



UNIVERSITAT DE BARCELONA



Facultat d'Odontologia  
Universitat de Barcelona  
Departament d'Odontoestomatologia

TESIS DOCTORAL

**Estudio comparativo entre  
las fuerzas de adhesión  
obtenidas sobre dentina  
preparada con instrumental  
rotatorio y láser de  
Er,Cr:YSGG**

Antonio Jesús España Tost

**Codirectores:** Prof. Dr. Leonardo Berini Aytés  
Prof. Dr. Enric Espasa Suárez de Deza

#### 4.- INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS.



#### 4.1.- Introducción.

En la Odontología restauradora actual los adhesivos dentinarios poseen una notoria importancia para conseguir la máxima resistencia en la unión entre los materiales restauradores y la estructura dental remanente.

Los nuevos materiales así como los nuevos sistemas adhesivos que van apareciendo, sufren una constante evolución encaminada a mejorar los mecanismos, tanto físicos como químicos, que puedan incrementar las fuerzas de adhesión sobre las estructuras dentales, así como simplificar los pasos clínicos para su aplicación.

Desde que Buonocore en 1955 describió los principios físicos en los que se basaba el aumento de la fuerza de adhesión sobre esmalte<sup>1</sup>, poco se ha avanzado en relación a esta parte de la anatomía dental, siendo la adhesión a dentina, el foco de principal interés para los investigadores actuales.

Si consideramos de forma separada esmalte y dentina, es en la dentina donde más variables no controladas pueden influir negativamente en los procesos de adhesión. Así pues, la adhesión dentinaria es muy sensible a la técnica usada por cada clínico. Con independencia al sistema utilizado y a la microanatomía propia de cada diente, factores como la temperatura ambiente y la humedad ambiental, propios del laboratorio donde se preparen las muestras, también pueden modificar los resultados. Por ello siempre es aconsejable que el clínico aisle perfectamente el campo operatorio. Algunos sistemas adhesivos ofrecen mejores resultados que otros en determinadas circunstancias. Así, por ejemplo, los copolímeros del ácido polialquenoico ofrecen fuerzas de adhesión muy

superiores a otros sistemas adhesivos cuando son utilizados con gran humedad ambiental, típica del trabajo clínico sin dique de goma<sup>2</sup>.

Desde la aparición de los láseres de alta potencia y su aplicación en Ciencias de la Salud, se han efectuado múltiples estudios para su incorporación como posible sustituto de la turbina en la preparación de cavidades. Pero no todos los láseres producen los mismos efectos, y por ello no todos los láseres pueden ser utilizados con la misma finalidad.

En la literatura aparecen numerosos láseres con aplicación en Odontología<sup>3</sup>. Algunos de ellos están todavía en fases preliminares y no han sido comercializados. Nuestra experiencia, si bien hemos podido efectuar algún estudio con láseres no comercializados, se basa en aquellos láseres que han llegado al mercado español. Así pues los láseres que hemos podido utilizar son: CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Nd:YAP, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y Diodo. Dentro del campo odontológico existen, además de los citados, dos láseres más, que no han sido comercializados en nuestro país y que, por tanto, no hemos podido probar, como el de Argón y el Ho:YAG.

Examinando la literatura podemos observar que todos ellos han sido evaluados con la finalidad de poder ser usados en la preparación de cavidades, si bien cuando hacemos referencia estricta a ser empleados como sustitutos de la turbina, sólo dos de ellos producen la ablación de los tejidos duros dentales sin inducir un efecto térmico en las estructuras remanentes<sup>4</sup>. Los láseres que producen ablación de los tejidos duros dentales sin que se aprecie o se pueda registrar efecto térmico colateral, son el láser de Er:YAG<sup>5, 6</sup> y el láser de Er,Cr:YSGG<sup>7</sup>, y en la literatura existen numerosísimas

publicaciones en relación con su aplicación clínica en la preparación de cavidades, tal como podremos comprobar en el capítulo dedicado a la revisión bibliográfica.

Es cierto que todos los láseres citados emiten en el infrarrojo, y que la absorción de dicha energía produce un efecto fototérmico, si bien pueden apreciarse otros efectos físicos. Por ello cabría esperar que cualquiera de ellos produjera un incremento térmico que comprometiera la vitalidad del diente tratado. Se ha demostrado que los láseres de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, y Nd:YAP producen fusión y sellado de los conductos dentinarios<sup>8, 9</sup>. Contrariamente los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG dejan los túbulos dentinarios abiertos y libres de barrillo dentinario<sup>10, 11</sup>, tal como se puede observar en los estudios preliminares de este trabajo.

Algunos sistemas adhesivos están basados en la eliminación del “smear layer” o barrillo dentinario, presente de forma constante en la superficie de la dentina tratada con instrumental rotatorio convencional. Para eliminarlo y facilitar la acción del sistema de adhesión se utiliza ácido ortofosfórico o algún otro ácido más débil. En este punto cabe recordar que los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG dejan la zona irradiada libre de “smear layer”.

Teniendo en cuenta que tanto el láser de Er:YAG como el láser de Er,Cr:YSGG son láseres pulsados cuyo mecanismo de acción, sobre la dentina, se basa en una sucesión de microexplosiones que producen la ablación del tejido, y teniendo en cuenta que los mecanismos de adhesión son muy sensibles a la técnica usada, creemos que los parámetros propios de emisión del láser pueden modificar los resultados en la fuerza de adhesión. Además, el sistema adhesivo seleccionado debe reunir las características

ideales para que su mecanismo de acción aproveche, al máximo, el substrato remanente del diente irradiado.

A pesar de que los efectos físicos producidos por el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG sean muy equiparables<sup>12</sup>, su diferente longitud de onda comporta que la absorción de su energía por parte de los tejidos irradiados no sea exactamente igual. En la literatura científica existen más trabajos sobre los efectos del láser de Er:YAG que sobre los del láser de Er,Cr:YSGG, y a pesar de que ambos producen efectos muy similares sobre los tejidos duros dentales, la diferente longitud de onda comporta diferentes efectos sobre ellos<sup>13</sup>. Dado el creciente número de usuarios de este tipo de láser y la escasa bibliografía específica sobre esta longitud de onda, nos decidimos a utilizar el láser de Er,Cr:YSGG y no el de Er:YAG en nuestro estudio.

El complejo de unión entre el material de obturación y la dentina remanente está formado por la capa o zona híbrida y los “tags”. La capa híbrida se constituye por la mezcla del monómero del sistema adhesivo con las fibras de colágeno pertenecientes a la zona más externa de la dentina expuesta. La resina que penetra en el interior de los túbulos dentinales completa el sistema de unión. Estas prolongaciones de resina que se introducen en el interior de los túbulos dentinarios reciben el nombre de “tags”<sup>14</sup>. Para algunos autores la longitud de los “tags” tiene una importancia crucial en la conformación de un buen complejo de unión entre el material de obturación y la dentina<sup>15</sup>, si bien en la actualidad, se valora más la formación y la densidad de los mismos, que no su longitud o profundidad<sup>16</sup>.

Para la valoración de las fuerzas de adhesión entre dos materiales se utilizan máquinas diseñadas para dicho propósito. Existen dos formas básicas de estudiar las fuerzas de unión entre dos materiales distintos. Una es el estudio de la fuerza necesaria para arrancar un material de otro en el mismo eje (“tensile bond strength”), y otra es el estudio de la fuerza de resistencia a la cizalla, es decir, la fuerza necesaria para arrancar un material de otro utilizando la fuerza de forma perpendicular (“shear bond strength”). De éstas, la más habitual es el estudio de las fuerzas de resistencia a la cizalla<sup>17</sup>.

Esta tesis pretende, tras el pertinente estudio bibliográfico, buscar la mejor combinación entre densidad de energía por pulso y sistema adhesivo, así como, la estrategia necesaria para mejorar las fuerzas de adhesión entre el material restaurador y el diente remanente, cuando éste ha sido irradiado con láser de Er,Cr:YSGG.



#### 4.2.- Láseres con aplicación en Odontología<sup>4, 18, 19</sup>.

Existen diferentes tipos de láseres que pueden tener aplicación en Odontología, y éstos pueden ser utilizados con distintos fines. El propósito de esta introducción es comentar, de forma genérica, el empleo de diferentes tipos de láseres en diversos tipos de tratamientos habituales en la práctica odontológica.

No todos los láseres producen los mismos efectos; tampoco un mismo láser produce el mismo efecto sobre diferentes tejidos, y, según sean los parámetros de emisión utilizados, incluso el mismo láser puede producir distintos efectos sobre el mismo tejido.

La aplicación del láser en Odontología debe basarse en el conocimiento de una serie de procesos físicos y biológicos que dependen de diversos factores. Cada tipo de láser emite energía luminosa con una única longitud de onda; es, por tanto, una luz monocromática. En función de la longitud de onda del láser y dónde se aplique se podrán producir diferentes fenómenos ópticos. La luz láser, al igual que la luz visible, cumple todos los principios básicos de la Óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. La energía lumínica que producirá el o los efectos sobre los tejidos irradiados será aquella que sea absorbida, es decir, aquella que libere su energía.

Los fenómenos de absorción dependen básicamente de dos factores: la longitud de onda del láser y las características ópticas del tejido que debe ser irradiado.

La cavidad bucal contiene tejidos muy distintos entre sí; por tanto las características ópticas de los tejidos que la conforman no van a tener el mismo

comportamiento cuando sean irradiados con la misma longitud de onda. Es decir, podríamos necesitar una longitud de onda diferente para cada uno de los tejidos que hay en la cavidad bucal. Cuando con el mismo láser e iguales condiciones irradiamos dos tejidos distintos, los efectos que se producen también serán diferentes.

De igual modo, cuando aplicamos diferentes longitudes de onda sobre el mismo tejido, el comportamiento de la luz tampoco va a ser igual. Es decir, diferentes láseres producen efectos distintos sobre el mismo tejido.

Hay que tener en cuenta que cada láser sólo va a emitir en una única longitud de onda y que por lo tanto podremos obtener diferentes efectos sobre los tejidos tratados.

Las unidades emisoras de energía láser permiten variar algunos parámetros relativos a la cantidad de energía liberada por unidad de tiempo, o lo que es lo mismo, la potencia. Las piezas de mano que nos van a facilitar el transporte de la energía hasta el tejido diana suelen ir provistas de una óptica que nos permitirá, en función de la distancia de disparo, concentrar o repartir la energía láser en una menor o mayor superficie de irradiación. Así pues, cuando estamos liberando una determinada cantidad de energía por unidad de tiempo, en una superficie pequeña, obtenemos una mayor densidad de potencia que cuando la aplicamos a una superficie mayor. La densidad de potencia determinará diferentes efectos sobre el mismo tejido.

Para entender los procesos ópticos que rigen el comportamiento de los láseres es necesario introducirse en el conocimiento de la Física. No es la intención de este trabajo

explicar cómo se producen, sino tan sólo comentar las aplicaciones de dichos procesos en los tratamientos odontológicos más habituales.

#### 4.2.1.- Clasificación de los láseres<sup>4, 18, 20</sup>.

Los láseres son susceptibles de ser clasificados de múltiples formas. Pueden clasificarse en relación a su medio activo, según sea su longitud de onda, forma de emisión u otros criterios, pero quizás la forma más habitual de clasificarlos es atendiendo a la potencia con la cual van a ser usados. Así pues, es frecuente referirse a dos grandes grupos de láseres:

- Láser de baja potencia.
- Láser de alta potencia.

Los láseres de baja potencia son aquellos que van a ser utilizados, principalmente, por su acción bioestimulante, analgésica y antiinflamatoria.

Los láseres de alta potencia serán aquellos que producen efectos físicos visibles, y que se emplean en Odontología, generalmente, como sustitutos del bisturí frío o del instrumental rotatorio convencional.

Si bien en la bibliografía pueden encontrarse descripciones sobre más de un millar de láseres distintos, en la práctica sólo unos pocos están comercializados y disponibles para su uso clínico.

Los láseres de baja potencia más conocidos son:

- As,Ga (Arseniuro de Galio)
- As,Ga,Al (Arseniuro de Galio y Aluminio)
- He,Ne (Helio-Neon)

Los láseres de alta potencia disponibles en el mercado odontológico son:

- Argón (Gas de Argón)
- Diodo (Diodos semiconductores de Arseniuro de Galio y Aluminio)
- Nd:YAG (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)
- Nd:YAP (P=cristal tipo perusquita de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)
- Ho:YAG (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Holmio)
- Er,Cr:YSGG (G=cristal tipo granate de Itrio Escandio y Galio, contaminado con Erblio y Cromo)
- Er:YAG (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Erblio)
- CO<sub>2</sub> (Gas de dióxido de Carbono)

Cada uno de ellos posee características propias que lo hacen diferente a los demás. En algunas ocasiones un mismo tratamiento se podría efectuar con más de un tipo de láser, aunque siempre hay alguno que puede ofrecer mejores prestaciones que los demás para aquel tratamiento en concreto.

De los láseres de alta potencia citados anteriormente, algunos son más empleados que otros. Por ejemplo, el láser de Argon es poco utilizado. Sus indicaciones estarían limitadas al tratamiento quirúrgico de lesiones vasculares, si bien se ha descrito su utilización en otros procedimientos. Existen algunas variedades del láser de Argon que pueden ser utilizados como sustitutos de la lámpara halógena, con las mismas indicaciones que ésta: fotopolimerización y blanqueamiento. Es el único láser de alta potencia, de los previamente referidos, que emite luz visible. Todos los demás emiten luz infrarroja<sup>21</sup>.

El láser de Nd:YAP tiene las mismas indicaciones que el láser de Nd:YAG. A pesar de tener diferente longitud de onda, tienen comportamientos muy parecidos<sup>21</sup>.

El láser de Ho:YAG proviene de los antiguos países del Este de Europa, y en la actualidad no está demasiado introducido en el área odontológica<sup>21</sup>.

Así pues, de los láseres nombrados, los más relevantes son el de Diodo, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y CO<sub>2</sub>, y nos referiremos a ellos para describir las principales indicaciones de los láseres de alta potencia en Odontología.

Es frecuente que la información que nos llega a través de las firmas comerciales sea confusa. El elevado coste de las unidades emisoras de energía láser obliga, en cierta forma, a que el fabricante intente justificar su uso en un gran número de procedimientos muy diferentes. La mayoría de las veces se incluyen tratamientos donde el uso de aquel láser, en cuestión, es ampliamente superado por otros, y es que en la cavidad bucal existe una gran variabilidad histológica como para que con un único láser podamos

cubrir todas nuestras necesidades de tratamiento. No obstante existen láseres más versátiles que otros, y algunos de ellos, a pesar de no ser los ideales para aquel tratamiento, pueden ser usados si el profesional conoce las limitaciones de los mismos.

#### 4.2.2.- Indicaciones de los láseres de alta potencia<sup>3, 4, 18, 20, 22</sup>.

Antes de abordar los diferentes aspectos de la utilización de los láseres de alta potencia en los diferentes tratamientos odontológicos, hay que recordar que existen unas normas de seguridad, muy estrictas, en el manejo de este tipo de láseres, que deben ser conocidas y puestas en práctica tanto por el profesional responsable de su utilización como por su equipo de colaboradores.

Los láseres a los que haremos referencia emiten luz no visible al ojo humano, con longitudes de onda situadas en el infrarrojo. La interacción de estas longitudes de onda con los tejidos produce un efecto fototérmico, más o menos importante. Así pues, el principio de utilización de todos ellos está basado en este efecto fototérmico. No obstante, ya que se trata de diferentes longitudes de onda, no siempre van a ser absorbidos de igual forma, produciendo una amplia gama de efectos relacionados con su absorción.

Según la temperatura que adquiera el tejido diana, se pueden producir diferentes efectos, pudiendo variar desde una hipertermia transitoria hasta la carbonización del mismo.

Los láseres mejor absorbidos producen un rápido incremento de la temperatura en la zona de aplicación. Por ejemplo, el láser de CO<sub>2</sub> es muy bien absorbido por los tejidos blandos, produciendo incrementos de temperatura cercanos a los 1700° C en el punto de aplicación. No obstante, produce menor calentamiento de los tejidos adyacentes que otros láseres peor absorbidos en superficie. El láser de Diodo y el láser de Nd:YAG no son bien absorbidos por los tejidos blandos, con el riesgo de que se produzca un acúmulo térmico en los tejidos adyacentes, que en caso de que superara los 65° C produciría la necrosis de estos tejidos<sup>23, 24</sup>.

El efecto térmico acumulado dependerá del tiempo de aplicación. Hay láseres que emiten en modo continuo y láseres que emiten en modo pulsado. Dado que el incremento térmico acumulado depende del tiempo de aplicación, el usuario de la unidad emisora debe conocer estos aspectos para evitar producir efectos iatrogénicos derivados de un mal uso del láser.

Tanto el láser de Er,Cr:YSGG como el de Er:YAG son muy bien absorbidos por el agua. Se trata de láseres que emiten en modo pulsado, y que aprovechan esta máxima absorción por el agua para producir su acción. Son los más indicados para la eliminación de tejidos duros, y cuando son utilizados con spray de aire y agua no producen efecto térmico en los tejidos irradiados. En estos láseres la utilización del spray de agua, además de proteger a los tejidos adyacentes al evitar el efecto térmico, favorece su mecanismo de acción.

A continuación comentaremos la mayoría de tratamientos odontológicos en los cuales se puede utilizar algún tipo de láser, y valoraremos su pertinencia, tanto desde el

punto de vista de nuestra experiencia personal, que puede resultar subjetiva, como desde el punto de vista de otros autores cuyas aportaciones han sido publicadas en la literatura científica.

#### 4.2.2.1.- Terapéutica Dental.

##### 4.2.2.1.1.- Preparación de cavidades.

En la actualidad se aconseja la utilización de los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG como sustitutos de la turbina<sup>25</sup>. Se recomienda emplearlos con spray de aire y agua, para minimizar el efecto térmico. El aumento de temperatura que se produce en la cámara pulpar es inferior a los 4° C, por lo que su uso no representa ningún riesgo<sup>26, 27</sup>. La zona irradiada queda libre de barrillo dentinario y por este motivo no es necesario grabar la dentina si se utiliza un sistema adhesivo basado en el “grabado total”. El esmalte queda con una rugosidad parecida a la obtenida con la aplicación del ácido ortofosfórico, evitando así su aplicación<sup>28</sup>. Se obtienen cavidades similares a las que se pueden preparar con el instrumental rotatorio convencional. Existen discrepancias en relación con las fuerzas de adhesión obtenidas cuando se acondiciona el esmalte con láseres de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG. Para la mayoría de autores se obtendrían fuerzas de adhesión menores, si bien al superar el 70% del resultado obtenido con el ácido ortofosfórico, se podría considerar una alternativa aceptable<sup>29</sup>.

No obstante el tiempo invertido en la preparación de una cavidad, con los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG, suele ser mayor que el utilizado con la turbina convencional<sup>25</sup>.



Se ha descrito la utilización del láser de Nd:YAG para la preparación de cavidades, pero requiere un pigmento iniciador (tinta china), y el efecto térmico que produce pone en serio peligro la vitalidad del diente<sup>30</sup>.

También existen trabajos<sup>9, 31, 32</sup> en los que se describe el uso del láser de CO<sub>2</sub> con la finalidad de vitrificar la dentina y para conseguir un alto efecto bactericida.

Otra ventaja de los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG es que permiten la preparación de cavidades sin necesidad de utilizar alguna técnica de anestesia locorregional. Diversos estudios cifran en un 94% el porcentaje de tratamientos realizados sin la aplicación de anestesia<sup>33</sup>. Esta característica abre nuevas expectativas para el tratamiento de pacientes, que por razones diversas, no acepten o en los que no esté aconsejado el uso de anestésicos locales. Por este motivo, estos láseres, son cada vez más recomendables en Odontopediatría y para el tratamiento de pacientes especiales<sup>34</sup>.

El láser de Er,Cr:YSGG, cuando se aplica a baja densidad de potencia sobre la dentina, produce un efecto desensibilizante. Esto permite alternar, si es necesario, la utilización del instrumental rotatorio convencional con el láser, todo ello sin la administración de soluciones anestésicas.

Se ha descrito la utilización del láser de CO<sub>2</sub> para el tratamiento de las exposiciones pulpares, con la finalidad de coagular y descontaminar la zona expuesta. Se obtienen buenos resultados cuando la exposición pulpar se produce a consecuencia

de un traumatismo, siempre que el tratamiento se efectúe durante las 24 primeras horas. Cuando la exposición pulpar se produce durante la remoción de una caries, las posibilidades de éxito descienden enormemente<sup>8</sup>.

Existen trabajos en los que se concluye que tras la irradiación de los bordes de la cavidad con láser (CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG, Er:YAG y Nd:YAG), se producen cambios en la composición del esmalte, otorgándole una menor solubilidad al ataque ácido de la placa bacteriana, y por consiguiente se obtiene una mayor resistencia a la aparición de una caries secundaria<sup>12</sup>. Pero también existen trabajos en los cuales no se llegan a demostrar estas diferencias<sup>35</sup>.

En relación con la fuerza de adhesión entre los materiales de obturación y la dentina, cuando se ha utilizado el láser de Er:YAG en la preparación de una cavidad, existen discrepancias en cuanto a los resultados. Para unos autores disminuiría la fuerza de adhesión<sup>36</sup>, y para otros sería una alternativa válida, al no observar diferencias significativas<sup>35</sup>. No existen trabajos concluyentes en relación a la fuerza de adhesión en dentina preparada con el láser de Er,Cr:YSGG, siendo éste el motivo principal de esta tesis.

#### 4.2.2.1.2.- Eliminación de obturaciones antiguas.

Las obturaciones de amalgama de plata reflejan la energía láser. Si se utiliza algún láser con este propósito, debe irradiarse sobre las zonas del diente que favorecen la retención del material de obturación, hasta conseguir su total liberación.

Los láseres más aconsejados para este fin son el de Er,Cr:YSGG y el de Er:YAG, ya que con ellos es fácil remover antiguas obturaciones de composite, ionómeros y silicatos.

#### 4.2.2.1.3.- Sellado de fosas y fisuras.

Todos los láseres de alta potencia citados pueden ser utilizados, bien para preparar el esmalte previamente a la aplicación del sistema de sellado, bien como complemento, con la finalidad de obtener un efecto bactericida<sup>37</sup>.

Los láseres más aconsejados para esta indicación son el de Er,Cr:YSGG y el de Er:YAG<sup>28, 29</sup>.

#### 4.2.2.1.4.- Hiperestesia dentinaria.

Todos los láseres nombrados anteriormente, tanto de alta potencia como de baja potencia, tienen protocolos de aplicación para el tratamiento de la hiperestesia dentinaria. Cada uno de ellos consigue eliminar la hiperestesia mediante mecanismos muy diversos<sup>38</sup>.

#### 4.2.2.1.5.- Endodoncia.

En el tratamiento de los conductos radiculares, el láser aporta nuevas y buenas perspectivas como complemento al tratamiento convencional.

La preparación biomecánica del conducto radicular se efectúa de forma convencional, pero existen publicaciones en las que se utilizan los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG para dicho fin<sup>39</sup>.

Uno de los objetivos del tratamiento endodóncico es conseguir la máxima eliminación de los microorganismos patógenos que pudieran quedar en el diente en tratamiento. Para ello se utilizan diferentes soluciones de productos químicos, entre las cuales la más efectiva es la solución de hipoclorito sódico al 5%. En este aspecto la utilización del láser de Nd:YAG parece igualar los resultados obtenidos con el hipoclorito sódico al 5%, sin el riesgo que supondría un eventual paso de la solución de hipoclorito sódico a la zona periapical<sup>24, 40, 41</sup>.

Se ha propuesto el uso de otros láseres para obtener la descontaminación del conducto radicular<sup>41, 42</sup>. El láser de CO<sub>2</sub> sólo produce el efecto bactericida en los puntos donde es aplicado, ya que es altamente absorbido en superficie<sup>43</sup>. Tampoco puede ser utilizado con la facilidad del láser de Nd:YAG ya que no puede ser transmitido por fibra óptica<sup>42</sup>. Los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG sí pueden ser aplicados a través de fibra óptica, obteniéndose altos niveles de desinfección, comparables, según algunos autores<sup>44</sup>, al hipoclorito sódico al 1%.

El láser de Diodo tiene un comportamiento más parecido al láser de Nd:YAG, ya que también puede aplicarse a través de fibra óptica y no es absorbido en superficie. Este hecho facilita que la luz penetre a través de la dentina consiguiendo así que su poder bactericida actúe más allá de lo que se obtiene con una irrigación con hipoclorito sódico<sup>40, 45</sup>.

#### 4.2.2.2.- Odontología estética.

##### 4.2.2.2.1.- Carillas y obturaciones del frente anterior.

La preparación de los tejidos duros dentarios en Odontología estética se realiza de acuerdo con las mismas consideraciones expuestas anteriormente en el apartado de la preparación de cavidades.

Se pueden utilizar los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG, y de hecho, se han publicado algunos artículos en los que se describe la técnica de preparación de dientes para la colocación de carillas de cerámica utilizando el láser de Er,Cr:YSGG<sup>46</sup>.

##### 4.2.2.2.2.- Blanqueamiento o aclaramiento del color dental.

La primera consideración que hay que hacer sobre esta indicación es que ningún láser produce efecto de blanqueamiento por sí mismo. Simplemente acelera los procesos de descomposición del peróxido de hidrógeno utilizado habitualmente en las técnicas de blanqueamiento dentario.

Se han propuesto diferentes láseres para este procedimiento, si bien el más utilizado es el láser de Diodo. Otros que pueden ser de interés en esta indicación son el láser de Argón, el láser de Nd:YAG con duplicador de frecuencia (KTP), y la combinación de láser de CO<sub>2</sub> para calentar la mezcla y el láser de Argón para acelerar la descomposición del peróxido de hidrógeno<sup>47</sup>.

Con el empleo del láser los tiempos de trabajo se ven reducidos respecto a la utilización de la lámpara halógena, pero el grado de blanqueamiento obtenido no supera los resultados de otros procedimientos más clásicos<sup>48</sup>.

El blanqueamiento dental con láser no aporta otra ventaja que la reducción del tiempo de tratamiento, pero sin duda se ha convertido en una buena herramienta de marketing.

#### 4.2.2.3.- Prótesis.

Las indicaciones del uso del láser en cirugía preprotésica se comentarán en el apartado de Cirugía Bucal.

##### 4.2.2.3.1.- Preparación dentaria para la colocación de coronas.

Se ha descrito la preparación de dientes para la colocación de coronas completas con el láser de Er,Cr:YSGG. En nuestra opinión, cuando sólo se utiliza el láser, no se consigue la misma precisión en los márgenes de la preparación que cuando se emplea el instrumental rotatorio convencional. En determinadas ocasiones, especialmente cuando no se pueda utilizar anestesia local, se puede efectuar la preparación protésica del diente alternando el uso del láser con la turbina. En este caso el láser se aplica sobre la dentina, a baja densidad de potencia, con el propósito de desensibilizar el diente<sup>49</sup>.

#### 4.2.2.4.- Cirugía Bucal.

En el Máster de Cirugía Bucal e Implantología Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona disponemos de diversos láseres para su utilización en procedimientos quirúrgicos, pero sin duda con el que más experiencia hemos acumulado es con el láser de CO<sub>2</sub>. Otros láseres como el de Er:YAG o el de Er,Cr:YSGG, debido a su escaso efecto térmico, los estamos empleando en algunos procedimientos, como sustitutos o complemento al instrumental rotatorio convencional, actuando sobre los tejidos duros dentarios y sobre el hueso<sup>50</sup>. Otros láseres de alta potencia, como el láser de Diodo, los utilizamos como complemento en aquellas intervenciones quirúrgicas en las que precisamos una mejor desinfección de la zona en tratamiento, como por ejemplo en la cirugía periapical y en ciertos procedimientos de cirugía periodontal. Otros láseres más clásicos, como el de Nd:YAG o el láser de Argón, tienen indicaciones muy limitadas en la especialidad de Cirugía Bucal, y la tendencia general es la de usar láseres que puedan tener aplicaciones en un amplio abanico de patologías de tejidos blandos y duros de la cavidad oral.

Desde la incorporación a la práctica clínica del láser de Er:YAG, y más recientemente del láser de Er,Cr:YSGG, podemos efectuar algunas intervenciones quirúrgicas poco invasivas sin necesidad de aplicar soluciones anestésicas. Estos tipos de láseres se han utilizado en la extracción quirúrgica de los dientes incluidos, la cirugía periapical u otras intervenciones en las que se requiere una incisión para poder elevar, posteriormente, un colgajo mucoperióstico<sup>51</sup>. Si bien se ha descrito su aplicación como sustituto del bisturí, en nuestra experiencia resulta más precisa la incisión con la lámina fría convencional. El bisturí actúa de forma selectiva, corta los tejidos blandos y no

afecta a los tejidos duros; en cambio el láser, cuando finaliza el corte de los tejidos blandos, puede seguir irradiando el hueso subyacente, con el riesgo que esto puede implicar según el láser que se esté utilizando.

Cuando sea preciso eliminar o cortar hueso, los láseres que pueden ser utilizados son el de Er,Cr:YSGG y el de Er:YAG. Existen trabajos que aconsejan el uso preferente de estos láseres en lugar de los sistemas rotatorios convencionales ya que la reparación ósea tras la actuación quirúrgica, se produce de una forma más rápida, apreciándose una menor respuesta inflamatoria en los tejidos manipulados<sup>52</sup>.

Por ejemplo, Lee y cols.<sup>53</sup> observaron un curso postoperatorio más favorable con menor edema y dolor tras la extracción de un tercer molar incluido, en cuya intervención se tomó material óseo para injerto y se practicó todo el acto quirúrgico con el láser de Er,Cr:YSGG.

En los tratamientos combinados ortodóncico-quirúrgicos de los dientes incluidos se puede colocar el bracket de forma intraoperatoria, acondicionando el esmalte dentario con los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG<sup>54</sup>. De esta forma evitamos la necesidad de emplear el gel de ácido ortofosfórico dentro del campo operatorio, anulando así el riesgo que pueda suponer si éste se desparrama por los tejidos adyacentes.

