

# La Valoración de las Fuerzas de Adhesión de sistemas adhesivos autograbantes sobre Dentina Irradiada con Láser de Er,Cr:YSGG

Rodrigo José Pallás Albiac

Dipòsit Legal: B. 12512-2013

**ADVERTIMENT.** La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX ([www.tesisenxarxa.net](http://www.tesisenxarxa.net)) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

**ADVERTENCIA.** La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR ([www.tesisenred.net](http://www.tesisenred.net)) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

**WARNING.** On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX ([www.tesisenxarxa.net](http://www.tesisenxarxa.net)) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

**Universitat Internacional de Catalunya**

**TESIS DOCTORAL**

**VALORACIÓN DE LAS FUERZAS DE ADHESIÓN  
DE SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES  
SOBRE DENTINA IRRADIADA CON LASER DE  
Er,Cr:YSGG**

**Rodrigo J. Pallás Albiac**

**Directores:**

**Antonio J. España Tost**

**Marian Lorente Gascón**

## INDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	
1.1. MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN	5
<b>2. OBJETIVOS</b>	
2.1. OBJETIVOS GENERALES	13
2.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS	13
<b>3. FUNDAMENTOS</b>	
3.1. ADHESIÓN	16
3.1.1. Concepto	17
3.1.2. Sustratos de adhesión	19
3.1.3. Superficie del diente	19
3.1.4. Adhesivos dentinarios	28
3.1.5. Material restaurador	42
3.2. LÁSER ODONTOLÓGICO	45
3.2.1. Componentes de los láseres	47
3.2.2. Clasificación de los láseres	49
3.2.3. Energía y láser	51
3.2.4. Láser de Er,Cr:YSGG	56
<b>4. HIPÓTESIS</b>	
4.1. HIPÓTESIS PRINCIPAL	60
4.2. HIPÓTESIS NULA Y ALTERNATIVA	60
<b>5. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	
5.1. MATERIAL	
5.1.1. Dientes humanos	62
5.1.2. Sistemas adhesivo	65
5.1.3. Unidad Láser	70
5.1.4. Material restaurador y lámpara de polimerización	71
5.2. MÉTODOS	73
5.2.1. Tamaño de la muestra	73
5.2.2. Preparación de las muestras	73
5.2.3. Confección aleatoria de los grupos de estudio	75
5.2.4. Preparación rotatoria convencional de la dentina	78
5.2.5. Preparación de la dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSS	
5.2.6. Cálculo de los parámetros de emisión de luz láser	80
5.2.7. Cálculo de la densidad de energía por pulso	81
5.2.8. Elección del "tip	82
5.2.9. Calibración de la unidad làser	84

5.2.10. Cálculo de la superficie de impacto	87
5.2.11. Parámetros finales de emisión de energía laser	87
5.2.12. Aplicación del adhesivo sobre la dentina preparada	88
5.2.13. Elaboración de los cilindros de resina	89
5.2.14. Polimerización de los cilindros de resina	90
5.2.15. Comprobación de la lámpara de polimerización	91
5.2.16. Medición de la resistencia a las fuerzas de cizalla	91
5.2.17. Análisis estadístico	96
5.2.18. Comité de Ética (CER)	96
<b>6. RESULTADOS</b>	
6.1. Estadística descriptiva	98
6.2. Pruebas de Normalidad de los subgrupos	102
6.3. Test de homogeneidad de las varianzas	106
6.4. Análisis de la varianza	106
6.5. Resultados del análisis de la varianza	108
<b>7. DISCUSIÓN</b>	
7.1. Eficacia del láser en la preparación de la superficie dentinaria	112
7.2. Parámetros de utilización del láser capaces de mejorar la adhesión	116
7.3. Sistemas de adhesión en superficies de dentina tratadas con láser	121
<b>8. CONCLUSIONES</b>	128
<b>9. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS</b>	130
<b>10. ANEXO</b>	140

# 1. INTRODUCCIÓN

# 1. INTRODUCCIÓN.

## Motivos y justificación

La utilización de sistemas de adhesión, conocidos como *adhesivos dentinarios*, en la odontología de las últimas décadas, ha sido una de las aportaciones científicas que más cambios de criterio y de comportamiento ha generado en la manera de enfocar los tratamientos odontológicos conservadores.

Estos cambios afectan tanto a los materiales utilizados como a las preparaciones de los dientes y han permitido optimizar los tratamientos evitando el desprendimiento del material, mejorando el sellado marginal, y han contribuido además, a preservar mayor cantidad de sustancia dental sana, que en ocasiones debía sacrificarse para conseguir la retención mecánica. La utilización de sistemas adhesivos proporciona así una nueva interacción entre el material restaurador y el tejido dental lo que permite considerar que, tanto desde el punto de vista biológico como funcional, ambas partes (restauración y diente) se comportan como una unidad.

Los principios de la odontología adhesiva se remontan a 1955 cuando Buonocore y cols.<sup>1</sup>, utilizando las técnicas de unión entre materiales diversos utilizadas en la industria, postularon que el ácido ortofosfórico podría ser usado como un tratamiento de la superficie antes de la aplicación de las resinas. Posteriormente descubrieron que el grabado del esmalte con ácido fosfórico aumentaba la duración de la adherencia bajo el agua. Por tanto el cambio estructural en la superficie del diente que proporciona el grabado mediante ácido, se sitúa en el inicio de la aplicación de sustancias y técnicas para mejorar la adhesión, que fueron desarrolladas y mejoradas con posterioridad.

En 1963, estos autores profundizaron en sus aportaciones iniciales cuando analizaron las diferencias de la adhesión al esmalte y a la dentina<sup>1,2</sup>. A finales del decenio de 1960, se suman a sus estudios los de sus colaboradores Gwinnet y

Matsui<sup>3</sup>, concluyendo que el mecanismo de la adhesión está basado en la formación de “*tags*” de resina, es decir, en la penetración de resina de baja viscosidad en las micro-porosidades causadas sobre el esmalte por el ataque del ácido.

Los buenos resultados de la adhesión al esmalte, medidos en fuerza retentiva, fueron cuestionados cuando, poco después, se analizó la adhesión a dentina y se comprobó que mostraba resultados mucho más pobres.

La composición de la dentina y sus características histológicas, muestra diferencias con el esmalte cuando ambos se consideran como sustratos de adhesión, por ello se han ensayado diversas generaciones de agentes de adhesión a la dentina. El objetivo primordial de todos ellos ha sido mejorar la fuerza de adhesión y aumentar la resistencia al desprendimiento. A pesar de la mejoría de los resultados, la adhesión a la dentina sigue siendo un factor sujeto a una mayor variabilidad e incertidumbre, sobre todo si la compara con los resultados obtenidos en la adhesión al esmalte.

Los factores de variabilidad se fundamentan en los diferentes tipos histológicos de dentina, su grado de humedad, la edad del diente y el tamaño y la forma de la superficie, y algunos aspectos derivados de la manipulación de los materiales.

De entre todos ellos, conviene detenerse (por ser uno de los objetivos del presente trabajo), en el análisis de las características de la superficie de la dentina en su condición de sustrato de la adhesión.

Ya se mencionó el diferente comportamiento de la dentina respecto al esmalte. El mecanismo de adhesión al esmalte no se cuestiona desde los trabajos iniciales de Buonocore anteriormente citados. Sin embargo la adhesión a la dentina ha sido objeto de varias hipótesis, algunas de ellas contrapuestas, que pretenden explicar los diferentes mecanismos de acción de las sucesivas generaciones de adhesivos dentinarios que se analizarán a fondo más adelante, pero sirva para esta

justificación que la mayoría de ellas parten del acondicionamiento químico de la superficie dentinaria, como paso imprescindible para mejorar la adhesión.

Las superficies del sustrato dental, tanto esmalte como dentina, se preparan a la hora de reparar o rehacer los dientes dañados siguiendo el siguiente procedimiento:

En primer lugar se retira una parte de la sustancia mediante un procedimiento mecánico, que suele llevarse a cabo con instrumentos rotatorios (turbinas y/o micromotores) a diferentes velocidades. Esta preparación suele mencionarse en la literatura como preparación convencional o llevada a cabo por procedimientos mecánicos, y así nos referiremos a ella en el presente trabajo. A continuación, se lleva a cabo un acondicionamiento químico en uno o varios pasos, siguiendo las indicaciones del fabricante del adhesivo.

En los últimos tiempos nuevas tecnologías se han incorporado a la odontología como herramientas capaces de complementar y/o sustituir el uso de los elementos rotatorios en algunos tratamientos. Entre ellos ocupa un lugar destacado la utilización de ciertos tipos de láseres.

El láser (acrónimo de la definición en inglés *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, amplificación de luz por emisión estimulada de radiación) es un dispositivo que utiliza, la emisión inducida o estimulada (un efecto de la mecánica cuántica), para generar un haz de luz coherente de un medio adecuado y con el tamaño, la forma y la pureza controlados.

A partir del año 1960 en que Theodor Maimann desarrollo la primera unidad de láser, la aplicación de este tipo de energía fue incorporándose a diversas disciplinas de las ciencias biosanitarias hasta llegar a la Odontología.

En el año 1989 aparecieron noticias en el ámbito de la Odontología sobre un tipo de láser de alta potencia que podría ser utilizado sobre los tejidos duros dentales, sin que el efecto térmico, tan temido hasta este momento, pusiera en peligro la vitalidad del diente<sup>4</sup>.



Si bien en la bibliografía aparecen descripciones sobre más de un millar de láseres distintos, en la práctica solo unos pocos están comercializados y disponibles para su uso clínico. De las diferencias entre los diversos efectos que provocan, surge la idoneidad de algunos de ellos para la ejecución de trabajos odontológicos<sup>5</sup>.

Numerosos tipos de láser tienen aplicaciones en Odontología<sup>6</sup>, (de su clasificación, características y otros aspectos relacionados nos ocuparemos a lo largo de este trabajo), y aunque la mayoría de ellos han sido evaluados con la finalidad de poder ser usados en la preparación de cavidades, sólo dos pueden utilizarse realmente como sustitutos de los elementos rotatorios ya que se muestran capaces de provocar la ablación de los tejidos duros dentales sin elevar apenas la temperatura. Estos dos tipos de láser son:

- el láser de Er:YAG<sup>7</sup> (*Erbium, Ytrium, Aluminium Garnet*) y
- el láser de Er,Cr:YSGG<sup>8</sup> (*Erbium, Ytrium, Scandium, Gallium, Garnet*)

A pesar de las expectativas creadas en la utilización de estos dos tipos de láser en diversos tratamientos odontológicos y su probada eficacia en muchos de ellos, no existe unanimidad cuando se valora la posibilidad de mejorar los resultados de la adhesión a la dentina.

