. A.: Visual laser ablation of the prostate (VLAP): clinical experience in 108 patients. *J. Urol.* (en prensa).
20. Perlmutter, A. P.: Prostatic heat treatments. *Semin. Urol.* 10 (3):169-79, 1992.
21. Petrovich, Z.; Ameye, F.; Baert, L.; Bichler, K. H.; Boyd, S. D.; Brady, L. W.; Bruskewitz, R. C.; Dixon, C.; Perrin, P. y Watson, G. M.: New trends in the treatment of benign prostatic hyperplasia and carcinoma of the prostate. *Am. J. Clin. Oncol.* 16 (3):187-200, 1993.
22. Roth, R. A. y Aretz, H. T.: Transurethral ultrasound-guided laser-induced prostatectomy (TULIP procedure): A canine prostate feasibility study. *J. Urol.* 146:1128-35, 1991.
23. Selman, S. H.: Basic laser principles. *Seminars in Urology.* 9 (3) 162-6, 1991.
24. Smith, J. A. Jr.: Laser surgery for transitional-cell carcinoma. Technique, advantages, and limitations. *Urol. Clin. North. Am.* 19 (3):463-83, 1992.
25. Stein, B. S.: Laser physics and tissue interaction. *Urol. Clin. North. Amer.* 13:365-380, 1986.

ISONITYN

2 mg
5 mg

TERAZOSIN CLH

PARA UNA RAPIDA Y COMPLETA RECUPERACION FUNCIONAL EN
HPB

*Rápida Mejoría en la
Sintomatología Irritativa
y Obstructiva.*

*No Interfiere en el Equilibrio
Hormonal.*

*Cómoda Dosificación de
1 Comprimido al Día.*



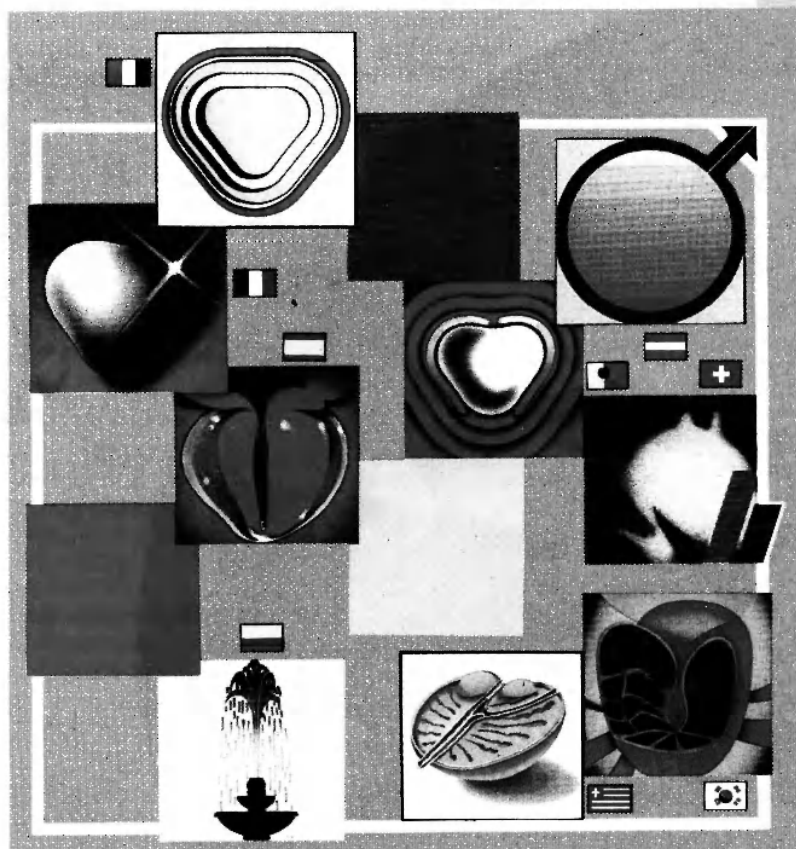
ABBOTT

ABBOTT LABORATORIES ARGENTINA S.A.
DIVISION PRODUCTOS FARMACEUTICOS

PERMIXON

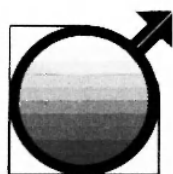
Serenoa Repens Bagó

Inhibe la 5 alfa reductasa.

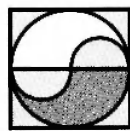


*Alivia los
síntomas*

*Reduce el
adenoma*



**Internacionalmente,
el antiprostático integral.**



Bajo licencia de
P.F. Medicament



**BagóPharma
Internacional**