En la cirugía periapical puede utilizarse más de un láser simultáneamente: los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG para los tejidos duros y los láseres de Nd:YAG o de Diodo para eliminar, en lo posible, los microorganismos patógenos que puedan existir tanto en la zona periapical como en el propio diente<sup>55, 56</sup>. También se puede



utilizar el láser de baja potencia para disminuir los síntomas y signos postoperatorios<sup>55</sup>,<sup>57</sup>. Se ha propuesto el uso del láser de Nd:YAG para vitrificar la dentina de la zona de la apicectomía, previamente a la obturación retrógrada<sup>58</sup>. Actualmente no se dispone de ningún tipo de láser capaz de confeccionar la caja de obturación retrógrada.

Son muchas las situaciones clínicas que requieren la exéresis de un frenillo bucal, bien sea el labial superior, el labial inferior o el lingual. En el caso del frenillo labial superior, el clínico puede decidir su eliminación con el láser, teniendo en cuenta que las indicaciones de su uso son las mismas que las de las frenectomías con bisturí<sup>59</sup>. En el caso de labios con aspecto hipoplásico o atrófico, labios “cortos” o en pacientes con sellado labial incompleto, se debe optar por la realización de otras técnicas, como la Z-plastia, para obtener así un aumento importante en la profundidad del fondo vestibular, que permita que las estructuras musculares adquieran, luego, una funcionalidad y aspecto normales<sup>59</sup>. Cualquiera de los láseres quirúrgicos citados anteriormente puede ser utilizado, si bien el que ofrece mayor rapidez y mayor control del sangrado intraoperatorio es el de CO<sub>2</sub>. Los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG obtienen, no obstante, cicatrizaciones más rápidas<sup>43, 60</sup>.

#### 4.2.2.4.1.- Lesiones en tejidos blandos.

Los tejidos blandos que conforman la cavidad bucal pueden albergar distintos tipos de tumoraciones, con etiologías y características anatomopatológicas muy diversas. Si bien las más frecuentes suelen corresponder a las hiperplasias fibrosas, también pueden verse, entre otras, lesiones relacionadas con el papilomavirus humano (PVH-1), con posible afectación en diferentes mucosas del individuo, en los que el láser

más aconsejado para su eliminación es el de CO<sub>2</sub><sup>61, 62</sup>. También podemos encontrarnos con lesiones de origen vascular, en las que podrían ser utilizados otros tipos de láseres como el de Nd:YAG<sup>63</sup>.

Aunque la mayoría de lesiones que se observan en la mucosa bucal suelen ser de tipo benigno, siempre es aconsejable efectuar el estudio histopatológico de las mismas, para tener un diagnóstico de certeza y así prevenir posibles complicaciones de todo tipo.

Cuando el clínico no tiene la absoluta seguridad en el diagnóstico preoperatorio de este tipo de lesiones, la utilización de un determinado láser que posea un marcado efecto térmico puede alterar gravemente la interpretación, por parte del anatomopatólogo, de los bordes del tejido biopsiado. Por este motivo se aconseja utilizar láseres que no dificulten el estudio histológico de las muestras, como, por ejemplo, el láser de Er,Cr:YSGG o el láser de Er:YAG aplicados con spray de aire y agua.

Existen múltiples referencias bibliográficas del uso de diferentes tipos de láseres que se emplean con éxito en el tratamiento de exéresis de gran variedad de tumoraciones benignas de la cavidad bucal, como por ejemplo: papilomas, granulomas, granulomas piógenos, ránulas, mucocelos, úlceras inflamatorias, fibromas, hiperplasia epitelial focal de la cavidad bucal, angiomas<sup>64</sup>, angiomas cavernosos, aftas recurrentes de la mucosa bucal, diapneusias, épulis, manchas melánicas, etc.<sup>8</sup>

Con estos mismos criterios también pueden efectuarse tratamientos periodontales, tales como gingivectomías o gingivoplastias, u otros tratamientos, como

la eliminación de telangiectasias o de cualquier otra patología que afecte a los tejidos blandos bucales<sup>65, 66</sup>.

También se ha descrito su uso en la segunda cirugía de los tratamientos implantológicos, concretamente para eliminar el capuchón mucoso que separa el implante de la cavidad bucal<sup>67</sup>.

Por regla general, se trata de intervenciones quirúrgicas rápidas, sin necesidad de colocar puntos de sutura, exangües cuando se utilizan láseres con efecto térmico, con un curso postoperatorio libre de molestias para el paciente y con una reparación tisular de gran calidad estética.

Tampoco hay que olvidar el papel de los láseres de baja potencia indicados para el tratamiento de algias de etiología diversa y como bioestimulante<sup>68</sup>.

#### 4.2.2.4.2.- Lesiones premalignas.

Existe una discusión permanente sobre la utilización de los distintos tipos de láseres en este tipo de lesiones. Es altamente aconsejable que ante la sospecha de una lesión premaligna, previamente a su posible tratamiento con láser, se proceda de forma meticulosa a su estudio anatomopatológico.

Como principio general, en Cirugía Bucal es mejor extirpar una lesión que no destruirla, especialmente cuando su naturaleza histológica no está clara. Pero cuando hay un crecimiento celular benigno en un lugar inaccesible, la vaporización es una

alternativa aceptable. Cuando la lesión es maligna o se tenga algún dato que lo haga sospechar, no debe ser destruida sin haber obtenido antes muestras de tejido para el examen histopatológico, controlando los márgenes y la profundidad de la lesión.

El láser de CO<sub>2</sub> se ha propuesto como método para evitar la difusión de bacterias o de células tumorales al hacer una excisión, pues de igual modo que coagula los vasos sanguíneos con calibre inferior a los 0.5 mm de diámetro, es presumible que también actúe de la misma forma sobre los vasos linfáticos. Kaminer y cols. en un estudio experimental sobre hámsters, no detectaron ninguna bacteriemia tras realizar incisiones en el abdomen con láser de CO<sub>2</sub>, frente a un 65% de bacteriemias con bisturí frío y un 90% con electrocirugía<sup>69</sup>.

Los resultados más satisfactorios en el tratamiento de las lesiones premalignas se obtienen en las leucoplasias, siendo muy discutido su uso en el liquen plano y especialmente si se trata de un liquen plano erosivo<sup>8</sup>.

En nuestra opinión, se puede hacer una biopsia excisional utilizando exclusivamente el láser de CO<sub>2</sub>, una vez diagnosticada previamente la naturaleza de la lesión con biopsias incisionales, con un control muy meticuloso de los márgenes<sup>8</sup>. Si bien técnicamente puede resultar complicado, creemos que puede disminuir las recidivas, así como el riesgo de diseminación, y por otra parte nos aseguramos un postoperatorio confortable para nuestros pacientes.

En este aspecto Roodenburg y cols. revisaron los resultados del tratamiento con láser de CO<sub>2</sub> aplicado a 70 pacientes con 103 leucoplasias en la cavidad bucal. Tras un

seguimiento medio de 5,3 años, el índice de curación fue del 90%, considerado por los autores alto en comparación con otros estudios en los que la resección de la lesión se hizo con bisturí convencional o con criocirugía. Como ventajas del láser de CO<sub>2</sub> frente a estos otros tipos de tratamiento se destaca la posibilidad de aplicar la tecnología láser con un microscopio quirúrgico, lo que permite actuar con una mayor precisión, producir una mínima lesión a los tejidos adyacentes, obtener un excelente postoperatorio para los pacientes y conseguir una buena cicatrización de las heridas, permitiendo todo ello conservar la funcionalidad de los tejidos donde asentaba la lesión. Como desventaja de esta técnica apuntan que, al destruir los márgenes de los tejidos tomados para la biopsia, la muestra puede resultar pequeña, lo que obliga a implementar un seguimiento postoperatorio muy riguroso<sup>70</sup>.

En nuestro criterio, aunque éste es un tema bastante controvertido en la literatura, sólo sería aconsejable la utilización del láser de CO<sub>2</sub> para vaporizar lesiones premalignas en régimen ambulatorio, en aquellos casos en que se dispone previamente de información histopatológica de la lesión, y siempre y cuando el informe del anatomopatólogo no revele más que una displasia leve<sup>8</sup>.

En los casos donde se diagnostique en una biopsia previa la presencia de una displasia severa, ante el riesgo de que puedan coexistir en la misma lesión otros aspectos más graves, aconsejamos recurrir a las técnicas quirúrgicas convencionales con las que se tiene una mayor experiencia clínica.

#### 4.3.- Láser de Er:YAG y láser de Er,Cr:YSGG.

Los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG son el resultado de investigaciones centradas en conseguir una longitud de onda que sea bien absorbida por los tejidos duros dentarios así como por el agua presente en los tejidos blandos. Mediante estudios de fotoabsorción se ha determinado que cuando un láser emite el haz de luz con una longitud de onda de 2700-3000 nanómetros es bien absorbido por la dentina, el hueso y por el agua. Los primeros artículos científicos publicados acerca de la utilización del láser de Er:YAG en 1989 confirmaron las expectativas que se tenían sobre su posible utilización en Odontología<sup>5, 6</sup>. A partir de entonces, numerosos trabajos de investigación describen y delimitan sus indicaciones, ventajas y limitaciones.

A principios de 1997, la Food and Drug Administration (FDA) aprobó la utilización del láser de Er:YAG tras un informe elaborado por cinco profesionales de los EE.UU., después de tratar 1300 caries, resaltando que tan sólo tres pacientes solicitaron que se les aplicase anestesia local<sup>7</sup>. En octubre de 1998, la FDA aprobó la aplicación del láser de Er:YAG en Odontopediatría.

En 1998 el láser de Er,Cr:YSGG también obtuvo la aprobación por parte de la FDA para su aplicación sobre los tejidos duros dentarios. Posteriormente este láser ha ido obteniendo diferentes aprobaciones para muchos más procedimientos odontológicos siendo actualmente el láser que tiene un mayor número de indicaciones terapéuticas aceptadas por la FDA.

#### 4.3.1.- Láser de Er:YAG.

Se trata de un láser pulsado que posee un elemento sólido como medio activo en su cavidad de resonancia; específicamente un rubí sintético cristalizado en rombododecaedros (Garnet, G), constituido por Itrio (Yttrium, Y) y Aluminio (Aluminium, A) y contaminado con Erblio (Erbium, Er).

El láser de Er:YAG emite de forma pulsada. La energía se transmite hasta la pieza de mano a través de una fibra óptica o mediante un brazo articulado.

Este láser emite su luz a una longitud de onda de 2940 nanómetros. Esta longitud de onda coincide con el coeficiente máximo de absorción del agua lo que le confiere la capacidad de ser bien absorbido por los tejidos más hidratados<sup>72</sup>.

Siguiendo la clasificación en cuanto a medidas de seguridad se refiere, tanto de la Unión Europea, normas ISO, como de los EE.UU., normas ANSI, se le considera un láser de clase IV.

En las primeras referencias de los efectos del láser de Er:YAG sobre los tejidos duros dentarios tanto sanos como afectados por caries, se apreció que no se generaba ningún daño térmico en los tejidos circundantes<sup>72</sup>. No obstante, para favorecer la ablación de estos tejidos, y evitar el efecto térmico sobre la superficie irradiada se utiliza un spray de agua, minimizando así el riesgo de producir lesiones térmicas colaterales en los tejidos adyacentes<sup>73</sup>.

Los efectos del spray de agua sobre la efectividad ablativa de este láser son controvertidos. Burkes y cols.<sup>72</sup> y Hoke y cols.<sup>74</sup>, demostraron que al irradiar los tejidos duros dentarios con el láser de Er:YAG acompañado de un fino spray de agua atomizada, no sólo se podía minimizar el incremento térmico sino que la eficacia de corte aumentaba. Por otro lado, Visuri y cols.<sup>75</sup> evaluaron los efectos del spray de agua durante la irradiación del tejido duro dentario con el láser de Er:YAG y constataron que el exceso de agua podía disminuir la eficacia de ablación. De ello se desprende que es necesario ajustar correctamente la cantidad de agua del spray, para optimizar los procesos ablativos sin riesgo de producir efecto térmico.

#### 4.3.2.- Láser de Er,Cr:YSGG.

El láser de Er,Cr:YSGG es un láser de alta potencia cuya cavidad de resonancia posee un cristal, rubí sintético, que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2780 nanómetros en el infrarrojo del espectro electromagnético. Se clasifica como un láser de clase IV.

Su medio activo es un rubí sintético (Garnet, G) que está compuesto por Itrio (Yttrium, Y), Escandio (Scandium, S) y Galio (Gallium, G) contaminado con Erblio (Erbium, Er) y Cromo (Chromium, Cr).

Este láser utiliza un sistema de transmisión por fibra óptica. El sistema emite la luz de modo pulsado.



Una de las características principales de este láser es que utiliza un spray de agua y de aire que al combinarse con el haz de luz láser provoca un efecto que se ha denominado efecto hidroquinético.

La combinación del spray de agua/aire y la luz láser va a determinar diferentes aplicaciones. Así para el corte de tejidos duros tanto dentarios como de hueso necesitamos trabajar con un alto porcentaje de agua y aire y con potencias elevadas. Contrariamente, para conseguir el efecto de corte en tejidos blandos debemos disminuir tanto los porcentajes de agua/aire como la potencia. Si eliminamos completamente la emisión de agua podemos conseguir, en cirugía de tejidos blandos, una ligera hemostasia de la zona tratada. Esta hemostasia es menor que la que se obtiene con el láser de CO<sub>2</sub>, pero es superior a la que se puede producir con el láser de Er:YAG.

El llamado efecto “hidroquinético” de corte de los tejidos consiste en que las partículas de agua del spray absorben parte de la energía liberada por el láser y de esta forma estas moléculas de agua quedan energizadas siendo aceleradas hacia el tejido diana. Esto produce un corte limpio sin generar microfisuras ni ningún tipo de carbonización de los tejidos duros. Esta teoría hidroquinética es la que, según el fabricante (Biolase Technology, San Clemente, EE.UU.), le confiere a este tipo de láser una gran eficacia de corte. La diferencia entre el sistema hidroquinético y la abrasión por aire radica en que el agua que está efectuando el corte es biológicamente compatible con el tejido diana. Debido a que la energía del láser de Er,Cr:YSGG es altamente absorbida por el agua, y que los tejidos blandos están altamente hidratados, el corte será efectivo. La máxima densidad de potencia se obtiene a 1 o 2 mm de distancia de la punta. Sin este spray de agua los tejidos pueden sufrir una carbonización, lo que da a

lugar a la formación de escaras. La ablación del tejido disminuye al aumentar la distancia de aplicación, perdiendo la capacidad de corte al superar los 5 mm de distancia de la punta. Para cortar tejidos duros como el hueso, el esmalte o la dentina es necesario aplicar niveles de potencia de entre 2 y 4 W <sup>7</sup>.

Existe un único fabricante de este tipo de láser (Biolase Technology, San Clemente, EE.UU.)

#### 4.3.3.- Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG.

En la literatura científica podemos encontrar numerosas aplicaciones odontológicas del láser de Er:YAG y del láser de Er,Cr:YSGG, unas bien argumentadas y bien descritas, y otras poco justificadas. Las principales investigaciones sobre el láser de Er,Cr:YSGG se han efectuado en la Universidad de California y Los Angeles (UCLA).

##### 4.3.3.1.- Terapéutica Dental.

###### 4.3.3.1.1.- Preparación de cavidades.

Una de las principales ventajas de estos láseres es la posibilidad de realizar los tratamientos de terapéutica dental sin la utilización de anestesia locorregional. Según la literatura se puede llevar a cabo hasta un 90% de los casos de terapéutica dental conservadora prescindiendo de la anestesia local. Para ello es muy importante el uso del

spray de agua/aire, tanto para minimizar la sensación dolorosa, como para favorecer el efecto de ablación de los tejidos duros dentarios<sup>7, 33, 73, 76</sup>.

Matsumoto y cols.<sup>77</sup>, aplicaron el láser de Er,Cr:YSGG en 44 pacientes, efectuando 50 preparaciones cavitarias, y observaron que el Er,Cr:YSGG es eficaz para la remoción de caries y la preparación de cavidades. Hossain y cols.<sup>73, 76</sup> demostraron en estudios “in vitro” que los dientes tratados con Er:YAG y con Er,Cr:YSGG eran más resistentes al ataque ácido y por lo tanto aumentaba la resistencia de estos dientes frente a las caries secundarias. Sin embargo otros autores como Apel y cols.<sup>12</sup> no han podido confirmar que el uso de los láseres de Erblio en la preparación de cavidades dentarias ofrezcan esta importante ventaja.

Diferentes estudios demuestran que la respuesta del tejido pulpar es similar, después de la aplicación del láser de Er:YAG y del material rotatorio convencional<sup>72, 78</sup>.

Rizoiu y cols.<sup>78</sup> en un estudio “in vitro” aplicaron el láser de Er,Cr:YSGG y el instrumental rotatorio en una muestra de dientes, monitorizando los cambios de temperatura pulpar producidos durante ambos procedimientos de corte, no apreciando efectos térmicos pulpares adversos en ningún caso.

Con estos láseres se pueden preparar cavidades de clase I, II, III, IV, V y VI. La luz láser no produce microfracturas del diente y preserva la estructura dentaria, eliminando además el barrillo dentinario<sup>7</sup>. Mediante microscopía electrónica de barrido ha podido demostrarse que el corte producido por el láser de Er,Cr:YSGG a través del esmalte es suave y preciso, preservando la morfología de los prismas del esmalte. De

igual forma, el corte de la dentina muestra la conservación intacta de los túbulos dentinarios<sup>7</sup>.

Kinoshita y cols. hicieron un estudio en el año 2003 comparando la utilización de la turbina y el láser de Er,Cr:YSGG para la eliminación de la caries dentinaria. Los resultados, analizados mediante microscopía óptica y electrónica, mostraron unas superficies rugosas con abundante barrillo dentinario en las cavidades preparadas con turbina, en contraste con las superficies lisas sin barrillo dentinario observadas cuando se utilizó el láser de Er,Cr:YSGG. Su conclusión es que con el láser de Er,Cr:YSGG se obtienen resultados muy satisfactorios respecto a la eliminación de la caries dentinaria<sup>25</sup>.

#### 4.3.3.1.2.- Remoción de composites y de pastas endodóncicas.

Con el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG podemos eliminar composites, ionómeros, silicatos, óxido de zinc y resinas compuestas, estando contraindicado su uso para remover amalgama de plata, incrustaciones metálicas, etc., debido a la gran reflexión de energía que se produce en su superficie<sup>78</sup>.

#### 4.3.3.1.3.- Grabado del esmalte.

Con ambos láseres se obtienen patrones similares al grabado con ácido ortofosfórico. La superficie rugosa obtenida tras la aplicación de estos láseres produce de un 70% a un 90% de retención, en relación con el ácido ortofosfórico, valores más que suficientes para asegurar un buen sellado de la cavidad<sup>73, 76, 79, 80</sup>.

#### 4.3.3.1.4.- Acondicionamiento de la dentina para obturaciones con adhesivos

Al observar al microscopio electrónico de barrido la dentina irradiada, con cualquiera de los dos láseres, se aprecian los túbulos dentinarios abiertos y una ausencia total de barrillo dentinario. Este tipo de superficie de la preparación es similar a la que se obtiene tras la aplicación de ácido ortofosfórico y sus características son óptimas para posteriormente colocar los adhesivos dentinarios<sup>79, 80</sup>.

#### 4.3.3.1.5.- Endodoncia.

Mediante el acoplamiento de fibras ópticas de diferentes diámetros que distribuyen la energía en el interior del conducto radicular, podemos efectuar pequeñas ablaciones en sus paredes, permitiendo una preparación biomecánica con menor esfuerzo y facilitando por un lado la instrumentación manual, y por otro el secado del conducto radicular consiguiéndose además un importante efecto bactericida<sup>44</sup>.

En enero del 2002, la FDA aprobó la posibilidad de hacer la terapia endodóncica completa aplicando el láser Er,Cr:YSGG.

#### 4.3.3.2.- Periodoncia.

Los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG pueden ser utilizados para eliminar el cálculo y desinfectar las bolsas periodontales. También es posible efectuar tratamientos quirúrgicos en los tejidos blandos, como gingivectomías y gingivoplastias, reduciendo

el tamaño de las bolsas periodontales de forma rápida. Sobre los tejidos duros es posible efectuar osteoplastias, ostectomías y amputaciones radiculares<sup>7, 81</sup>.

#### 4.3.3.3.- Implantología Bucofacial.

Arnabat y cols.<sup>67</sup> han estudiado el uso del láser de Er:YAG en la segunda fase de la cirugía implantológica, para la exposición del tapón de cierre del implante, comprobando que el trauma quirúrgico es mínimo, que la necesidad de aplicación de anestesia local fue inferior al 80 % de los casos y que disminuye de forma significativa el tiempo de cicatrización lo que permite iniciar antes el tratamiento protodónico.

Kreisler y cols.<sup>82</sup> demostraron en su estudio la efectividad bactericida del láser de Er:YAG sobre la superficie de los implantes, lo que sugiere que su uso podría ser positivo para el tratamiento de la mucositis periimplantaria y de la periimplantitis, sugiriendo que también podría ser útil para el tratamiento de la patología periodontal.

#### 4.3.3.4.- Prótesis.

Usumez y Aykent<sup>46</sup> hicieron un estudio “in vitro” utilizando 40 incisivos centrales humanos distribuidos en cuatro grupos de diez, tallando las superficies vestibulares para el cementado de “veneers” de porcelana laminada. Las superficies de los dientes fueron tratadas en el primer grupo con el láser de Er,Cr:YSGG, en el segundo grupo con ácido ortofosfórico, un tercer grupo con ácido maléico y un cuarto grupo sirvió como control. Al medir la fuerza de adhesión no encontraron diferencias

estadísticamente significativas entre los tres primeros grupos; éstos presentaron resultados similares entre sí pero superiores al grupo control.

#### 4.3.3.5.- Ortodoncia.

Se ha propuesto la utilización de estos láseres para el grabado del esmalte previo al cementado de brackets. A pesar que los resultados obtenidos hasta ahora no superan los valores de adhesión que se alcanzan con el ácido ortofosfórico, puede considerarse como una técnica válida ya que superan el 70% de retención, que sería el valor mínimo exigible de acuerdo con Usumez y cols.<sup>29</sup>.

#### 4.3.3.6.- Odontopediatría.

De acuerdo con los mismos criterios de tratamiento en terapéutica dental en dientes definitivos, los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG pueden ser utilizados para la eliminación y tratamiento de la caries en dientes temporales<sup>83</sup>.

Es interesante también su uso en el sellado preventivo de fosas y fisuras. Al aplicar el láser de Er:YAG en las fosas y fisuras dentarias se produce una superficie porosa que permite una excelente adhesión de la resina selladora<sup>79</sup>.

#### 4.3.3.7.- Cirugía Bucal.

Su aplicación quirúrgica se fundamenta en que, al ser láseres de alta potencia, cuando interaccionan con la materia producen un importante efecto fotoablativo (fototérmico, termoablativo).

Se puede utilizar tanto sobre los tejidos blandos como los tejidos duros de la cavidad bucal<sup>84, 85</sup>.

Los tratamientos que se pueden llevar a cabo sobre tejidos blandos son los siguientes:

- Biopsia de lesiones benignas.
- Exéresis de masas de tejido blando como fibromas, épulis, etc.
- Vaporización de leucoplasias.
- Tratamiento de lesiones aftosas y de lesiones herpéticas.
- Frenectomías.
- Desbridamiento de abscesos.
- Gingivectomías y gingivoplastias.
- Alargamiento de corona clínica.
- Cirugía preprotésica.

Sobre los tejidos duros podemos utilizar estos láseres en las siguientes indicaciones:



- Osteotomías.
- Ostectomías y osteoplastias.
- Exéresis de exostosis y de torus.
- Odontosecciones y amputaciones radiculares.
- Cirugía periapical.
- Osteotomías y ostectomías en la cirugía de la articulación temporomandibular.

Los postoperatorios de los pacientes tratados con estos láseres cursan con escaso dolor y poco edema. Requieren una cantidad mínima de anestesia locorregional, pudiéndose incluso prescindir de ella en intervenciones quirúrgicas poco agresivas. Cuando la herida es superficial no requiere sutura y si la superficie tratada es inferior a 4 cm<sup>2</sup> no suele ser necesaria la prescripción de ningún tipo de medicación postoperatoria.

Rizoiu y cols.<sup>84</sup> analizaron los márgenes de resección de muestras de tejido mucocutáneo de conejos y evaluaron su posterior cicatrización. Las muestras fueron tomadas con el láser de Er,Cr:YSGG y con dos técnicas convencionales, el bisturí frío y la punción. Al comparar los resultados histológicos y la curación de las heridas no encontraron diferencias significativas, concluyendo por tanto que este láser es útil para procedimientos diagnósticos como la biopsia, consiguiendo igualmente una buena curación de la herida.

Debido al escaso efecto térmico colateral que producen estos láseres, se obtiene una cicatrización rápida, por segunda intención, de las heridas quirúrgicas. Sin embargo, su capacidad de coagulación, especialmente si se utiliza el spray de agua, es ínfima y por esto, para la exéresis de lesiones vascularizadas en las que es necesario obtener una

hemostasia cuidadosa, será mas adecuada la utilización del láser de CO<sub>2</sub>. Asimismo, no se recomienda su utilización en pacientes con trastornos de la hemostasia, en pacientes que estén bajo tratamiento con fármacos anticoagulantes ni para la exéresis de lesiones profundas con un gran componente inflamatorio. Sólo con el láser de Er,Cr:YSGG al eliminar el spray de agua, desfocalizar el haz, y a una potencia relativamente alta, obtendremos un ligero efecto de coagulación.

#### 4.4.- Diferencias entre el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG<sup>3, 4</sup>.

Los láseres de Er:YAG y Er,Cr:YSGG poseen múltiples similitudes en relación a los efectos físicos que producen sus radiaciones sobre los tejidos que conforman la cavidad bucal, de aquí que las indicaciones generales de ambos sean las mismas. Por ello, a lo largo de este trabajo, se harán comparaciones entre ambos, o referencias al láser de Er:YAG cuando estemos hablando del láser de Er,Cr:YSGG.

No obstante, existen diferencias inherentes a la fabricación de los diferentes aparatos, que pueden gustar en mayor o menor medida al clínico que los utiliza, pero existe una diferencia primordial: la longitud de onda. Cada láser emite con una única longitud de onda. Una característica física de la luz láser es la monocromaticidad.

A pesar de que ambos láseres emiten en longitudes de onda distinta, podríamos decir que irradian una luz muy parecida. La longitud de onda del láser de Er:YAG es de 2940 nanómetros, mientras que la emitida por el láser de Er,Cr:YSGG es de 2780 nanómetros. Esta pequeña variación en relación a su longitud de onda, comporta una serie de diferencias en cuanto a la liberación de su energía se refiere.

La luz láser cumple todas las leyes de la óptica; es decir: transmisión, reflexión, refracción y absorción. La luz está formada por fotones y los fotones son partículas que transportan energía. En los procesos de transmisión, reflexión y refracción no se produce liberación de la energía que contienen los fotones. La energía se libera en el proceso de absorción. El proceso de absorción depende de dos factores: la longitud de onda de la luz láser y las propiedades ópticas del tejido diana.

En las longitudes de onda de los dos láseres, 2940 y 2780 nanómetros, existe una molécula cuyas características ópticas la convierten en la principal para absorber la energía de los fotones. Esta molécula es el H<sub>2</sub>O. El agua actúa como cromóforo; es decir, tiene la capacidad de absorber la energía de los fotones de estas longitudes de onda.

Cuando examinamos el comportamiento del agua frente a la luz visible, vemos que el agua se comporta como un elemento transparente; así, la luz puede atravesar el agua (fenómeno de transmisión de la luz). No obstante si consideramos la profundidad de un mar, sabemos que a cierta profundidad los fotones han quedado absorbidos dando la sensación de oscuridad. El agua absorbe en un bajo porcentaje la energía lumínica, pero aumentando el grosor de agua conseguimos que toda la energía luminosa quede absorbida por el agua.

Si en lugar de analizar el comportamiento de la luz visible analizamos el comportamiento de una luz infrarroja como por ejemplo la del láser de Er:YAG, resulta que el agua no es transparente, sino que se comporta como si fuera un elemento opaco; no permite el paso de la luz ya que absorbe toda su energía.

Mediante estudios de fotoabsorción sabemos que la longitud de onda del láser de Er:YAG coincide con el pico de máxima absorción de la energía lumínica en el infrarrojo. Esta característica física es la más importante en los procesos de interacción del láser de Er:YAG con la materia.

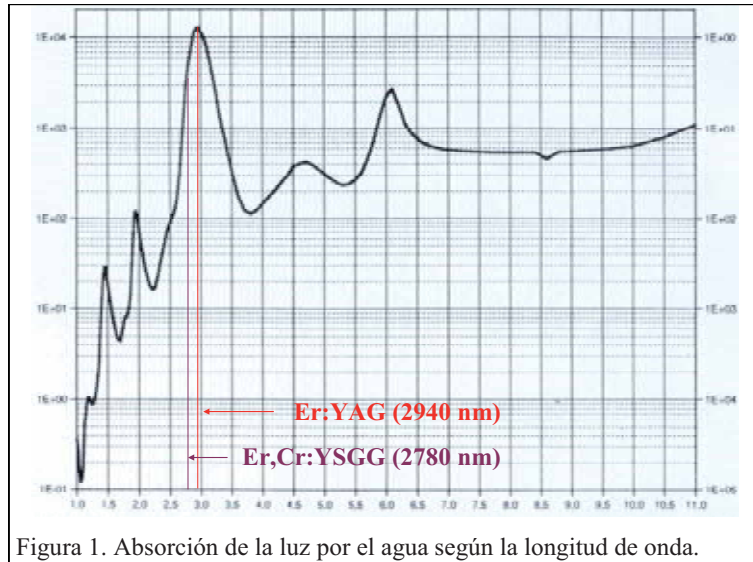


Figura 1. Absorción de la luz por el agua según la longitud de onda.

