



Dr. Antonio Bowen Antolín

Médico Odontólogo
 Doctor en Medicina y Cirugía
 Fellow European Board Oral Surgery

Dra. Susana David Fernández

Doctora en Odontología
 Máster en Prótesis Bucofacial y Oclusión
 Profesora Adjunta Facultad de Ciencias de la Salud.
 Universidad Europea de Madrid (UEM)

Clínica Bowen. Madrid
www.clinicabowen.com

APLICACIÓN DEL LÁSER ER: YAG DE PULSO VARIABLE CUÁNTICO EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

INTRODUCCIÓN

Desde que en 1990, Hibst y Keller valoraron la posibilidad del uso del láser como sustituto de los instrumentos rotatorios, sigue presente el escepticismo y la falta de un protocolo consensuado y definitivo de su uso en Odontología Restauradora y prótesis fija. El tipo de láser a emplear, la metodología a seguir, la diferente naturaleza de la superficie resultante, tras ser tratada con la técnica conservadora adhesiva o con el láser, así como las características del sustrato dentario remanente (esmalte, dentina o dentina terciaria) son factores determinantes en el éxito de la adhesión (1).

El láser Er:YAG ejerce su función sobre los tejidos en función de su longitud de onda (2940nm), por lo que es absorbido selectivamente por el agua y por la hidroxapatita. De esta manera, se ha convertido en una herramienta estándar para el tratamiento mínimamente invasivo de tejidos duros de la boca, así como de los tejidos blandos (**Figura 1**).

EFECTOS CLÍNICOS DEL LÁSER ER: YAG

El láser de Erbium:Yttrium-Aluminium-Garnet (Er-YAG) es una excelente herramienta para los procedimientos de Odontología adhesiva, ya que: elimina el *smear layer*, abre los túbulos dentinarios y crea microrrugosidades superficiales (2-6).

Genera un efecto de microablación y un efecto térmico por su longitud de onda (2940 nanómetros, coincidente con el rango de absorción del agua e hidroxapatita -3000 y 2800 nanómetros, respectivamente-) (7, 8).

Reduce el riesgo de micro y macrofracturas que provocan los rotatorios, deja la dentina limpia, los túbulos dentinarios abiertos, y consigue un efecto antimicrobiano de aerobios y anaerobios (9, 10).

EL LÁSER ER:YAG SE HA CONVERTIDO EN UNA HERRAMIENTA ESTÁNDAR PARA EL TRATAMIENTO MÍNIMAMENTE INVASIVO DE LOS TEJIDOS DUROS DE LA BOCA, ASÍ COMO DE LOS TEJIDOS BLANDOS

Presenta además otras ventajas ya conocidas como la posibilidad de prescindir de la anestesia en un gran número de casos.

Su precisión en el área a tratar constituye una herramienta eficaz para el ejercicio de la Odontología Mínimamente Invasiva, evitando la eliminación de tejidos sanos; y el efecto térmico sobre la pulpa es menor que el ejercido por los aparatos rotatorios, en las mismas condiciones de spray de refrigeración aire/agua (10-12). Sin embargo, otros autores (13), atribuyen a la ablación por microexplosión y vaporización del agua presente en la hidroxapatita, un incremento de temperatura (**Figuras 2-4**).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado tratamientos de rehabilitaciones orales completas, siguiendo la «Técnica de los 3 pasos» (14-17) y empleando como material de restauración LAVA ULTIMATE (3M, Minessotta USA) en sectores posteriores y carillas de disilicato de litio en los sectores anteriores.

El protocolo de cementado se realizó siguiendo las especificaciones del fabricante (3M, Minessotta USA), empleando los cementos Relix Ultimate y Scotchbond Universal para las restauraciones del sector posterior con LAVA ULTIMATE y Relix Unicem para las restauraciones con disilicato de litio.

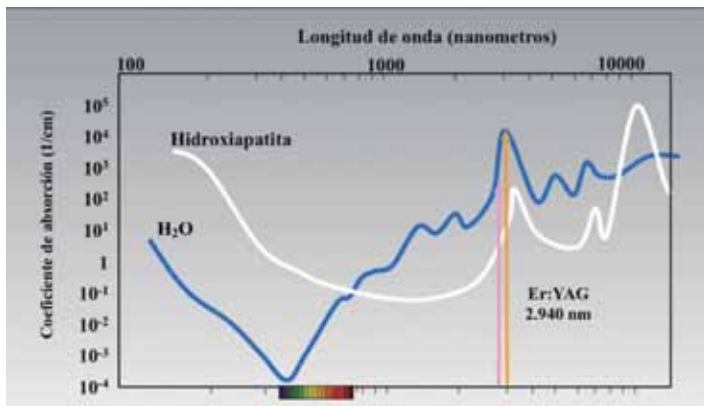


Figura 1. Absorción de las longitudes de onda por agua y por hidroxiapatita.