En una revisión bibliográfica de los estudios sobre fuerza de la adhesión a dentina que comparan superficies preparadas con procedimientos convencionales y láser, aunque susceptibles de interpretación, muestran hasta el momento, resultados favorables al grupo convencional respecto al tratado con láser.

A pesar de ello, en la dentina irradiada con láser el material de resina se adhiere al sustrato dentinario alcanzando una fuerza cohesiva suficiente, pero no es superior a la que se consigue cuando la dentina ha sido preparada con los llamados procedimientos convencionales, sobre todo los que incluyen en la preparación técnicas de grabado ácido.

Esta falta de unanimidad y otros aspectos, algunos de los cuales se discutirán ampliamente a lo largo del presente trabajo, podrían justificarse en defectos que afectan a la metodología de algunos estudios, como los que se derivan de las formas de utilización de los láseres (tipo de láser, parámetros de emisión del pulso...) o de la utilización de técnicas y productos adhesivos que han sido fabricados pensando en determinadas superficies de adhesión preparadas mediante procedimientos rotatorios convencionales.

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, los parámetros propios de emisión del láser pueden modificar los resultados en la fuerza de adhesión.

Por otro lado, la mayoría de los estudios testan sistemas adhesivos que están comercializados y pensados para conseguir una mejor adhesión cuando se colocan sobre la dentina remanente una vez que se elimina la porción de la misma que ha sido alterada por la caries. En todos ellos se presupone que el trabajo de limpieza se ha llevado a cabo de manera convencional, mediante elementos rotatorios.

La dentina tratada mediante elementos rotatorios presenta características diferentes a la tratada con láser.

En 1970, Eick y cols.<sup>9</sup>, describieron que en el momento que un elemento rotatorio 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. Este sustrato que algunos sistemas adhesivos eliminan mediante grabado ácido, pero otros tratan de mantener total o parcialmente, no se forma sobre la dentina que ha sido irradiada con láser.

Por tanto se establecen notables diferencias entre las superficies dentales tratadas mediante preparación convencional y las irradiadas con unidades láser. A pesar de ello, estas diferencias no son tenidas en cuenta a la hora de formular la mayoría de los sistemas adhesivos.

Los componentes de estos sistemas de adhesión contienen productos capaces de interactuar con los elementos que quedan en la superficie de la dentina tratada mediante preparación rotatoria convencional y en ocasiones desmineralizada, entre las cuales las fibras de colágeno son un elemento esencial. En ello se basa la teoría actual de la adhesión: en la interacción de elementos del sistema adhesivo con la malla de colágeno resultante de la descalcificación de la dentina, que permite la formación de una interfase sólida conocida como capa híbrida.

La superficie de la dentina tratada con láser contiene muy pocas fibras de colágeno remanentes y por tanto la capa híbrida no puede evidenciarse por microscopia electrónica. Esta podría ser la causa por la que la interfase entre sustrato dental y material restaurador se ha considerado más débil, cuando se utilizan sistemas de adhesión que confían mayoritariamente para el éxito adhesivo en la malla de colágeno.

En los sistemas adhesivos actuales, la mayor parte de la eficacia de la adhesión recae sobre los elementos que interactúan con la malla del colágeno, y por ello son el elemento esencial de la fórmula, pero no son los únicos. Otros componentes de los sistemas adhesivos son capaces de adherirse a otros constituyentes de la dentina, como la hidroxiapatita. Algunos trabajos recientes ya esbozan una mayor afinidad de este tipo de unión en las superficies preparadas utilizando el láser, lo que podría traducirse en un aumento de las fuerzas de adhesión para este tipo de superficies dentales.

Nuestro trabajo pretende aportar a la literatura científica sobre el tema, nuevos criterios en la utilización de la energía láser para la preparación ideal de la dentina como superficie adhesiva. Para ello se han tenido en cuenta tanto los parámetros

de emisión de luz, que difieren notablemente de la mayoría de los utilizados en estudios previos, como la elección de los sistemas adhesivos, en los que se ha buscado una mayor afinidad molecular.

Efectivamente, son muy pocos los trabajos publicados que hagan referencia precisa a la selección de los parámetros de emisión de luz láser. En un trabajo anterior de España Tost<sup>10</sup> ya se concluye que la selección de una densidad de energía por pulso baja ( $15\text{J}/\text{cm}^2$ ) es mejor que otra mayor, cuando se utilizan sistemas adhesivos que contienen la molécula 4-META en su composición química. Continuando esta línea de investigación, y a pesar que el adhesivo ideal para estas superficies del diente que han sido irradiadas mediante láser está todavía por definir, se eligieron los sistemas adhesivos autograbantes (Self Etching) en lugar de los que utilizan técnicas de grabado total.

Por todo ello, el presente estudio, utilizando densidades de energía por pulso bajas, pretende averiguar qué tipo de sistema adhesivo, entre los que emplean técnicas de autograbado, contiene moléculas capaces de favorecer una adhesión química eficaz con el sustrato dentinario irradiado con láser de Er,Cr:YSGG.

## **2. OBJETIVOS**

## 2. OBJETIVOS

### Objetivos generales

Analizar las diferencias en las fuerzas de adhesión obtenidas por resistencia a la cizalla, entre la dentina preparada por el método rotatorio convencional y la preparada con láser de Er,Cr:YSGG, a baja densidad de energía por pulso, utilizando dos sistemas adhesivos ambos autograbantes (SE o Self Etching)

Los sistemas adhesivos utilizados son:

- Sistema Adhesivo 1 (A1): G-aenial Bond
- Sistema Adhesivo 2 (A2): Clerafil SE Bond

### Objetivos específicos:

1. Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a la dentina, del sistema adhesivo 1 (*G-aenial Bond*) cuando ha sido preparada por el método rotatorio convencional.
2. Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a la dentina, del sistema adhesivo 2 (*Clearfil SE Bond*) cuando ha sido preparada por el método rotatorio convencional.
3. Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a la dentina, del sistema adhesivo 1 (*G-aenial Bond*), cuando ha sido preparada por irradiación con láser de Er,Cr:YSGG, utilizando baja densidad de energía por pulso.
4. Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a la dentina, del sistema adhesivo 2 (*Clearfil SE Bond*), cuando ha sido preparada por irradiación con láser de Er,Cr:YSGG, utilizando baja densidad de energía por pulso.
5. Comparar entre si los resultados obtenidos con cada uno de los dos sistemas adhesivos en los dos tipos de preparaciones de dentina (convencional y láser)
6. Analizar si existe interacción positiva o negativa cuando se combina alguno de los tipos de preparación de la dentina (convencional o laser) con alguno de los dos sistemas adhesivos utilizado

## **3. FUNDAMENTOS**

### 3. FUNDAMENTOS

El presente trabajo pretende analizar y comparar las fuerzas de adhesión de los materiales de restauración dental sobre una superficie o sustrato de adhesión, que en todos los casos será una porción de la dentina coronal. Por ello es conveniente, en primer lugar, fundamentar los conceptos de adhesión y los sistemas que actualmente se utilizan para llevarla a cabo sobre la dentina.

Por otro lado, la preparación de la superficie dental es una condición previa a la utilización de cualquier sistema adhesivo, y esta preparación puede llevarse a cabo de diversas maneras. Concretamente en el presente trabajo se pretenden comparar dos de ellas: la denominada preparación convencional o mecánica y la que se realiza mediante irradiación con láser.

La preparación convencional que se lleva a cabo por procedimientos mecánicos generalmente utilizando instrumentos rotatorios (turbinas y micro-motores) es bien conocida y está ampliamente descrita en la literatura odontológica. Ella servirá de control frente al que comparar la llevada a cabo mediante láser, por lo que la segunda parte del presente capítulo debe fundamentar las características que la energía del láser provoca sobre esta superficie de adhesión y más específicamente del tipo de láser que vamos a utilizar: el conocido mediante las siglas Er,Cr:YSGG<sup>8</sup> (**E**rbium, **C**romium **Y**trium, **S**candium. **G**alium, **G**arnet)



## 3.1 Adhesión

El tratamiento restaurador de los dientes se lleva a cabo actualmente gracias a la interacción entre la propia estructura dental y el material destinado a devolverle su integridad morfológica y funcional. Esto se consigue mediante la utilización de diversas sustancias químicas conocidas como sistemas adhesivos o adhesivos dentinarios.

Los sistemas adhesivos utilizados en Odontología tienen como objetivo conseguir la máxima resistencia en la unión entre los materiales utilizados en la restauración y la estructura dental remanente. La adhesión entre el material restaurador y el propio sustrato del diente empezó a considerarse y a tener verdadera importancia en la práctica de la odontología restauradora como resultado de los trabajos de Buonocore en 1955. Este autor describió los principios físicos en los que se basaba el aumento de la fuerza de adhesión de algunos materiales primero sobre esmalte dental y posteriormente sobre dentina<sup>1</sup>. Hasta entonces se utilizaba como únicas opciones para restaurar la función y la forma de las piezas dentales, la retención mecánica y el ajuste del material.

### 3.1.1. Concepto de adhesión

A pesar de que el término adhesión puede resultar confuso, porque su significado se interpreta de manera diferente según el ámbito de utilización, de manera amplia se puede definir **adhesión** como la propiedad de la materia por la cual dos sustancias o sustratos, de naturaleza similar o diferente, se mantienen unidos sin separarse cuando se ponen en contacto entre sí.

Esta unión se consigue y se mantiene básicamente a través de dos tipos de mecanismos<sup>11</sup>:

**a) Mecánico o 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. Es el más elemental de los

sistemas y la traba puede lograrse a nivel macroscópico o microscópico según la magnitud de las irregularidades creadas en las superficies de contacto.

**b) Específico o 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, las fuerzas polares, los puentes de hidrógeno, la quelación o las fuerzas de dispersión.

En Odontología suele utilizarse con relativa frecuencia el término adhesión para hacer referencia a uniones de tipo mecánico, que utilizan solamente micro-retención, sin que exista ninguna interacción química entre los sustratos.

Sin embargo solo los mecanismos microscópicos y específicos pueden asegurar la integración estructural entre el diente y el material restaurador y conseguir así todos los objetivos esperados de una perfecta adhesión, que pueden resumirse en:

- Evitar el desprendimiento del material,
- Conseguir un sellado marginal que evite filtración de sustancias y microorganismos (microfiltración), y
- Asegurar un comportamiento mecánico entre ambos sustratos como si se tratase de una unidad estructural.