En la figura 1 podemos ver la correspondencia de las longitudes de onda del láser de Er:YAG y del láser de Er,Cr:YSGG en relación con la absorción por el agua.

En la figura 2 podemos ver con más detalle los coeficientes de absorción de ambos láseres por el agua. Teniendo en cuenta que la escala de absorción es exponencial, el valor correspondiente a la absorción por el agua de la energía de los

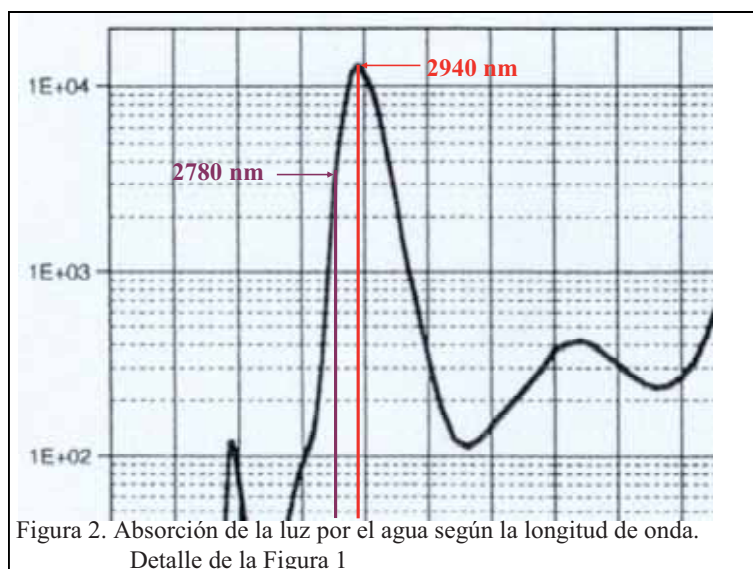


Figura 2. Absorción de la luz por el agua según la longitud de onda.  
Detalle de la Figura 1

fotones de la longitud de onda del láser de Er:YAG, es entre un 300 y un 400 % superior respecto al valor que pertenece a la longitud de onda del láser de Er,Cr:YSGG.

En cualquier caso ambos láseres son altamente absorbidos por el agua, y esta diferencia, aunque pueda parecer muy importante, resulta mínima desde el punto de vista de sus aplicaciones clínicas.

Ambos láseres complementan su acción con la incorporación de un spray de agua en el caso del Er:YAG y un spray de aire y agua en el del láser de Er,Cr:YSGG. A partir de lo expuesto anteriormente queda claro que en el caso del láser de Er,Cr:YSGG vamos a necesitar mayor volumen de agua que utilizando el láser de Er:YAG.

Existen láseres, como por ejemplo el láser de Nd:YAG, cuya absorción por el agua es mínima, y la incorporación de un spray de agua no es efectiva, ya que su acción sobre ella sería mínima. En el caso particular del láser de Nd:YAG, para que se inicie el proceso de ablación de los tejidos duros dentales, se requiere un pigmento fotoiniciador como puede ser la tinta china<sup>30</sup>.

Tanto el láser de Er:YAG como el láser de Er,Cr:YSGG son láseres pulsados, con pulsos de una duración entre 120 y 250 microsegundos. El mecanismo de acción de ambos es el producto de sucesivas microexplosiones consecuencia de la liberación de la energía de sus fotones. A pesar de que el tiempo de un pulso parezca muy breve, los fotones no son emitidos simultáneamente. Teniendo en cuenta que la velocidad de la luz en el vacío es de 300000 Km en un segundo, la luz emitida durante 250 microsegundos sería de varias decenas de Km (75Km); es decir que el primer fotón podría haber

recorrido 60 Km y los últimos todavía no habrían sido liberados. Cada fotón libera su energía cuando es absorbido. Esta energía se libera en forma de calor, de tal forma que cuando un grupo de moléculas de agua han recibido suficiente energía sin tiempo suficiente para que se produzca la relajación térmica del calor acumulado, se produce una microexplosión. En cada pulso se producen miles de microexplosiones. Estas microexplosiones se producen, en la cercanía del tejido irradiado, cuando existe presencia de agua entre la ventana o punta de emisión del láser y el tejido diana, y en el agua presente en el interior del tejido tratado. Dependiendo de la proximidad de la explosión con el tejido diana, dicha explosión producirá una ablación más o menos importante de éste. Cuando no existe agua entre la ventana o punta de emisión del láser y el tejido diana, la acción del láser dependerá exclusivamente de los cromóforos que contenga el tejido irradiado. Por lo tanto será más efectivo en los tejidos más hidratados, como son los tejidos blandos, y menos efectivo en los tejidos menos hidratados, como por ejemplo el esmalte dental.

El agua es el cromóforo más importante para las longitudes de onda de los láseres de Er:YAG y Er,Cr:YSGG, pero no es el único. La hidroxiapatita también posee características ópticas que le permiten absorber la energía de los fotones, pero su coeficiente de absorción es muy bajo cuando lo comparamos con el del agua, con lo cual, para las longitudes de onda de ambos láseres, es más importante el bajo contenido de agua del esmalte dental que el contenido de hidroxiapatita.

Así pues, el mecanismo de acción de ambos láseres se basa en un efecto fototérmico, si bien dadas las circunstancias físicas que justifican su acción, la mayoría de energía, al ser absorbida, produce efecto ablativo siendo mucho menor la cantidad de

energía que produce el efecto térmico. Esto explica que los tejidos remanentes sólo presenten un ligero calentamiento. Si a la acción del láser le añadimos que el mismo spray de agua, o de aire y agua, produce un efecto de enfriamiento, tenemos la explicación del porqué no se detecta ningún incremento térmico en los tejidos adyacentes cuando estamos utilizando alguno de estos láseres conjuntamente con el spray de agua o de aire y agua.

En cualquier caso la diferente longitud de onda, tal como se refleja en las figuras 1 y 2, muestra como la longitud de onda del láser de Er:YAG es más absorbida por el agua que la longitud de onda del láser de Er,Cr:YSGG. Esto implica que si no utilizáramos el spray de agua en ninguno de los dos láseres, sea el láser de Er:YAG sería el que penetraría menos en el interior de los tejidos, y el que induciría un menor efecto térmico en profundidad. El láser de Er,Cr:YSGG sin spray de aire y agua penetrará más en los tejidos hidratados que el láser de Er:YAG, con lo cual podrá producir algo más de efecto térmico.

En el caso de tratamientos quirúrgicos, el ligero efecto térmico que puede producir el láser de Er,Cr:YSGG sin spray de agua, se traduce como una coagulación más efectiva, con lo cual, intraoperatoriamente se podrá observar una menor hemorragia durante los tratamientos de corte en los tejidos blandos, ya que se produce el cierre de los vasos capilares, cosa que no ocurre con el láser de Er:YAG. En el supuesto de que no queramos que se produzca efecto térmico, simplemente deberemos aumentar el caudal del spray de aire agua del láser de Er,Cr:YSGG.



En el caso de irradiar tejidos duros dentales sin spray de aire y agua, ambos láseres producen un ligero aumento térmico, más evidente con el láser de Er,Cr:YSGG que con el láser de Er:YAG.

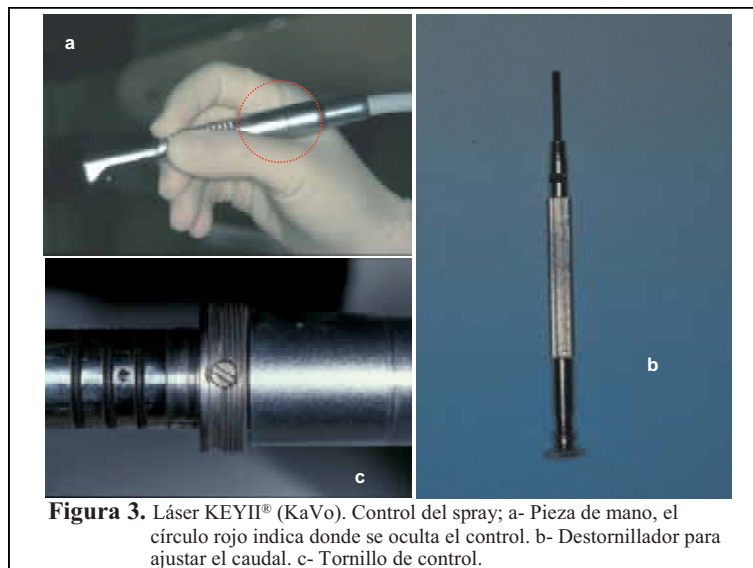
Temperatura	Efecto tisular
42-45°C	Hipertermia transitoria
> 65°C	Desecación, desnaturalización proteica y coagulación
70-90°C	Coagulación y fusión tisular
>100°C	Vaporización
>200°C	Carbonización

**Tabla 1.** Efecto que se produce en los tejidos vivos, según la temperatura.

En la Tabla 1 podemos ver la afectación de los tejidos según la temperatura alcanzada, con lo que podemos observar que incrementos de más de 8° C en los tejidos adyacentes (37°C+8°C) pueden producir efectos irreversibles.

Para evitar estos efectos colaterales sobre los tejidos duros dentales es muy importante, desde el punto de vista clínico, ajustar perfectamente los caudales del spray de agua, ya que un caudal insuficiente, además de perjudicar la ablación, produciría un incremento térmico. Contrariamente, un exceso en el volumen de agua del spray podría actuar como barrera entre la ventana de emisión y el punto diana, y entorpecer los mecanismos ablativos de la luz láser.

El correcto ajuste del caudal del spray de agua o de aire y agua, debido a las características físicas señaladas anteriormente, debe ser más precisa en el caso del láser de Er,Cr:YSGG que en el caso del láser de Er:YAG. Un buen ajuste en los caudales de agua del spray, además de evitar efectos térmicos colaterales, se traduce en una mayor eficiencia ablativa, o lo que es lo mismo, en una disminución del tiempo de trabajo.



**Figura 3.** Láser KEYII® (KaVo). Control del spray; a- Pieza de mano, el círculo rojo indica donde se oculta el control. b- Destornillador para ajustar el caudal. c- Tornillo de control.

En la figura 3 podemos ver el sistema de control del spray de agua del láser de Er:YAG KEYII® (KaVo, Biberach, Alemania). En la figura 3a vemos la pieza de mano con ventana de emisión, y en un círculo amarillo se señala donde se esconde el tornillo de regulación del volumen del spray. Para acceder a él, debe desenroscarse el protector, y con la ayuda de un destornillador (Figura 3b) mover el tornillo de control (Figura 3c) hasta encontrar el volumen deseado.

Evidentemente, para el fabricante de esta unidad no parece que el spray de agua tenga una importancia tan sustancial como hemos reflejado hasta ahora. En cualquier caso tampoco haremos valoraciones a este respecto.

El láser de Er,Cr:YSGG que hemos utilizado para la elaboración de esta tesis es el Waterlase<sup>®</sup> (Biolase, San Clemente, EE.UU de Norteamérica). Esta unidad permite el ajuste exacto del volumen del spray de aire y de agua por separado.



**Figura 4.** Control del spray de aire y de agua del Waterlase<sup>®</sup>.

En la figura 4 podemos observar la parte del panel de control que corresponde a los ajustes de los volúmenes del spray. Su ajuste en % permite una exactitud, repetible, en los procedimientos en que se utilice.

#### 4.5.- Energía y láser<sup>86</sup>.

En este apartado recordaremos los conceptos que de forma más usual se utilizan en el transcurso de esta tesis.

Recordemos que de una unidad emisora de láser, lo que se emite es una luz. La luz, tanto la luz láser como la luz normal, no es más que un tipo de energía (energía lumínica), y como tal puede ser medida. La energía lumínica se mide en Julios (Joules, J). La energía liberada en cada porción de tiempo se define como Potencia y se mide en Vatios (Watt, W), correspondiendo a 1W una energía de 1J en 1seg. Así pues,  $1W=1J/1seg$ .

Asimismo, la energía puede ser distribuida en una superficie mayor o menor, según sean las características de la óptica que acompaña a la pieza de mano del láser. Por regla general la luz láser es altamente colimada, debido a la selección de fotones que se produce en el interior de la cavidad de resonancia. Los fabricantes suelen incorporar elementos ópticos, en el interior de la pieza de mano, para hacer converger toda la energía en un pequeño punto o “spot”. Esto se consigue a una determinada distancia de la ventana o punta de emisión, con lo que se crean tres zonas diferenciadas: prefocal, focal y desfocal. El mínimo “spot” coincide con la distancia focal de la lente de la pieza de mano; entre esta distancia y la ventana o punta de emisión está la zona prefocal, y desde el punto de focalización hasta el infinito corresponde a la zona desfocal. Así pues, cuando se hace referencia a focalización es que se está trabajando a distancia focal, y cuando se habla de desfocalizado o ligeramente desfocalizado se hace

referencia a la aplicación de la energía aumentando la distancia entre la ventana o punta de emisión y el tejido diana.

Tanto la zona prefocal como la desfocal ofrecen superficies de impacto de mayor diámetro que la zona focal. Al cambiar la superficie donde se está distribuyendo la energía, estamos cambiando la proporción de cantidad de energía por unidad de superficie, con lo cual pueden variar los efectos físicos producto de la interacción del láser con el substrato irradiado.

#### 4.5.1.- Terminología básica.

Existen ciertos conceptos básicos que recordaremos en esta sección.

##### 4.5.1.1.- Densidad de potencia, Densidad de energía por pulso (“Fluence”).

Es la energía liberada en el punto diana por segundo y por unidad de superficie. Se mide en  $\text{Wattios/cm}^2 = (\text{Julios/seg.})/\text{cm}^2$ . Depende del tamaño de punto de impacto del rayo y de la potencia con que emite.

Este es un parámetro esencial para medir los efectos biológicos del láser. Su variación tiene una gran importancia práctica en el momento de elegir la potencia en un determinado procedimiento.

En los láseres pulsados la emisión no es continua. El cálculo de la densidad de potencia implica conocer la densidad de energía en cada pulso y la tasa de repetición, con

lo cual el dato de la densidad de potencia puede llevar a errores. Los efectos de interacción de la luz láser con la materia son muy distintos si se varía la energía de cada pulso, pudiéndose dar el caso de obtener densidades de potencia iguales, pero con densidades de energía por pulso y frecuencia diferentes. Por ejemplo el mismo láser aplicado sobre la misma superficie en dos situaciones distintas a) 10 mJ 100 Hz, b) 100 mJ 10 Hz, obtiene valores idénticos de densidad de potencia, pero la energía liberada en cada pulso es diferente y los efectos obtenidos también. Por ello, para la interpretación exacta de las dosis suministradas por un láser pulsado es necesario aportar el dato de la energía por pulso (pulse energy), o facilitar el resto de datos para que se pueda calcular y establecer las comparaciones pertinentes entre láseres de diferentes fabricantes.

La densidad de energía por pulso es un dato que no siempre se muestra en los artículos que hablan sobre tecnología láser. Cuando se facilita este valor, el lector, puede llevarse a error ya que las unidades se dan en Julios/cm<sup>2</sup>, pudiéndose confundir con la densidad de energía (apartado 4.5.1.2.). Así pues, la densidad de energía por pulso, también llamada “fluence”, debe ser considerada como un sinónimo de la densidad de potencia.

#### 4.5.1.2.- Densidad de energía.

Es la energía recibida en la zona irradiada, por unidad de superficie y durante el tiempo de exposición independientemente del modo de funcionamiento del láser. Se expresa en Julios/cm<sup>2</sup>.

#### 4.5.1.3.- Energía total liberada.

Es la energía recibida por la totalidad de la zona tratada durante el tiempo de exposición. Se mide en Julios.

#### 4.5.1.4.- Tiempo de exposición.

Es la duración global de la irradiación en cada una de las zonas tratadas a lo largo de una sesión.

#### 4.5.1.5.- Tiempo de tratamiento.

Cuando en una sesión son tratadas varias zonas, el tiempo de tratamiento es igual a la suma de los tiempos de exposición.

#### 4.5.2.- Parámetros clínicos influyentes en la distribución de la energía.

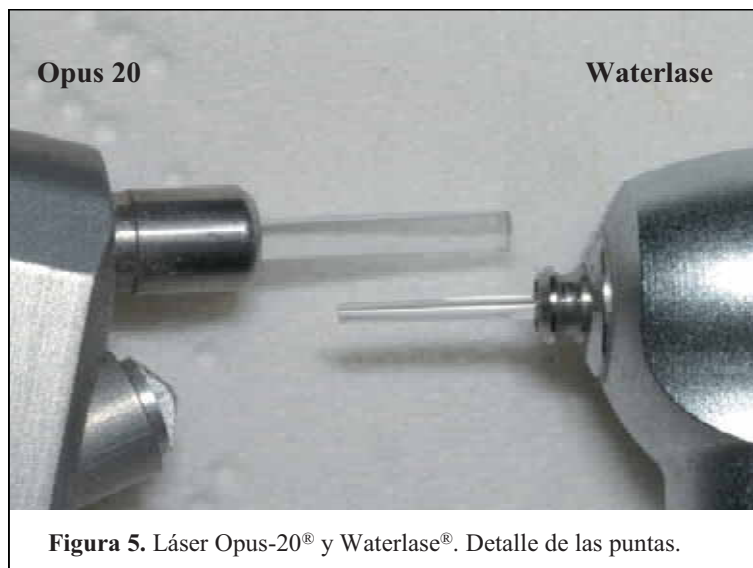
El clínico puede variar ciertos parámetros consiguiendo, con ello, modificar los resultados de la aplicación del láser. A continuación repasaremos los más importantes para las longitudes de onda del láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG.

##### 4.5.2.1.- Diámetro de la punta.

Algunas piezas de mano permiten intercambiar las puntas por donde fluye la energía láser. Con ello se modifica el “spot” de aplicación de la luz láser. La disminución o

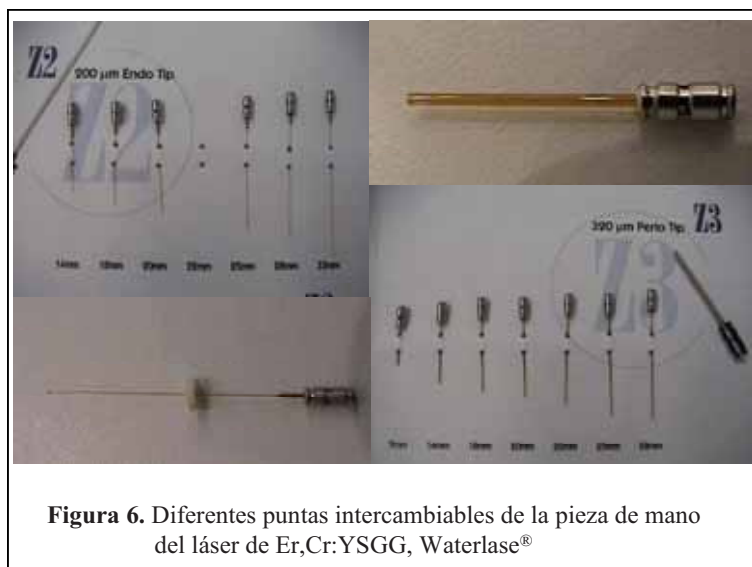
el aumento del diámetro del “spot”, hará que se aumente o disminuya la cantidad de energía por unidad de superficie.

En la figura 5 podemos ver la diferencia de diámetros en dos puntas correspondientes a dos láseres diferentes. A la izquierda la pieza de mano del láser de Er:YAG Opus-20<sup>®</sup> (Sharplan, Tel Aviv, Israel) y a la derecha la pieza de mano del láser de Er,Cr:YSGG Waterlase<sup>®</sup> (Biolase, San Clemente, EE.UU.). Una tiene un diámetro de 900 micras mientras que la más delgada es de 400 micras. En el supuesto cada una de ellas estuviera trabajando a su distancia focal y con una energía por pulso nominal de 200 mJ, la densidad de energía por pulso sería más elevada en la que presentara un “spot” menor, en este caso con el “tip” de 400 micras de diámetro.



Así pues, si a distancia focal, queremos disminuir la densidad de potencia podemos disminuir la energía por pulso, o bien con la misma energía por pulso utilizar una punta de mayor diámetro, ya que aumentaremos el diámetro del “spot”, con lo cual la cantidad de energía por unidad de superficie será menor.





**Figura 6.** Diferentes puntas intercambiables de la pieza de mano del láser de Er,Cr:YSGG, Waterlase®

En la figura 6 podemos ver diferentes diseños de puntas para la pieza de mano del láser de Er,Cr:YSGG, Waterlase® (Biolase, San Clemente, EE.UU.) En este caso se trata de puntas para su aplicación en Endodoncia y Periodoncia, con diámetros de 200 y 320 micras, respectivamente. En el caso de utilizar alguna punta de diámetro inferior a la fibra óptica que transmite la energía desde la unidad emisora hasta la pieza de mano, se produce una pérdida de energía, que se puede calcular, entre otras formas, utilizando las tablas que proporciona el fabricante para cada caso. Es decir, a pesar de que seleccionemos una energía por pulso determinada, ésta se verá disminuida en el momento en que pase de la fibra óptica a la punta activa. Así pues, la energía de salida será menor que la que podamos leer en la pantalla de control.

#### 4.5.2.2.- Distancia de disparo.

La distancia que existe entre el extremo libre de la punta activa de la pieza de mano y el tejido diana, se denomina distancia de disparo o distancia de trabajo.

Cada punta activa se comporta como una lente y posee una distancia focal única e invariable. De esta forma, cuando hacemos referencia a la distancia focal de determinada punta, ésta es invariable para aquel tipo de punta.

Conviene aclarar que la distancia focal varía para cada punta, y que desde el punto de vista clínico, dado que resultaría imposible trabajar siempre a una distancia fija, cuando se hace referencia a la distancia focal se suele dar un margen en el cual varían muy poco los procesos mencionados. De tal manera, por ejemplo, con la pieza de mano acodada del láser de Er,Cr:YSGG y la punta G-4, la distancia focal es de 1,7 milímetros, pero la recomendación clínica es la de trabajar entre 1 y 2 milímetros.

A medida que separamos el extremo de la punta activa del tejido diana, aumentamos el diámetro de la superficie de impacto, con lo cual estamos disminuyendo la densidad de potencia.

Cuando utilizamos, por ejemplo, el láser de Er,Cr:YSGG con la finalidad de producir un corte limpio en un tejido blando, la estrategia está en, además de ajustar los parámetros de energía por pulso y porcentajes del spray de aire y agua, trabajar a una distancia lo más cercana posible a la distancia focal, ya que así concentraremos toda la energía en la mínima superficie posible, produciendo el efecto deseado.

En algunas situaciones clínicas es preciso disminuir la densidad de potencia para eliminar de forma superficial alguna lesión, o para acondicionar el esmalte o la dentina, entre otras. En estos casos el clínico suele recurrir a aumentar la distancia de disparo,

consiguiendo con ello una disminución de la densidad de potencia y así adecuarse al tratamiento que se quiere realizar.

#### 4.5.2.3.- Duración del pulso.

Este concepto sólo atañe a los láseres pulsados, como es el caso de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG.

Es el tiempo total que dura un pulso. Dependiendo de la energía que se libere en aquel pulso, el tiempo podrá ser mayor o menor, pero por regla general la duración de un pulso, de estos láseres, oscila entre los 125 y 350 microsegundos.

Haremos hincapié una vez más en el concepto de “fluence”, ya que los valores que se dan, a pesar de ser sinónimo de densidad de potencia, no reflejan el tiempo de emisión. Recordemos que la potencia es Energía por unidad de Tiempo, y, sin embargo, los valores de “fluence” los damos en Julios /  $\text{cm}^2$ .

#### 4.5.2.4.- Densidad de potencia instantánea.

Si extrapolamos la energía liberada por un láser pulsado en el corto espacio de tiempo que se produce, veríamos que el cálculo puede dar resultados asombrosamente altos. Por ejemplo un láser pulsado de 20 Hz con una energía por pulso de 300 mJ, estaría trabajando a 6 W, pero si calculamos que emite 300 mJ en 250 microsegundos, y sólo analizamos los valores de este momento, el resultado sería de 1200 W. En cualquier caso estos cálculos no suelen utilizarse en la práctica clínica.

En el tiempo que se libera la energía de un pulso, el número de fotones emitidos no es constante para cada pequeña fracción del tiempo transcurrido. Normalmente se produce una dispersión gaussiana, de forma que la mayoría de fotones son liberados en el tercio medio del transcurso del pulso.

#### 4.5.2.5.- Frecuencia o tasa de repetición de disparos.

El concepto de frecuencia o tasa de repetición de disparos, no es más que el número de pulsos que se suceden en 1 segundo, y se mide en Hercios (Hz). Así pues, un láser que esté emitiendo 20 pulsos por segundo, diremos que está trabajando a 20 Hz. Hay que hacer la distinción entre la frecuencia referida a la unidad emisora y la frecuencia referida a la luz láser. La frecuencia de una onda electromagnética, como puede ser cualquier luz láser, es el número completo de ciclos que se suceden en un segundo y también se mide en Hercios (Hz). La longitud de onda, de una onda electromagnética, es la distancia que existe entre dos crestas de dicha onda (un ciclo completo) y se mide en metros. De tal forma la frecuencia de una onda y su longitud de onda son datos análogos. Aunque podría utilizarse el valor de la frecuencia para clasificar los diferentes láseres, lo más habitual es hacerlo por su longitud de onda.

La tasa de repetición de disparos es un dato importante en el estudio del efecto de los láseres. Cada fotón de un pulso de energía láser libera su energía cuando es absorbido. En el caso de los láseres visibles e infrarrojos, esta liberación de energía comporta un efecto térmico. Teniendo en cuenta que cualquier tejido del organismo humano es un mal conductor térmico, ello implica que se requiere un cierto tiempo,

desde que la energía es absorbida, hasta que el calor acumulado se disipa y se recupera el estado inicial. El tiempo transcurrido se llama tiempo de relajación térmica, y es constante para cada tejido.

Esto implica que tasas de repetición elevadas puedan acumular más calor en los tejidos irradiados.

Si bien el tiempo de relajación térmica de cada tejido puede ser constante, la forma en como se libera el calor es distinta para cada longitud de onda en cada tejido. Así pues, cuando un láser es muy absorbido, la liberación de la energía se produce en un mínimo volumen de tejido, haciendo que la energía de los fotones sea más eficiente, y produciendo un intercambio energético, por ejemplo, de energía calórica a energía mecánica, con lo cual se apreciará menos el efecto de incremento de la temperatura.

En el caso particular de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG, la tasa de repetición de pulsos tiene una importancia relativa, si se está trabajando con spray de aire/agua. Por el contrario, si se anula el spray refrigerante, la luz láser liberará su energía donde encuentre el agua de los tejidos irradiados, con lo cual se dispersará su energía en mayor o menor volumen, haciendo que sus fotones no produzcan un trabajo tan eficiente, y en definitiva, aumentando la temperatura del tejido irradiado. Teniendo en cuenta que los tejidos humanos transmiten muy mal el calor, éste se irá acumulando, y si el siguiente pulso llega al tejido antes de que se haya producido la relajación térmica, el calor remanente irá aumentando en cada pulso. Si la frecuencia de pulsos es alta, el incremento de la temperatura será rápido, y si la frecuencia es baja sólo se

producirá incremento térmico si el tiempo entre pulsos es menor que el tiempo de relajación térmica.

#### 4.5.2.6.- Avance de la onda. Distribución transversal de los fotones (TEM).

Se define como TEM (Transversal Electromagnetic Mode), Modo Transversal, o Distribución Transversal, a la geometría de la distribución de los fotones en la sección perpendicular de un haz de láser.

El rayo láser emitido por los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG, no posee una distribución uniforme de los fotones que conforman el rayo. Para otros láseres existen otros patrones de distribución (TEM), pero los láseres referidos poseen una distribución Gaussiana, de forma que la mayoría de fotones discurren por el eje de avance del haz de luz láser (TEM<sub>00</sub>).

#### 4.6.- Dentina.

Dado que esta tesis se basa en la adhesión de los materiales compuestos sobre dentina humana irradiada con láser de Er,Cr:YSGG, este capítulo se centra en la descripción anatómica de dicha parte del diente.

La dentina constituye, en volumen, la parte más importante del diente. Forma parte del complejo dentino-pulpar, siendo el tejido vivo más duro del organismo. El espesor en cada diente en particular, es mayor en los bordes incisales o cuspídeos y menor en la raíz<sup>87</sup>.

En su estructura podemos distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los conductos o túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor y que alojan a los procesos odontoblásticos<sup>87, 88</sup>.

##### 4.6.1.- Histología de la Dentina; Generalidades.

La dentina es el tejido conectivo calcificado del complejo dentino-pulpar y forma la masa principal del diente<sup>89, 90</sup> atravesada por millones de túbulos dentinarios estrechamente empaquetados que se alojan en todo su espesor y contienen las prolongaciones de los odontoblastos que una vez formaron dicha dentina y ahora la mantienen<sup>90</sup>; su densidad varía de 43.000 a 70.000 túbulos por mm<sup>2</sup>. Los túbulos miden desde 1 micra hasta 3 micras a nivel de su extremo pulpar y contienen líquido de una composición similar a la del líquido extracelular. Cohen y Burns<sup>88</sup> refieren que el fluido dentinario ocupa el 22% del volumen total de la dentina. Este líquido es un

filtrado de sangre y su composición se asemeja al plasma<sup>88</sup>. Si dicho líquido se contamina con endotoxinas bacterianas se forma un reservorio de sustancias nocivas que pueden penetrar a través de la dentina hasta la pulpa para iniciar la inflamación<sup>89</sup>.

La formación de la dentina se inicia por un grupo de células especializadas denominadas odontoblastos, las cuales se diferencian de la papila dental entre la octava y novena semana de vida fetal. Los odontoblastos son células de origen mesodérmico<sup>87</sup>. Cuando estas células elaboran dentina toman una apariencia alargada en forma de columna<sup>90</sup>.