Figura 2. Corte de tejidos dentales.

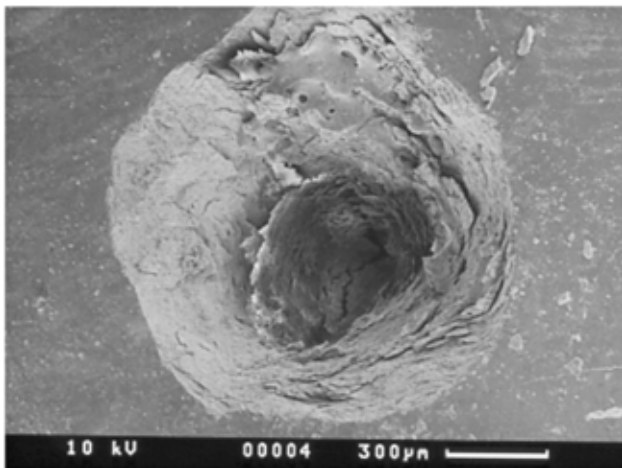


Figura 3. Ausencia de fracturas.

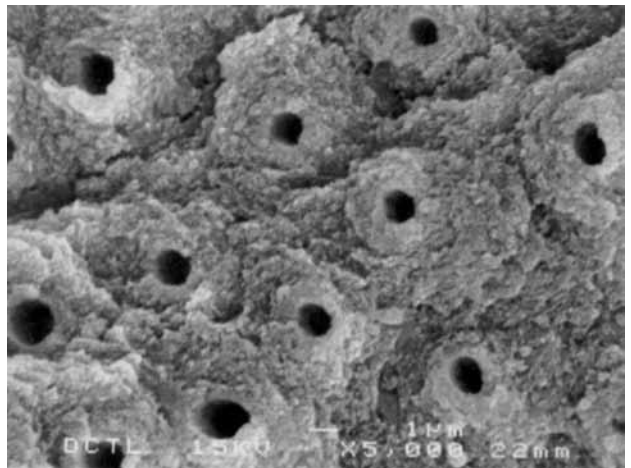


Figura 4. Túbulos dentinarios abiertos.

EL LÁSER ER:YAG EJERCE SU FUNCIÓN SOBRE LOS TEJIDOS EN FUNCIÓN DE SU LONGITUD DE ONDA, **POR LO QUE ES ABSORBIDO SELECTIVAMENTE POR EL AGUA Y POR LA HIDROXIAPATITA**

En el sector posterior se realizó aislamiento absoluto del diente a tratar con goma dique y en sectores anteriores, preparación de la superficie dentaria de la restauración de disilicato de litio con arenado con óxido de

aluminio y sílice (Cojet) y aplicación de adhesivo. La preparación de las superficies dentales se realizó con un Láser LIGHTWALKER AT (Fotona, Eslovenia), trabajando en modo VSP, con settings:

- a)–Para preparación de esmalte:
 - Modo QSP
 - Energía: 600 mJ
 - Frecuencia: 10 Hz

- b)–Para preparación de dentina:
 - Modo QSP
 - Energía: 500 mJ
 - Frecuencia: 12 Hz