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

Las características de los sustratos que van a unirse influyen en gran medida en el resultado final de adhesión. García Barbero y cols.<sup>12</sup>, analizan las siguientes propiedades físicas, que consideran determinantes para conseguir buenos resultados en la adhesión:

- **Tensión superficial y energía superficial.** Los átomos constituyentes de un cuerpo poseen fuerzas electrostáticas de atracción entre sí. Este fenómeno hace que en el interior del sustrato exista una compensación de fuerzas, mientras que los átomos de la superficie solo mantienen sus fuerzas de atracción en el lado que contactan con otros átomos. Esta

energía no contrarrestada en la porción superficial, se denomina tensión superficial o energía superficial, según se trate de líquidos o sólidos.

En gran parte de los sistemas de adhesión se utilizan líquidos para crear interfases en la unión entre sólidos. También en odontología los adhesivos dentinarios son líquidos que ponen en relación dos sustratos sólidos: el diente y el material restaurador.

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 del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido<sup>13</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>14</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<sup>15</sup>. Cuanto más baja sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar.

Otros autores<sup>16</sup> consideran además la viscosidad y la temperatura como factores que influirán en los ya mencionados. La viscosidad condiciona la fluidez del material: Una baja viscosidad permite una mejor fluidez y adaptación del material<sup>17</sup>. La temperatura disminuye la viscosidad y aumenta la tensión superficial.

### 3.1.2 Sustratos de la Adhesión

Por norma general los sustratos de la adhesión en Odontología son:

**3.1.2.1. La superficie del diente,**

**3.1.2.2. El propio sistema adhesivo y**

**3.1.2.3. El material restaurador**

#### 3.1.2.1 Superficie del Diente

La superficie del diente que sirve como sustrato de adhesión casi siempre forma parte de la corona por ser esta la parte del diente que precisa restaurarse. La porción coronaria dental no es uniforme y su diferenciación anatómica en esmalte y dentina le confiere propiedades distintas.

#### Adhesión al esmalte

La adhesión a la superficie coronaria recubierta de esmalte es uno de los problemas mejor resueltos en la Odontología moderna. Con la descripción de la técnica de grabado ácido (Buonocuore,1955) y el descubrimiento posterior de las primeras resinas fluidas (Bowen 1961), se configuró un sistema de fijación de tal eficacia que se sigue considerando, con pocas modificaciones, uno de los pilares del éxito de la odontología conservadora actual.

El efecto que persigue el grabado ácido sobre el esmalte se basa en la modificación de la estructura de los prismas. Así se consiguen unos microporos que aumentan la retención. Las anfractuosidades que se crean, aumentan la superficie de contacto unas 2.000 veces y elevan la energía superficial a más del doble de la que tiene el esmalte sin grabar<sup>18</sup>.

A pesar de estos efectos que favorecen la unión, la adhesión al esmalte puede verse modificada por los siguientes factores:

- **Tipo de ácido.** Desde el inicio de la técnica se utilizó el ácido ortofosfórico. La utilización de otros ácidos (maléico, cítrico, propiónico, nítrico y clorhídrico) produce diferentes patrones de grabado que hasta la actualidad no han mejorado el efecto del ortofosfórico sobre el esmalte.

- **Concentración del ácido.** La concentración del ácido influye en la descalcificación de los prismas del esmalte. Si es baja no consigue configurar adecuadamente los microporos y es demasiado alta los destruye en exceso. Se considera ideal la concentración de ácido ortofosfórico entre 35 y 37 %.
- **Tiempo de aplicación:** Tiene relación inversa con la concentración. Para el ácido ortofosfórico al 35%, el tiempo suele ser 15 segundos. Sin embargo, puede variar en función del fabricante o del tipo de superficie.
- **Estructura del esmalte:** El esmalte intacto, suele ser más resistente al ataque ácido que el que ha sido cortado. El corte de los prismas, que depende a su vez de la disposición en la corona del diente, mejora el grabado. Cuando el ácido ataca las cabezas de los prismas produce una descalcificación mayor en el centro que en la periferia y crea microporos altamente retentivos. El ataque a prismas cortados longitudinalmente crea erosiones lacunares mucho menos efectivas.

### **Adhesión a la dentina**

La adhesión a la dentina sigue siendo el principal punto de interés de los sistemas adhesivos, habida cuenta que se constatan numerosas variables no controladas que pueden influir negativamente en el proceso y la hacen muy sensible a la técnica usada por cada investigador. Por ello y por ser el sustrato dental objeto de este trabajo, conviene detallar sus características histológicas y las de su composición química con el fin de establecer estrategias de control de dichas variables.

La dentina constituye el volumen principal del diente, proporcionándole la forma y la rigidez necesaria para la masticación eficaz. En la corona está cubierta por el esmalte y en la raíz por el cemento.

La unión que establece la dentina con el esmalte (unión amelo-dentinaria), a nivel de la corona anatómica del diente es, desde el punto de vista histológico, festoneada e interdigitada, mientras que la que se establece con el cemento a nivel de la raíz (unión cemento-dentinaria), es mucho más nítida.

A su vez, la dentina recubre y alberga a la pulpa dental en la cámara pulpar y en los conductos radiculares. La pulpa y la dentina deben considerarse como una unidad funcional y de desarrollo: el llamado complejo dentino-pulpar o pulpo-dental, porque comparten origen embrionario común a partir de la papila dental.

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>19</sup>, que al diferenciarse dejan de dividirse y producen matriz extracelular, formando un tejido no mineralizado llamado predentina, que se transformará en dentina tras el proceso de mineralización. Cuando estas células elaboran dentina toman una apariencia alargada en forma de columna<sup>20</sup>.

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

- **Dentina primaria.** La dentina primaria forma la mayor parte del diente y delimita la cámara pulpar de los dientes ya formados. Su capa externa, 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 ligeramente menos mineralizada que el resto de la dentina primaria, que en algunas ocasiones se denomina dentina circumpulpar<sup>20</sup>.
- **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. Como resultado de la continua deposición, el volumen de la pulpa comienza a hacerse más pequeño progresivamente con la edad.

- **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. También se puede producir como reacción a estímulos nocivos tales como caries o los procesos dentales de reparación. Esta dentina es más amorfa, menos tubular y ligeramente menos regular que la dentina primaria. Es hipomineralizada, presentando áreas de hipermineralización.

### **Propiedades físicas de la dentina**

La dentina tiene un color blanco amarillento que depende de su grado de mineralización, de la vitalidad de la pulpa, de la edad del diente y de la presencia o no de pigmentos endógenos o exógenos. Es algo más dura que el cemento y el hueso pero menos que el esmalte y es muy permeable al estar atravesada por conductos llamados túbulos dentinarios. La densidad y tamaño de sus túbulos varía según la zona anatómica analizada.

Una de las principales propiedades físicas de la dentina es la elasticidad que compensa la rigidez del esmalte y así amortigua los impactos de los movimientos masticatorios. Su módulo elástico está asociado con el contenido de minerales, así como la porosidad de la estructura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>. Las propiedades micro mecánicas combinación de dureza y elasticidad de la dentina, desempeñan papeles importantes en la distribución de la tensión cuando las fuerzas de masticación se aplican también sobre el material de relleno del diente restaurado<sup>22</sup>.

El espesor de la dentina es variable dependiendo de la pieza dental. En los incisivos inferiores es mínimo (1-1.5 mm), mientras que es máximo en caninos y molares (3mm). En un mismo diente también se aprecian variaciones de espesor siendo máximo en los bordes incisales y cuspídeos, y menor en la raíz<sup>23</sup>.

### **Composición de la dentina**

En relación al esmalte, la dentina aumenta su contenido en materia orgánica y agua (70% materia inorgánica, un 18% materia orgánica y un 12% 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 el interior de dichos túbulos ocupados parcialmente por las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, hay fluido dentinario que tiene un flujo permanente y constante hacia el exterior y ejerce una determinada presión que puede condicionar el proceso de adhesión alterando la posibilidad de penetración de la resina en su interior<sup>24</sup>. Es importante recordar que el número y diámetro de los túbulos disminuye a medida que la dentina se aleja de la cámara pulpar<sup>25</sup>.

La dentina tiene dos componentes básicos:

1. **Matriz mineralizada** formada principalmente por una matriz orgánica de fibras colágenas mineralizada con cristales inorgánicos de hidroxiapatita.
2. **Conductos o túbulos dentinarios** que alojan en su interior los procesos o prolongaciones odontoblásticas.



### ***Matriz mineralizada***

La materia inorgánica que constituye la matriz está formada principalmente por hidroxiapatita en forma de cristales laminares más pequeños que los del esmalte que se orientan paralelos a las fibras de colágeno. También contiene flúor, carbonatos, fosfatos amorfos, sulfatos, Cu, Zn, Fe, Mg<sup>26</sup>.

El componente orgánico está formado por colágeno tipo I, pequeñas cantidades de colágenos tipos III, IV, V, VI, otras proteínas estructurales como glicoproteínas y proteoglicanos e iones orgánicos como el lactato y el citrato.

El colágeno Tipo I que supone aproximadamente el 90% de la fase orgánica de la dentina, es un heterotrímero (triple hélice) formado por dos cadenas idénticas  $\alpha 1$  y una cadena  $\alpha 2$  (Figura 1). Con cada uno de sus hilos compuestos de aproximadamente 20 aminoácidos, en los cuáles el tercer aminoácido es la glicina<sup>27</sup>. Los puntos reactivos en el colágeno son los grupos carboxilato y los grupos hidroxilo. Algunos residuos de hidroxiprolina de las moléculas de la triple hélice encadenan moléculas de hidrógeno creando una red de hidratación que conecta los residuos de hidroxiprolina y el hidrógeno de las moléculas de agua de la matriz de colágeno no desnaturalizada<sup>28</sup>.

Las proteínas estructurales exclusivas de la dentina 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, es segregada por los odontoblastos jóvenes y los preameloblastos, y participa en el desarrollo de los dientes<sup>29</sup>.