Físicamente, la dentina tiene una cualidad elástica que es importante para el adecuado funcionamiento del diente, dado que le otorga flexibilidad para evitar la fractura del frágil esmalte suprayacente<sup>91</sup>. Estos tejidos se hallan juntos unidos a nivel del límite amelodentinario, el cual se observa microscópicamente como un borde festoneado bien definido<sup>90</sup>.

#### 4.6.2.- Clasificación histogenética.

Desde el punto de vista de su formación la dentina puede clasificarse en primaria, secundaria y terciaria.

##### 4.6.2.1.- Dentina primaria.

La dentina primara forma la mayor parte del diente y delimita la cámara pulpar de los dientes ya formados. La capa externa de la dentina primaria, llamada dentina del



manto, difiere del resto de la dentina primaria. Esa capa es la primera capa de dentina formada por los odontoblastos recientemente diferenciados. Tiene unas 20 micras de ancho y posee una matriz orgánica compuesta por sustancia fundamental y fibrillas colágenas burdas empaquetadas laxamente. Esta matriz es con probabilidad ligeramente menos mineralizada que el resto de la dentina primaria, que en algunas ocasiones se denomina dentina circumpulpar<sup>90</sup>.

La dentina primaria es la primera que se forma, delimitando la cámara pulpar de los dientes ya formados. Desde el punto de vista funcional se considera a este tipo de dentina aquella que se deposita desde que comienzan las primeras etapas de formación del diente hasta que éste entra en oclusión<sup>87</sup>.

Se pueden identificar varias características estructurales, incluyendo, los túbulos dentinarios, la dentina peritubular, la dentina intertubular, zonas de calcificación deficitaria llamadas dentina interglobular, líneas incrementales de crecimiento, una zona que únicamente se observa en la porción radicular de los dientes conocida como la Capa Granular de Tomes y los odontoblastos<sup>90</sup>.

#### 4.6.2.1.1.- Túbulos dentinarios.

Los túbulos dentinarios son espacios tubulares pequeños ubicados dentro de la dentina, que contienen líquido tisular y están ocupados en gran parte de su longitud por las prolongaciones de los odontoblastos. Se extienden a través de todo el espesor de la dentina desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. Siguen un trayecto en forma de S desde la superficie externa de la dentina hasta su límite con la pulpa en la dentina

coronaria. Esta curvatura en S es menos pronunciada en la dentina radicular y menos pronunciada aún en el tercio cervical de la raíz<sup>91</sup>. Dichas curvaturas se originan como resultado del apiñamiento de los odontoblastos a medida que se dirigen hacia el centro de la pulpa<sup>90</sup>.

La densidad de túbulos dentinarios, presentes en la dentina, varía según la proximidad a la pulpa y la edad del diente, entre otros factores, calculándose aproximadamente, entre 7000 y 20000 túbulos por mm<sup>2</sup> en la cercanía del esmalte, y entre 45000 y 60000 por mm<sup>2</sup> en la proximidad de la cámara pulpar<sup>92</sup>.

La parte terminal de los túbulos se ramifica, dando por resultado un mayor número de túbulos por unidad de longitud en la dentina del manto. Esta ramificación terminal es especialmente profusa en la dentina radicular. Los túbulos dentinarios también presentan extensiones laterales que se ramifican a partir del túbulo principal y que pueden alojar o no prolongaciones odontoblásticas<sup>90, 93</sup>; dichas ramificaciones se denominan canalículos<sup>91</sup>.

#### 4.6.2.1.2.- Dentina peritubular.

La zona transparente que forma las paredes de los túbulos dentinales y se encuentra rodeando al proceso odontoblástico se llama dentina peritubular<sup>91</sup>. La dentina peritubular está mineralizada un 9% más que la intertubular. La dentina peritubular se forma dentro de la dentina mineralizada y posee una matriz orgánica<sup>91</sup> en la cual hay muy pocas fibras colágenas<sup>90</sup>.

La formación de dentina peritubular es un proceso continuo, que se puede acelerar por estímulos ambientales, llegando a ocasionar una reducción progresiva del tamaño de la luz tubular y en algunas ocasiones a obliterar el espacio tubular<sup>89, 90</sup>. El término esclerosis se usa para describir la deposición continua de dentina peritubular y la obliteración del túbulo y esta dentina se llama dentina esclerótica fisiológica<sup>90, 93</sup>. La esclerosis reduce la permeabilidad de la dentina y puede ayudar a prolongar la vida de la pulpa<sup>90</sup>.

#### 4.6.2.1.3.- Dentina intertubular.

La dentina localizada entre la dentina peritubular se llama dentina intertubular y constituye el mayor componente de la dentina<sup>90</sup>. Es altamente mineralizada; la mitad de su volumen lo ocupa la matriz orgánica<sup>91</sup>.

La dentina intertubular representa el principal producto secretorio de los odontoblastos y consta principalmente de una red estrechamente tejida de fibrillas colágenas en las cuales se depositan cristales de apatita<sup>93</sup>.

#### 4.6.2.1.4.- Dentina interglobular.

La dentina interglobular es el término utilizado para describir zonas de dentina no mineralizadas o hipomineralizadas que persisten dentro de la dentina madura. La dentina interglobular se encuentra principalmente en la zona circumpulpar, justo por debajo de la dentina del manto<sup>90, 91, 93</sup>. Como resultado de algunas enfermedades, deficiencias hormonales o nutricionales, la mineralización de la dentina se ve afectada y

se produce un aumento de las áreas de dentina interglobular<sup>90</sup>. Como esta irregularidad de la dentina es un defecto de la mineralización y no de la formación de la matriz, el patrón arquitectónico normal de los túbulos permanece inalterado y éstos corren sin interrupción a través de las áreas interglobulares<sup>91</sup>.

#### 4.6.2.1.5.- Líneas incrementales.

Estas líneas indican el patrón de crecimiento de la dentina; discurren en ángulo recto respecto a los túbulos dentinarios y corresponden al promedio diario de aposición de la dentina en dirección interna y hacia la raíz<sup>90, 91</sup>.

Ocasionalmente, algunas de las líneas incrementales son acentuadas por trastornos en el proceso de mineralización. Estas líneas son conocidas como Líneas de contorno de Owen, las cuales representan zonas hipocalcificadas<sup>91</sup>.

#### 4.6.2.1.6.- Capa Granular de Tomes.

Esta capa es una delgada zona de aspecto granular<sup>90, 91</sup>, formada por una matriz hipomineralizada e hiperorgánica, y situada justo por debajo de la superficie dentinaria donde la raíz está cubierta por cemento<sup>90</sup>. Se cree que esta capa está formada por pequeñas áreas de dentina interglobular<sup>91</sup> aunque el significado o función de dicha capa no se ha establecido totalmente<sup>90, 93</sup>.

Ten Cate<sup>90</sup> refiere que la Capa Granular de Tomes posee el papel funcional de unir el cemento a la dentina y que podría ser un producto de las células de la vaina

radicular. Por su parte, Seltzer y Bender<sup>93</sup> refieren que su función es de protección del diente durante fuerzas oclusales exageradas que son transmitidas de forma súbita de la dentina al ligamento periodontal. Para Orban<sup>91</sup> representan una interferencia en la mineralización de la capa superficial de dentina radicular antes de iniciar la formación del cemento.

#### 4.6.2.1.7.- Odontoblastos.

Son las células características de la pulpa y son las encargadas de la dentinogénesis, tanto durante el desarrollo del diente como en las etapas de maduración del mismo<sup>88</sup>.

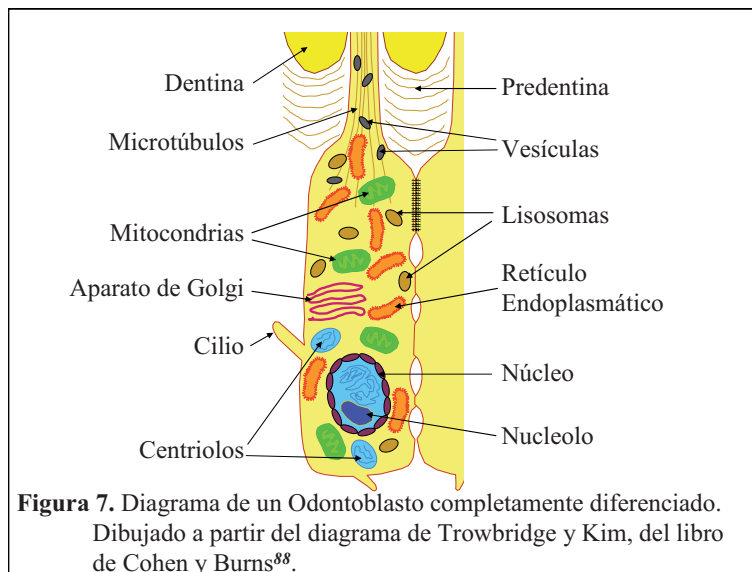
Butler<sup>94</sup> señala que los odontoblastos se originan a partir de células ectomesenquimáticas derivadas de la cresta neural durante la formación embrionaria. Al diferenciarse, los odontoblastos dejan de dividirse y producen la matriz extracelular, la cual se secreta de manera unidireccional formando un tejido no mineralizado que corresponde a la pre dentina. Esta pre dentina se transforma en dentina cuando se mineraliza. Mientras se va formando esta matriz no mineralizada, los odontoblastos se retiran en dirección pulpar, dejando sus prolongaciones odontoblásticas.

Al microscopio electrónico de barrido, los odontoblastos se presentan como capas múltiples de células grandes, alineadas muy cerca unas de otras. Su tamaño varía de 3 a 4 micras de ancho y de 8 a 10 micras de largo<sup>93</sup>.

Las actividades de síntesis y de secreción hacen que el odontoblasto sea muy polarizado; la síntesis tiene lugar en el cuerpo celular y la secreción en la proyección o proceso odontoblástico. El cuerpo celular tiene organelas que representan diferentes etapas en la secreción de colágeno, glucoproteínas y sales de calcio<sup>89</sup>.

Aparentemente, los odontoblastos secretan sólo colágeno tipo I, sin embargo, pequeñas cantidades de colágeno tipo V han sido observadas a través del microscopio electrónico<sup>88</sup>. Además de secretar glucoproteínas y colágeno, los odontoblastos son capaces de secretar sialoproteínas, fosfatasa alcalina y fosfoforinas. Estas últimas son exclusivas de la dentina y se encuentran involucradas en los procesos de mineralización extracelular. La fosfatasa alcalina es una enzima que está relacionada con la mineralización, aunque su papel principal no ha sido aún determinado<sup>88</sup>.

Ultraestructuralmente los odontoblastos exhiben retículos endoplasmáticos rugosos ordenados, aparatos de Golgi prominentes, gránulos secretorios y numerosas mitocondrias. Son además ricos en ARN y sus núcleos contienen uno o más nucleolos<sup>88</sup> (Figura 7).



Un odontoblasto completamente desarrollado en la pulpa coronal es una célula columnar alta que presenta procesos celulares que se encargan de la formación de túbulos dentinarios. Las ramas laterales de estos procesos se interconectan entre sí a través de canales, lo cual permite la comunicación intercelular y la circulación de metabolitos y fluidos a través de la matriz mineralizada<sup>88</sup>.

Los procesos odontoblásticos han sido descritos de manera clásica como una prolongación del cuerpo celular cuya extensión dentro de los túbulos dentinarios sigue siendo motivo de controversia<sup>89</sup>.

Los microtúbulos y los microfilamentos son los principales componentes ultraestructurales de los procesos odontoblásticos y de sus ramas laterales. Los microtúbulos se originan en el cuerpo celular y siguen su curso paralelo al eje largo de la célula. La función de estos microtúbulos es aún incierta; sin embargo, se especula que pueden ser una extensión del citoplasma que sirve para el transporte de materiales. Otra función puede ser la de servir como esqueleto que proporcione rigidez al proceso odontoblástico<sup>88</sup>.

#### 4.6.2.2.- Dentina secundaria.

La dentina secundaria es la que se produce después que se ha completado la formación de la raíz del diente. Su deposición es mucho más lenta que la deposición de la dentina primaria, pero su producción continúa durante toda la vida del diente. La distribución de los túbulos en esta dentina es ligeramente menos regular que en la

dentina primaria y el límite entre ambas se manifiesta por un cambio en la dirección de los túbulos dentinarios<sup>87</sup>.

Seltzer y Bender<sup>93</sup> establecen que la formación de dentina secundaria ocurre en ausencia de inflamación. Un aumento en el desgaste del tejido dentario durante la masticación, podría producir la exposición de dentina debido a un desgaste dentario excesivo que se produce por diversos hábitos como el bruxismo.

La dentina secundaria posee un patrón incremental y una estructura tubular que es, en su mayor parte, una continuación de la estructura tubular de la dentina primaria. Como resultado de la continua deposición, el volumen de la pulpa comienza a hacerse más pequeño progresivamente con la edad<sup>90, 91, 93</sup>.

#### 4.6.2.3.- Dentina terciaria.

La dentina terciaria también se conoce como dentina reparativa, reactiva, irregular o patológica. Puede deformar la cámara pulpar en los sitios donde existe una noxa o estímulo localizado en un intento por aislar la pulpa de la zona afectada<sup>87</sup>. También se puede producir como reacción a estímulos nocivos tales como caries o los procesos dentales de reparación<sup>90, 93</sup>.

Esta dentina es más amorfa, menos tubular y ligeramente menos regular que la dentina primaria. Es hipomineralizada, presentando áreas de hipermineralización.



La cantidad y calidad de la dentina terciaria que se forma se encuentra relacionada con la duración e intensidad del estímulo. Si la dentina terciaria se forma rápidamente, el patrón tubular será irregular y con frecuencia pueden quedar odontoblastos incluidos<sup>87</sup>.

Tidmarsh<sup>95</sup> afirma que la variabilidad en la dentina irregular o atubular no tiene relación con el tipo de estímulo nocivo o del proceso destructivo del diente.

#### 4.6.3.- Composición química.

La dentina madura está químicamente compuesta de un 65-70% de material inorgánico, un 18-36% de material orgánico y un 10-12% de agua en peso, aproximadamente. El material inorgánico está compuesto principalmente por hidroxiapatita y la fase orgánica por colágeno de tipo I<sup>90, 91, 93</sup>. Cerca del 56% de la fase mineral se halla dentro del colágeno. La fase inorgánica hace que la dentina sea algo más dura que el hueso y menos dura que el esmalte<sup>87, 88, 90, 91, 93, 96</sup>.

La dentina también contiene una pequeña cantidad de citrato (menor del 1%), que se encuentra en su unión orgánica y que está ampliamente distribuida en los tejidos mineralizados. La albúmina y los componentes lípidicos representan una pequeña fracción de la dentina, cuya presencia ha sido demostrada por medio de reacciones histoquímicas<sup>93</sup>.

La matriz inorgánica está compuesta principalmente por cristales de hidroxiapatita, los cuales son más pequeños y delgados comparados con los cristales de

hidroxiapatita del esmalte. Están orientados de forma paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, disponiéndose entre las fibras y también dentro de las mismas. Esta fracción mineral contiene además de los cristales de hidroxiapatita, cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos como fluoruro, cobre, zinc, hierro y magnesio<sup>87</sup>.

La matriz orgánica está constituida por varios componentes entre los que destaca el colágeno tipo I que representa el 90% de dicha matriz<sup>97, 98</sup>. Las fibras de colágeno se forman a partir de dicho colágeno, una vez ha sido segregado en la unión de la predentina<sup>87</sup>.

En la matriz orgánica de la dentina se han detectado proteínas semejantes a las existentes en la matriz ósea tales como la osteonectina, la osteopontina y la proteína GLA que es una proteína similar a la osteocalcina. Existen también tres proteínas que se encuentran exclusivamente en la dentina como lo son la fosforina dentinaria, la proteína de la matriz dentinaria I y la sialoproteína dentinaria. Las dos primeras son segregadas por los odontoblastos y participan en el proceso de mineralización y la última, segregada por los odontoblastos jóvenes y por los preameloblastos, participa de algún modo en el desarrollo de los dientes<sup>87</sup>.

#### 4.7.- Estado actual de los adhesivos dentinarios.

Sin duda, la adhesión aplicada a la Odontología, ha sido una de las bases en la que se ha apoyado la odontología restauradora moderna. En este capítulo actualizaremos los conceptos concernientes a la adhesión, así como la bibliografía más relevante sobre este tema.

##### 4.7.1.- Concepto de adhesión.

Entendemos como adhesión el, o los, mecanismos que permiten que dos o más sustratos, sean similares o diferentes, se mantengan unidos sin que se separen; se logra principalmente a través de dos mecanismos:

- a) Físico: Este mecanismo de adhesión también se conoce como sistema de traba mecánica, y se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los sustratos adherentes<sup>99</sup>.
  
- b) Químico: Se consigue mediante la atracción de los átomos y/o moléculas entre dos o más sustratos, a través de enlaces iónicos, covalentes y enlaces secundarios como podrían ser las fuerzas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión<sup>99</sup>.

En Odontología suele utilizarse con relativa frecuencia el término adhesión en referencia a uniones de tipo mecánico, donde la unión se produce solamente por medio de microrretención, sin que exista ninguna interacción química entre los sustratos. Éste

es, por ejemplo, el tipo de unión que se configura entre el esmalte grabado y la resina fluida.

#### 4.7.2. Factores que influyen sobre la adhesión.

Las características de los sustratos que van a unirse influyen en gran medida al resultado final de adhesión. Así García Barbero y cols.<sup>100</sup> consideran determinantes las siguientes propiedades físicas:

- Tensión superficial y energía superficial. Los átomos constituyentes de un cuerpo poseen fuerzas electrostáticas que los atrae entre sí. Este fenómeno hace que en el interior del sustrato exista una compensación de fuerzas, mientras que la parte externa está descompensada, manteniendo una energía no contrarrestada. En los líquidos, esta energía se llama tensión superficial y en los sólidos energía superficial. Para que haya adhesión entre un líquido y un sólido debe haber un íntimo contacto entre las dos superficies, y para ello, la tensión superficial de líquido debe ser menor que la energía libre del sólido<sup>101, 102</sup>.
- Humectancia. Es la capacidad de un líquido para mojar un sólido. Depende directamente de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma de gota, mientras que la energía superficial del sólido tiende a que se extienda. La humectancia se valora midiendo el ángulo de contacto que forma la tangente a la gota con la superficie del sólido. Cuanto mayor es este ángulo, menos extendida está la gota y, por tanto, menor es la humectancia<sup>103</sup>.

- Capilaridad. Fenómeno que se observa al contactar un líquido con un tubo de pequeño diámetro, que tiende a introducirse por él; también está directamente relacionado con la tensión superficial. Cuanto más baja sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar<sup>103</sup>.

Cada uno de estos factores posee una enorme importancia en el proceso de la adhesión dental. Los substratos con los que trabajaremos (esmalte, dentina y resina) tienen sus propias particularidades.

- Esmalte. Posee un alto contenido en materia inorgánica y muy poco contenido en agua. Tiene, por lo tanto, una alta energía superficial. Cuando se trata con el ácido ortofosfórico, se crean unas microporosidades que actúan como capilares.
- Dentina. Posee mucho más contenido en materia orgánica y agua. Tiene una baja energía superficial y es de naturaleza hidrofílica, ya que en su estructura hay una gran cantidad de túbulos que pueden actuar como capilares. Sin embargo, en su interior hay fluido dentinario con una determinada presión, que condiciona de forma determinante la posibilidad de penetración de la resina en su interior. Es importante recordar que el número y diámetro de los túbulos disminuye a medida que la dentina se aleja de la cámara pulpar. Como substrato para la adhesión es mucho peor que el esmalte.

- Resina. La resina que va a adherirse a las estructuras dentarias tiene que tener una tensión superficial y unas características de humectancia, capilaridad y fluidez que favorezcan esa unión. Para unirse a la dentina, donde el contenido de agua es elevado, deberán ser en lo posible hidrofílicas. No hay que olvidar que estas resinas deberán unirse también a las resinas compuestas, y que por lo tanto, sus características deberán permitir también esa unión<sup>100</sup>.

#### 4.7.3.- Evolución de los sistemas adhesivos.

Desde el inicio de la utilización de la amalgama de plata hasta la actualidad, la idea de conseguir un material que pudiera quedar adherido a la estructura dental remanente y que reprodujera las características físicas del propio diente, ha centrado gran parte de los esfuerzos de los investigadores.

Desde la aparición de las primeras resinas compuestas hasta la actualidad, estos materiales han sufrido modificaciones para lograr la máxima semejanza física al diente tratado, pero dichas variaciones, siempre han estado condicionadas al uso de algún sistema de adhesión de dicho material al diente humano.

No cabe duda que la aparición del trabajo de Buonocore en 1955<sup>1</sup> revolucionó el tema de la retención micromecánica sobre el esmalte dental. Desde entonces poco se ha avanzado en relación a la adhesión sobre el esmalte, ya que se consiguieron fuerzas de adhesión que, actualmente, podemos considerar excelentes. El problema estaba, y continúa estando, en la adhesión a la dentina.

#### 4.7.3.1.- Clasificación de los sistemas adhesivos, por generaciones.

Dentro de la evolución de los adhesivos dentinarios se han producido diferentes cambios de estrategia, en relación al o a los procesos de adhesión que debe hacer cada uno de ellos. Para seguir la evolución de los mismos se han clasificado por generaciones.

##### 4.7.3.1.1.- Primera generación<sup>104</sup>.

Viene definida por los primeros intentos de conseguir algún tipo de unión química con adhesivos derivados del metacrilato. Los adhesivos de esta generación, que aparecieron hacia la segunda mitad de la década de los 70, en realidad no podían ser considerados como tal. Ofrecían altas fuerzas de adhesión al esmalte, pero las fuerzas de adhesión sobre dentina no solían superar los 2 MPa (= 2 Mega Pascal). El Pascal es la unidad de presión en el Sistema Internacional de unidades (SI), y corresponde a 1 Newton por m<sup>2</sup>.

El principal mecanismo de acción de esta generación era la quelación del adhesivo con los iones de calcio presentes en la dentina; para ello se adicionó a la resina BIS-GMA, un co-monómero, metacrilato glicidil fenilglicina-N, como activador superficial. Así se producía penetración de la resina en el interior de los túbulos dentinales, si bien esto contribuía muy poco para la retención de la restauración. Las restauraciones sin retención mecánica, donde la superficie más amplia correspondía a dentina, no solían resistir más allá de unos pocos meses<sup>105</sup>. Estos adhesivos se indicaban primariamente para cavidades pequeñas, con retención, de Clases III y V.

Era frecuente la aparición de hipersensibilidad postoperatoria cuando eran utilizados en obturaciones de Clase I y de Clase II<sup>106</sup>.

#### 4.7.3.1.2.- Segunda generación<sup>104</sup>.

Al inicio de la década de los 80 apareció la segunda generación de adhesivos dentinarios. Utilizaban como sustrato, para la adhesión, el barrillo dentinario (“smear layer”)<sup>107</sup>. Las moléculas adhesivas eran resinas hidrofóbicas que a través de un intercambio fósforo-calcio con enlaces covalentes y fuerzas de Van der Waals se unían a la hidroxiapatita de la dentina. La mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforados de resina sin relleno tales como Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA) o Hidroxietil Metacrilato (HEMA). Se usó resina BIS-GMA con compuestos de fosfato polimerizables para promover la adhesión a componentes de Ca del sustrato mineralizado. Se obtenían fuerzas de adhesión de hasta 8 MPa en dentina, por lo cual todavía era necesaria la preparación de retenciones en las cavidades.

Las cavidades cervicales con margen en la dentina presentaban una rápida microinfiltración y las obturaciones oclusales en premolares y molares seguían presentando sensibilidad postoperatoria.

Aproximadamente una tercera parte de las obturaciones se desprendían antes de los 12 meses debido a fallos en la estabilidad a largo plazo de estos adhesivos<sup>108, 109</sup>.



#### 4.7.3.1.3.- Tercera generación<sup>104</sup>.

Al final de los años 80 aparecieron los sistemas adhesivos de doble componente: un iniciador (primer) y un adhesivo. Presentaban un incremento significativo en la fuerza de adhesión a dentina, sobrepasando los 8 MPa y llegando a los 15 MPa. Con ello se obviaba la necesidad de preparar retenciones en la cavidad, dando paso a una odontología más conservadora. Se consiguió reducir, en gran medida, la hipersensibilidad postoperatoria.

Fue la primera generación que logró adherirse, no solamente a la estructura dental, sino también a metales y cerámica. Se inició, conjuntamente, un aumento en la demanda, por parte de los pacientes, de restauraciones más estéticas en las zonas posteriores, incorporándose el tratamiento con resinas como un tratamiento de rutina.

Entre los acondicionadores dentinarios empleados se utilizaron el oxalato férrico/ácido nítrico al 2.5% y la N-fenilglicina (NPG) seguida por ácido piromelítico dietilmetacrilato (PMDM); el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) seguido por hidroxietilmetacrilato (HEMA) y glutaraldehído, y luego una resina sin relleno, ácido maléico y HEMA seguido por una resina adhesiva que contenía BIS-GMA y HEMA. El Prisma Universal Bond 3<sup>®</sup> (Caulk / Dentsply, York, EE.UU.) fue diseñado para adherirse a los componentes orgánicos e inorgánicos de la dentina y constituyó el único sistema de tercera generación que no removía el “smear layer” sino que penetraba a través de él incorporándolo en el adhesivo<sup>108</sup>.

#### 4.7.3.1.4.- Cuarta generación<sup>104, 110</sup>.

Al comienzo de los años 90, los sistemas adhesivos de cuarta generación transformaron la odontología. La alta fuerza de unión a la dentina, entre 17 y 25 MPa, y la disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones oclusales posteriores, impulsaron a muchos dentistas a empezar el cambio de uso de amalgama por resinas compuestas en obturaciones directas en posteriores.

A partir del concepto introducido por Nakabayashi y cols. en 1982 se inició una mejora en los sistemas adhesivos. Se basa en la difusión e impregnación de la resina dentro del sustrato de la dentina, parcialmente descalcificada, seguida por su polimerización, creando así una capa híbrida de resina reforzada. Esta capa híbrida es una mezcla ácido resistente de estructura dental y polimérica creando un compuesto resina/dentina<sup>111</sup>. Primero se acondiciona la dentina y luego se aplica un sistema de resina multicomponente. Mientras que los primeros sistemas recomendaban el secado con aire de la dentina después del acondicionamiento, los adhesivos de cuarta generación se basan en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva<sup>112</sup>.

El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina produciendo una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras de colágeno permitiendo espacio para la penetración del primer. La desecación excesiva de la superficie dentinal causa el colapso de la microestructura y crea una barrera que impide la penetración completa del primer hidrofílico; la situación opuesta crea espacios vacíos resultantes de una separación entre las fases de los

componentes del primer que inducen una emulsión de polimerización de la capa adhesiva<sup>113</sup>.

La incorporación de materiales radiopacos como relleno, en teoría, ofrecen una menor contracción de polimerización en la capa adhesiva. El promedio de la fuerza de adhesión para estos sistemas es de 17 a 24 MPa<sup>2</sup>.

La mayoría de las técnicas involucra el "grabado total" iniciado por Fusayama en 1.979; éste remueve la capa de "smear layer", abre los túbulos dentinales, aumenta la permeabilidad dentinal y decalcifica la dentina peritubular e intertubular<sup>114</sup>. La profundidad de la decalcificación está afectada por factores como el pH, la concentración, la viscosidad y el tiempo de aplicación del grabador<sup>113</sup>.

Después del grabado ácido se aplica un primer que contiene monómeros de resina hidrofílica. Las moléculas del primer como HEMA contienen dos grupos funcionales: un grupo hidrofóbico que tiene afinidad por la resina y un grupo hidrofílico con afinidad por la superficie dentinaria. El primer humecta y atraviesa la red colágena, aumentando la energía superficial. Al aplicar la resina sin relleno se facilita el proceso de imprimación de la otra resina para que copolimerice con el primer, formándose una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida. Este fenómeno fue descrito por Nakabayashi y cols. en 1.982<sup>111</sup>.

#### 4.7.3.1.5.- Quinta generación<sup>104, 110</sup>.

El éxito clínico de los adhesivos de la cuarta generación impulsó el desarrollo y popularización de esta nueva generación. Con ellos se consigue una buena adhesión al esmalte, a la dentina, a los metales y a la cerámica. La característica principal es que todo el sistema se presenta en un único frasco. Al no ser necesaria la mezcla de componentes se disminuyen las posibilidades de error.

Las fuerzas de adhesión en dentina son de 20 a 25 MPa, y puede utilizarse en todos aquellos procedimientos en los que no se empleen resinas autopolimerizables. Con su uso es poco frecuente la aparición de sensibilidad postoperatoria, y si aparece suele ser debido a problemas técnicos durante la aplicación del sistema adhesivo.

Estos sistemas combinan los pasos de imprimado y aplicación de resina adhesiva en una fórmula de un solo frasco. Su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina; pueden requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa.

Estos adhesivos contienen la molécula PENTA la cual se supone graba parcialmente la dentina, por lo cual sólo se requiere el grabado del esmalte y no un grabado total.

#### 4.7.3.1.6.- Sexta generación<sup>104, 110</sup>.

La característica de esta generación es la de no eliminar el barrillo dentinario. El acondicionamiento de la dentina se produce a través del “smear layer”, el cual se modifica y pasa a formar parte del complejo de unión.

Algunos investigadores han planteado dudas sobre la calidad que pueda mantener esta unión con el paso del tiempo, cuando las resinas de restauración se someten a las fuerzas de masticación<sup>115</sup>.

A pesar de las modificaciones que aporta esta generación, las fuerzas de adhesión sobre dentina mantienen los logros anteriores, con fuerzas entre 18 y 23 MPa. No obstante es la adhesión al esmalte no grabado ni preparado la que está en entredicho<sup>115</sup>.

#### 4.7.3.1.7.- Séptima generación<sup>110</sup>.

Recientemente se han introducido en el mercado nuevos sistemas simplificados de adhesión que, según el fabricante, corresponden a la séptima generación de materiales adhesivos.

Así como los materiales de unión de la sexta generación simplificaron los sistemas previos multicomponentes hacia el más racional, por su facilidad de uso, de un solo frasco, la séptima generación simplifica la multitud de materiales de la sexta generación reduciéndolos a un sistema de un solo componente y un solo frasco.