RESULTADOS

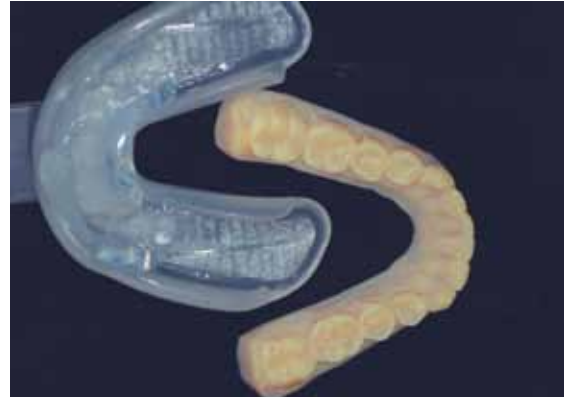
CASO CLÍNICO 1. FIGURAS 5-17



CASO CLÍNICO 1. FIGURAS 18-45

Figuras 5-45. Se describe la secuencia en una rehabilitación según «Técnica de los tres pasos». Paciente con desgaste mixto por bruxismo y erosión. Se observan los modelos esterolitografiados, previamente se confeccionan imaging y mock up. Se restauran con Lava Ultimate® 3M los sectores posteriores superior e inferior, composite en palatino del sector ánterosuperior, y carillas de disilicato de litio en ántero-inferiores y ántero-superiores. Los contactos oclusales quedan fuera de la interfase de las mismas. Se describe el protocolo sobre diente: limpieza con piedra pómez, preparación de superficie con láser Er:Yag en modo QSP, adhesivo autograbante. Las restauraciones se chorrean con sistema Cojet, se lavan en bicarbonato con ultrasonidos, aplicamos adhesivo, y se cementa con Relyx Ultimate®3M. Las carillas siguen el protocolo habitual. Se observan las imágenes tras la irradiación con láser como un punteado tiza. Por último, se comprueba con TekScan la oclusión. Destacar la ausencia de hipersensibilidad postoperatoria, y la realización de tan sólo dos endodoncias (el paciente sólo presentaba una en el 11).

CASO CLÍNICO 2. FIGURAS 46-56



Figuras 46-56. Paciente con erosión inferior posiblemente por trastornos alimenticios. Rehabilitación inferior con Lava Ultimate®, según el protocolo ya comentado en el caso 1, y carillas de disilicato de litio en ántero-inferiores. Grabado y preparación de la superficie dentaria con láser Er:YAG en modo QSP.

DISCUSIÓN

1. Adhesión en Odontología

Superficie generada en el sustrato dentario cuando la adhesión se prepara con ácido fosfórico.

La adhesión química al esmalte y dentina se explica muy sencillamente como la unión entre los minerales presentes en la superficie tras el grabado ácido y los monómeros de la resina empleada en la restauración. Conseguir un buen sellado, es fundamental para evitar fracasos y efectos secundarios (sensibilidad postoperatoria, gaps, filtraciones, descementado, etc.) ya de sobra conocidos (18). Buonocore en 1955 ya introdujo este concepto y se han desarrollado patrones de tratamientos de superficies dentarias estandarizados, en el que el uso del ácido ortofosfórico consigue la desmineralización y permeabilización de la superficie, facilitando su afinidad a los agentes de unión. La adhesión a dentina depende de más parámetros (19,20):

- La eliminación del *smear layer*.
- La desmineralización parcial de la dentina, con la exposición de las fibras colágenas.
- Del ancho de los túbulos dentinarios y del espacio intertubular.

Se crea una capa híbrida compuesta por las fibras colágenas desmineralizadas y las resinas monoméricas que mantiene esa unión entre distintos sustratos. Pese a ello, se sigue investigando al respecto porque aún persisten ciertos fallos. Así, Silverstone, describe los tres pasos del grabado ácido (4,6):

- Tipo I: Efecto desmineralizante con remoción de sales de calcio, dejando intacta la superficie periférica.
- Tipo II: El ácido tiene más afinidad por el contorno de la varilla adamantina.
- Tipo III: Efecto combinado.

De las tres, el mejor es el tipo I. Del mismo modo, también estudió la pérdida superficial (10 micras), y profundidad de dichas microrretenciones (cuyos valores se estiman entre 20-50 micras) al tratarse con ácido ortofosfórico al 30%, durante 60".

Tsuchiya et al describe la zona de resistencia ácido-base, bajo la capa híbrida, que previene la caries, lo que favorece su longevidad (21). Y Yoshida y colaboradores desarrollaron el concepto de adhesión-descalcificación, en el papel de los adhesivos autograbantes, sobre el que incidiremos posteriormente (22-26).

Superficie generada en el sustrato dentario cuando la adhesión se prepara con adhesivos autograbantes.

En 1994, Watanabe desarrolla un sistema de unión reduciendo la concentración de ácido e incrementando la hidrofiliidad. Los valores que obtuvo, no fueron los deseados, pero se siguió investigando al respecto, hasta lograr los resultados actuales. Los adhesivos autograbantes no eliminan el *smear layer*, y constan de dos partes:

A. Monómeros:

A.1. De cadenas cruzadas.

A.2. Funcionales hidrofóbicos e hidrofílicos. Estos últimos son grupos carboxilos: carboxílicos, fosfatos y fosfonatados. Son protones donantes que se unen al calcio residual de la hidroxiapatita del diente. Su función es la de grabar, lograr mayor humectabilidad para su mayor penetración e interacción adhesiva (21). Su problema es la degradación con el paso del tiempo por la hidrólisis de las fibras colágenas. Así los primeros fueron los tipo: 4META, 10-MDP (monómeros que se unen a los iones metálicos de las restauraciones más antiguas que presentaban compuestos metálicos), evolucionando hasta los MF8P, y 3D-SR con grupos fosfatos que interaccionan con el calcio de la dentina constituyendo una capa de adhesión insoluble que protege el colágeno de la hidrólisis. Es importante la estructura, tamaño, cantidad y orientación de los cristales de hidroxiapatita del esmalte (21-33).