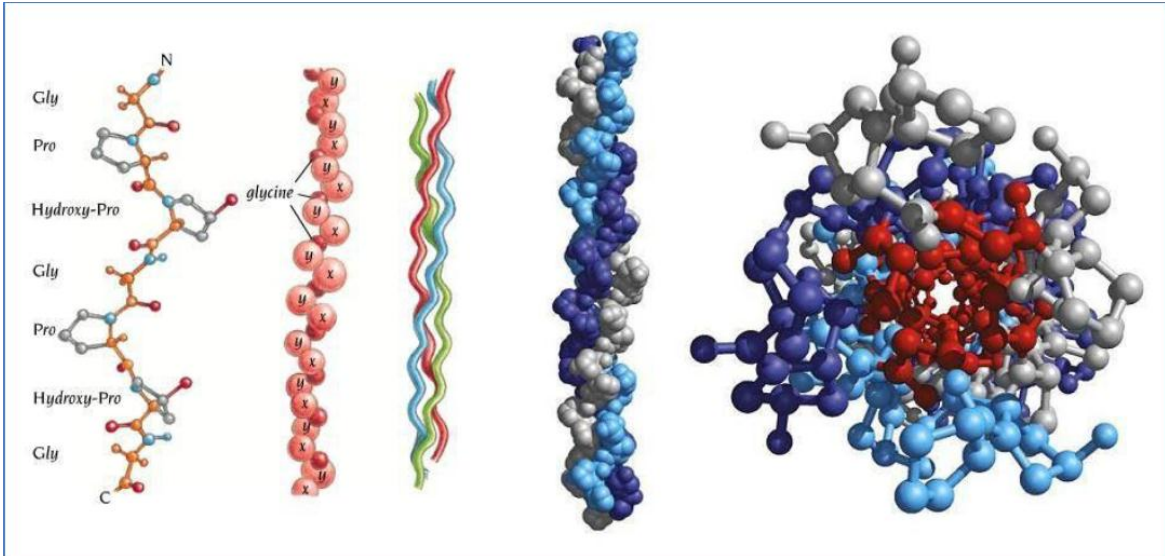


Figura 1. Estructura del colágeno. La hélice del colágeno posee una estructura secundaria especial que sólo se encuentra en esta proteína. Tomado de Lehninger: Principles of Biochemistry. 3th ed. Nelson DL and Cox. Worth Publishers. 2000

Las fibras de colágeno tipo I representan la espina dorsal de la red de la dentina fibrilar orgánica. Los proteoglicanos tienen un papel fundamental en la estabilización del colágeno fibrilar. Junto a las fosfoproteínas representan los componentes principales de las proteínas no colágenas de la matriz orgánica<sup>30</sup>.

### **Conductos o Túbulos dentinarios**

Son pequeñas estructuras cilíndricas que atraviesan todo el espesor de la dentina desde la pulpa hasta la unión esmalte- dentina y cemento- dentina. Los túbulos miden desde 1 micra hasta 3 micras de diámetro a nivel de su extremo pulpar y contienen líquido de una composición similar a la del líquido extracelular. La pared del túbulo está formada por dentina tubular o peritubular que tiene unas características diferenciales respecto a la dentina intertubular. (Figura 2)

Cada túbulo está ocupado por una extensión protoplasmática de la célula odontoblástica. Existe un espacio entre la pared de los túbulos y el citoplasma, denominado espacio periodontoblástico que contiene líquido tisular. El grosor de la pared de los túbulos así como su diámetro interno disminuyen desde su origen hasta su llegada al esmalte o cemento.

Los túbulos tienen una forma que varía dependiendo de la zona dental que examinemos:

- Trayecto doble curva en “S” itálica en la dentina coronaria
- Trayecto recto en zonas cuspídeas e incisales
- Curva de convexidad apical en zonas radiculares
- Rectos en ápice radicular

Estas curvas son debidas al fenómeno de apiñamiento tubular que sucede durante la formación de la dentina ya que a medida que los odontoblastos producen sucesivas capas de dentina, la cámara pulpar se reduce y los cuerpos de los odontoblastos van siendo desplazados hacia el interior del diente mientras sus prolongaciones quedan dentro de los túbulos dentinarios. Este fenómeno se conoce como migración de los odontoblastos<sup>31</sup>.

Por la relación entre la superficie externa e interna, que es de 5:1, el trayecto de los túbulos se separa progresivamente, así cerca de la pulpa la densidad de los túbulos es del 80% y cerca del esmalte es del 4%.

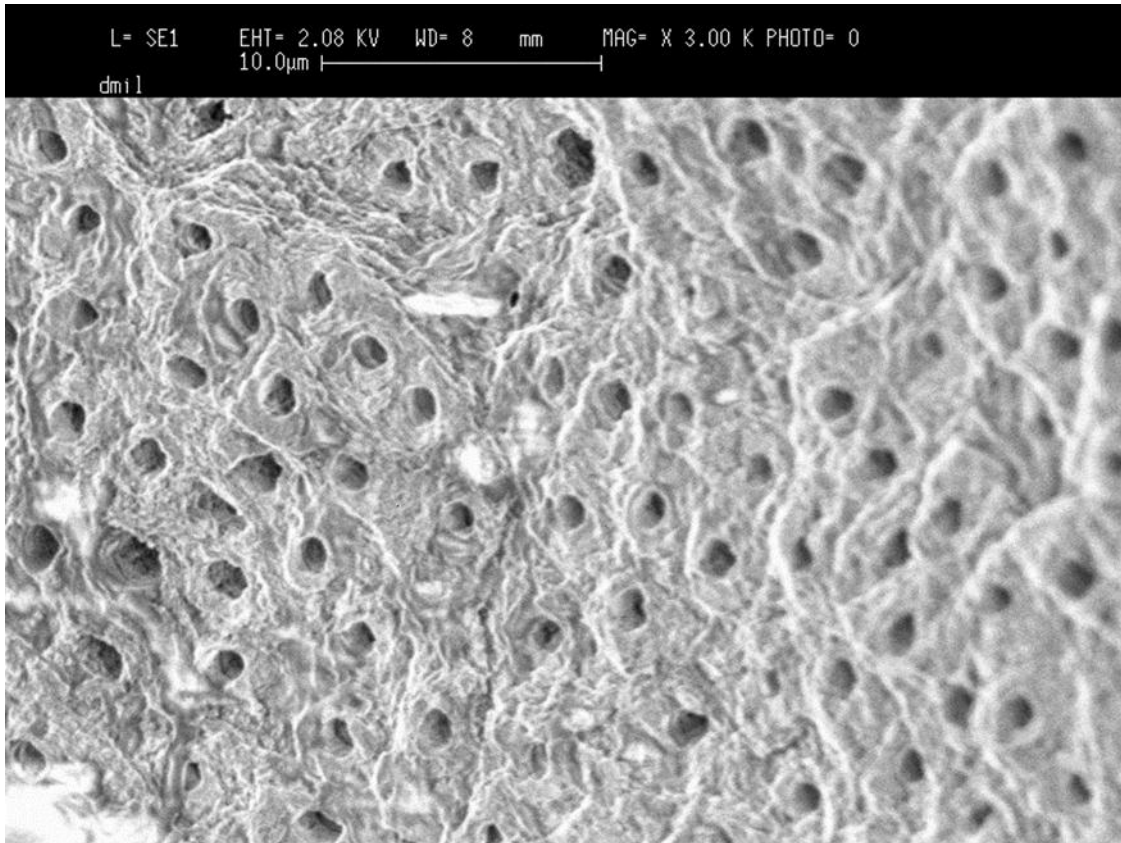


Figura 2. Imagen de los túbulo dentinario cortados transversalmente em uma imagen de Microscopia eletrónica de barrido (MEB). Se observa dentina peritubular e intertubular. MEB x3000 (Cortesía del Dr. Antoni J España Tost )

La zona transparente que forma las paredes de los túbulo dentinario y se encuentra rodeando al proceso odontoblástico se llama ***dentina peritubular***<sup>32</sup>.

El espesor de la pared es variable, siendo menor cerca de la pulpa y mayor cerca de la unión amelodentinaria. Con la edad se produce un fenómeno fisiológico de obliteración gradual de la luz del túbulo dentinario que se conoce con el nombre de esclerosis fisiológica. La esclerosis reduce la permeabilidad de la dentina y puede ayudar a prolongar la vitalidad de la pulpa<sup>33</sup>.

La dentina situada entre la que rodea los túbulo se conoce como ***dentina intertubular***<sup>34</sup>, y constituye la mayor porción de dentina. Este tipo de dentina es menos mineralizada que la peritubular. Su contenido en matriz orgánica se acerca al 50% del volumen y consta de una red de fibras colágenas sobre las que se depositan cristales de apatita. Este tipo de dentina representa el principal producto de secreción de los odontoblastos<sup>35</sup>. (Figura 2)

De todas las características y propiedades enunciadas se desprende que la dentina no es un tejido uniforme y que tanto el grado de mineralización como las condiciones de humedad, permeabilidad y el resto de los factores analizados lo convierten en un estrato muy variable y en principio menos idóneo que el esmalte para la efectividad de los sistemas adhesivos.

### 3.1.2. Adhesivos Dentinarios

Los materiales de restauración dental son muy variados e incluyen metales, cerámicas y resinas. Las resinas compuestas han sustituido prácticamente a los metales (amalgamas e incrustaciones) en la odontología conservadora actual. Las propias resinas, junto a cerámicas de diversos tipos, llevan camino de sustituir, total o parcialmente, a los metales utilizados en prótesis fijas (coronas y puentes).

Todos estos materiales son de naturaleza distinta a la estructura dental en la que deben adherirse y por ello se han utilizado una serie de sustancias fluidas que mejoran las propiedades de ambos sustratos y favorecen la unión entre ellos. Estos compuestos, se agrupan bajo el nombre genérico de **adhesivos dentinarios o sistemas de adhesión** y se componen básicamente de resina fluida sin carga inorgánica. La primera de ellas fue el Bis-GMA desarrollado por Bowen<sup>36</sup>.

La adhesión no es una propiedad intrínseca de los sistemas adhesivos, sino la respuesta a un ensamblaje de cargas moleculares, que en Odontología se conocen como fuerzas de adhesión.

El adhesivo se interpone entre el diente y el material restaurador y provoca dos interfaces: una con el diente (entre la superficie de dentina y/o esmalte y el propio adhesivo) y otra con el material restaurador (entre el adhesivo y la Resina Compuesta y/o Metal y/o Cerámica).

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 tener una cierta afinidad por el agua y ser por tanto, en lo posible, hidrofílicas. No hay que olvidar que estas resinas fluidas deberán unirse también a las resinas compuestas, y que por lo tanto, sus características deberán permitir de igual manera esa unión.