Tanto los adhesivos de la sexta como los de la séptima generación ofrecen el autograbado y el autoiniciado para los dentistas que buscan procedimientos perfeccionados, con resultados poco variables según la técnica y poca o ninguna hipersensibilidad dental postoperatoria.

#### 4.7.3.2.- Clasificación contemporánea de los adhesivos dentinarios.

El mecanismo básico de adhesión en esmalte y dentina, se efectúa esencialmente por un proceso de intercambio entre los minerales del tejido duro dental por los monómeros de la resina, lo cual, produce un complejo de unión micromecánica en las porosidades creadas. Este complejo de unión fue descrito por primera vez por Nakabayashi y cols. en 1982 y es comúnmente denominado proceso de hibridación o formación de la capa híbrida. En base a las estrategias de adhesión usadas, existen tres sistemas de adhesión en los sistemas adhesivos actuales<sup>99</sup>.

##### 4.7.3.2.1.- Sistemas adhesivos de grabar y enjuagar.

Los adhesivos de grabar y enjuagar comprenden dos fases separadas. La configuración más común consiste en la aplicación de un ácido (la mayoría de las veces se trata de ácido fosfórico al 30-40%) y su posterior eliminación (enjuagado). A continuación se aplica el primer y la resina adhesiva, dando como resultado una aplicación de tres pasos. La forma simplificada de este sistema se efectúa en dos pasos: grabado con ácido y enjuagado, y aplicación de una combinación de primer y resina adhesiva<sup>99</sup>.

#### 4.7.3.2.2.- Sistemas adhesivos autograbantes (SE o Self Etching).

Están basados en la utilización de monómeros ácidos que no requieren enjuagado posterior a su aplicación, con lo cual a la vez que se acondicionan los tejidos se produce la introducción del primer, de ahí su nombre de sistemas autograbantes. La estrategia comercial se centra en su facilidad de uso. Este método elimina la fase de enjuagado, con lo cual no sólo se reduce el tiempo de aplicación del sistema, sino que reduce el riesgo de cometer errores durante su manipulación. Existen, básicamente, dos tipos de adhesivos autograbantes: moderados y fuertes<sup>116</sup>. Los autograbantes fuertes poseen un pH muy ácido (< 1) y presentan un mecanismo de unión con una interfase muy parecida a la de los sistemas de grabar y enjuagar. Los autograbantes moderados (con un pH cercano 2) disuelven parcialmente la superficie dentinal, de forma que permanecen numerosos cristales de hidroxiapatita en la capa híbrida. Los carboxilos específicos de los monómeros funcionales pueden interactuar químicamente con la hidroxiapatita residual<sup>117</sup>. Este doble mecanismo, micromecánico y químico, se presume que pueda ser una ventaja en términos de duración de la restauración. Esta unión micromecánica puede proporcionar una mayor resistencia a las fuerzas que suelen provocar la rotura de la zona de adhesión. La interacción química puede proporcionar mejor resistencia a los procesos de hidrólisis, pudiendo mantener la integridad del sellado marginal durante más tiempo<sup>99</sup>.

#### 4.7.3.2.3.- Ionómeros de vidrio y adhesivos de ionómero de vidrio.

Los ionómeros de vidrio están considerados los únicos materiales que pueden autoadherirse a los tejidos dentales<sup>118</sup>. Con un corto pretratamiento con ácido

polialquenoico, se limpia la superficie del diente y se elimina el “smear layer”, dejando expuestas las fibras de colágeno, aproximadamente entre 0,5 y 1 micra de profundidad<sup>119</sup>; en este sentido, los componentes del ionómero de vidrio se difunden estableciendo una unión micromecánica siguiendo los principios de la hibridación<sup>116, 120</sup>. Además se obtiene unión química debido a la interacción iónica de los grupos carboxilo del ácido polialquenoico con los iones calcio de la hidroxiapatita que permanece sujeta a las fibras de colágeno<sup>118</sup>. Esta adhesión química adicional puede resultar beneficiosa en términos de resistencia a la degradación hidrolítica. Consecuentemente, el establecimiento de este doble mecanismo de unión, es similar al mencionado anteriormente en el caso de los adhesivos autograbantes moderados. La diferencia básica entre los adhesivos autograbantes y los ionómeros de vidrio es que éstos se comportan como autograbantes por el relativamente alto peso molecular (de 8000 a 15000) de los grupos policarboxilo resultantes de la polimerización. La limitación de su capacidad de infiltración hace que las zonas híbridas formadas sean poco profundas. Además, debido a su alto peso molecular, no puede penetrar en la dentina descalcificada con ácido ortofosfórico. En consecuencia, los acondicionadores de este tipo no son de ninguna utilidad usados conjuntamente con los ionómeros de vidrio<sup>121</sup>.

#### 4.7.4.- Factores dentinarios que influyen en la adhesión.

##### 4.7.4.1.- Propiedades físicas de la dentina.

La dentina es un mal sustrato para la adhesión por tres razones fundamentales: su baja energía superficial, su contenido en agua y el alto contenido en materia orgánica.



Ninguna de estas tres propiedades contribuye a facilitar los procesos de unión a la resina.

#### 4.7.4.2.- Morfología del complejo dentino-pulpar.

Se considera que la resina que pueda penetrar en el interior de los túbulos dentinarios no incrementa de forma significativa los valores de las fuerzas de adhesión<sup>16, 122</sup>, pero el número de túbulos sí que influye porque de él depende la cantidad de dentina peritubular e intertubular disponible, ya que es en ésta donde se producirá el entrelazado entre la resina y el colágeno formando la zona de hibridación. El número de túbulos que se cortan al preparar la cavidad es sensiblemente mayor cerca de la pulpa que cerca de la unión amelodentinaria. Se calcula que a un mm del techo cameral puede haber alrededor de 45.000 túbulos por mm<sup>2</sup> mientras que cerca de la unión amelodentinaria la cifra se reduce a menos de la mitad, aproximadamente 20.000 túbulos por mm<sup>2</sup><sup>92</sup>.

La dirección de los túbulos también puede influir. Hay que tener en cuenta que en los pisos cavitarios, generalmente, los túbulos quedan cortados de forma transversal, mientras que en las paredes de la cavidad se suelen cortar, más o menos, longitudinalmente.

##### 4.7.4.2.1.- Configuración de la dentina peritubular e intertubular.

La calcificación de la dentina peritubular e intertubular no es la misma. La dentina peritubular tiene mayor contenido de calcio y menos colágeno. Según las teorías

actuales sobre la adhesión, se podría conseguir más trama colágena y, por consiguiente, una mayor capa híbrida en la dentina intertubular. De todas formas no está demostrado que un mayor espesor de capa híbrida se acompañe de una mayor fuerza de adhesión.

#### 4.7.4.2.2.- Influencia de la pulpa.

La presencia de la pulpa incorpora un nuevo factor en contra de la adhesión, ya que no sólo aporta humedad en el interior de los tubulillos dentinarios, sino que mantiene una presión positiva en su interior que, en condiciones normales, alcanza valores que rondan los 25 mm de Hg<sup>123</sup>.

Esta presión puede variar, por ejemplo, incrementándose en casos de inflamación pulpar o reduciéndose cuando el diente está sometido a anestesia con vasoconstrictor, que es la situación normal en la que trabajamos en clínica.

La humedad dentinaria fue una de las causas principales de fracasos de las primeras generaciones de adhesivos, en las cuales se utilizaban resinas hidrofóbicas.

Con las resinas hidrofílicas, que tienen afinidad por el medio húmedo, el problema se ha reducido en extremo. Incluso hoy se sugiere que la dentina no esté del todo seca en el momento de aplicar el adhesivo.

#### 4.7.4.2.3.- Barrillo dentinario o “smear layer”.

Ya en 1970, Eick y cols.<sup>124</sup> describen que en el momento que una fresa corta la dentina se forma una capa de restos de ésta, colágeno y prolongaciones odontoblásticas que queda adherida a la superficie cortada. Esta capa de residuos denominada “smear layer” o barrillo dentinario no está fuertemente adherida a la dentina subyacente pero no se elimina con un simple lavado con spray de agua<sup>125</sup>. Cubre toda la superficie de la dentina cortada y tapa las entradas de los conductillos dentinarios y, por ello, reduce la permeabilidad de la dentina, pero no es totalmente impermeable al paso de los fluidos<sup>126</sup>.

La cantidad de barrillo dentinario que se forma depende mucho del tipo de dentina que se está cortando, del tipo de fresa y del calor producido por el rozamiento, entre otras razones.

El papel del barrillo dentinario en la adhesión ha sido muy discutido desde que fue descrito. Cuando se pensaba que los materiales de obturación eran tóxicos pulpares se consideraba muy interesante mantener el barrillo dentinario para que actuara como aislante. Sin embargo, como su unión a la dentina es muy pobre, fue causa de muchos fracasos de adhesión.

Los adhesivos de las primeras generaciones procuraban conservarlo adhiriéndose a él o infiltrándose a través de él para llegar a unirse a la dentina subyacente.

Algunos sistemas adhesivos posteriores pretendían eliminar el barrillo dentinario pero manteniendo el que quedaba taponando los tubulillos. Estos tapones se denominaron “smear plugs” en la literatura anglosajona.

Se piensa que la capa de barrillo dentinario está sistemáticamente contaminada por bacterias. Por eso desde que se adjudicó a las bacterias la principal responsabilidad del daño pulpar<sup>127</sup>, el mantener el barrillo dentinario como aislante dejó de tener sentido. En la actualidad se considera que no es más que un impedimento para la adhesión, que reduce las posibilidades de poder formar una buena capa híbrida y, por tanto, la tendencia actual es eliminarlo por completo.

#### 4.7.4.2.4.- Capa híbrida.

El éxito de la adhesión actual se basa en la creación de la capa híbrida, descrita por Nakabayashi y cols. en 1982<sup>111</sup>. El espesor de la capa híbrida varía en función del sistema adhesivo que se emplee<sup>128</sup>.

Para que pueda formarse y servir de interfase entre el diente y la restauración se necesita la confluencia de tres factores: grabado de la dentina, resina hidrofílica y resina hidrofóbica.

#### 4.7.4.2.4.1.- Grabado de la dentina.

La técnica de Grabado Total consiste en grabar esmalte y dentina al mismo tiempo y con el mismo ácido.

Los pioneros en emplear esta técnica fueron los investigadores de la escuela japonesa Fusayama y Nakabayashi <sup>III, III4</sup> y su incorporación a la clínica occidental ha sido muy lenta y difícil, ya que desde antiguo se consideraba que la contaminación de la dentina por ácidos era muy lesiva para la pulpa. El hecho de aceptar que eran las bacterias las causantes de lesiones pulpares que con tanta frecuencia se producían en las restauraciones de resina compuesta, supuso un cambio radical en la concepción del tratamiento de la dentina pasándose de aislarla cuidadosamente, para evitar cualquier contacto con el ácido de grabado, a aplicar ácidos tan fuertes como el ortofosfórico al 37% directamente sobre ella.

Este cambio de actitud tan radical se justifica porque hoy parece evidente que el desarrollo bacteriano no es posible si no quedan espacios entre la restauración y el diente, y esto se consigue con los adhesivos actuales por medio del grabado de la dentina.

La aplicación de ácidos directamente sobre la dentina produce los siguientes efectos:

- Eliminación del barrillo dentinario. Esta eliminación puede ser parcial si se emplean ácidos débiles o fuertes a baja concentración. La técnica del grabado total persigue la eliminación completa del barrillo dentinario ya que los ácidos deben ser lo suficientemente fuertes para conseguir simultáneamente un buen grabado de esmalte.

- Descalcificación de la dentina intertubular manteniendo íntegra la red de colágeno. La profundidad de esta decalcificación se cifra en 3 o 4 micras. No es conveniente que sea más profunda porque la resina que va a infiltrar esa red de colágeno tiene una capacidad de penetración limitada. Si la decalcificación llegara más allá de lo que es capaz de penetrar la resina, quedaría una zona de resina débil debajo la restauración<sup>129</sup>. La red de colágeno al perder su soporte mineral tiende a colapsarse. Ya en 1982 Nakabayashi y cols.<sup>111</sup> proponían incorporar al adhesivo cloruro férrico para que, sustituyendo a la estructura mineral perdida, pudiera evitar el colapso. También se ha visto recientemente que una excesiva desecación de la dentina en la fase de lavado y secado del ácido, puede favorecer el desmoronamiento de la red de colágeno<sup>113, 130, 131</sup>.
- Descalcificación de la dentina peritubular. La penetración del ácido en el interior del túbulo provoca también la decalcificación de sus paredes. El ácido penetra por el túbulo con mayor facilidad que a través de la dentina intertubular, pero, por otro lado, se encuentra con el contenido del túbulo y la presión positiva procedente de la pulpa. Generalmente, la decalcificación que se produce en las paredes del túbulo no llega más allá de 4 o 5 micras. Este ataque ácido hace que la entrada del túbulo adopte una forma troncocónica donde la red de colágeno está preparada para recibir a la resina y donde va a tener lugar una parte importante del fenómeno de la adhesión. El empleo de ácidos demasiado fuertes, demasiado concentrados, o demasiado tiempo, provoca efectos negativos, ya que el colágeno se desnaturaliza y además se crea una decalcificación demasiado profunda que, a veces, deja un espacio vacío en la zona de transición entre la dentina grabada y la intacta<sup>132</sup>.

#### 4.7.4.2.4.2.- Resina hidrofílica.

El grabado no hace otra cosa que preparar la dentina para recibir la resina. Ésta debe tener unas propiedades de fluidez, tensión superficial y afinidad por el agua que le permitan infiltrarse por el entramado de fibras de colágeno. Por ello, hasta que se introdujeron las resinas hidrofílicas, que poseen estas características, la adhesión a dentina fue siempre un fracaso.

La resina hidrofílica es capaz de tapizar cualquier superficie, pero prácticamente no tiene espesor. Para incrementar las posibilidades de infiltración, la resina debe ser transportada por un disolvente de muy baja tensión superficial, afín al agua y que se evapore con facilidad. El alcohol y la acetona han sido los más utilizados, si bien las propiedades de la acetona parecen superiores. Al ser muy volátiles, son capaces de desplazar el agua de la red de colágeno y permitir su impregnación por la resina.

Una vez que la resina hidrofílica ha infiltrado la red de colágeno se forma un magma que es, en parte, resina y, en parte, también dentina; este magma fue descrito por Nakabayashi y cols. quienes lo denominaron capa híbrida<sup>14</sup>.

Ésta es la base de la adhesión en el momento actual. No cabe duda que hay una interacción química entre la resina y, el colágeno y la hidroxiapatita, pero la parte fundamental de la unión es de carácter micromecánico.

Estudiando con microscopía de transmisión la capa híbrida, también llamada zona de interdifusión, Van Meerbeeck y cols.<sup>133</sup> en 1993, describieron tres zonas que son:

- La capa superficial, con pocas estructuras diferenciadas donde la mayor parte del contenido es resina.
- La capa intermedia, que es la verdadera capa híbrida, donde se aprecian las fibras de colágeno, ordenadas de forma más o menos perpendicular a los túbulos, rodeadas por la resina.
- La capa profunda, donde se aprecia una menor descalcificación, con muchos cristales de hidroxiapatita. En esta capa pueden encontrarse muchos espacios vacíos cuando la resina no ha sido capaz de penetrar hasta esta profundidad. Por debajo de ella se encuentra la dentina sin alterar.

Parece ser que la capa híbrida posee una elasticidad que ayudaría a compensar la contracción de polimerización de la resina compuesta, favoreciendo por tanto el sellado.

#### 4.7.4.2.4.3.- Resina hidrofóbica.

Las resinas clásicas, derivadas del Bis-GMA son de naturaleza hidrófoba, y sus propiedades de tensión superficial y viscosidad no son suficientes para infiltrarse a través de la red de colágeno. Sin embargo, son necesarias para dar estabilidad a la red de colágeno impregnada de resina hidrofílica, y para hacer de puente entre esta resina y la compuesta<sup>134</sup>. Forman una capa gruesa por encima de la zona superficial de la capa híbrida y penetran por los túbulos cuya entrada ha sido tapizada, pero no obturada, por



la resina hidrofílica. En la zona troncocónica de la entrada de los túbulos se adapta muy bien a las paredes, ya que ahí se ha creado una capa híbrida.

En el resto de túbulo, aunque puede penetrar hasta grandes profundidades, la falta de adaptación es muy grande debido a la gran contracción que sufre durante el proceso de polimerización. La profundidad de penetración depende del contenido del túbulo y de la presión intrapulpal. En cualquier caso, aunque las penetraciones o “tags” sean muy profundas, el papel que representan en la adhesión es pequeño<sup>122</sup>. Mayor relevancia que la profundidad de penetración parecen tener las anastomosis laterales que hay entre los conductillos<sup>15, 135</sup>.

La capa externa de la resina hidrófoba de la zona híbrida se va a unir a la resina compuesta, o material de obturación, cuyo contenido orgánico es de naturaleza muy similar, ya que también es un derivado del Bis-GMA. La unión, por tanto, es muy buena.

Cuando la fijación de la resina hidrofóbica al diente es muy fuerte y también lo es a la resina compuesta, si se produce un fallo en la adhesión, suele ser a costa de la unión entre ésta y la resina hidrofílica.

Los adhesivos que llevan ambas resinas en un solo componente (denominados one step o de un solo paso), pueden soslayar ese punto débil del conjunto.

#### 4.7.5.- Composición de los adhesivos.

A pesar de que existen múltiples fabricantes de sistemas adhesivos, en el momento actual éstos están, básicamente, constituidos por los siguientes elementos:

1. Acondicionador de dentina. Es el ácido que se usa también para grabar el esmalte. El más utilizado es el ácido ortofosfórico a concentraciones que pueden oscilar entre el 30 y el 40%. También se emplean otros, como el ácido cítrico que recomiendan Nakabayashi y cols.<sup>136</sup>, o el maléico. Algunos adhesivos llevan el ácido mezclado con la resina y, en este caso, los ácidos empleados son el nítrico o el salicílico.
2. Resina hidrofílica. Las más utilizadas son el HEMA (hidroxietilmetacrilato), y el 4-META (4-metacriloxietil trimetílico anhídrido) y el PMDM (P-dimetacrilato pirometílico ácido)<sup>137</sup>. Hay otras muchas moléculas que se emplean por uno u otro fabricante, y tanta variedad hace que el conocimiento profundo en este terreno sea muy complicado.
3. Resina hidrofóbica. Es una resina convencional, sin relleno, similar a la que se utilizaba desde siempre en la técnica de grabado de esmalte. Está compuesta por resina Bis-GMA y/o uretano dimetacrilato. Algunos adhesivos, con la intención de simplificar la técnica clínica, mezclan la resina hidrofóbica con la hidrofílica en un solo componente<sup>137</sup>.
4. Solventes. Para facilitar su difusión por el entramado de colágeno las resinas van disueltas en un transportador. Los dos más empleados son el alcohol etílico y la acetona, si bien la tendencia actual es la de usar el agua para dicho fin<sup>137</sup>. Ambos

- facilitan la penetración de la resina en un medio húmedo como es la dentina y se eliminan con facilidad, condición trascendental para el uso clínico.
5. Fotoiniciadores. Al igual que en las resinas compuestas, la fotopolimerización se pone en marcha por medio de moléculas de canforoquinona que lleva el adhesivo, cuando es fotopolimerizable. Téngase en cuenta que para algunas de las aplicaciones de los adhesivos es preferible que sean autopolimerizables, como ocurre en el caso de amalgamas adheridas o de cementación con resinas<sup>104, 137</sup>.
  6. Catalizadores. Algunos adhesivos incorporan un catalizador como TBB (Tributil borano) necesario para alguna de las reacciones químicas que se van a poner en marcha<sup>137</sup>.
  7. Relleno inorgánico. Con la idea de fortalecer la interfase y de compensar la contracción de polimerización, algunos adhesivos incorporan pequeñas cantidades de microrelleno, que por lo general es vidrio o sílice coloidal<sup>137</sup>.

#### 4.7.6.- Técnica de aplicación<sup>99</sup>.

La aplicación del sistema adhesivo comienza una vez que la cavidad está preparada y limpia. Una de las aplicaciones más críticas de los adhesivos es en las lesiones de desgaste cervical, donde no se realiza ninguna preparación cavitaria.

Desde que se utiliza la técnica de grabado total, la adhesión a esmalte y dentina se realiza al mismo tiempo y con los mismos materiales. No hace mucho tiempo eran pasos clínicos independientes y distintos.

Una vez grabados esmalte y dentina se elimina el ácido y las sales de fosfato cálcico que se ha formado por medio de un lavado con abundante spray de agua.

Posteriormente debe eliminarse el agua, pero sin realizar un secado excesivo de la dentina. El objetivo es que quede seca en la superficie pero sin reseca su interior. Evidentemente, un chorro de aire contaminado con aceite del compresor del equipo dental puede perjudicar seriamente el resto del proceso.

Inmediatamente después debe aplicarse el adhesivo de acuerdo con las recomendaciones del fabricante, ya que hay muchos tipos distintos de adhesivo y cada uno con peculiaridades de manejo distintas.

Como normas generales deben seguirse las siguientes recomendaciones:

- La aplicación debe hacerse con pincel o con esponja. Debe evitarse transportarlo con bolitas de algodón porque pueden dejar hilos que entorpecen el proceso.
- Debe garantizarse que se forma una película hermética sobre la dentina y, por este motivo, por lo general es recomendable aplicar dos capas.
- Deben evitarse los excesos de material, ya que las capas gruesas de adhesivo se comportan mal. La resina hidrofóbica tiende a acumularse en los ángulos cavitarios formando capas muy gruesas que sufren una gran contracción. Para eliminar los excesos debe soplar suavemente con la jeringa de aire, y polimerizar rápidamente, antes de que vuelva a acumularse la resina<sup>100</sup>.

#### 4.8.- Materiales compuestos de uso odontológico (composites)<sup>137, 138</sup>.

Durante las cuatro últimas décadas los composites dentales han sufrido una gran evolución. En la actualidad existe un amplio rango de materiales usados para obturar y sellar los dientes. Las restauraciones con materiales compuestos suelen tener como finalidad restaurar la función del diente, así como devolverle la apariencia estética.

Los materiales compuestos de uso odontológico están formados por una matriz orgánica que en su interior alberga un relleno inorgánico, típicamente sílica (óxido de silicio, Si O<sub>2</sub>) u otro tipo de cristal inerte como pueden ser el óxido de zirconio, el fluorato de iterbio, o cristales de silicato de boro. La matriz orgánica, clásicamente ha sido bisfenol-A glicidilmetacrilato (BIS-GMA), un polímero del metil metacrilato (PMMA) y bisfenol-A. Partículas de relleno inorgánico, de pequeño tamaño, generalmente con un diámetro que oscila entre las 0,04 y 0,1 micra, se añaden para aumentar la dureza y su resistencia al desgaste oclusal, durante las fuerzas de masticación, a la vez que con ello se puede conseguir un mejor resultado estético. El porcentaje, en volumen, del relleno inorgánico, varía para cada composite, según sea el fabricante, el relleno, e incluso el color, pero comúnmente oscila entre el 45 y el 65 % del volumen del composite.

Se pueden añadir otras sustancias a los composites, como disolventes, catalizadores, sustancias radioopacas, materiales que liberen flúor o que incrementen la unión entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico.

El desarrollo y la descripción de estos materiales se halla ampliamente descrito y revisado en la literatura por autores como Christensen y cols.<sup>138</sup>, y Fortín y cols.<sup>137</sup>, entre otros.

Siguiendo la clasificación de Christensen y cols. las resinas compuestas dentales pueden dividirse en seis tipos<sup>138</sup>:

#### 4.8.1.- Composites de resina con microrrelleno.

El microrrelleno habitualmente oscila entre el 45 y el 65 % del volumen del composite y acostumbra a ser óxido de silicio (Si O<sub>2</sub>). El material resultante es ideal para el tratamiento estético de los dientes anteriores, donde las situaciones de desgaste son poco importantes. Además ofrecen un pulido excelente durante la finalización del trabajo. Presentan propiedades ópticas a la refracción de la luz muy parecidas a la del diente, con lo cual suelen pasar desapercibidas a la inspección ocular. No obstante no poseen la resistencia que presentan las resinas compuestas híbridas, y por esto no deben usarse cuando deban ser sometidas a un desgaste oclusal o incisal importante.

Para su uso en dientes posteriores se han utilizado microrrellenos del 70 %, con lo cual se aumenta la resistencia al desgaste, pero al mismo tiempo se disminuye la resistencia mecánica y el aspecto estético. En consecuencia éstos solo podrían ser utilizados en pequeñas restauraciones<sup>139</sup>.

#### 4.8.2.- Selladores.

Tradicionalmente los selladores han sido resinas sin carga, pero para aumentar su resistencia al desgaste, los fabricantes han añadido relleno. Esto aumenta la viscosidad y reduce la capacidad de fluir dentro de los defectos del diente. Por este motivo algunos clínicos prefieren utilizar resinas “flow”.

#### 4.8.3.- Resinas “flow”.

Se trata de resinas con microrrelleno o resinas híbridas con viscosidad reducida. Los habituales bajos porcentajes de microrrelleno hacen que estos materiales posean poca resistencia mecánica y sean fáciles de desgastar. Algunos fabricantes han renombrado algunos selladores como resinas “flow”. Desde del punto de vista clínico, estas resinas, ofrecen escasas indicaciones.

#### 4.8.4.- Resinas compuestas condensables.

Frecuentemente el clínico encuentra problemas para adaptar el material de obturación con el suelo o/y las paredes de la cavidad. Cuando no se logra una buena adaptación pueden producirse recidivas de la lesión cariosa. Por lo tanto hay que intentar atacar el material de obturación buscando la mejor adaptación posible entre el material y el diente remanente. Se considera que estos materiales permiten un atacado similar al de la amalgama dental esférica, pero el gran tamaño de las partículas de relleno hace que las resinas compuestas condensables se desgasten de forma irregular cuando se someten a las fuerzas oclusales, ya que cuando se desprende una de las

partículas, al ser éstas de gran tamaño, aparece una microcavidad que queda en infraoclusión.

#### 4.8.5.- Selladores superficiales de resina compuesta con microrrelleno.

Este material es un intento de proporcionar una restauración íntegra al diente. Es la combinación de una resina “flow” con resinas de microrrelleno de alta resistencia al desgaste. Este tipo de material precisa una minuciosa preparación del diente previa a su aplicación. Desde el punto de vista clínico se duda de la resistencia a largo plazo de estos materiales. Poseen, aproximadamente, un 50 % de relleno de dióxido de silicio.

#### 4.8.6.- Resinas compuestas híbridas.

Estas resinas poseen un alto contenido de cristales de dióxido de silicio (>70%), con lo cual se obtienen unas óptimas propiedades mecánicas, mejores que con las resinas de microrrelleno, a la vez que un aspecto estético aceptable. Por ello son los composites más utilizados en la práctica dental moderna.



#### 4.9.- Revisión de la Bibliografía sobre láser y adhesión.

En los apartados 4.2. y 4.3. hemos examinado diferentes láseres con aplicación en odontología, así como sus principales indicaciones, pero en éste abordaremos específicamente los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG con intención de revisar los conceptos que nos servirán para elaborar la justificación de esta tesis.

##### 4.9.1.- Relativo al láser de Er:YAG y al láser de Er,Cr:YSGG.

Uno de los principales éxitos que han tenido estos láseres, en su utilización clínica, es la ausencia de dolor, en la mayoría de los casos, durante su aplicación en los tratamientos de odontología restauradora.

En este sentido Keller y Hibst<sup>140</sup> realizaron un estudio clínico piloto, de los efectos del láser de Er:YAG en el tratamiento de dientes afectados de caries. Trabajaron sin anestesia, a distancia focal (“spot” 0,7 mm) con energías por pulso de 250 mJ y 350 mJ en esmalte y 150 mJ y 250 mJ en dentina (siempre a 2 Hz) con spray de agua. Evaluaron las molestias que sentía el paciente durante el tratamiento. Concluyeron mencionando que, en base a su estudio, el láser de Er:YAG permite la eliminación de la caries y la preparación de la cavidad en un tiempo adecuado, con un mínimo discomfort para el paciente.

Esta disminución o ausencia de la sensación dolorosa durante los procedimientos de preparación de cavidades, también fue estudiado por Matsumoto y cols.<sup>77</sup> con la utilización del láser de Er,Cr:YSGG. Valoraron clínicamente la aplicación del láser de

Er,Cr:YSGG. Observaron que el láser de Er,Cr:YSGG es un sistema eficiente, efectivo y seguro para la eliminación de caries y preparación de cavidades en clínica. La aceptación por parte del paciente es excelente y no presenta efectos colaterales adversos.

Sobre pacientes en edad infantil también existen referencias. De esta forma Jacobson y cols.<sup>34</sup> publicaron la realización de cavidades de Clase II utilizando el láser de Er,Cr:YSGG en pacientes odontopediátricos, reportando el alto grado de aceptación de su utilización debido a la ausencia de sensación dolorosa. Con el mismo tipo de pacientes Boj y cols.<sup>141</sup> valoraron clínicamente la utilización de este láser, y también encontraron un alto grado de aceptación.

Quizás la explicación de la ausencia de dolor sea multifactorial. Existen diferentes teorías al respecto, y si bien cada una de ellas por separado podría ser creíble, existen pocos trabajos científicos que corroboren sus hipótesis. Quizás uno de los más relevantes es el presentado por Inoue y cols.<sup>142</sup> que efectuaron un estudio histomorfológico de los efectos a corto tiempo del láser de Er:YAG sobre el complejo dentino pulpar en dientes de rata, y apreciaron que el láser de Er:YAG puede penetrar en las áreas profundas de la zona de ablación, alterando, de forma reversible, las fibras y terminales nerviosas. Ésta puede ser la base del mecanismo de reducción del dolor durante la preparación de cavidades con el láser de Er:YAG.