Las uniones más estables se logran con:

- 10-MDP (interacciona con la dentina uniéndose a los iones calcio de la hidroxiapatita, formando sales de fosfato de calcio, distribuidas en nanocapas) (34,35).
- 10-MDP
- Ca-10-MDP
- Ca-2,4,6 trimetilfenil-dihidroxifosforil.
- 2-4 dihidroxifosforil-oxabutylacrilato. Son ejemplos de monómeros de mayor a menor estabilidad.

B. Solventes orgánicos como la acetona o el alcohol.

Superficie generada en el sustrato dentario cuando la adhesión se prepara con láser Er:YAG.

Se han elaborado numerosos estudios comparando la fuerza adhesiva de ambos sistemas y sus combinaciones (grabado ácido y/o láser), pero hay que tener muy presente la naturaleza superficial que generan para poder confrontar los resultados.

Tras la ablación y vaporización del contenido de agua seguido de las microexplosiones, el láser logra una superficie que (6):

- Presenta rugosidades microscópicas sin desmineralizar, menos regulares y homogéneas que el ácido ortofosfórico.
- Los túbulos está abiertos sin *smear layer*.
- Es estéril
- Muestra menos fibras colágenas.
- Se compone de una subsuperficie fisurada generada por el incremento térmico durante la radiación (23).
- Se evidencian unos cambios químicos de proteínas, fosfatos y carbonatos (24).

Con respecto a la disposición y naturaleza de las fibras colágenas, se evidencian estudios que muestran la unión de las mismas con el adhesivo de una manera «compacta», con menor fuerza de unión, incluso combinándolo con grabado ortofosfórico (4). Surgen una serie de combinacio-

nes con este, para lograr un mayor número de fibras colágenas expuestas no colapsadas. Así por ejemplo Dayem grababa y después irradiaba; Gonçalves lo aplica después del adhesivo previo grabado, argumentando el efecto remineralizante de la dentina, la infiltración del adhesivo y su fusión con el monómero por el láser (destacar que el empleado en este caso, es el de Nd: YAG), logrando una interfase más resistente y de mejor calidad; otros empleaban el láser antes y después del adhesivo; y otros antes del adhesivo, evitando la obliteración de los túbulos dentinarios (19, 29-31). Torres primero irradiaba con el láser y después aplicaba el ácido ortofosfórico puesto que así, la combinación de ambas, aúna las ventajas del grabado: expone una mayor cantidad y calidad de fibras colágenas y microrretención superficial más homogénea y de mayor profundidad; junto al efecto estéril y una mayor apertura de los túbulos de mayor calibre y reducción de sustrato intertubular que peritubular del láser (7, 18 y 28).

Existe una gran controversia a la hora de determinar un protocolo. Sus retractores, como Natera, no lo consideran como indicación puesto que no disuelve completamente el centro de los primas de esmalte; y Ketaumi no observa capa híbrida con el tratamiento láser (17,32). Argumentan que la superficie no es homogénea, las fibras de colágeno expuestas insuficientes y colapsadas, la dentina resultante presenta zonas carbonizadas y una subcapa fisurada por el efecto térmico residual. No obstante, hay un factor importante a tener en cuenta: en numerosos estudios se emplean adhesivos de un solo paso no autograbantes, pero qué sucede si se aplican los adhesivos autograbantes.

Tras la irradiación con láser, se observa una mayor concentración de fósforo y calcio en la superficie que el fresado, por lo que el uso de adhesivos autograbantes es una alternativa a considerar en estos protocolos (36). No obstante, hay autores que no observan diferencias entre el tratamiento con ácido y láser (37,38).

Según lo aportado hasta ahora por la bibliografía, estas uniones entre el adhesivo autograbante y los iones calcio y fosfato se disponen en nanocapas paralelas entre sí, como capas de cebolla, más próximas a los túbulos (39). Aún faltan respuestas a las cuestiones que se pueden generar, tales como: su descripción detallada, cómo se comportan los espacios entre dichas capas, su relación con la capa híbrida y si se distribuyen por toda la superficie.