### Composición de los adhesivos dentinarios

A pesar de que existen múltiples fabricantes de sistemas adhesivos, en el momento actual éstos están, básicamente, constituidos por los siguientes elementos<sup>12</sup>.

1. Acondicionador de dentina. Es un tipo de ácido similar al 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 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). Hay otras moléculas que utiliza cada fabricante. La gran variedad de ellas complica 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.
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. 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.

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.
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.

Los aspectos más importantes de la composición de los sistemas adhesivos tienen relación con el acondicionamiento del sustrato (en este caso la dentina), y la composición de las resinas hidrofílicas e hidrofóbicas que contienen (puntos 1, 2 y 3). Por ser aspectos que tienen relación con los objetivos de este trabajo, profundizaremos en el análisis de los mismos.

### **Acondicionamiento de la dentina**

El acondicionamiento de la dentina previo a la aplicación de los sistemas adhesivos ha sido uno de los cambios sustanciales en la evolución de los mismos.

Las diferentes estrategias encaminadas a conseguir mayores valores de adhesión a la dentina establecieron la clasificación de los adhesivos dentinarios por generaciones. Sería exhaustivo enumerar las características de cada una de ellas. Tan solo forma parte de los objetivos de este trabajo enumerar las características de las últimas generaciones de adhesivos así como ciertos aspectos basados en los mecanismos de acción.

Algunas de las primeras generaciones de adhesivos dentinarios utilizaron el “smear layer” como soporte para adhesión. El “smear layer” o barrillo dentinario es una capa de restos o residuos en la superficie dental cuando el diente es cortado con un instrumento rotatorio<sup>37</sup>. Fue descrito por primera vez en 1970 por Eick and cols.<sup>9</sup> Su composición básica es hidroxiapatita y colágeno alterado con una superficie externa formada por colágeno desnaturalizado<sup>38</sup>.



Está capa de restos no está fuertemente adherida a la dentina subyacente pero no se elimina con un simple lavado con spray de agua<sup>39</sup>, por tanto conforman una capa sobre la dentina que bloquea la entrada de los túbulos dentinarios, reduciendo su permeabilidad<sup>40</sup>. Como el “smear layer” constituye una verdadera barrera física, se debe disolver o hacer permeable para que los monómeros de los adhesivos puedan contactar con la superficie dentinaria directamente. (figura 3)

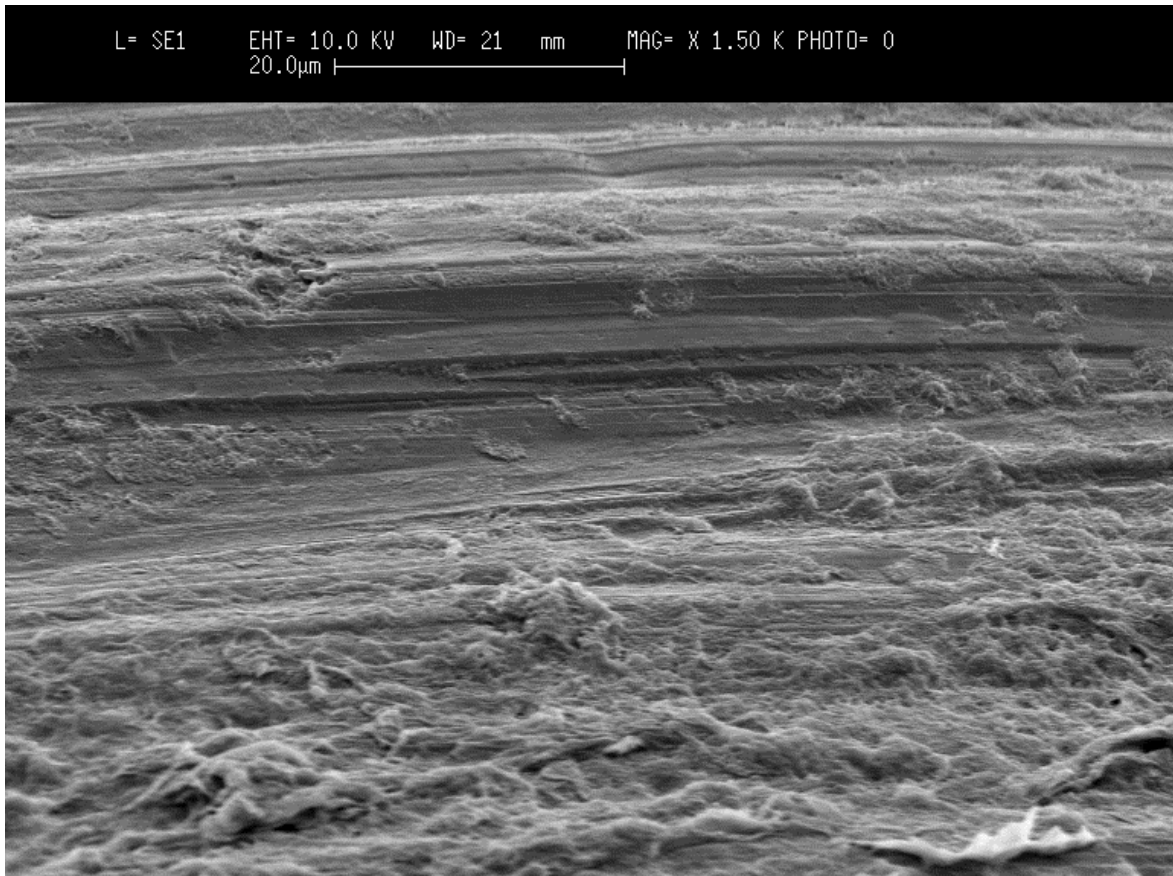


Figura 3. Imagen de microscopia electrónica del barrillo dentinario *Smear layer*. MEB x3000 (Cortesía del Dr. Antoni J España Tost)

Su importancia en la adhesión ha sido y es discutida. Al principio fue considerado necesario como aislante frente a los materiales de obturación que se consideraban tóxicos para la pulpa. Después, se le atribuyó una parte de fracasos adhesivos e infecciones pulpares debido a su pobre unión en la dentina y al hecho de estar sistemáticamente contaminado por bacterias, por lo que se consideró más conveniente su eliminación.

Con el advenimiento de los adhesivos autograbantes, que cambian el concepto del acondicionamiento de la dentina, se cuestiona de nuevo su papel y su

disolución parcial y la impregnación por resina vuelve a argumentarse como soporte físico de la adhesión.

Alrededor del año 1990 los sistemas adhesivos evolucionaron de tal manera que transformaron la odontología. Hasta entonces no habían conseguido una fuerza de unión suficiente y provocaban problemas de filtraciones y sensibilidad dental. A partir de ciertas modificaciones en las técnicas y la composición de los agente adhesivos se consiguió una fuerza de adhesión suficiente (entre 17 y 25 MPa) y una notable disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones con resina. Todo ello impulsó a muchos dentistas a remplazar el uso de las amalgamas de plata por resinas compuestas en obturaciones directas en los dientes posteriores.

La utilización de este grupo de adhesivos requiere que la dentina sea impregnada con un ácido (normalmente ácido ortofosfórico) en una técnica conocida como de “grabado total” preconizada por Fusayama en 1.979<sup>41</sup>.

Esta técnica remueve totalmente la capa de “*smear layer*” o barrillo dentinario producido por la ablación de la dentina mediante los procedimientos rotatorios o manuales convencionales. La remoción del “*smear layer*” aumenta la permeabilidad de la dentina al abrir los túbulos dentinarios y descalcifica la dentina peritubular e intertubular. La profundidad de la descalcificación está afectada por factores como el pH, la concentración, la viscosidad y el tiempo de aplicación del grabador<sup>42</sup>.

Analicemos brevemente los efectos de grabado de la superficie de la dentina mediante ácidos:

- Eliminación del “*smear layer*”: 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: La profundidad de esta decalcificación se cifra en 3 ó 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.
- Descalcificación de la dentina peritubular: La penetración del ácido en el interior del túbulo también descalcifica sus paredes. Generalmente la decalcificación que se produce en la profundidad del túbulo no es mayor de 4 ó 5 micras. El ataque ácido hace que la entrada del túbulo adopte una forma troncocónica en la que 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, tiene unos efectos negativos, el colágeno se desnaturaliza y 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.

La preparación de la dentina previa a la aplicación de los adhesivos sentó las bases de la teoría de hibridación avanzada por Nakabayashi y cols. en 1982<sup>43</sup>.

La desmineralización ácida de la dentina superficial, elimina el “smear layer” y expone una red de fibrillas de colágeno que deja en su interior microporosidades intrafibrilares. Los monómeros de baja viscosidad se colocan sobre esta superficie difusa en la región desmineralizada y al polimerizar forman una zona de interdifusión dentina-resina conocida como capa híbrida<sup>44</sup>. Esta capa híbrida es una mezcla ácido resistente de estructura dental y polimérica creando un compuesto resina/dentina<sup>45</sup>.

La formación de la capa híbrida es, en la actualidad, el principal mecanismo de adhesión en la mayoría de los sistemas adhesivos<sup>46</sup>, sin embargo no parece ser el único, ya que algunos refieren que la desproteínización de dentina desmineralizada rica en colágeno produce por sí misma una adhesión importante.

Esto indicaría que para algunos sistemas adhesivos, la presencia de la capa híbrida no es estrictamente necesaria para producir un mecanismo de adhesión<sup>47</sup>.

Otro aspecto a considerar en la formación de la capa híbrida es la hidratación de la dentina. Mientras que los primeros sistemas recomendaban el secado con aire de la dentina después del acondicionamiento, este nuevo concepto se apoya en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva.

El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina produciendo la eliminación del barrillo dentinario y dejando una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras de colágeno permitiendo espacio para la penetración de las resinas hidrofílicas. 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, mientras que mantener la dentina húmeda 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.

### **Resinas Hidrofílicas:**

El grabado prepara la dentina para recibir la resina. Esta debe tener unas propiedades de fluidez, tensión superficial y afinidad por el agua que le permitan infiltrarse por el entramado de fibras de colágeno. Hasta que se introdujeron las resinas hidrofílicas, la adhesión a dentina siempre fue un fracaso.

La resina hidrofílica tapiza cualquier superficie, pero prácticamente no tiene espesor. Debe ser transportada por un disolvente de muy baja tensión superficial, con afinidad por el 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 aplicar este tipo de resina sin relleno se facilita el proceso de imprimación de la otra resina para que co-polimerice con ella, formándose una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida<sup>48</sup>. Aunque existe una interacción química entre la resina, el

colágeno y la hidroxiapatita, la adhesión fundamentalmente se produce por una unión micromecánica.