Aunque clínicamente ya se ha hecho referencia que ambos láseres podían ser utilizados para cortar y/o eliminar tejidos duros dentales, destacaremos entre otros, el trabajo de Eversole y cols.<sup>7</sup> cuyo artículo apareció al inicio de la comercialización del

láser de Er,Cr:YSGG, y que evalúa la eficacia y las diferentes aplicaciones clínicas de este láser para el corte de tejidos blandos, hueso, esmalte y dentina. Concluyen mencionando que puede considerarse una herramienta eficiente en este aspecto.

Ya hemos comentado que los láseres infrarrojos suelen interferir con la materia produciendo efectos fototérmicos. También hemos insistido en que la combinación de la longitud de onda de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG con el spray de aire y agua reducían el efecto térmico y evitaban el daño térmico poco más allá de donde estaba impactando. Además de los estudios de Hibst y Keller<sup>5,6</sup>, podemos resaltar el trabajo de Burkes y cols.<sup>72</sup> quienes reportaron que irradiando el esmalte con el láser de Er:YAG con spray de agua, el incremento de temperatura intrapulpar obtenido era menor a 4° C.

La efectividad en la eliminación de tejidos duros dentales debía ir acompañada de la seguridad de no producir efectos colaterales. Para ello Cozean y cols.<sup>71</sup> evaluaron la efectividad y la seguridad del láser de Er:YAG sobre los tejidos duros dentales, observando que el uso de este láser es efectivo y seguro para el tratamiento de la caries sin encontrar diferencias relacionadas con el tejido pulpar entre el uso del láser y el instrumental rotatorio convencional. Con el mismo propósito, pero utilizando el láser de Er,Cr:YSGG, Eversole y cols.<sup>143</sup> presentaron un estudio sobre conejo albino de Nueva Zelanda, para evaluar histológicamente la posibilidad de daño pulpar en las semanas posteriores a la preparación de una cavidad, abriendo esmalte y dentina, pero siempre sin exposición pulpar, en el mismo diente. Los autores refirieron que a los 30 días de la preparación no se podía evidenciar ningún tipo de inflamación pulpar.

También aparecieron estudios efectuados con microscopía electrónica de barrido (MEB) como el de Tokonabe y cols.<sup>10</sup> que estudiaron los cambios morfológicos en el diente humano irradiado con láser de Er:YAG. Utilizaron el láser de Er:YAG durante 5 segundos a distancia focal y 300 mJ por pulso. Acaban mencionando que los hallazgos sugieren que es posible cortar esmalte y dentina con el láser de Er:YAG induciendo mínimos cambios térmicos.

La mayoría de trabajos publicados hacían referencia a la eficiencia, seguridad y ausencia de efecto térmico cuando la irradiación se acompañaba del spray de aire y agua. Así Hossain y cols.<sup>76</sup> publicaron un estudio morfológico, con MEB, de la irradiación de esmalte y dentina con el láser de Er,Cr:YSGG. Utilizaron el láser a distancia focal, y 150 mJ y 300 mJ de energía por pulso con y sin spray de aire/agua. Apreciaron que el proceso de ablación es mayor con el spray de aire/agua, con lo cual la presencia de agua juega un papel primordial en los procesos ablativos.

En el mismo sentido Yu y cols.<sup>144</sup> presentaron un estudio analítico atómico y morfológico de la irradiación con el láser de Er,Cr:YSGG sobre esmalte y dentina. Utilizaron 6 W 20 Hz 5seg en esmalte y 5,0 W 20 Hz 5 seg en dentina. Utilizaron spray de aire y agua. Constataron que es efectivo para cortar tejidos duros dentales y como ventaja observaron que no produce quemaduras ni fusión en las zonas irradiadas.

También se ha estudiado el efecto sobre la superficie radicular. Kimura y cols.<sup>145</sup> realizaron un estudio analítico atómico y morfológico de la irradiación con el láser de Er,Cr:YSGG sobre la superficie radicular. Irradiaron las superficies radiculares conjuntamente con el spray de aire/agua a 5 W (20 Hz) con una energía por pulso de

250 mJ y una densidad de energía por pulso de  $56,6 \text{ J/cm}^2$ , durante 5 seg, moviendo continuamente la pieza de mano para evitar sobrecalentar la zona irradiada.

Concluyeron mencionando que los resultados muestran que el láser de Er,Cr:YSGG produce un buen efecto de corte en la superficie radicular sin que se puedan observar ni quemaduras ni fusión.

También se ha estudiado su efecto sobre dientes deciduos. Hossain y cols.<sup>83</sup> estudiaron los cambios estructurales y de composición en la dentina de dientes primarios tras la irradiación con láser de Er,Cr:YSGG, comparado con la técnica habitual de preparación de cavidades. En sus conclusiones dicen que los resultados confirman un mínimo daño térmico en los tejidos circundantes, mínimos cambios en la composición de los tejidos duros dentales y un aspecto de la superficie favorable para los tratamientos restauradores.

Existían dudas relativas a los posibles cambios en las características físicas de los tejidos irradiados. Para su estudio Hossain y cols.<sup>146</sup> efectuaron un análisis atómico y la medición de la dureza de los tejidos duros dentales en cavidades preparadas con láser de Er,Cr:YSGG in vitro. A la observación con MEB observaron una superficie irregular sin “smear layer” y con los túbulos dentinales abiertos. Concluyeron considerando el láser de Er,Cr:YSGG como uno de los láseres más efectivos y seguros en la preparación de cavidades, entre otras ventajas. También observaron que se producía un mínimo daño térmico en los tejidos circundantes, mínimos cambios en la composición de los tejidos duros dentales y una morfología de la superficie favorable para su restauración posterior.

Ante la aparición de otras técnicas, y con intención de compararlas, Kinoshita y cols.<sup>25</sup> presentaron un estudio comparativo, en la eliminación de caries, utilizando el láser de Er,Cr:YSGG, Carisolv<sup>®</sup> (MediTeam, Goteburgo, Suecia) y turbina. Efectuaron la valoración de los tejidos remanentes con el DIAGNOdent<sup>®</sup> (KaVo, Biberach, Alemania). Constataron que el láser de Er,Cr:YSGG se mostró muy efectivo, aún sin completar la eliminación de la caries, y que el DIAGNOdent<sup>®</sup> es efectivo para el análisis de resultados in vitro.

Los artículos citados hasta ahora aportan datos y resultados muy parecidos para ambos láseres. Apel y cols.<sup>12</sup> estudiaron la desmineralización del esmalte irradiado con láser de Er:YAG y con láser de Er,Cr:YSGG, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos, ni con el grupo control. Concluyeron mencionando que el uso de ambos láseres, en la práctica clínica, no ofrece ventajas en cuanto a mejorar la resistencia a la aparición de caries secundaria. Este trabajo es muy similar al efectuado por Harashima y cols.<sup>13</sup> que presentan un estudio morfológico comparando el láser de Er:YAG con el láser de Er,Cr:YSGG en la preparación de cavidades. Con ambos láseres trabajan a distancia focal a 250 mJ de energía por pulso. Encuentran las superficies dentinarias libres de “smear layer”, con los túbulos dentinales abiertos. Refieren que la superficie irradiada con el láser de Er,Cr:YSGG es más uniforme, pero en ambos casos recuerda al aspecto posterior al grabado ácido. Finalmente observan que existen mínimas diferencias en la morfología de la preparación de cavidades de clase V efectuadas con ambos láseres.

Los tejidos duros dentales irradiados pueden sufrir modificaciones capaces de alterar los resultados obtenidos al aplicar técnicas adhesivas convencionales. Por ello

hacía falta demostrar si las características de los tejidos irradiados eran peores, iguales o mejores, en términos de su adhesión a los materiales restauradores. Para ello Niu y cols.<sup>147</sup> presentaron un estudio de microfiltración en cavidades de Clase V preparadas con láser de Er:YAG, restauradas con resina. Utilizaron 2 W 10 Hz (200 mJ por pulso) durante 60 seg. El diámetro del “spot” era de 0,7 mm. con spray de agua. Utilizaron, como sistema adhesivo, el Clearfil Photo Bond<sup>®</sup> (Kuraray, Kurashiki, Japón) y el material de obturación fue el Silux<sup>®</sup> (3M, Sant Paul, EE.UU.). Estudiaron tres grupos: Láser y ácido, láser sólo, y turbina y ácido. No encontraron diferencias significativas entre las cavidades preparadas con láser de Er:YAG, con y sin ácido y con la turbina. Observaron un efecto de grabado en los márgenes de las cavidades preparadas con el láser de Er:YAG. La presencia de gaps entre el material de obturación y la estructura dental no presentó diferencias entre los tres grupos. Concluyeron diciendo que, según los resultados observados, el láser de Er:YAG es útil para la preparación de Clases V. Con el mismo propósito Hossain y cols.<sup>148</sup> estudiaron la resistencia al ácido, del esmalte y de la dentina irradiados con láser de Er,Cr:YSGG. Trabajaron a 6 W y 5 W (300 y 250 mJ por pulso, 20 Hz), con una densidad de energía por pulso de 67.9 J/cm<sup>2</sup> y 56.6 J/cm<sup>2</sup> respectivamente. En su conclusión refieren que los resultados sugieren que la irradiación con láser de Er,Cr:YSGG con o sin spray de aire/agua parece aumentar la resistencia al ácido.

#### 4.9.2.- Relativo a los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG y sistemas adhesivos.

En el capítulo de actualización de adhesivos dentinarios, hemos podido observar que existen diferentes formulaciones, y que cada fabricante recurre a preparar su sistema adhesivo con alguna u otra modificación. Esto hace que se tengan que valorar

cada uno de los sistemas, uno por uno, combinado con todo el rango de parámetros que nos permite la irradiación con láser. Aglutinar todas las variables en un único estudio sería lo ideal, pero podría requerir, a buen seguro, miles de muestras. Desde este punto de vista, es de agradecer que existan investigadores que comparen diferentes preparados comerciales, como por ejemplo Palma-Dibb y cols.<sup>149</sup> que efectuaron un estudio de microfiltración en cavidades de Clase V preparadas con láser de Er:YAG, restauradas con resina, para evaluar diferentes sistemas adhesivos. Utilizaron 500 mJ de energía por pulso, 5 Hz, con spray de agua. El diámetro del “spot” era de 1,0 mm. Tras preparar la cavidad se acondicionaron las superficies de esmalte y dentina con baja dosimetría 120 mJ 4 Hz. durante 30 seg. Utilizaron grabado ácido en todas las muestras, a excepción de las que se les aplicó un sistema autograbante. Constataron que en todas las muestras se produjo microfiltración en la zona más radicular, a excepción de la que fue preparada con láser de Er:YAG, ácido y Prime & Bond NT<sup>®</sup> (Dentsply, Konstanz, Alemania), que no presentó microfiltración. Los otros dos sistemas evaluados fueron: Jeneric<sup>®</sup> (Pentron, Wallingford, EE.UU.) y Etch & Prime 3.0<sup>®</sup> (Degussa, Hanau, Alemania). En todas las muestras se utilizó composite Z-250<sup>®</sup> (3M Dental Products, St Paul, EE.UU.).

Los resultados no siempre eran buenos; sin embargo, para muchos investigadores, el aspecto de las superficies irradiadas parecía favorable para el uso de los sistemas adhesivos. Li y cols.<sup>150</sup> determinaron la ratio de ablación, a diferentes densidades de energía por pulso y diferentes frecuencias, sobre esmalte y dentina humanos utilizando el láser de Er:YAG. Entre otras conclusiones relacionadas con la profundidad de acción y la densidad de energía por pulso, observaron que no se producía daño térmico con spray de agua y que las superficies pueden ser óptimas para los procedimientos de adhesión.



Hossain y cols.<sup>11</sup> analizaron la rugosidad en la superficie del esmalte y de la dentina irradiados con láser de Er,Cr:YSGG. La compararon con las mismas superficies tras ser grabadas con ácido fosfórico. Trabajaron a 3 W (150 mJ, 20 Hz) con una densidad de potencia por pulso de 33.9 J/cm<sup>2</sup>, con 70% aire y 20% agua durante 6 seg. Remarcaron que el láser de Er,Cr:YSGG puede considerarse una buena alternativa al acondicionamiento con ácido fosfórico.

Teniendo en cuenta lo expuesto hasta ahora, tanto el aspecto observado por MEB de los tejidos duros dentales irradiados, que parecía óptimo para la adhesión, como un aumento a la resistencia al ácido en los mismos, son la base para creer que el uso de ambos láseres puede mejorar los resultados clínicos. Pero faltaba demostrarlo.

Aunque esta tesis se basa en la adhesión sobre dentina irradiada, el estudio de lo que sucede en el esmalte dental tiene su importancia, ya que las restauraciones, en la mayoría de las ocasiones se sujetarán en ambos tejidos. Lin y cols.<sup>151</sup> presentaron un estudio de los efectos del láser de Er,Cr:YSGG en esmalte y la adhesión de los materiales compuestos, obteniendo resultados parecidos al esmalte preparado con ácido fosfórico. También Usumeiz y cols.<sup>29</sup> evaluaron las fuerzas de adhesión en el esmalte grabado con el láser de Er,Cr:YSGG y resaltaron que el láser de Er,Cr:YSGG no mejora al ácido ortofosfórico en la adhesión obtenida sobre esmalte. También sobre esmalte, Usumeiz y cols.<sup>46</sup> valoraron la fuerza de unión de carillas de cerámica sobre dientes preparados con láser de Er,Cr:YSGG. Concluyeron mencionando que no encontraron diferencias significativas entre grabar con ácido o acondicionar con el láser de Er,Cr:YSGG.

Esta consideración sobre el grabado del esmalte con el láser de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG, tiene su importancia clínica, ya que si la dentina irradiada ofrece el mismo aspecto que la dentina grabada, puede no ser necesario el grabado ácido, y por lo menos, según estos autores, sobre esmalte obtenemos fuerzas de unión parecidas.

El tema se complica un poco más cuando estamos hablando de dentina. Ya hemos comentado extensamente que la dentina es un mal sustrato para la adhesión. Además, todos los estudios previos al lanzamiento comercial de cualquier sistema adhesivo, se basan en dentina preparada con instrumental rotatorio convencional. Por ello, y en función del sistema adhesivo utilizado es posible encontrar resultados totalmente opuestos. Schein y cols.<sup>152</sup> evaluaron a través de MEB el patrón de adhesión entre la dentina y la resina tras preparar la cavidad con el láser de Er:YAG. Lo compararon con la técnica convencional. Usaron 250mJ/pulso, 4Hz, a distancia focal, con spray de agua – en el artículo confunde algunos parámetros, pero aclara que la “fluence” fue de 83,3 J/cm<sup>2</sup>, valor que no coincide con el resto de cálculos que hemos efectuado a partir de la descripción de su metodología –. El láser utilizado fue el de Er:YAG KEY II<sup>®</sup> (KaVo, Biberach, Alemania) con y sin grabado ácido. Utilizaron Single Bond<sup>®</sup> (3M Dental Products, St Paul, EE.UU.) seguido de la resina Z-100<sup>®</sup> (3M Dental Products, St Paul, EE.UU.). Apreciaron que las características morfológicas de la dentina irradiada y grabada no son favorables para la difusión de los monómeros a través de la malla de colágeno. El aspecto de la interfase entre la dentina irradiada y grabada, y la resina, muestra “tags” finos y escasas zonas de hibridación. Cuando se utiliza irradiación con láser, sin grabado ácido, no detectan formación de la zona híbrida, y los “tags” aparecen delgados y con una forma más cilíndrica.

Los resultados de Schein y cols. coinciden parcialmente con los obtenidos por Bertrand y cols.<sup>153</sup> que estudiaron, con MEB, dentina irradiada con láser de Er:YAG, Opus-20<sup>®</sup> (Lumenis, Tel Aviv, Israel) -focalizado, “spot” de 1,2 mm, 500 mJ por pulso, distancia de trabajo 2 mm, “fluence” 44 J/cm<sup>2</sup>-, con grabado y sin grabado y lo compararon a dentina tratada con turbina y grabado. En todos ellos se utilizó sistema adhesivo de un solo componente Prime and Bond NT<sup>®</sup> (DeTrey-Dentsply, Konstanz, Alemania) y un composite híbrido, el Spectrum TPH<sup>®</sup>, del mismo fabricante, y vieron que en dentina se formaba bien el complejo de unión en el grupo de la turbina, mientras que con el láser de Er:YAG sin grabado no se producía capa híbrida y que los “tags” son delgados y cilíndricos. Cuando se utilizaba el láser y el ácido, se producía sellado y aumentaba el diámetro de los “tags”. Estos resultados son parecidos a los de Sassi y cols.<sup>154</sup> quienes efectuaron un estudio comparativo, con MEB, de la interfase dentina/adhesivo después de irradiar la dentina con láser de Er:YAG KEY II<sup>®</sup> (KaVo, Biberach, Alemania) y grabar con ácido. Los parámetros de la irradiación fueron: modo desfocalizado, a 17 mm, diámetro del “spot” 0,71 mm, 80 mJ por pulso, “fluence” de 20,24 J/cm<sup>2</sup> y spray de agua 5 cc/minuto. Utilizaron diferentes sistemas adhesivos: All Bond<sup>®</sup> (Bisco, Schaumburg, EE.UU.), Optibond Solo Plus<sup>®</sup> (Kerr, Orange, EE.UU.) y Clearfil Liner Bond 2V<sup>®</sup> (Kuraray, Osaka, Japón). Tras el acondicionamiento dentinario y la aplicación del sistema adhesivo, se colocó una única capa de resina “flow”, Flow It!<sup>®</sup> (Jeneric-Pentron, Wallingford, EE.UU.). Observaron que el láser de Er:YAG influye sobre la interfase de los sistemas adhesivos impidiendo la formación de la capa híbrida.

Con los antecedentes bibliográficos citados hasta ahora y viendo las conclusiones de los autores que han estudiado morfológicamente la zona de unión entre

composite y dentina, parecería que evaluar físicamente la fuerza de unión, mediante pruebas de resistencia a la cizalla o al arrancamiento, tendría que ir acompañado de malos resultados. Curiosamente no es así, y a pesar de que no existan demasiadas referencias bibliográficas, aparecen buenos resultados en la literatura. Así, Visuri y cols.<sup>155</sup> valoraron las fuerzas de resistencia a la cizalla en composite adherido a dentina preparada con láser de Er:YAG. Utilizaron el láser a distancia focal, con un “spot” de 1,0 mm de diámetro, 6 Hz, 350 mJ por pulso (densidad de energía por pulso 45 J/cm<sup>2</sup>). Las muestras que fueron grabadas se secaron con aire, previamente, y se les aplicó ácido fosfórico en gel al 10% durante 30 seg. El sistema adhesivo utilizado fue el ProBond<sup>®</sup> (Caulk Dentsply, Konstanz, Alemania) y el composite el ProBond TPH<sup>®</sup> (Caulk Dentsply, Konstanz, Alemania). Compararon las fuerzas de adhesión entre turbina con y sin grabado y láser con y sin grabar. Los mejores resultados correspondieron al grupo de dentina irradiada con láser de Er:YAG sin grabado posterior.

Lin y cols.<sup>157</sup> realizaron un estudio de las características topográficas y la fuerza de resistencia a la cizalla de las superficies, tanto de dentina como de esmalte, cortadas con láser de Er,Cr:YSGG. Sobre dentina utilizaron una potencia de 4W, con una “fluence” de 43,5J/cm<sup>2</sup>; como sistema adhesivo se usó el XR Primer & Bond<sup>®</sup> (Kerr, Romulus, EE.UU.) y el material de obturación empleado fue el Herculite XR V<sup>®</sup> (Kerr, Romulus, EE.UU.). En sus conclusiones mencionan que no se encontraron diferencias a la resistencia a las fuerzas de cizalla entre esmalte irradiado, grabado o sin grabar y esmalte preparado con turbina y grabado ácido. En esmalte sin grabado, tanto con turbina como con láser, los resultados de resistencia a las fuerzas de cizalla fueron mayores en el grupo de láser sin grabar que en las de turbina sin grabar. No encontraron

diferencias en dentina entre turbina y láser. Observaron gran similitud entre las superficies tratadas con turbina y grabado y las obtenidas con láser.

Teniendo en cuenta que la irradiación de la dentina, tanto con el láser de Er:YAG como con el láser de Er,Cr:YSGG, deja la superficie dentinal libre de “smear layer”, parecía lógico no grabar con ácido las superficies irradiadas. Pero Gonçalves y cols.<sup>156</sup> no opinaron lo mismo, y estudiaron la adhesión de diferentes sistemas adhesivos, midiendo la resistencia al arrancamiento, comparando la técnica convencional con instrumental rotatorio, frente a dentina irradiada con láser de Er:YAG. Utilizaron grabado ácido en todos los grupos. No especifican densidades de energía, pero emplearon un único parámetro de trabajo para todas las muestras de los grupos de Er:YAG, trabajando a distancia focal, 140mJ, 4Hz durante 15seg. Para ello seleccionaron el programa de acondicionamiento del panel del láser Fidelis<sup>®</sup> (Fotona, Ljubljana, Eslovenia) y grabaron con ácido todas las muestras. Los composites que utilizaron fueron: Alert<sup>®</sup> (Jeneric-Pentron Inc., Wallingford, EE.UU.), Prodigy<sup>®</sup> (Kerr Corp., Orange, EE.UU.), y Z-100<sup>®</sup> (3M Dental Products, St Paul, EE.UU.), con sus correspondientes sistemas adhesivos Bond 1<sup>®</sup>, Optibond Solo<sup>®</sup>, y Single Bond<sup>®</sup>. Los mejores resultados se obtuvieron en uno de los grupos de láser, concretamente en el que se utilizó el sistema de restauración Alert<sup>®</sup>. Apreciaron que la utilización del láser de Er:YAG combinado con el sistema de restauración Alert<sup>®</sup> mejora las fuerzas de adhesión, y que el láser no mejora los resultados con otros sistemas como el Z-100<sup>®</sup> y el Prodigy<sup>®</sup>.

Tampoco opinaron lo mismo Donadio-Moura y cols.<sup>157</sup> los cuales midieron la fuerza de resistencia al arrancamiento en dentina preparada con láser de Er:YAG con y

sin resina “flow” y a diferentes densidades de potencia (densidad de energía por pulso: 37,04 J/cm<sup>2</sup> y 92,60 J/cm<sup>2</sup>, energía por pulso: 100 y 250 mJ respectivamente, con un diámetro del “spot” de 0,63 mm), comparada a dentina preparada con instrumental rotatorio. Todas las muestras fueron grabadas con ácido fosfórico. El sistema adhesivo utilizado fue el Excite<sup>®</sup> (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y en las muestras en las que se colocó resina “flow”, se usó Tetric-Flow<sup>®</sup> (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), y en las que no se aplicó resina “flow”, se empleó un material de obturación, el Tetric Ceram<sup>®</sup>, también del mismo fabricante. Los mejores resultados se obtuvieron con el láser de Er:YAG y resina “flow” sin diferencias en relación a la densidad de potencia. Concluyeron refiriendo que el uso de resina “flow” puede aumentar la fuerza de adhesión a diferentes parámetros de emisión del láser de Er:YAG. En este trabajo vale la pena remarcar la utilización de las resinas “flow”, ya que la superficie irradiada puede presentar pequeñas irregularidades, tal como se muestra en el estudio de superficies irradiadas por el láser de Er,Cr:YSGG, del artículo realizado por Hossain y cols.<sup>11</sup>, que a buen seguro, permitirán una mejor adaptación de una resina fluida que de una resina más densa.

Tanto Gonçalves y cols.<sup>156</sup> como Donadio-Moura y cols.<sup>157</sup> hicieron su estudio sin incluir ningún grupo de láser sin grabado ortofosfórico, a pesar que las observaciones de trabajos anteriores sugerían no combinar el grabado ácido con el láser. Pero los resultados mejores se obtienen sobre dentina irradiada. Dunn y cols.<sup>158</sup> estudiaron la fuerza de resistencia a la cizalla en dentina y esmalte preparados con láser de Er:YAG y describieron su morfología a MEB. Prepararon 6 grupos, 3 con turbina y 3 con láser. En un grupo utilizaron una densidad de energía por pulso de 49,51 J/cm<sup>2</sup>, “spot” de 0,6 mm, 30 Hz y 140 mJ por pulso sin grabado ácido; en otro emplearon una

densidad de energía por pulso de  $49,51 \text{ J/cm}^2$ , “spot” de 0,6 mm, 30 Hz, 140 mJ por pulso y grabado ácido, y en el otro una densidad de energía por pulso de  $49,51 \text{ J/cm}^2$ , “spot” de 0,6 mm, 30 Hz, 140 mJ por pulso y grabado con láser con una densidad de energía por pulso de  $12,38 \text{ J/cm}^2$ , “spot” de 0,6 mm, 10Hz y 35 mJ. El sistema adhesivo utilizado fue Adper Scotchbond Multi-Purpose<sup>®</sup> (3M/ESPE, Orange, EE.UU.). Las muestras se sometieron a termociclado. Constataron que la resistencia a la fuerza de cizalla fue inferior cuando el acondicionamiento o la preparación se efectuó con láser de Er:YAG frente a las que se prepararon con técnica convencional e instrumental rotatorio. No mencionan si se utilizó el spray de aire y agua. Tampoco especifican las densidades de energía por pulso, pero a partir de los datos proporcionados los hemos podido calcular.

Quizás los artículos comentados, no siendo los únicos, puede que sean los mejor realizados. Existen otros como por ejemplo el de Ceballos y cols.<sup>159</sup> que a pesar de ser un buen trabajo, a nuestro entender, quizás falta un poco de criterio al plantear la metodología relativa a la utilización del láser, con lo cual los resultados y las conclusiones a este respecto, pueden ser erróneas. Ceballos y cols. presentaron un estudio sobre adhesión en dentina tratada con láser de Er:YAG. Establecieron tres grupos de muestras; el primero: turbina y grabado ácido, el segundo: láser de Er:YAG a 180 mJ de energía por pulso, con un “spot” de 1 mm de diámetro, si bien recalcan que trabajaron a 20 mm de distancia, y el tercer grupo: láser con la misma dosimetría anterior y grabado ácido. Utilizaron sistema adhesivo Single Bond<sup>®</sup> (3M/ESPE, Orange, EE.UU.) y resina Z-100<sup>®</sup> del mismo fabricante. Concluyen mencionando que el láser de Er:YAG crea una capa modificada, que afecta negativamente la adhesión sobre la

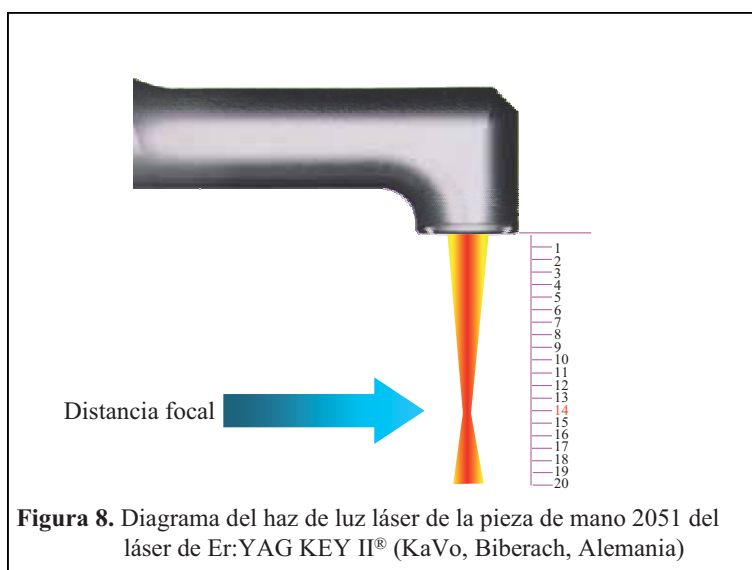
dentina, no constituyendo una alternativa válida a la estrategia convencional de grabado ácido.

Para la irradiación con el láser de Er:YAG estos autores utilizaron el KEY II<sup>®</sup> (KaVo, Biberach, Alemania), sin especificar con qué pieza de mano; no obstante se supone que se utilizó la 2051 sin punta activa. Sí que nos dicen la energía por pulso utilizada, que fue de 180 mJ (2 Hz) y la distancia de aplicación que fue de 20 mm. Tampoco aclaran en ningún momento cual fue la densidad de energía por pulso utilizada (densidad de potencia), ni la dosis total de irradiación que recibió la dentina tratada. En cualquier caso, la distancia focal de la pieza de mano 2051 es de 14 mm, con lo que la densidad de potencia a 20 mm de la ventana de emisión disminuye dramáticamente ya que se aumenta el diámetro del “spot”. Puede que simplemente valoraran, visualmente, el tamaño del rayo de He-Ne que acompaña al láser de Er:YAG, y que sirve de haz guía, ya que se trata de una luz visible que discurre por el mismo camino que el haz de Er:YAG.

Haciendo un cálculo aproximado, basado en estudios propios efectuados con el mismo láser, el diámetro del “spot” a 20 mm de la ventana de emisión sería, aproximadamente de 2 mm, con lo cual la densidad de energía por pulso sería de 7 J/cm<sup>2</sup>, dosimetría exageradamente baja, siendo posible que no hubiera conseguido, ni tan sólo, la eliminación del “smear layer”, cosa deducible a partir de los resultados que obtienen.

En la figura 8 podemos ver como el haz de luz láser aumenta su diámetro, una vez superada la distancia focal.





**Figura 8.** Diagrama del haz de luz láser de la pieza de mano 2051 del láser de Er:YAG KEY II® (KaVo, Biberach, Alemania)

Existen otros trabajos publicados como el de Sheth y cols.<sup>160</sup> que no comentaremos con demasiada profundidad. Efectuaron un amplio (aunque defectuoso) estudio sobre el efecto que pueden tener sobre la adhesión de los composites diferentes láseres, tanto infrarrojos como ultravioletas, al ser absorbidos por las proteínas, el agua y los minerales de la dentina, concluyendo que sólo es aceptable el láser de Er,Cr:YSGG y el láser de CO<sub>2</sub> de 9600 nanómetros, ambos con spray de agua.