2. Adhesión con láser

Tecnología de pulso cuadrado variable

Pese a todos estos estudios, el tratamiento del láser para los procedimientos de adhesión dentaria aún presenta controversia. Algunos trabajos aportan resultados favorables al mismo argumentando la precisión y consecuente preservación de tejido sano, ausencia de anestesia en la mayoría de los casos, y su poder bactericida. Otros, sin

embargo, muestran resultados desfavorables, basándose en que el incremento térmico residual colapsa el colágeno, dificultando la humectabilidad del adhesivo, y una subcapa a la híbrida, con microfisuras, resultando una interfase de peor calidad. Y algunos en los que no se evidencia ninguna técnica mejor que otra.

Según Lukac (40), el motivo de estas discrepancias en los resultados obtenidos, parece ser la insuficiente atención prestada a la duración del pulso y a la energía depositada por el mismo durante la preparación de la superficie dentaria.

DADO QUE EN DENTINA SE LIBERA MAYOR CANTIDAD DE IONES P Y CA, LOS ADHESIVOS AUTOGRABANTES SON DE ELECCIÓN YA QUE SE FACILITA LA ADHESIÓN AL SER LOS MONÓMEROS MÁS AFINES POR ESTOS IONES

El láser Er:YAG actúa principalmente sobre las moléculas de agua contenidas en los tejidos, de manera tal que la explosión de la mismas produce también la desaparición de los mismos, quedando una niebla de restos (*ablation cloud o debris cloud*), que también es alcanzada por la luz láser, de una forma incontrolada, lo que conduce a un aumento de temperatura de los tejidos y a una difusión de la luz por zonas que no precisan ser irradiadas (41).

De esta manera, diferentes estudios (41, 42) han demostrado la conveniencia de utilizar pulsos ultracortos (50 μ s) (43) para un corte eficaz de los tejidos, al dejar una superficie limpia y túbulos dentinarios abiertos, ya que no interfiere con la *ablation cloud* y, por lo tanto, no hay efectos de calentamiento ni de superficies irregulares.

Sin embargo, estos pulsos ultracortos no se pueden generar fácilmente y el problema se crea por el propio mecanismo de producción del haz láser.

El modo convencional de producción del haz láser en los láser Er:YAG es mediante una lámpara de flash (PFN, Pulse forming Network), que genera una onda con aspecto de campana de Gauss, lo que hace que la duración de los pulsos del láser no se puedan determinar claramente, por lo que la energía no eficaz (la de ascenso y la de descenso desde el punto de energía eficaz, en lo alto de la campana), interactúa con la *ablation cloud*, de manera que se producen los efectos indeseables de aumento de temperatura y de difusión de luz (**Figura 58**).

A principios de los años 2000, el desarrollo de la tecnología VSP (Variable Square Pulse), o pulso cuadrado variable (45), permitió controlar la energía y la duración o ancho de pulso de los pulsos del láser, lo que proporciona pulsos rectangulares perfectos con una duración variable.

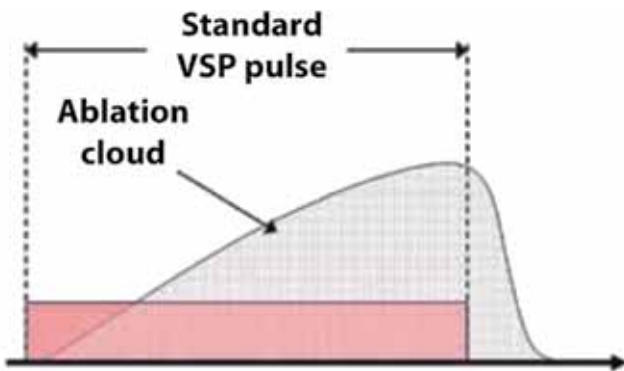


Figura 58. Comparativa entre el tiempo de creación de la debris cloud y el pulso convencional. Adaptado de: Matjaz L, Tomaz S, Cene F (44).

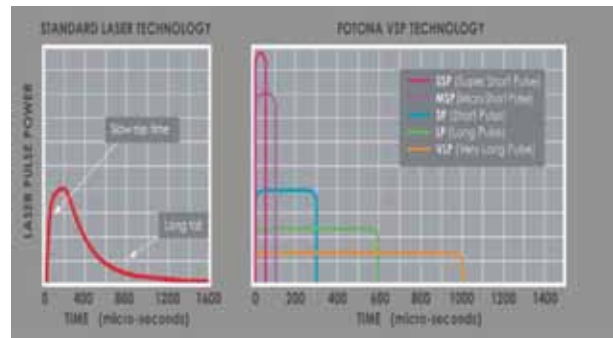


Figura 59. Comparación de los pulsos con tecnología láser estándar y de los pulsos con Tecnología VSP de Fotona. Fuente: manual de usuario Fotona Lightwalker AT.