La naturaleza de la adhesión micromecánica se explica por la interdifusión de un adhesivo monómero, (como “*4-metacriloyloxyethyl trimellitic acid*” (4-MET) o el “*acidic phosphate monomer*”(MDP)) en los poros del colágeno desnaturalizado por el grabado de la superficie de la dentina. Otros monómeros como el metacrilato actúan como puente de adhesión entre la resina y los materiales de restauración.

La capa híbrida es por tanto un entramado del colágeno con la polimerización del monómero infiltrado. Sin embargo no toda la zona de interfase que denominamos capa híbrida es homogénea; Van Meerbeeck y cols.<sup>49</sup> en 1993, describieron tres zonas:

- Capa Superficial, fundamentalmente su contenido es resina, con pocas estructuras diferenciadas.
- Capa Intermedia, es la verdadera capa híbrida donde se aprecian las fibras de colágeno perpendiculares a los túbulos y rodeadas de resina.
- Capa Profunda, donde se aprecia una zona menor de descalcificación, con muchos cristales de hidroxiapatita. Por debajo de ella hay dentina sin alterar, la resina no penetra hasta esta capa.

### ***Resinas Hidrofóbicas:***

Las resinas clásicas son de naturaleza hidrófoba, sus propiedades no son suficientes para infiltrarse a través de la red de colágeno.

Las resinas hidrofóbicas son necesarias para dar estabilidad a la red de colágeno impregnada de resina hidrofílica, y para hacer de puente entre esta resina y la resina compuesta. 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 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 intrapulpar. Aunque las penetraciones o “tags” sean muy profundas, el papel que representan en la adhesión es pequeño.

En un estudio reciente, Malyk y cols<sup>50</sup> concluyen que con la aplicación de sistemas de grabado y secado los “tags” son más cortos, pero más densos y más completos que si los comparamos con los formados con sistemas adhesivos autograbantes de uno o dos pasos.

La capa externa de la resina hidrófoba de la zona híbrida se va a unir a la resina compuesta o material de restauración cuyo contenido orgánico es de naturaleza muy similar, por tanto podemos considerar que la unión entre ambos es muy sólida y fuerte.

### **Clasificación de los Sistemas Adhesivos:**

En la actualidad, en vez de clasificar los adhesivos dentinarios por generaciones, es más útil hacerlo atendiendo a las estrategias de adhesión usadas en clínica.

Van Meerbeek y cols. en el año 2003<sup>51</sup>, agruparon los sistemas adhesivos en tres grandes grupos:

- A. Sistemas adhesivos de grabar y enjuagar. (ER) (Etch-and-rinse)**
- B. Sistemas adhesivos autograbantes (SE) (Self Etching).**
- C. Ionómeros de vidrio y adhesivos de ionómeros de vidrio**

De estas tres categorías, los ionómeros de vidrio, tienen poca trascendencia para el presente estudio pero se mencionan sus características por estar incluidos en la anterior clasificación.

En la tabla 1 se muestra de manera gráfica la composición básica de los dos primeros grupos, el número de pasos para su aplicación en clínica y un esquema de sus componentes cuando se presentan juntos o separados.

Categoría	Técnica	Grabado	Imprimación	Agente de unión
Lavar y Enjuagar	3 pasos	Acido fuerte	Primer	Adhesivo
	2 pasos	Acido fuerte	Primer y Adhesivo	
Autograbantes	2 pasos	Ácido débil y Primer		Adhesivo
	1 paso	Ácido débil + primer y adhesivo		

Tabla 1. Sistemas Adhesivos de lavar y enjuagar (ER) (Etch-and-rinse) y sistemas autograbantes (SE) (Self Etching).

### A. 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 ortofosfórico al 30-40%) y su posterior eliminación mediante lavado con spray de aire y agua (enjuagado). A continuación se aplica el “primer” y la resina adhesiva, dando como resultado una metodología en tres pasos. Una 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>11</sup>.

La característica diferencial de estos sistemas respecto a los de autograbado es la utilización de un ácido fuerte en esmalte y dentina (la técnica que se conoce como grabado total) que elimina por completo el barrillo dentinario. Previo a la aplicación del adhesivo debe eliminarse el agua, mediante spray de aire, pero sin realizar un secado excesivo de la dentina, que perjudicara la eficacia del proceso adhesivo.

### **B. 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 a dos pasos y también se reduce el riesgo de cometer errores durante su manipulación.

Atendiendo a la agresividad del pH ácido que contienen existen, básicamente, dos tipos de adhesivos autograbantes: fuertes y moderados<sup>52</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 a 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>53</sup>.

Los primeros sistemas adhesivos de autograbado que aparecieron en el mercado están compuestos por 2 soluciones, un “primer” que contiene el ácido y una resina de adhesión (2 pasos). En los más recientes, los fabricantes han incorporado todos los componentes primordiales de un sistema adhesivo (ácido, “primer” y resina de adhesión) en un solo envase. Son sistemas de autograbado de un solo paso, también llamados “all-in-one”.

- **B1. Sistemas Adhesivos Autograbantes de dos pasos:**

El primer paso consta de un imprimador y algún tipo de ácido débil en el mismo líquido que conjuntamente disuelven el barrillo dentinario tras ser aplicados. El imprimador incorpora parte del barrillo dentinario a su composición. En un segundo paso se aplica una resina adhesiva.

Los adhesivos autograbantes producen un complejo híbrido que incluye una capa superior de “smear layer” infiltrado y una capa inferior de fibras de colágeno



desmineralizadas e infiltradas, mezcladas con grupos calcio y fosfato provenientes de la desmineralización de la hidroxiapatita<sup>25</sup>.

La utilización de estos sistemas adhesivos, que los fabricantes sustentan en gran parte en su facilidad de uso, también aporta algunos argumentos nuevos que cuestionan el acondicionamiento previo de la dentina mediante ácidos fuertes.

Uno de ellos está relacionado con la eliminación por parte del grabado ácido, y su posterior lavado con agua, de los restos minerales contenidos en el barrillo dentinario que hacen posible la interacción química con el sistema adhesivo. Además el lavado y su posterior secado colapsan en mayor o menor medida las fibras de colágeno impidiendo la penetración de los monómeros de los adhesivos

Algunos estudios relacionan la exposición del colágeno desnudo por el ácido con un mayor riesgo de degradación hidrolítica a lo largo del tiempo, por procesos enzimáticos. La mala penetración de monómero hace más frágil la capa híbrida y favorece las microfiltraciones.

Otro argumento que cuestiona el grabado total y la utilización los sistemas adhesivos de lavar y enjuagar es el riesgo de sensibilidad dental consecuencia de la permanencia de algunos túbulos dentinarios abiertos en los que no ha penetrado la resina. Algunos de estos detalles se muestran de manera gráfica en la figura 4.

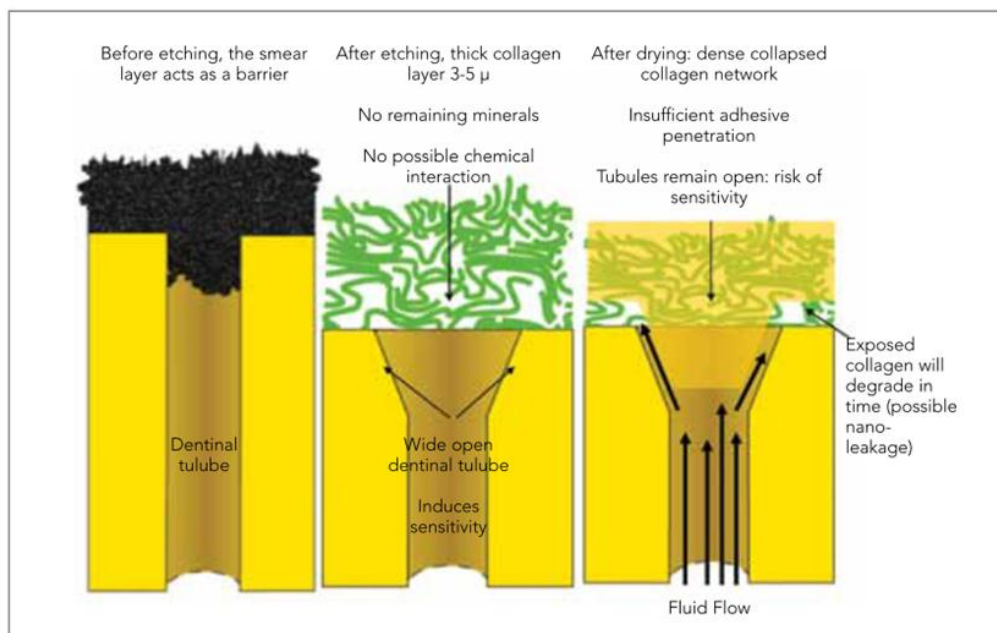


Figura 4. Esquema de los efectos del grabado total sobre la dentina y sus posibles efectos. Tomada de GC Corporation, Japan 2009

- **B2. Sistemas Adhesivos Autograbantes de un solo paso (“All-in-one”)**

La solución de los Sistemas Adhesivos Autograbantes de un solo paso (“all-in-one”) está compuesta por mezclas acuosas de monómeros ácidos funcionales, como el ácido ortofosfórico o ésteres del ácido carboxílico, con un pH tan bajo como el de los ácidos en gel. El agua es un componente esencial en estos autograbantes ya que participa en la ionización de la fracción ácida.

Debido a la alta concentración de agua que se requiere para la ionización de los monómeros ácidos de este tipo de soluciones, estos materiales son propensos a tener fallos de adhesión a largo plazo: una inadecuada penetración de la resina en los sustratos del diente puede producir una degradación acelerada de la estructura de la interfase de adhesión.

Para evitar estos inconvenientes e incrementar las fuerzas de adhesión algunos estudios proponen una **aplicación activa del adhesivo**, que consiste en frotar continuamente el adhesivo 15 a 20 segundos, seguido de una segunda capa después de un suave secado con aire y la fotopolimerización de la primera capa. Botta y cols<sup>54</sup> destacan el incremento de las fuerzas de adhesión cuando la aplicación del “primer” se produce de forma activa respecto a cuando esta se realiza de forma pasiva (aplicación y chorreado con aire).