#### 4.9.3.- Relativo a la desmineralización de la dentina.

Hemos visto que la mayoría de autores defendían que con la aplicación de los láseres de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG no se producía desmineralización de la dentina. Quizás la posible desmineralización de la dentina pueda no tener una importancia decisiva. Hemos seleccionado un estudio presentado por Kato y cols.<sup>161</sup> en el que estudiaron el efecto de la concentración de ácido fosfórico aplicado sobre dentina seca o húmeda, en la adhesión sobre la dentina grabada. La finalidad de este trabajo era

investigar la influencia que el ácido fosfórico tenía en la desmineralización de la dentina, durante el proceso de eliminación del “smear layer”, paso previo a la aplicación del sistema adhesivo. Cuando utilizaron ácido ortofosfórico al 35 % durante 30 segundos, no encontraron diferencias, en las fuerzas de arrancamiento, entre aplicar el ácido sobre dentina seca o húmeda, pero sí las constataron cuando grabaron la dentina con ácido ortofosfórico al 10 %. Cuando examinaron a MEB las superficies de las fracturas, encontraron numerosos fallos cohesivos en la dentina desmineralizada. Concluyeron mencionando que los resultados sugieren que los canales o conductos que se producen entre las fibras de colágeno desnaturalizado por la acción del ácido fosfórico, dificultan la conservación del complejo de unión, de forma que la impregnación del monómero del adhesivo en este substrato estropea un gran número de muestras.

Kato y cols.<sup>161</sup> en el estudio que acabamos de señalar utilizaron sistemas adhesivos constituidos por un 5 % de 4-META disuelto en acetona, como primer, y como resina adhesiva fotopolimerizable el 4-META trietilenglicol dimetacrilato-canforquinona/N-fenilglicina (4-META/TEGDMA-CQ/NPG).

Parece que para esta estrategia de adhesión, tras los resultados de Kato y cols., es importante eliminar el “smear layer” pero intentando desmineralizar la dentina, lo mínimo posible. También Yoshida y cols.<sup>117</sup> en un estudio comparativo sobre los mecanismos de adhesión de los monómeros funcionales, evidenciaron que el calcio disponible en los cristales de hidroxiapatita puede servir como receptor de la formación de una fuerte unión iónica.

#### 4.9.4.- Relativo a la selección del sistema de adhesión.

Hasta este punto, hemos hablado extensamente de las condiciones que caracterizan a los sustratos irradiados con el láser de Er:YAG y con el láser de Er,Cr:YSGG, así como de las diferentes estrategias en relación a los sistemas adhesivos para conseguir una buena unión en dentina. Pero, también se ha comentado antes, existen muchas variables no controladas que pueden alterar la interpretación de los resultados. Walshaw y cols.<sup>162</sup> realizaron un estudio con MEB sobre dentina humana, para evaluar la interfase resina dentina de varios sistemas adhesivos. De sus resultados llama poderosamente la atención, que en el mejor de los casos, apreciaron aproximadamente un 75 % de buena adaptación entre el material de obturación y la dentina. La existencia de gaps entre el material restaurador y la dentina acondicionada, en consecuencia, determinará el resultado final de la resistencia de adhesión en pruebas de resistencia a la tracción o fuerza de cizalla.

Es posible que la interacción de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG con la dentina, produzca una desecación importante del contenido acuoso de los túbulos dentinales, lo cual podría repercutir negativamente en la eficiencia adhesiva de algunos sistemas que requieren un alto grado de humedad para la penetración del monómero. Por ello hemos seleccionado este artículo de Nakajima y cols.<sup>163</sup> que muestra la importancia que tiene este aspecto para algunos sistemas. Estudiaron el efecto del Scotchbond Multi-Purpose Plus<sup>®</sup> (3M Dental Products, Sant Paul, EE.UU.) sobre dentina sana o con caries, seca y mojada. Observaron que en dentina sana mojada, o dentina con caries el ácido polialquenoico confiere una muy buena fuerza de unión.

Siguiendo el argumento establecido para seleccionar algún sistema adhesivo cuyo mecanismo de acción sea coherente con todo lo expuesto, quizás quede por comentar si es preferible que el sistema adhesivo sea de un solo componente o de varios pasos. En este sentido Prati y cols.<sup>164</sup> estudiaron la formación de la capa de dentina infiltrada por resina con adhesivos de un solo componente concluyendo que a MEB no se evidenciaban diferencias entre los adhesivos de un solo componente y los de varios pasos. Todo esto se contradice con el trabajo de Wang y Spencer<sup>115</sup> quienes tras estudiar las interacciones físico-químicas en la interfase entre los adhesivos autograbantes y la dentina, constataron que los adhesivos de un solo paso ofrecen peores resultados que los de dos pasos.

Dentro de la línea argumental hemos omitido, casi voluntariamente, hablar de los sistemas adhesivos que aprovechan el “smear layer”, ya que la dentina irradiada queda libre del barrillo dentinario. En cualquier caso Oliveira y cols.<sup>165</sup> evaluaron la influencia del “smear layer” en la adhesión comparando los sistemas autograbantes frente a los sistemas basados en el grabado total. Como todo el proceso de preparación de muestras se hace in vitro, prepararon la dentina con diferentes abrasivos con la finalidad de obtener “smear layer”. Concluyeron refiriendo que para los sistemas autograbantes es necesaria la presencia de “smear layer”.

#### 4.9.5.- Relativo a la selección del material de restauración.

El material de restauración debe estar en concordancia con el sistema adhesivo utilizado. Teniendo en cuenta que se podría utilizar bien una resina compuesta bien un compómero, incluimos el artículo de Schneider y cols.<sup>166</sup> quienes compararon la resistencia a las fuerzas de cizalla entre compómeros y composites, concluyendo que los composites ofrecen mejor resistencia que los compómeros.

Las firmas comerciales aconsejan la utilización de su sistema adhesivo conjuntamente con su material de obturación. Muchos de los preparados comerciales son compatibles entre sí, es decir, se puede utilizar el sistema adhesivo de un fabricante y utilizar un material de obturación, que sea compatible, de otro fabricante. Con la finalidad de establecer las posibles diferencias de combinaciones entre productos similares de diferentes fabricantes, Asmussen y cols.<sup>101</sup> estudiaron la fuerza de unión de las resinas compuestas sobre dentina en función de los parámetros de energía superficial. Evidenciaron que a pesar que existe compatibilidad entre materiales de diferentes fabricantes, la energía superficial de cada uno de ellos es diferente, con lo que aconsejan usar sistema adhesivo y resina del mismo fabricante.

Cabe destacar que Asmussen y cols.<sup>101</sup>, a pesar de efectuar pruebas de resistencia a la fuerza de cizalla, no efectuaron el termociclado de las muestras.

#### 4.9.6.- Relativo al termociclado de las muestras.

En relación al termociclado, la revisión de la literatura induce a creer que es un procedimiento de escasa importancia, cuando lo que se pretende es estudiar fuerzas de adhesión. Existen diferentes técnicas de termociclado; de tal forma Crim y cols.<sup>167</sup> compararon 4 técnicas de termociclado sin encontrar diferencias entre ellas.

La mayoría de autores consultados no encuentran diferencias significativas entre termociclar las muestras o no termociclarlas. Burger y cols.<sup>168</sup> evaluaron el efecto de los tiempos de termociclado sobre la fuerza de unión en dentina y no observaron diferencias significativas. En el mismo sentido Rossomando y cols.<sup>169</sup> en un estudio de los tiempos de termociclado para la evaluación de la microfiltración de restauraciones adheridas, apreciaron que el termociclado es importante en restauraciones termoconductoras, ya que no encontraron diferencias significativas cuando compararon composites con o sin termociclado y sí que las observaron cuando evaluaron amalgamas adheridas.

Los materiales restauradores han sufrido una rápida evolución. Según Versluis y cols.<sup>170</sup> la diferencia entre los coeficientes de expansión térmica entre el material de restauración y el diente, puede ser responsable de la debilitación estructural del material más débil. Por ello midieron el coeficiente de expansión térmica de diferentes composites. De los que estudiaron el que más se asemejaba al coeficiente de expansión térmica del diente, fue el Z-100<sup>®</sup> (3M Dental Products, Sant Paul, EE.UU.), si bien todos eran parecidos. También constataron que el coeficiente de expansión térmica de los composites estudiados, disminuía después de cada termociclado.

Leloup y cols.<sup>171</sup> tras una revisión metaanalítica de los factores involucrados en la adherencia sobre dentina, llegaron a la conclusión que el termociclado no es necesario. Li y cols.<sup>172</sup> opinan lo mismo después de estudiar el efecto que producen diferentes tipos de termociclado en la nanofiltración de los sistemas de adhesión en dentina. Constataron concretamente que el termociclado no influyó en los resultados puesto que no encontraron diferencias significativas.

Las pruebas de termociclado, según los datos que aparecen en los diferentes artículos consultados, parece que son más útiles cuando se trata de valorar el comportamiento de diferentes materiales. Addison y cols.<sup>173</sup> hacen la observación que el termociclado acentúa los fallos en la superficie de los materiales, y que sería una prueba más idónea para determinar la resistencia de determinados materiales cerámicos al stress térmico.

A pesar de lo expuesto, para algunos autores seguiría siendo una prueba válida, pero dudan acerca del número de ciclos o de los rangos de temperaturas. Ernst y cols.<sup>174</sup> presentaron un trabajo basado en la validación in vivo del rango de temperaturas del termociclado, para evaluar los materiales dentales. Concluyeron diciendo que no les parece que los rangos de 5 a 55° C se adapten a la realidad. En cualquier caso en la introducción hablaban del termociclado como una prueba para evaluar el comportamiento de los materiales dentales.

La diferencia, aunque sea mínima, de los coeficientes de expansión térmica pueden debilitar la zona de unión entre el material de obturación y el diente. A este

respecto, Huang y cols.<sup>175</sup> evaluaron el efecto del termociclado y el pretratamiento de la dentina en la duración de la unión entre las resinas compuestas y la dentina. Apreciaron que la resistencia a la fuerza de cizalla disminuye según aumente el número de ciclos. A primera vista, parece que todos los valores finales disminuyen de forma parecida, si bien no analizaron estadísticamente si se producían diferencias entre ellos.

Quizás la diferencia en los resultados entre termociclar o no, sea más evidente cuando se comparan diferentes materiales, ya que cuando se comparan iguales materiales entre sí, parece que el hecho de haber procedido al termociclado, no tiene demasiada relevancia. Dos Santos y cols.<sup>176</sup> efectuaron un trabajo sobre la influencia del termociclado en la resistencia a la cizalla de los sistemas adhesivos y encontraron diferencias significativas entre termociclar o no.

Lo que está fuera de toda duda es que los procesos de adhesión son sensibles a una multitud de factores que no suelen reflejarse en los trabajos, como por ejemplo la temperatura ambiental, el grado de humedad del aire en la zona de trabajo, y otros más sutiles, que suelen pasar inadvertidos. Todo ello sin entrar a valorar todos los elementos que pueden influir en las pruebas directas de resistencia a la fuerza de cizalla. En la misma dirección, De Munck y cols.<sup>99</sup> efectuaron una revisión crítica de los métodos y resultados referidos a la durabilidad de la adhesión sobre los tejidos dentales. Consideraron que la efectividad de la adhesión sólo podía evaluarse correctamente mediante los ensayos clínicos. Principalmente, estos ensayos clínicos deberían hacerse sobre clases V -sobre todo si se desea ver la durabilidad de los adhesivos dentinarios, ya que en estas cavidades no se suele preparar retención mecánica-. Estos autores consideran que existen demasiados factores técnicos que pueden influir en los



resultados, como la experiencia práctica del operador, el tipo de luz de polimerización, el aislamiento, el método de aplicación, la instrumentación de pulido, etc. Además existen factores del propio paciente como la edad, higiene oral, tipo de alimentación y esclerosis de dentina, entre otros. Por ello resulta difícil determinar la posible causa, en caso de fracaso. En relación con el termociclado, indican que lo más habitual es efectuar 500 ciclos entre 5 y 55° C. Durante el termociclado el agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes de la interfase, dañando los oligómeros poco polimerizados. Los materiales que poseen mayores diferencias de expansión y contracción volumétrica en comparación con el diente, son los que generarán mayores fuerzas de tensión en la interfase, produciendo cracks que seguirán toda la zona de interfase.

Para la mayoría de autores, el termociclado no tiene efecto en la fuerza de unión, ya que 500 ciclos no son suficientes. A pesar de ello el termociclado tiene más sentido cuando se pretende valorar los materiales de obturación. Así Gale y Darvell<sup>177</sup> estudiaron los procedimientos de termociclado, como parte de la metodología en el examen de los materiales de restauración, y concluyeron haciendo la observación que 10000 ciclos corresponden, aproximadamente, a 1 año in vivo.

Actualmente, aunque todo parece apuntar que no es preciso termociclar las muestras, algunos autores prefieren hacerlo, y otros no. Como por ejemplo este reciente estudio de Donadio-Moura y cols.<sup>157</sup> que en un trabajo sobre la resistencia al arrancamiento en dentina preparada con láser de Er:YAG, para evaluar el comportamiento de la resina “flow”, no termociclaron las muestras.

#### 4.9.7.- Relativo a la evaluación de la adhesión.

Tal como se ha ido exponiendo hasta ahora, existen diferentes formas de evaluar la adhesión. Quizás ninguna de ellas ofrece unos resultados indiscutibles, y es por ello que no es nuestra intención apoyarnos en un solo aspecto. Tampoco repetiremos todo lo que se ha dicho, hasta el momento, sino que incorporaremos algunos datos más para centrarnos en el desarrollo de esta tesis.

Hemos visto que la adhesión se puede evaluar, o bien de forma directa utilizando estudios de fuerzas de resistencia, o bien de forma indirecta, estudiando la interfase entre el material de restauración y la dentina.

##### 4.9.7.1.- Relativo a la evaluación indirecta de la adhesión.

###### 4.9.7.1.1.- Estudio de la interfase entre la dentina y el material de obturación.

Uno de los objetivos que se establecerán en esta tesis es evaluar la formación de “tags” en la dentina irradiada, y así estudiar la interfase entre el material de obturación y la dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSGG. Desde la primera descripción de la capa híbrida efectuada por Nakabayashi y cols.<sup>III</sup> en su estudio de la promoción de la adhesión por la infiltración de los monómeros en los substratos del diente, se incorporó la palabra tag definida como aquella parte del monómero que se ancla en el interior del diente, bien sea esmalte o dentina. Por lo tanto el complejo de unión quedaba definido por la malla entrelazada y polimerizada que constituían las fibras de colágeno de la capa

más superficial de la dentina, con las prolongaciones de la resina en su interior. Así pues por un lado quedaba la resina de restauración, que a su vez estaba fuertemente adherida a la capa híbrida, y ésta a su vez, a la dentina, por sus fibras de colágeno y sus “tags”. En aquel momento se dio mucha importancia a la longitud de los “tags” como medida de referencia en el proceso de adhesión<sup>111</sup>.

El papel de los “tags” en la resistencia a las fuerzas ha sido discutido, y quizás no tenga demasiada importancia, pero en un trabajo de Tam y Pilliar<sup>178</sup> sobre la caracterización de la fractura de la dentina adherida a resina y su resistencia, se habla concretamente sobre el papel que desempeñan los “tags”. Estos autores comentan que durante las pruebas de resistencia a la fractura, la dentina intertubular es la primera que se somete a las fuerzas de arrancamiento, mientras que la dentina intratubular está sujeta, predominantemente a las fuerzas de cizalla o las fuerzas combinadas de cizalla, arrancamiento y compresión. El papel de los “tags” de resina, relativo a la dentina intertubular, puede variar enormemente, dependiendo del sistema adhesivo utilizado, de la orientación de los túbulos dentinales y de la profundidad o cercanía a la pulpa, de la dentina tratada, ya que en la cercanía de la cámara pulpar existe mayor concentración de túbulos dentinarios y éstos son de mayor diámetro<sup>92</sup>, disminuyendo la cantidad de dentina intertubular. Se ha calculado que los “tags” de resina contribuyen entre el 10 y el 30 % del total de la interfase de adhesión.

De lo que no cabe duda es del valor que puede tener la formación de una buena interfase de adhesión. Kugel y Ferrari<sup>104</sup> presentaron un artículo sobre la evolución de los sistemas adhesivos remarcando que las propiedades mecánicas conseguidas por los

mecanismos de adhesión, con la capa híbrida y la formación de “tags”, pueden ser superiores a las fuerzas de contracción que se producen durante la polimerización.

Si bien la formación de los “tags” tiene importancia en el complejo de unión, parece que la longitud de éstos puede no ser tan decisiva. Sobre esmalte, Shinchi y cols.<sup>16</sup> estudiaron la incidencia de la longitud de los “tags” y su repercusión sobre la adhesión, concluyendo que la longitud de las “tags” no era importante. Puede que su longitud no sea determinante para aumentar la resistencia del complejo de unión, pero sí su presencia.

En relación a la longitud de los “tags” de resina, Iwaku y cols.<sup>179</sup> en el estudio de un adhesivo de resina evaluaron los “tags” que penetran en la dentina. Relatan que los “tags” penetran entre 10 y 20 micras en dientes vivos, de 60 a 100 micras en dientes extraídos recientemente, y varios centenares de micras en dientes que hace mucho tiempo que fueron extraídos. Esto apoyaría la teoría de que los fluidos existentes en el interior de los túbulos dentinarios, impedirían, en mayor o menor grado, la penetración del monómero. En apoyo a esta teoría, podríamos citar a Pioch y cols.<sup>180</sup> que estudiaron el efecto de la simulación de la presión intrapulpar, in vitro, para valorar la resistencia a la fuerza de cizalla y la formación de la capa híbrida. Observaron que con la simulación de presión intrapulpar se producía una menor penetración de la resina en el interior de la dentina respecto a las muestras en que no se efectuó dicho aumento de presión, y donde las fuerzas de resistencia a la cizalla fueron menores. Además no encontraron diferencias en el grosor de la capa híbrida.

Todo ello indicaría que un aumento en la longitud de los “tags” aparecidos en dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSGG, podría ser debido a una desecación de la zona irradiada.

#### 4.9.7.1.2.- Estudio del patrón de fractura de las muestras.

Una vez concluida la evaluación de la fuerza de resistencia a la cizalla, las muestras pueden ser evaluadas microscópicamente, para determinar la causa de la rotura del sistema de unión.

Además de todas las variables no controladas, ya comentadas con anterioridad en relación a todo lo que puede alterar el fenómeno de adhesión, las propias pruebas de resistencia a la fuerza de cizalla están sometidas a variables de difícil control. A pesar de que todo el protocolo de preparación de muestras se haga de la forma más meticulosa posible, siempre pueden existir dudas razonables en relación a la ejecución de la prueba. Se supone que la pared de dentina donde se adhiere el composite, es totalmente paralela al eje de avance de la cruceta de la máquina que evalúa las fuerzas, pero pequeñas variaciones en este punto, pueden hacer que las fuerzas de palanca produzcan la rotura con mayor o menor facilidad, alterando la lectura de la prueba. También es importante que el punto de apoyo del extremo que está integrado en la máquina de medición, se apoye siempre a la misma distancia de la dentina, ya que aumentando el brazo de palanca se producirá una lectura menor en los valores de resistencia.

Así pues el posterior examen de las muestras utilizadas en las pruebas de resistencia, cada vez es más aceptada por la comunidad científica. Diferentes autores evalúan la caracterización de las muestras para determinar la causa de la ruptura<sup>178, 181,</sup>

<sup>182</sup>. El trabajo utilizado más frecuentemente utilizado como base para el análisis de las causas de ruptura es el de Versluis y cols.<sup>182</sup> quienes distinguen básicamente la causa de la fractura en dos tipos: Adhesivas y Cohesivas. Este estudio está basado en un complicado cálculo matemático sobre elementos finitos, pero permite hacer una valoración de cual ha sido la causa de la fractura del espécimen.

A partir del trabajo de Versluis y cols.<sup>182</sup> se ha dado relativa importancia a describir la forma en que se ha producido la ruptura de la muestra durante la medición de la fuerza de resistencia. Para estos autores, actualmente, los sistemas adhesivos sobre dentina han alcanzado valores de fuerza de adhesión que superan a los propios valores de resistencia de la dentina o incluso de los propios materiales de restauración. Por ello es raro encontrar un trabajo científico sobre medición de fuerzas de resistencia en el que no se describa, aunque sea muy superficialmente, el patrón de ruptura encontrado en los especímenes rotos, como vía de interpretación de la posible efectividad del sistema adhesivo estudiado. Determinados sistemas adhesivos consiguen tal fuerza de adhesión que algunas de las muestras se rompen arrancando la dentina de donde están adheridas<sup>182</sup>.

En nuestro trabajo la densidad de energía por pulso es una de las variables estudiadas, ya que, tal como hemos establecido en la hipótesis de trabajo, mayores densidades de energía por pulso pueden producir más debilitación de la estructura dentinal irradiada.

Por ello cabe la posibilidad de poder encontrar pequeños fragmentos de dentina adheridos al bloque de resina, tal como se reporta en algunos trabajos

consultados<sup>80, 183-185</sup>. La valoración de la cantidad de dentina que pueda quedar en el lado del bloque de resina arrancado durante la prueba de resistencia, en nuestro caso, toma una especial relevancia para confirmar una de las hipótesis secundarias.

El patrón de fractura, patrón de ruptura, o modo de fallo de las muestras, es un parámetro, relativamente impreciso, que nos ayuda a entender cómo se ha producido la ruptura durante el test de resistencia. La mayoría de autores tienden a simplificar el estudio de dicho parámetro evaluando, de forma global, las muestras, y clasificándolas en; fallo adhesivo, si la mayor parte del patrón de ruptura discurre por la interfase de unión; fallo cohesivo en dentina, si aparece mayoritariamente dentina en el bloque de resina arrancado; fallo cohesivo de resina, si se aprecia rotura del bloque de resina; y fallo mixto si la ruptura se puede atribuir a por lo menos dos de los tres fallos antes mencionados. Algunos autores afinan más en dicha clasificación, y si bien los fallos adhesivos y cohesivos los valoran de la misma forma, en el caso de los fallos mixtos definen si son adhesivos y cohesivos en dentina, adhesivos y cohesivos en resina, cohesivos en dentina y resina o si son adhesivos, cohesivos en dentina y cohesivos en resina.

En el trabajo de Manhaes y cols.<sup>185</sup> se utiliza un recurso informático para la medición de los patrones de fractura. En el capítulo referente a la metodología comentan que se tomaron las imágenes de la superficie de los bloques de resina mediante la utilización de una videocámara (Digital Hyper Had, Sony, Tokio, Japón) y que dichas imágenes se procesaron con un programa informático (ImageLab 2000, Canborough, Ontario, Canadá). Dicho programa es capaz de calcular las áreas de una imagen por recuento de píxeles, basado en el color que muestran, y calcular el porcentaje de cada tipo de patrón de fractura que presentan.

#### 4.9.7.2.- Relativo a la evaluación directa de la adhesión.

Existen dos formas básicas de estudiar las fuerzas de adhesión: el estudio de la fuerza de resistencia a que un material sea arrancado de otro, en el mismo eje (“tensile bond strength”), y el estudio de la fuerza de resistencia a la cizalla, en ejes perpendiculares (“shear bond strength”).

Como luego veremos en el capítulo dedicado a la metodología, estas pruebas se realizan con una aparatología específica, con la utilización de un dispositivo capaz de medir las fuerzas con gran precisión. La más utilizada es la máquina Instron® (universal testing machine) modelo 4411 (Instron Corp., Canton, EE.UU.).

La máquina posee una cruceta, donde va adosado el puntero que se aplica sobre las muestras, que avanza a una velocidad constante, y que se puede ajustar. En muchos de los trabajos consultados la velocidad de la cruceta se estableció en 1 mm por minuto, pero revisando la literatura en busca de algún consejo, encontramos que Hara y cols.<sup>186</sup> realizaron un estudio para determinar la velocidad ideal de la cruceta en pruebas de resistencia a la fuerza de cizalla. Concluyeron mencionando que la velocidad puede influir en los resultados, y así recomiendan que la velocidad de la cruceta sea entre 0,5 y 0,75 mm por minuto.

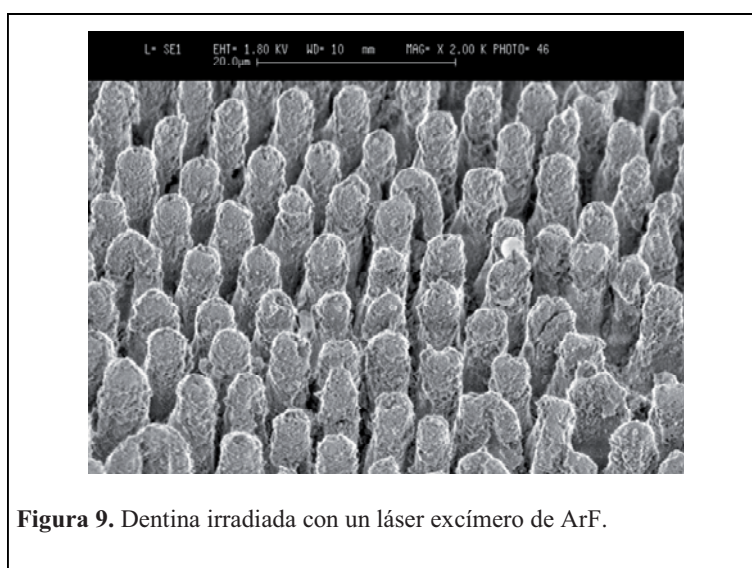


#### 4.10.- Estudios preliminares.

##### 4.10.1.- Efecto de diferentes láseres sobre la dentina.

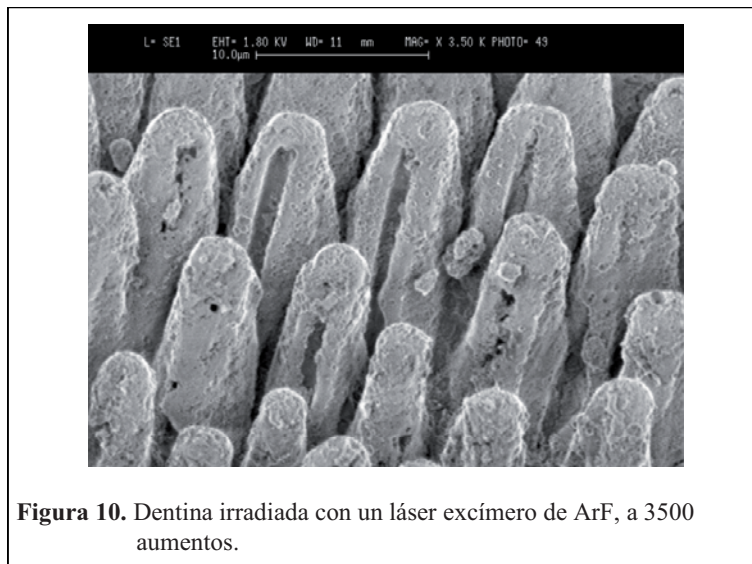
A lo largo de la introducción hemos comentado, ampliamente, que el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG eran los que más se adecuaban para la eliminación de tejidos duros dentarios.

Para documentar las diferentes interacciones entre láseres de distintas longitudes de onda, hemos seleccionado algunas imágenes de microscopía electrónica de barrido (MEB) obtenidas en los Servicios Científico-Técnicos de la Universidad de Barcelona. Todas las imágenes, a excepción de las correspondientes al láser de CO<sub>2</sub>, se tomaron utilizando el SEM-Leica-Stereoscan, con la ayuda del Dr. Florencio Sánchez. Las correspondientes al láser de CO<sub>2</sub>, se obtuvieron con el MEB Hitachi S-2300, con la colaboración del Dr. Font-Arnau.



La figura 9 muestra el aspecto de la dentina tras ser irradiada con un láser ultravioleta de ArF de 193 nanómetros de longitud de onda. Esta imagen y la siguiente, forman parte del banco documental del trabajo de Sánchez y cols.<sup>187</sup> que no fueron publicadas. La imagen se obtuvo sin metalizar la muestra y a bajo kilovoltaje.

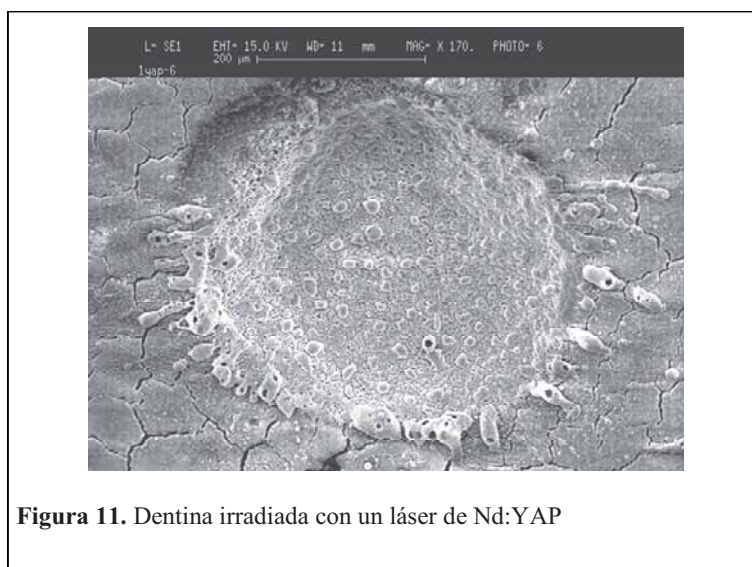
El aspecto de la dentina irradiada, muestra la eliminación selectiva de la dentina intertubular, con permanencia de la dentina peritubular. La interacción de los láseres excímeros se basa en un efecto fotoquímico, si bien pueden apreciarse otros efectos producidos por la interacción del láser.



En la figura 10 se puede apreciar dicho efecto a mayor magnificación. Estos láseres están muy introducidos en otras especialidades de las Ciencias de la Salud, como por ejemplo la Oftalmología, pero en el ámbito de la Odontología están en fase experimental y es difícil que puedan comercializarse en el mercado odontológico debido al riesgo potencial que comportan, tanto las radiaciones ultravioletas, como las posibles fugas de la mezcla de gases de la cavidad de resonancia.