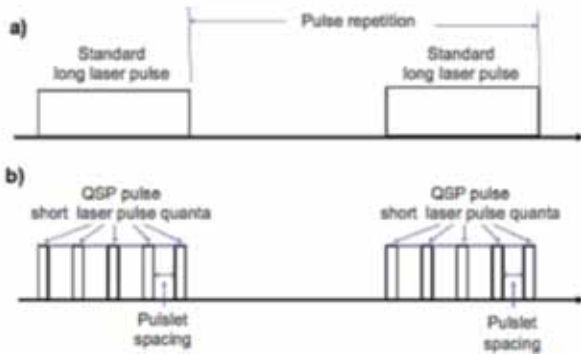


Figura 60. Esquema del modo QSP. Adaptado de: Gutknecht N, Lukac M, Marincek M, Perhavec T, Kazic M (46).

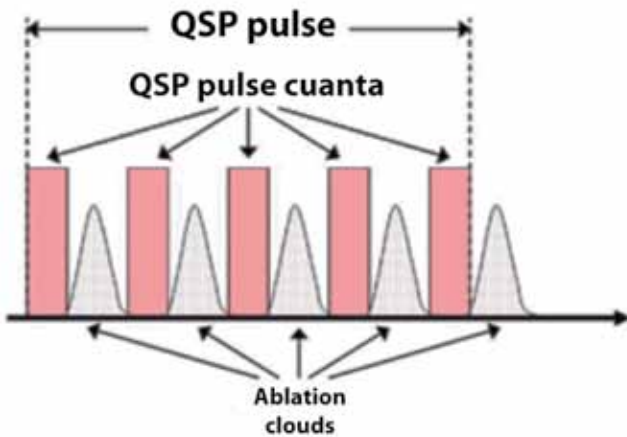


Figura 61. Comparativa entre el tiempo de creación de la ablation cloud y los cuantos de pulso. Adaptado de: Matjaz L, Tomaz S, Cene F (44).

Esta tecnología se basa en la aplicación de sistemas de microprocesadores con conexiones de puertas de transistores bipolares aisladas (IGBT) para controlar la corriente que se transmite a la lámpara de flash (45). Esta solución es la que permite crear pulsos cuadrados, con una duración de los mismos que puede ser controlada (Figura 59).

Modo de pulso cuadrado Cuántico

El modo de funcionamiento del láser Er:YAG tipo QSP (Quantum Square Pulse) se basa en dividir un pulso estándar (de aprox. 600 μs) en unas series de 5 pulsos súper cortos (pulso quanta) que siguen uno a otro, con un rango de efectividad óptima de varios kHz que permiten

la distribución de energía con la eficiencia de los pulsos de corta duración sin perder la precisión que dan los pulsos de larga duración (44) (**Figura 60**).

Esto se debe a que la duración de cada cuanto de pulso (aprox. 50 μ s) es más corto que el tiempo de ascenso de la *debris cloud*, y el tiempo de separación entre los cuantos de pulso es de 85 μ s, mayor, por lo tanto, que el tiempo de desaparición de la *debris cloud*, de manera tal, que el haz láser no puede interaccionar con ella (**Figura 61**).

De esta manera, el modo QSP es un *setting* de elección cuando hacen falta tratamientos rápidos y de alta precisión, tales como Odontología restauradora, Odontopediatría o pacientes fóbicos. Además, por el mecanismo de producción, el ruido generado por el QSP es mucho menor que con otros modos de pulso (47) (**Figuras 62 y 63**).

CONCLUSIONES

El láser Er:YAG con tecnología VSP y de pulso cuántico variable es apropiado para las técnicas de Odontología restauradora adhesiva.

Con este láser no se produce el incremento térmico, y por ello, la permeabilización de los túbulos es mejor.

Dado que se libera mayor cantidad de iones P y Ca, los adhesivos autograbantes son de elección ya que se facilita la adhesión al ser los monómeros más afines por estos iones.

En general, la respuesta postoperatoria es mejor ya que la adhesión es más eficaz y hay una mayor conservación de tejido dentario sano. ●