La utilización de estos dos tipos de sistemas de adhesión tiene ventajas y desventajas (ver la tabla de la tabla 2), por lo que deberían elegirse en función de la situación clínica,

	<b>Ventajas</b>	<b>Inconvenientes</b>
<b>Lavar y enjuagar</b>	Alta resistencia en la unión al esmalte	Alto riesgo de sensibilidad post operatoria Riesgo de micro-fracturas dentinarias
<b>Autograbantes</b>	Facilidad de uso Reduce la sensibilidad post-opreatoria Unión química a la dentina	Baja resistencia en la unión a esmalte Riesgo de micro-fracturas en esmalte

Tabla 2. Ventajas y desventajas de los sistemas adhesivos autograbantes de de lavar y enjuagar (ER) (Etch-and-rinse) versus sistemas autograbantes (SE) (Self Etching).

### **C. Ionómeros de vidrio.**

Los ionómeros de vidrio están considerados los únicos materiales de restauración que pueden autoadherirse a los tejidos dentales<sup>55</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; en este sentido, los componentes del ionómero de vidrio se difunden estableciendo una unión micromecánica siguiendo los principios de la hibridación<sup>56</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. Esta adhesión química adicional puede resultar beneficiosa en términos de resistencia a la degradación hidrolítica.

### 3.1.3 Material Restaurador

Los materiales de restauración dental son de naturaleza variada e incluyen metales, cerámicas y resinas. Las resinas compuestas han sustituido prácticamente a los metales (amalgamas e incrustaciones) en la odontología conservadora y las cerámicas de diversos tipos, llevan camino de sustituir, total o parcialmente, a los metales utilizados en prótesis fijas (coronas y puentes).

El material restaurador objeto de esta trabajo será exclusivamente el material compuesto a base de resina de uso odontológico también llamado **composite**.

#### ***Resinas compuestas o Composites.***

En las 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 tanto la función del diente como devolverle la apariencia estética.

Estos materiales compuestos de uso odontológico están formados por una matriz orgánica que en su interior alberga un relleno inorgánico.

La matriz orgánica, clásicamente ha sido bisfenol-A glicidilmetacrilato (BIS-GMA), un polímero del metil metacrilato (PMMA) y bisfenol-A., al que se añaden partículas de relleno inorgánico, (de pequeño tamaño, con un diámetro que oscila entre las 0,04 y 0,1 micra), para aumentar la dureza y su resistencia al desgaste oclusal que provocan las fuerzas de masticación, y conseguir un mejor resultado estético. El porcentaje, en volumen, del relleno inorgánico, varía para cada composite, pero comúnmente oscila entre el 45 y el 65 % del volumen del mismo. El relleno inorgánico está típicamente formado por partículas de sílice (óxido de silicio, Si O<sub>2</sub>) u otro tipo de cristal inerte como el óxido de zirconio, el fluorato de iterbio, o cristales de silicato de boro.

El desarrollo y la descripción de estos materiales está ampliamente descrito y revisado en la literatura por autores como Christensen y cols.<sup>57</sup>, y Fortín y cols.<sup>58</sup>, entre otros.

Siguiendo la clasificación de Christensen y cols., las resinas compuestas dentales pueden dividirse en seis tipos:

1.- *Composites* de resina con microrrelleno.

El microrrelleno habitualmente oscila entre el 45 y el 65 % del volumen del *composite* y acostumbra a ser, como ya se ha mencionado, 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>59</sup>.

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”.

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.

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.

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.

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.

## 3.2 Láser Odontológico

Las unidades de láser utilizadas en Odontología son, como el resto de láseres médicos, emisores de energía luminosa. Las características que diferencian la energía luminosa que emiten los láseres de la que emiten otras fuentes luminosas son: la colimación, la coherencia y la emisión de luz monocromática y unidireccional.

- La colimación es la no divergencia del haz luminoso de la fuente emisora. Existe una pequeña divergencia del haz láser, considerándose que su luz es altamente colimada.
- La coherencia es una propiedad exclusiva de los láseres. Su luz es coherente porque todas las ondas están en una misma fase; puede tener coherencia espacial y/o temporal. De esta forma el haz tiene unas características iguales en un mismo momento en dos puntos diferentes o en un mismo punto en dos momentos diferentes.
- La luz emitida por el láser, a diferencia de la luz convencional que es policromática y multidireccional, es de un solo color (monocromática) y sigue una dirección única.

A pesar de ello, la luz láser cumple, igual que la luz visible, todos los principios básicos de la óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. En función de la longitud de onda del láser y dónde se aplique se podrán producir diferentes fenómenos ópticos.

Cuando examinamos el comportamiento del agua frente a la luz visible, 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 la emitida por ejemplo por el láser de Er:YAG, el agua se comporta como si fuera un elemento opaco; no permite el paso de la luz porque absorbe toda su energía.

La energía lumínica que producirá él 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.

Algunos láseres, como el de Er,Cr:YSGG, 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, y que es la base de su utilización.

Los láseres mejor absorbidos producen un rápido incremento de la temperatura en la zona de aplicación. Según la temperatura que adquiera el tejido diana, se pueden producir diferentes efectos, pudiendo variar desde una hipertermia transitoria hasta la carbonización del mismo. Un acúmulo térmico en los tejidos adyacentes, en caso de superar los 65° C, produciría la necrosis de estos tejidos<sup>60</sup>. Los efectos de los aumentos de temperatura en los tejidos se reflejan en la tabla 3.

Temperatura	Efecto sobre el tejido
42-45°	Hipertermia transitoria
>65°	Desecación, desnaturalización de proteínas y coagulación
70-90°	Coagulación. Fusión tisular
> 100°	Vaporización
> 200°	Carbonización

Tabla 3 . Efecto de la temperatura sobre los tejidos.

El efecto térmico acumulado dependerá también 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.



Las unidades emisoras de energía láser tienen la opción de 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 que se analizarán más adelante.

### **Componentes de los láseres**

Los aparatos de láser están formados por cuatro elementos básicos, un medio activo, una cavidad de resonancia, un sistema de bombeo y un sistema de transmisión (Figura 5).

- **Medio Activo:** Este es el elemento básico del que está formado el láser y puede ser sólido, gas o líquido. El elemento activo es el que da el nombre al láser así por ejemplo el láser de Er,Cr: YSGG es un cristal de Itrio, Escandio y Galio contaminado con Erblio y Cromo.
- **Cavidad Óptica:** En ella se aloja el medio activo, está constituida por dos espejos situados en cada uno de sus extremos. Un espejo de la cavidad es totalmente reflectante mientras que el otro sólo lo es en parte; en este segundo espejo hay una zona a través de la cuál sale la luz láser hacia el sistema de conducción.
- **Sistema de Bombeo:** Es una fuente de energía externa, puede ser una descarga eléctrica de alta tensión o de alta frecuencia, un flash lumínico u otro láser. El sistema de bombeo es responsable de la “inversión de población” de los átomos del medio activo. Dentro del medio activo se produce el efecto de amplificación en cascada, todos los fotones generados serán de iguales características que el fotón incidente.

- Sistema de Transmisión: Será el que vehicule el haz de luz hasta la zona diana, el tejido sobre el cuál incidiremos. El mecanismo de conducción es diferente en función del tipo de láser. Los sistemas más comúnmente utilizados son una fibra óptica de vidrio o un brazo hueco con un sistema de espejos reflectantes. La fibra de vidrio suele ir acompañada de tubos de aire y agua para su refrigeración, conduce el haz hasta una pieza de mano y desde ésta, con distintos sistemas de lentes difusoras o “tips”, dependiendo de los diferentes equipos de láser, incidirá en el tejido diana.

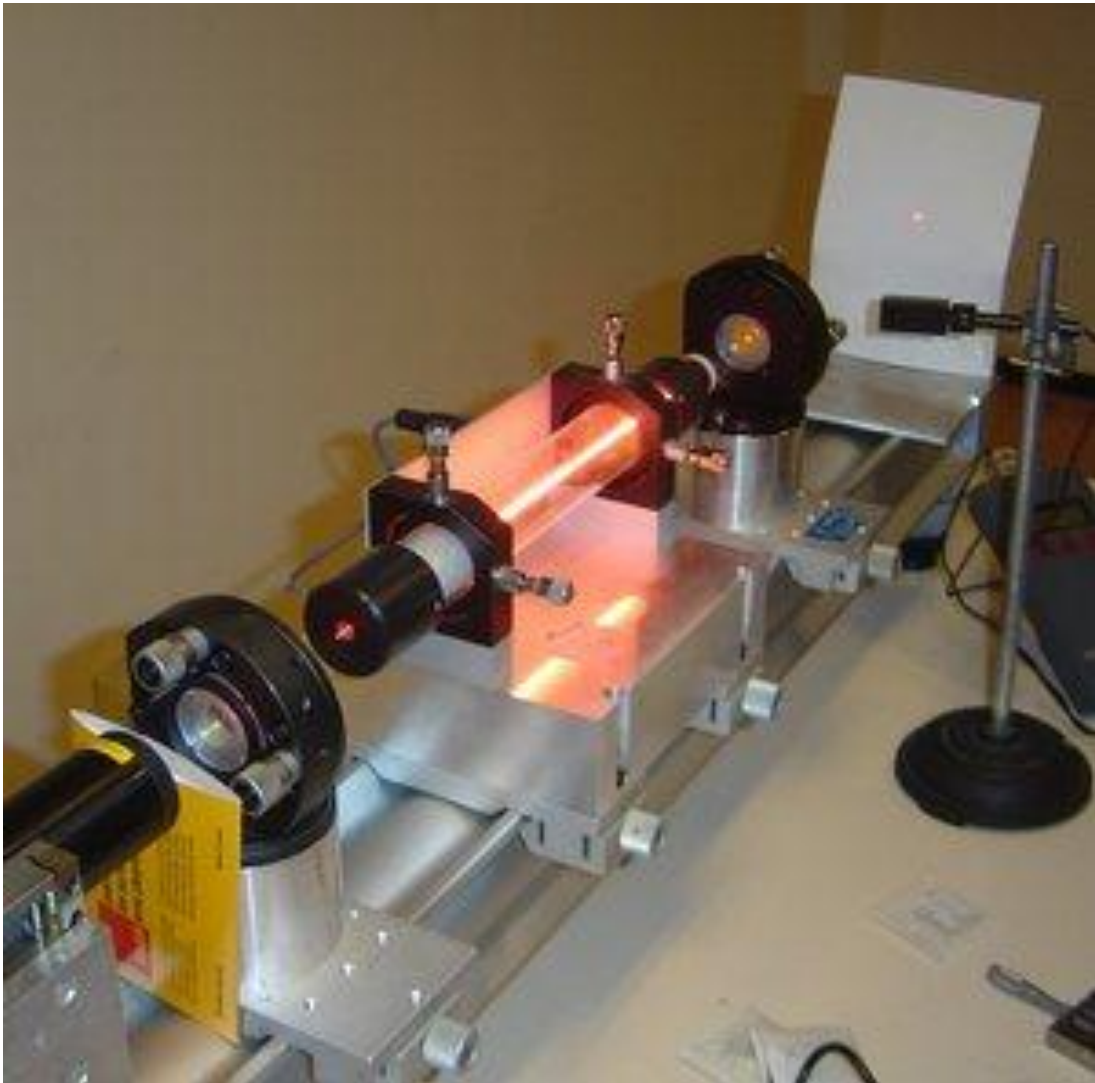


Figura 5 . Laser de He-Ne en el laboratorio experimental. Kastler- Brossel Laboratory en la Universidad Pierre et Marie Curie (París VI) [wikipedia.org/wiki/Láser\\_de\\_helio-neón](http://wikipedia.org/wiki/Láser_de_helio-neón)