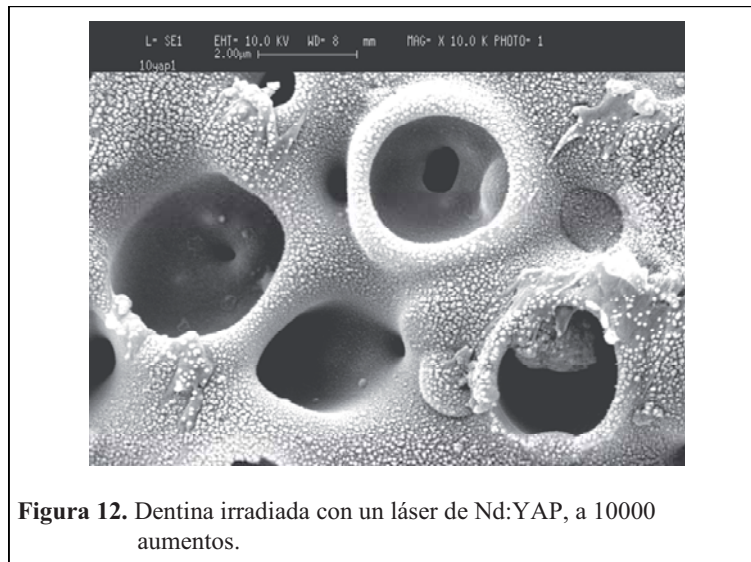
Las siguientes imágenes figuras 11 y 12, corresponden a dentina irradiada con un láser de Nd:YAP.

El láser de Nd:YAP es un láser pulsado que emite con una longitud de onda de 2100 nanómetros, en el infrarrojo del espectro electromagnético. Por su longitud de onda su acción se asemeja mucho a la del láser de Nd:YAG (1064 nanómetros).



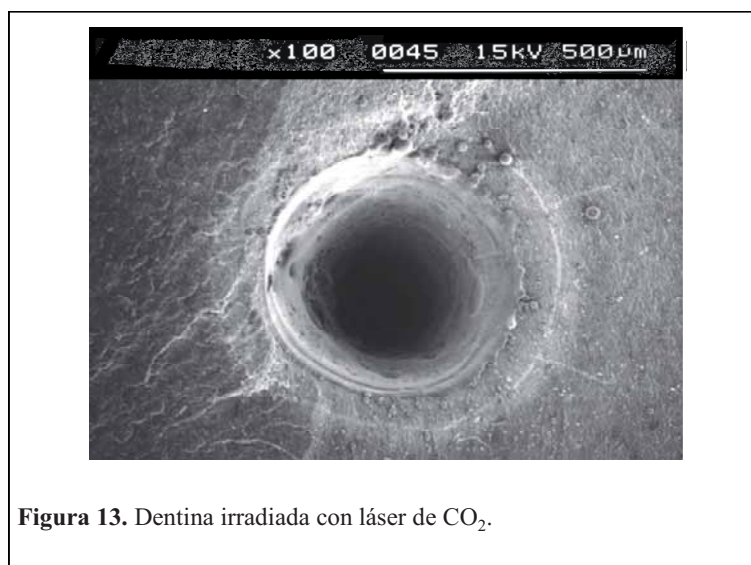
En la figura 11 podemos ver el efecto de un láser de Nd:YAP (Lokki, Vienne, Francia), donde la eliminación de la dentina se produce por un claro efecto fototérmico.

Las imágenes se obtuvieron tras metalizar las muestras, por la técnica Diodo de Sputtering, consistente en desecar las muestras y recubrirlas con una capa de oro de 50 nanómetros de grosor. Todas las muestras se montaron en la platina con el uso de plata coloidal.



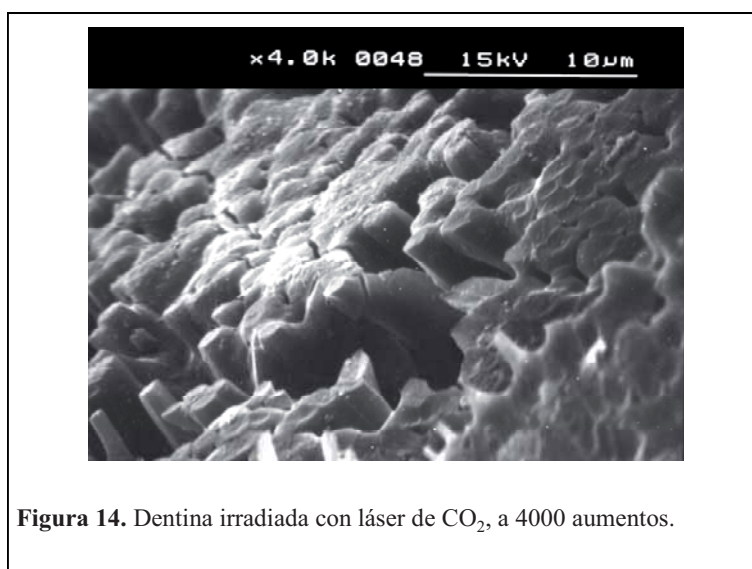
En la figura 12 se puede apreciar, a mayor aumento, el aspecto del efecto térmico que se ha producido sobre la dentina, donde no se puede reconocer ningún rasgo característico de su anterior estado.

La figura 13 muestra la acción de un láser de CO<sub>2</sub> (Sharplan 1020, Sharplan, Tel Aviv, Israel) sobre la dentina. La irradiación se realizó con un único disparo de dicho láser a 1W de potencia con una duración de disparo de 0,1 segundo.



Rodeando el cráter producido se puede observar un halo, donde la dentina ha quedado afectada por el efecto fototérmico del láser de CO<sub>2</sub>.

El láser de CO<sub>2</sub> utilizado es un láser continuo y por ello el tiempo de aplicación no es tan corto como en el caso de los láseres pulsados, cuyo tiempo de emisión por pulso puede ser de pocos centenares de microsegundos, como sucede con los láseres de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG.



En la figura 14 se puede apreciar un detalle de la pared del cono ablacionado. El rápido incremento de la temperatura de la zona de impacto, produce una fusión y una recristalización de la dentina, con un aspecto muy distinto al que ofrecía el efecto fototérmico mostrado en la dentina irradiada con láser de Nd:YAP.

El láser de CO<sub>2</sub> emite con una longitud de onda de 10600 nanómetros, en el infrarrojo del espectro electromagnético.

A pesar de su efecto térmico existen algunos trabajos que abogan por su uso, para conseguir un alto grado de desinfección de las superficies irradiadas.

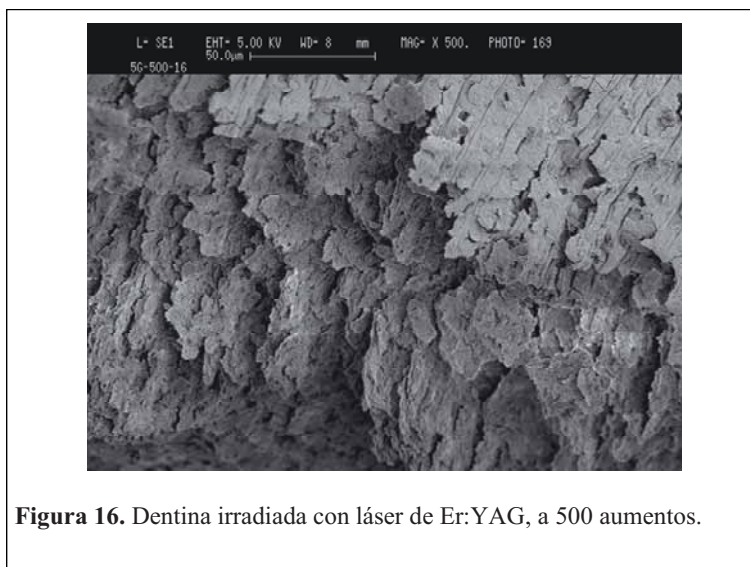
Las siguientes imágenes, figuras 15 y 16, pertenecen a dentina irradiada con láser de Er:YAG.



La figura 15 corresponde a un único pulso de 100 mJ efectuado con el láser de Er:YAG (KEY II, KaVo, Biberach, Alemania) a distancia focal, sobre dentina, correspondiente a un corte paralelo a los túbulos dentinarios.

Las muestras se inspeccionaron con MEB sin metalización previa, a bajo kilovoltaje, y fueron desecadas con anterioridad a su examen. La alta desecación requerida por los especímenes, es necesaria para facilitar el vacío necesario en el interior del microscopio. Ello favorece la aparición, algunas veces durante el examen, de líneas de fractura, que en ningún caso son atribuibles a la acción del láser. Las

muestras fueron examinadas con anterioridad con microscopía óptica, y en ningún caso se pudieron apreciar líneas de fractura.



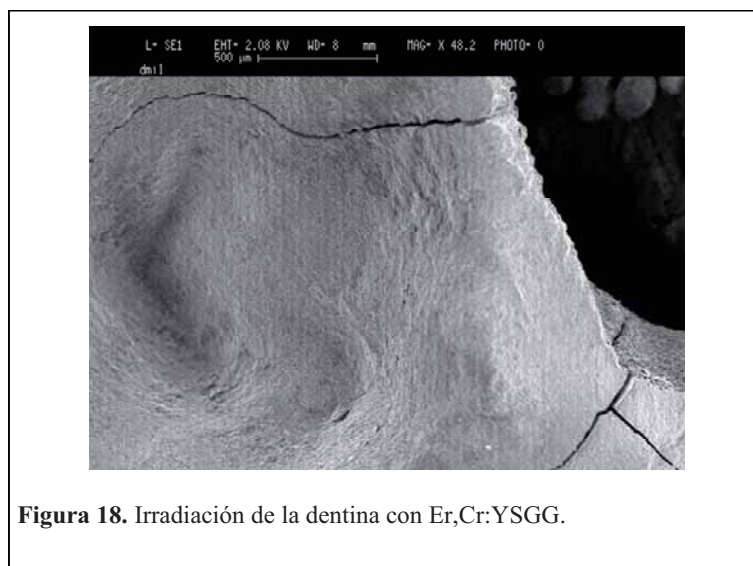
La figura 16 muestra un detalle del interior del cráter producido por un único pulso de 500 mJ del láser de Er:YAG. Podemos observar la gran rugosidad que existe, a nivel microscópico, en su superficie.

Ni en la figura 15 ni en la figura 16 se puede apreciar ningún efecto térmico atribuible a la acción del láser.

Las siguientes imágenes (figuras 17-27) corresponden a la interacción del láser de Er,Cr:YSGG sobre la dentina.

Con el láser de Er,Cr:YSGG se pueden preparar cavidades con mucha precisión, tal como puede verse en la figura 17, donde se ha utilizado con una potencia de 3W con

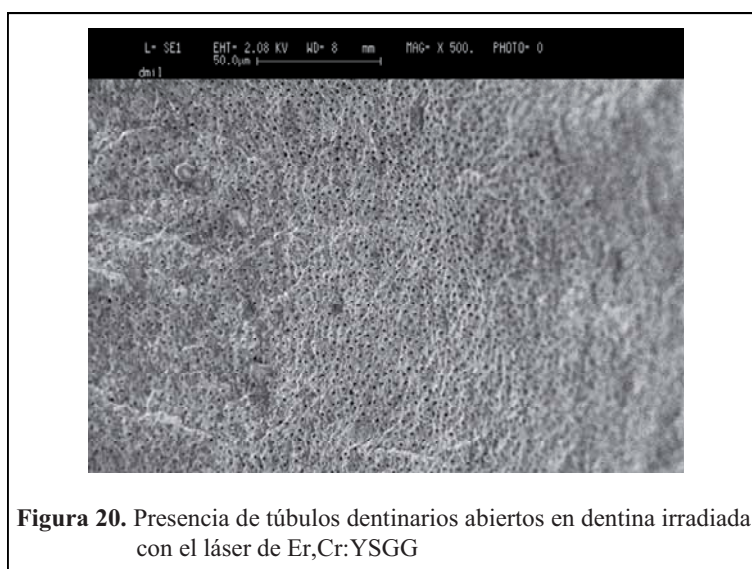
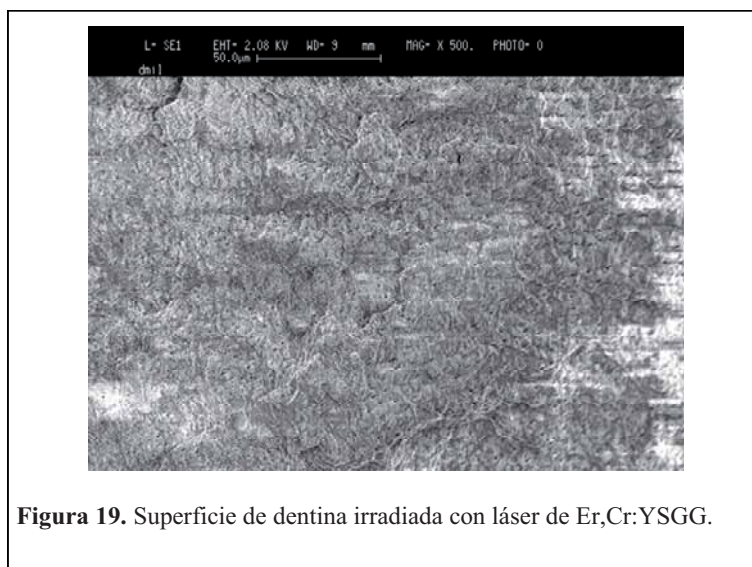
spray de aire y agua (50 %, 50%). Al igual que en imágenes anteriores, las líneas de fractura son debidas a la desecación de las muestras, y no a la acción del láser.



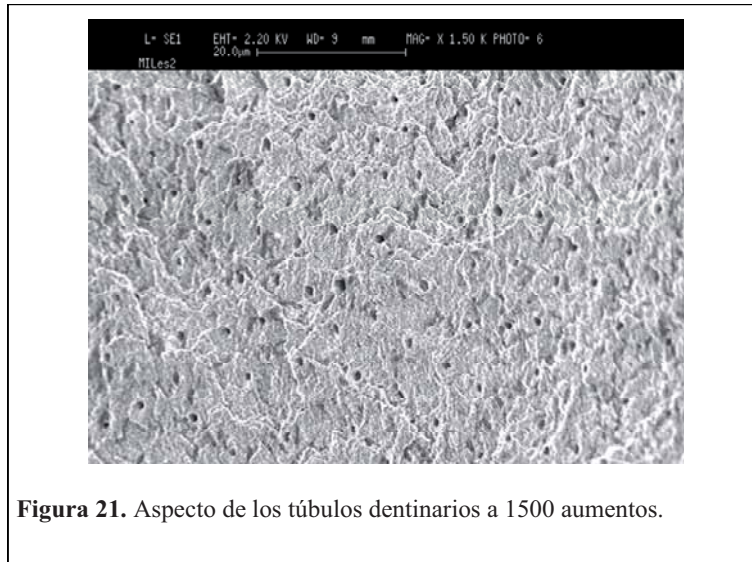
En la figura 18 podemos observar una amplia zona de dentina, irradiada a 2,5 W, con spray de aire y agua (50%, 50 %). Se puede observar como la zona de eliminación de dentina, muestra un aspecto de regularización en su superficie, sin escalones.



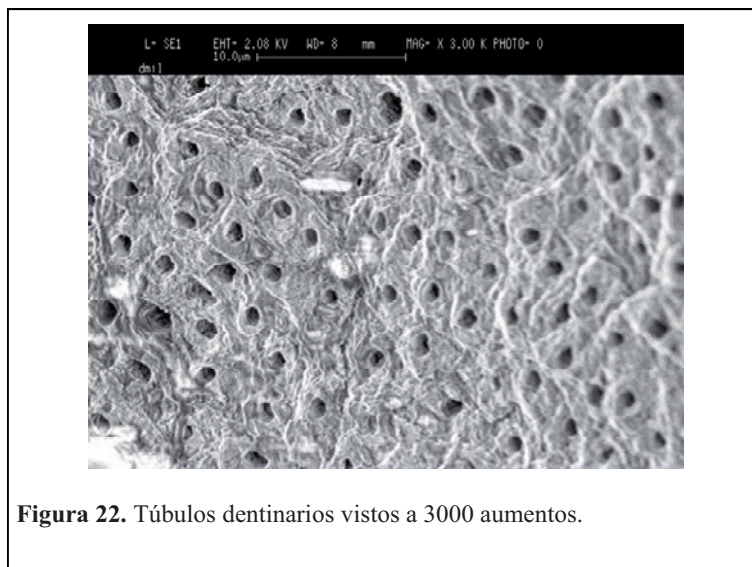
La figura 19 corresponde a un detalle de la dentina irradiada de la figura 18, con mayor ampliación, correspondiente a las paredes de la cavidad. Se puede apreciar una rugosidad más o menos acentuada.



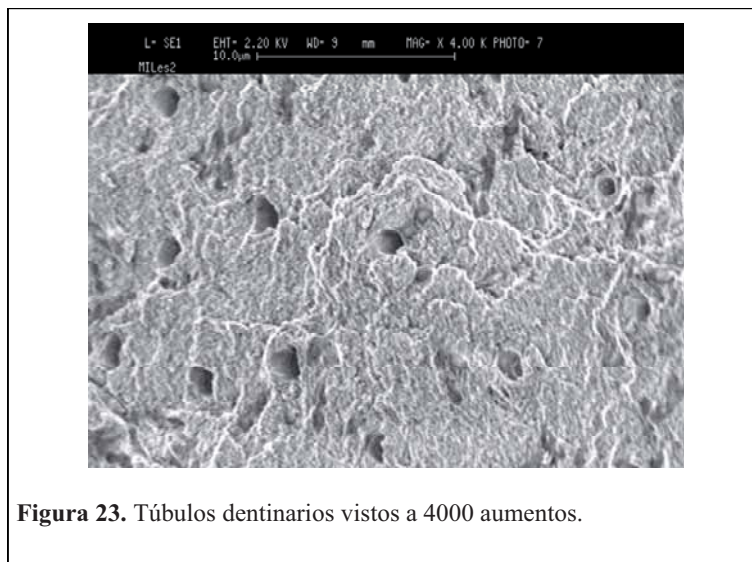
La figura 20 corresponde al fondo de la cavidad de la figura 18. Puede observarse la orientación de los túbulos dentinarios, para su comparación con la figura 19.



En la figura 21 se muestra la microrrugosidad de la dentina irradiada, así como la entrada de los túbulos dentinales, que permanecen abiertos. La superficie dentinal se ve libre de la presencia de “smear layer”.



En la figura 22 se aprecia la textura de la dentina irradiada, así como la entrada de los túbulos dentinarios.



En la figura 23 se puede apreciar, a mayor aumento, los rasgos comentados anteriormente.



La imagen correspondiente a la figura 24, tomada a 13000 aumentos, muestra la malla de colágeno presente en la superficie irradiada. Permite observar un aspecto de colapso, debido al alto grado de desecación del espécimen.



A pesar del alto grado de desecación de las muestras, en figura 25, podemos apreciar los microfilamentos que conforman la malla de colágeno.



En la figura 26 podemos observar a 30000 aumentos un detalle de la malla de colágeno. La inspección a MEB no denota la existencia de efecto térmico.



**Figura 27.** Detalle de las fibras de colágeno de la superficie irradiada, vistas a 45000 aumentos.

La figura 27 se obtuvo a 45000 aumentos, y se puede apreciar que el grosor de las microfibras más delgadas, que conforman la malla de colágeno, es de aproximadamente 50 nanómetros. No se aprecia efecto térmico, coincidiendo con lo expuesto anteriormente <sup>12, 13, 73, 76, 144-146</sup>.

En consecuencia de lo que acabamos de exponer, todo induce a pensar que tras la irradiación con el láser de Er,Cr:YSGG obtenemos un substrato muy similar al obtenido tras preparar la dentina con instrumental de alta velocidad y grabado ácido. Las principales diferencias estarían en la microrrugosidad de la superficie irradiada y en la no desmineralización de la matriz cálcica de la malla de colágeno.

#### 4.10.2.- Parámetros de emisión.

En la revisión de la literatura, los pocos autores que han utilizado el láser de Er,Cr:YSGG, a excepción de Hossain y cols. <sup>148</sup>, no parecen dar demasiada relevancia a

los porcentajes de aire y agua que han utilizado en sus estudios, limitándose a señalar si se utilizó o no dicho spray.

Los porcentajes relativos al caudal de aire y agua son tema de constante renovación en los consejos que da el fabricante, a los usuarios de sus productos.

*600 $\mu$*

	Potencia	Aire	Agua
Dentina	4W	50%	50%
	1,5W	30%	30%
Esmalte	4-4,5W	75%	65%
	1,5W	45%	30%

**Tabla 2.** Parámetros de emisión utilizados con la pieza de mano acodada y la punta de 600 micras, con el láser de Er,Cr:YSGG

Las combinaciones de potencia y de porcentajes del spray que actualmente se recomiendan, son las que se muestran en la tabla 2. Se aconseja no sobrepasar los valores máximos de potencia, ni trabajar por debajo de los valores mínimos, si se desea realizar la ablación del tejido irradiado.

La densidad de energía por pulso con la cual se está utilizando el láser tiene una gran importancia, tanto para el clínico como para el investigador, ya que es posible que los éxitos o los fracasos al utilizar los sistemas adhesivos, tengan alguna relación con los parámetros utilizados.

La densidad de energía por pulso puede variarse de dos formas. La primera es modificando los valores de energía por pulso, siempre que estemos trabajando a distancia focal, o a la misma distancia. Al subir la energía por pulso, aumentamos la densidad de energía por pulso, y viceversa. La otra forma es acercando o alejando, la punta de la pieza de mano, del tejido diana. Así pues, si estamos trabajando a distancia focal, con tan sólo separarnos 1 milímetro del tejido diana, estamos disminuyendo la densidad de energía por pulso.

Potencia nominal	Energía por pulso	Fluence
0,5 W	25 mJ	5,66 J/cm <sup>2</sup>
1 W	50 mJ	11,32 J/cm <sup>2</sup>
1,5 W	75 mJ	16,98 J/cm <sup>2</sup>
2 W	100 mJ	26,63 J/cm <sup>2</sup>
2,5 W	125 mJ	28,29 J/cm <sup>2</sup>
3 W	150 mJ	33,95 J/cm <sup>2</sup>
3,5 W	175 mJ	39,61 J/cm <sup>2</sup>
4 W	200 mJ	45,27 J/cm <sup>2</sup>
4,5 W	225 mJ	50,93 J/cm <sup>2</sup>
5 W	250 mJ	56,59 J/cm <sup>2</sup>
5,5 W	275 mJ	62,25 J/cm <sup>2</sup>
6 W	300 mJ	67,91 J/cm <sup>2</sup>

**Tabla 3.** Valor de la densidad de energía por pulso (fluence) a 20 Hz suponiendo un spot de 0,75 mm de diámetro.

En la tabla 3 se muestran los valores de densidad de energía por pulso (“fluence”) según el valor nominal –el que aparece en pantalla– en Vatios (W). El láser de Er,Cr:YSGG al que hacemos referencia es el Waterlase<sup>®</sup> (Biolase, San Clemente, EE.UU.) que trabaja a una frecuencia constante de 20 Hz.

La densidad de energía por pulso (“fluence”) varía al modificar el diámetro del “spot”, y éste varía según sea la distancia de aplicación, tal como hemos comentado

anteriormente. El diámetro del “spot” según la distancia de aplicación puede ser distinta para cada modelo de punta, de un mismo sistema láser.

En la tabla 4 se muestra la variación de la densidad de energía por pulso en relación al “spot” que se produce. En este hipotético caso, en el cual la energía por pulso se mantiene a 250 mJ, la distancia de la punta al tejido puede no coincidir con otras puntas, pero si el diámetro del “spot” obtenido corresponde al que aparece en la tabla, la “fluence” es perfectamente válida.

Diámetro del spot	Fluence
0,75 mm	56,59 J/cm <sup>2</sup>
0,80 mm	49,74 J/cm <sup>2</sup>
0,85 mm	44,06 J/cm <sup>2</sup>
0,95 mm	35,27 J/cm <sup>2</sup>
1,10 mm	26,31 J/cm <sup>2</sup>
1,25 mm	20,37 J/cm <sup>2</sup>
1,45 mm	15,14 J/cm <sup>2</sup>
1,70 mm	11,01 J/cm <sup>2</sup>
2,00 mm	7,96 J/cm <sup>2</sup>
2,40 mm	5,53 J/cm <sup>2</sup>
3,00 mm	3,45 J/cm <sup>2</sup>
4,00 mm	1,99 J/cm <sup>2</sup>

**Tabla 4.** Valor de la densidad de energía por pulso (fluence) a 250 mJ, variando el diámetro del spot.

De ello se deduce que es muy importante controlar, tanto la distancia de aplicación, como los porcentajes de aire y agua. Un exceso de agua en el spray, tal como ya hemos explicado al hablar de energía y láser, impediría la llegada de los fotones a la proximidad del tejido diana, con lo cual también se disminuiría la densidad de energía por pulso. Este efecto se produce de una forma mucho más acentuada en el caso de piezas de mano que trabajan sin punta activa. Ya hemos comentado el trabajo de Ceballos y cols.<sup>159</sup> en el que la distancia desde la pieza de mano hasta la superficie de la



dentina, tal como mantienen los autores, era de 20 mm. Teniendo en cuenta que el láser de Er:YAG es mucho más absorbido que el de Er,Cr:YSGG por el agua, y que el volumen de agua presente entre el punto de emisión de la luz láser y el tejido diana es mayor al aumentar la distancia, puede ocurrir que la energía láser fuese absorbida, en un alto porcentaje, antes de llegar a su destino final.

Todos estos pequeños detalles relativos a la distancia de aplicación de los láseres tienen una gran importancia en la distribución de la energía por unidad de superficie. Por ello dichos parámetros se deben controlar con máxima rigurosidad.



En la figura 28 podemos ver la pieza de mano acodada, con la punta 6 mm de largo y 600 micras de diámetro.

En la figura 29 se puede apreciar la misma pieza de mano cuando está emitiendo, con el spray de aire y agua. Dado que el láser de Er,Cr:YSGG emite en el

infrarrojo del espectro electromagnético, el haz láser va acompañado de una luz guía de color rojo.



Obsérvese el aspecto de focalización en la cercanía del extremo de la punta activa. El control clínico de la distancia de aplicación resulta más sencillo que en piezas de mano que no utilizan una punta activa, como la mostrada en la figura 8 (Página 138), correspondiente a un láser de Er:YAG.

La punta activa o “tip”, cuando trabaja sobre tejidos duros, debido a las microexplosiones que se suceden sobre ellos y a su proximidad, puede fracturarse parcialmente en su superficie, lo cual obliga a comprobar la integridad de dicha superficie del “tip”, con una cierta regularidad. Un pequeño desperfecto en la superficie de emisión de la punta, a través de efectos ópticos de reflexión, puede llegar a estropear la fibra que conduce la energía desde unidad emisora hasta la pieza de mano. Lógicamente, si se alteran las propiedades ópticas de la punta de la pieza de mano, variarán todos los parámetros de distribución de energía.

Por ello, veremos como en el capítulo referente a metodología, debe comprobarse la energía emitida, antes y después de cada irradiación.

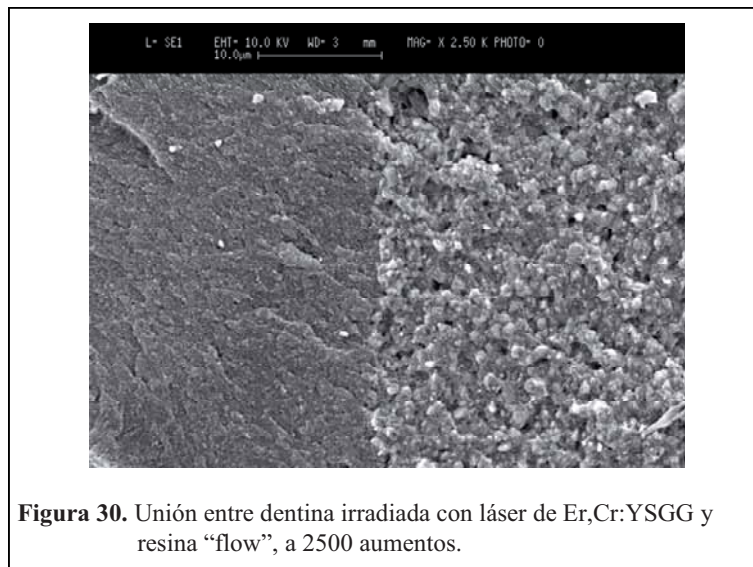
#### 4.10.3.- Sistema adhesivo y material de obturación.

Repasando la argumentación expuesta en la actualización bibliográfica, hemos podido ver como las conclusiones no siempre van acompañadas de una previsión lógica. En cualquier caso hemos intentado elaborar nuestra hipótesis de trabajo de la forma más coherente posible.

Evidentemente, los sistemas adhesivos y los materiales utilizados también tienen su importancia. Algunos autores refieren mejores o peores resultados, según los sistemas utilizados en el mismo estudio. La combinación de los parámetros de emisión, la posibilidad de grabar la dentina con ácido, y el tipo de sistema adhesivo-composite que se utilizará, son, en definitiva, las variables que podremos controlar y en las que se basa esta tesis.

En relación con el sistema adhesivo tampoco pueden extraerse conclusiones de los resultados evaluados, pero teniendo en cuenta las características de la dentina irradiada, lo más lógico sería utilizar adhesivos 4-META o HEMA, sin grabado ácido.

La superficie irradiada presenta, tal como hemos podido observar en las imágenes correspondientes a MEB, una microrrugosidad que, a nuestro entender, dificulta la perfecta adaptación del material de obturación con la dentina remanente.



En estudios preliminares, relacionados con la irradiación de los tejidos duros dentales con el láser de Er,Cr:YSGG, hemos podido constatar que la adaptación entre la resina “flow” y la dentina irradiada consigue un contacto íntimo, tal como se puede observar en la figura 30, donde la mitad izquierda de la imagen corresponde a dentina, y la otra mitad pertenece a la resina “flow”.