METERME DOS LÍNEAS MÁS O EVITAR LA VIUDA ES IMPOSIBLE

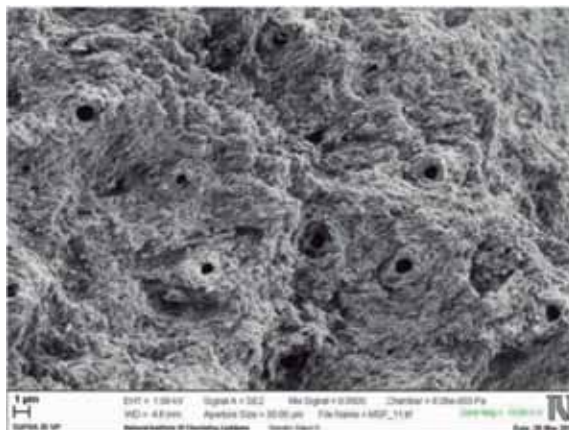
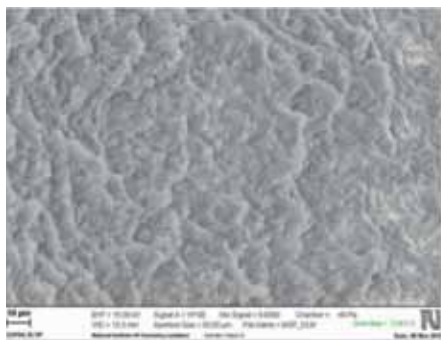


Figura 61. SEM x 200 y x 1000 L. Tratado con láser Er:YAG tipo PFN: la superficie es irregular, sin smear layer y con los túbulos dentinarios abiertos, debido a la dispersión del láser sobre la *debris cloud*. Adaptada de Matjaz L, Malej N, Pirnat S. (45).



Figura 62. SEM x 200 y x 1000 Tratado con láser Er:YAG con modo QSP. La superficie es regular, sin smear layer y con los túbulos dentinarios abiertos. Adaptada de Matjaz L, Malej N, Pirnat S. (45).

BIBLIOGRAFÍA

1. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1989; 9: 338-344.
2. Chou JC, Chen CC, Ding SJ. Effect of Er Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surg*. 2009; 27: 481-6.
3. Chimello-Sousa DT, De Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent*. 2006; 34: 245-51.
4. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*. 2002; 81: 119-22.
5. De Moor RJ, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 2. Present-day adhesion

- to erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent.* 2010; 12: 91-102.
6. **Abdolrahim Davari, Mostafa Sadeghi, Hamid Bakhshi.** Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2013 Spring; 7 (2): 67-73.
 7. **Torres CP, Gomes-Silva JM, Borsatto MC, Barroso JM, Pé-cora JD, Palma-Dibb RG.** Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated primary dentin. *J Dent Child (Chic).* 2009; 76: 67-73.
 8. **Staninec M, Gardner AK, Le CQ, Sarma AV, Fried D.** Adhesion of composite to enamel and dentin surfaces irradiated by IR laser pulses of 0.5-35 micros duration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 79: 193-201.
 9. **Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházká S, Himmlová L.** (1997):Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*; 15: 117-121
 10. **Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW.** Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *Journal of Clinical. Laser Medicine and Surgery* 1997; 15: 109-115.
 11. **Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I.** Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers in Surgery and Medicine* 1996; 19: 190-200.
 12. **Kornblit R, Trapani D, Bossù M, Muller-Bolla M, Rocca JP, Polimeni A.** The use of Erbium:YAG laser for caries removal in paediatric patients following minimally Invasive Dentistry concepts. *European Journal of Paediatric Dentistry.* 2008; 9: 81-87.
 13. **Natera A.** Usos del rayo láser de erbium:yag (Er:YAG) en odontología restauradora. II parte. *Acta odontológica.* 2002; 40 (2).
 14. **Vailati F, Belser UC.** Classification and treatment of the anterior maxillary dentition affected by dental erosion: The ACE classification. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010; 30: 559-571.
 15. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 3. *Eur J Esthet Dent.* 2008; 3: 236-257.
 16. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 2. *Eur J Esthet Dent.* 2008; 3: 128-146.
 17. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent.* 2008; 3: 30-44.
 18. **Marimoto AK, Cunha LA , Yui KCK, Huhtala MFR , Barcellos DC, Prakkí A, Gonçalves SEP.** Influence of Nd:YAG Laser on the Bond Strength of Self-etching and Conventional Adhesive Systems to Dental Hard Tissues. *Operative Dentistry.* 2013; 38-4, 447-455
 19. **Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, Eduardo CP, & Matson E.** (2000) Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems *Journal of Clinical Laser and Medical Surgery.* 2000; 18 (5): 253-257.
 20. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G.** Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges *Operative Dentistry.* 2003; 28 (3) 215-235.
 21. **Moncada G, García R, Oliveira O, Fernández O, Martín J, Vildósola P.** Rol del 10-metacrilóxidoetilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral.* 2014; 7 (3):194-199.
 22. **Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K.** Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* 2000; 79: 709-714.
 23. **Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki I.** Carboxylic acids. *J Dent Res.* 2001; 80: 1565-1569.
 24. **Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Nomura Y, Okazaki M, Shintani H, Van Meerbeek B.** Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues. *J Biomed Mater Res.* 2001; 59: 56.
 25. **Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, VanMeerbeek B.** Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004; 83: 454-458.
 26. **Haruyoshi T.** Effect of calcium salt of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate produced on the bond durability of one-step self-etch adhesive. *Dental Materials Journal.* 2014; 33 (3): 394-401.
 27. **Martínez-Insua A, Da Silva Domínguez L, Rivera FG, Santana-Peñín UA.** Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 280-8.
 28. **Kinney JH, Haupt DL, Balooch M, White JM, Bell WL, Marshall SJ, & Marshall GW Jr.** The threshold effects of Nd and Ho:YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces *Journal of Dental Research.* 1996; 75 (6): 1388-1395.
 29. **Dayem RN.** Assessment of the penetration depth of dental adhesives through deproteinized acid-etched dentin using neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser and sodium hypochlorite. *Lasers in Medical Science.* 2010; 25 (1): 17-24.
 30. **Gonçalves SEP, Araujo MAM, Damia AJ.** Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization *Journal of Clinical Laser and Medical Surgery.* 1999;17(2): 77-85.
 31. **Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC.** Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure *Operative Dentistry.* 2006; 31 (5): 604-609.
 32. **Kataumi M, Nakajima M, Tamada T, Tagami J.** Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater J.* 1998; 17:125-38.
 33. **Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hanabua M, Tamatsumoto, Yasuko M.** X-ray diffraction analysis of three-dimensional self-reinforcing monomer and its chemical interaction with tooth and hydroxyapatite. *Dental Materials Journal* 2012; Vol. 31 No. 4: 697-702.
 34. **Inoue G, Tsuchiya S, Nikaído T, Foxton RM, Tagami J.** Morphological and mechanical characterization of the acid-base resistant zone at the adhesive-dentin interface of intact and caries affected dentin. *Oper Dent.* 2006; 31: 466-72.
 35. **Tsuchiya S, Nikaído T, Sonoda H, Foxton RM, Tagami J.** Ultrastructure of the dentin-adhesive interface after acid-base challenge. *J Adhes Dent.* 2004; 6:183-90.
 36. **Hossain M, Nakamura Y, Murakami Y, Yamada Y, Matsumoto K.** A comparative study on compositional changes and Knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er:YAG laser irradiation and mechanical bur cavity. *J Clin Laser Med Surg.* 2003; 21: 29-33.
 37. **Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T.** Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res.* 2012; 91: 376-81.
 38. **Silva LE, Resende B, Brugnera A. Jr, Aparecida FA, Martin A.** Combined FT-Raman and SEM Studies of the Effects of Er:YAG Laser Irradiation on Dentin. *Photomedicine and Laser Surgery.* August 2007, 25 (4): 239-244.
 39. **Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M.** Effect of different laser devices on composition and microhardness of dentin. *Oper Dent* 2008; 33: 496-501.
 40. **Lukac M et al.** Quantum Square pulse Er:YAG laser for fast and precise hard dental tissue preparation *Journal of the Laser and Health Academy.* 2012; 1: 14-21.
 41. **Majaron B, Sustercic D, Lukac M, Skaleric U, Funduk N.** Heat Diffusion and Debris Screening in Er:YAG Laser Ablation of Hard Biological Tissues. *Appl Phys B* 1998; 66 (4): 479-487.
 42. **Perhavec T, Diaci J.** Comparison of Heat Deposition of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers in Hard Dental Tissues, *J Laser Health Acad.* Vol. 2009; No2/1;
 43. **Baraba A, Perhavec T, Chieffini N, Ferrari M, Anic I, Miletic I** (2012) Ablative potential of four different pulses of Er:YAG lasers and low-speed hand piece. *Photomedicine and Laser Surgery.*
 44. **Matjaz L, Tomaz S, Cene F.** Minimally Invasive Cutting of Enamel with QSP Mode Er:YAG Laser *J Laser Dent* 2014; 22 (1): 28-35.
 45. **Lukac M, Marincek M, Grad L.** Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Appl.* 2004; 4: 171-173.
 46. **Gutknecht N, Lukac M, Marincek M, Perhavec T, Kazic M.** (2011) A novel quantum square pulse (QSP) mode erbium dental laser. *JLA-HA Vol.* 2011, No.1: 15-21.
 47. **Matjaz L, Malej N, Pirnat S.** Quantum Square Pulse Er:YAG lasers for fast and precise hard dental tissue preparation. *Journal of the laser and Health Academy.* 2012; 1: 14-21.