### Clasificación de los láseres

Los láseres son susceptibles de ser clasificados de múltiples formas. Según el medio activo (gases líquidos sólidos o semiconductores), según el espectro de emisión (infrarrojos, visibles o ultravioletas), según el modo de emisión (continuo o pulsado) o atendiendo a la potencia con la cual van a ser usados. Esta última clasificación es más útil desde el punto de vista clínico y agrupa los láseres en dos grandes grupos<sup>5</sup>: Láseres de alta y de baja potencia. (Tabla 4)

Láseres de baja potencia	Láseres de alta potencia.
<ul style="list-style-type: none"> <li>• As,Ga (<b>Arseniuro de Galio</b>)</li> <li>• As,Ga,Al (<b>Arseniuro de Galio y Aluminio</b>)</li> <li>• He,Ne (<b>Helio-Neon</b>)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Argón</b> (Gas de Argón)</li> <li>• <b>Diodo</b> (Diodos semiconductores de Arseniuro de Galio y Aluminio)</li> <li>• <b>Nd:YAG</b> (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)</li> <li>• <b>Nd:YAP</b> (P=cristal tipo perusquita de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)</li> <li>• <b>Ho:YAG</b> (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Holmio)</li> <li>• <b>Er,Cr:YSGG</b> (G=cristal tipo granate de Itrio Escandio y Galio, contaminado con Erbio y Cromo)</li> <li>• <b>Er:YAG</b> (G=cristal tipo granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Erbio)</li> <li>• <b>CO<sub>2</sub></b> (Gas de dióxido de Carbono)</li> </ul>

Tabla 4. Clasificación clínica de los láseres. Modificada de España y cols.<sup>9</sup>

Los láseres de baja potencia, también llamados láseres terapéuticos, tienen una potencia de emisión por debajo de 1W (generalmente emiten en miliwatios). Se utilizan por su acción bioestimulante, analgésica y antiinflamatoria (efecto fotomodulador).

Los láseres de alta potencia producen efectos físicos visibles y son los empleados generalmente en Odontología como sustitutos del bisturí frío o del instrumental rotatorio convencional.

La mayoría de estos láseres de alta potencia han sido evaluados para ser usados en la preparación de cavidades, sin embargo no todos se comportan de igual manera: 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>61</sup>, y por el contrario los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG dejan los túbulos dentinarios abiertos y libres de barrillo dentinario<sup>62</sup>. Esta diferencia en la superficie de la dentina sin duda influirá en los resultados y las fuerzas de la adhesión.

Estas características en la preparación de la dentina y el efecto fototérmico (que trataremos a continuación) convierten a los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en los más indicados para trabajos sobre dentina.

La absorción de energía lumínica por los tejidos y por tanto, el efecto del láser sobre los mismos depende básicamente de dos factores: la longitud de onda del láser y las características ópticas del tejido que debe ser irradiado.

- **Longitud de onda del láser**

La Longitud de onda ( $\lambda$ ), es la distancia que recorre la onda en el intervalo de tiempo transcurrido entre dos puntos máximos consecutivos (entre dos crestas o entre dos valles de la onda luminosa). Se mide en metros y normalmente se expresa en nanómetros (nm) o micrómetros ( $\mu\text{m}$ ). Es uno de los parámetros que vienen definidos por el fabricante de la unidad láser y no son susceptibles de variarse.

Las longitudes de onda para los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG son de 2780 nanómetros y 2940 nanómetros, respectivamente. Esta diferencia, que es notable desde el punto de vista físico, no tiene demasiada trascendencia en la práctica clínica.

- **Características ópticas de tejido diana**

La absorción del láser varía en función del tejido diana. Un mismo láser sobre dos tejidos diana diferentes tiene efectos distintos, debido a las características biológicas y ópticas de los tejidos. De la misma manera que la aplicación de diferentes láseres (o del mismo láser variando sus parámetros de emisión de luz) sobre un mismo tejido puede provocar efectos diferentes.

### 3.2.3 Energía y Láser

Es conveniente y necesario conocer los parámetros de emisión de la luz láser para entender su efecto sobre los tejidos. Entre estos parámetros hay que considerar:

- La energía emitida (que incluirá los conceptos de potencia y tiempo de irradiación),
- La distancia de aplicación y la superficie de tejido irradiada por el láser, y,
- Otros parámetros. Para el uso clínico de las unidades láser deberán considerarse además, el modo de emisión de energía y la duración, y en el caso de láseres pulsados la densidad de energía por pulso o *fluence*.

#### ***Energía, Tiempo y Potencia***

Desde una unidad emisora de láser lo que se emite es energía lumínica, y como tal puede ser medida. La energía lumínica se mide en Julios (Joules, J).

El tiempo de aplicación de la energía láser sobre los tejidos puede cambiar sustancialmente sus efectos sobre ellos. Una misma cantidad de energía aplicada durante un tiempo corto puede ser equivalente a una cantidad menor aplicada durante un periodo de tiempo mayor, pero los efectos sobre el tejido irradiado serán totalmente diferentes. El tiempo, que como veremos tiene un papel primordial en el efecto del láser, se mide en segundos.

De la interrelación de la energía emitida por la unidad láser y el tiempo de aplicación de dicha energía sobre los tejidos, se deriva el concepto de potencia. La potencia es la energía liberada en cada porción de tiempo y se mide en Vatios (Watt,W) correspondiendo 1Watio a una energía de 1 Julio durante 1 segundo.

### ***Distancia de aplicación y superficie irradiada***

Según las características de la óptica que acompaña a la pieza de mano del láser, la energía puede ser distribuida en una superficie mayor o menor.

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. El mínimo "spot" coincide con una determinada distancia entre la lente de la pieza de mano y el sustrato irradiado y se denomina distancia focal; 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 postfocal o de desfocalización.

Tanto la zona *prefocal* como la *postfocal* 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 sustrato irradiado.

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>.

### ***Densidad de potencia. Densidad de energía por pulso ("Fluence").***

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.

La densidad de potencia de un láser puede definirse como la energía liberada en el punto diana por segundo y por unidad de superficie. Se mide en Vatios/cm<sup>2</sup>, o lo que es lo mismo (Julios/seg)/cm<sup>2</sup>. Depende del tamaño de punto de impacto del rayo y de la potencia con que emite.

El modo de emisión de la energía para las unidades láser no es siempre el mismo. Hay láseres que emiten en modo continuo y láseres que emiten en modo pulsado.

En el modo continuo o CW (continuous wave), la emisión del haz de láser se mantiene de forma constante, sin interrupción, mientras está activado.

En el modo pulsado, la activación del haz se produce a intervalos denominados pulsos. Solamente durante pequeñas fracciones de tiempo se emiten fotones y por tanto esos momentos o pulsos se traducen en picos de potencia; la energía liberada depende del tiempo en que se han emitido fotones y no del tiempo en el cuál se ha mantenido activo el láser.

Para los láseres que emiten en modo continuo (CW) el cálculo de la densidad de potencia no ofrece dificultades, solamente hay que considerar su energía en Vatios y la superficie en la que se aplica en  $\text{cm}^2$ .

En los láseres pulsados, puesto que la emisión no es continua, su cálculo implicara conocer la energía en cada pulso y la tasa de repetición o frecuencia, con lo cual el cálculo de la densidad de potencia puede llevar a errores.

La frecuencia o tasa de repetición de disparos es 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.

Los efectos de interacción de la luz láser con la materia son muy distintos si se varía la energía de cada pulso. 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 fluence*), o facilitar el resto de datos para que se pueda calcular y establecer las comparaciones pertinentes entre láseres de diferentes fabricantes.

La tasa de repetición de disparos es también un dato importante en el estudio del efecto térmico de los láseres. Como la absorción de la energía provoca un aumento de la temperatura en los tejidos, tanto del tiempo de irradiación como del intervalo entre los disparos, se derivaran consecuencias importantes. Del tiempo

de irradiación los efectos acumulativos del calor, y de los intervalos sin irradiación la disipación del calor y por tanto, la recuperación del estado inicial de los tejidos. El tiempo transcurrido para recuperar el estado inicial de los tejidos 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.

Tanto el láser de Er:YAG como el láser de Er,Cr:YSGG son láseres que emiten en modo pulsado. Los pulsos para estos láseres son de una duración entre 120 y 250 microsegundos. Como el efecto térmico acumulado en los tejidos depende en gran parte del tiempo de aplicación, ya que el tiempo de relajación térmica es constante para cada tejido, el modo pulsado de este tipo de láseres provoca ablación de los tejidos duros dentales sin que se aprecie o se pueda registrar efecto térmico colateral. Esta circunstancia la reflejan algunos estudios tanto para el láser de Er:YAG<sup>7</sup> como para el de Er,Cr:YSGG<sup>63</sup>.

El mecanismo de acción de este tipo de láseres en los tejidos es consecuencia de las sucesivas microexplosiones provocadas por la liberación de la energía de sus fotones. 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<sup>4</sup>.

No obstante la absorción por la hidroxiapatita es un detalle muy importante en la irradiación de la dentina y por su papel trascendental en los mecanismos de adhesión que no dependen de la capa híbrida. Por ello puede ser de utilidad conocer la gráfica de absorción del agua y de hidroxiapatita. Tanto el láser de Er,Cr:YSGG como el de Er:YAG están en los picos máximos de absorción tal como muestra la gráfica de la tabla 3.

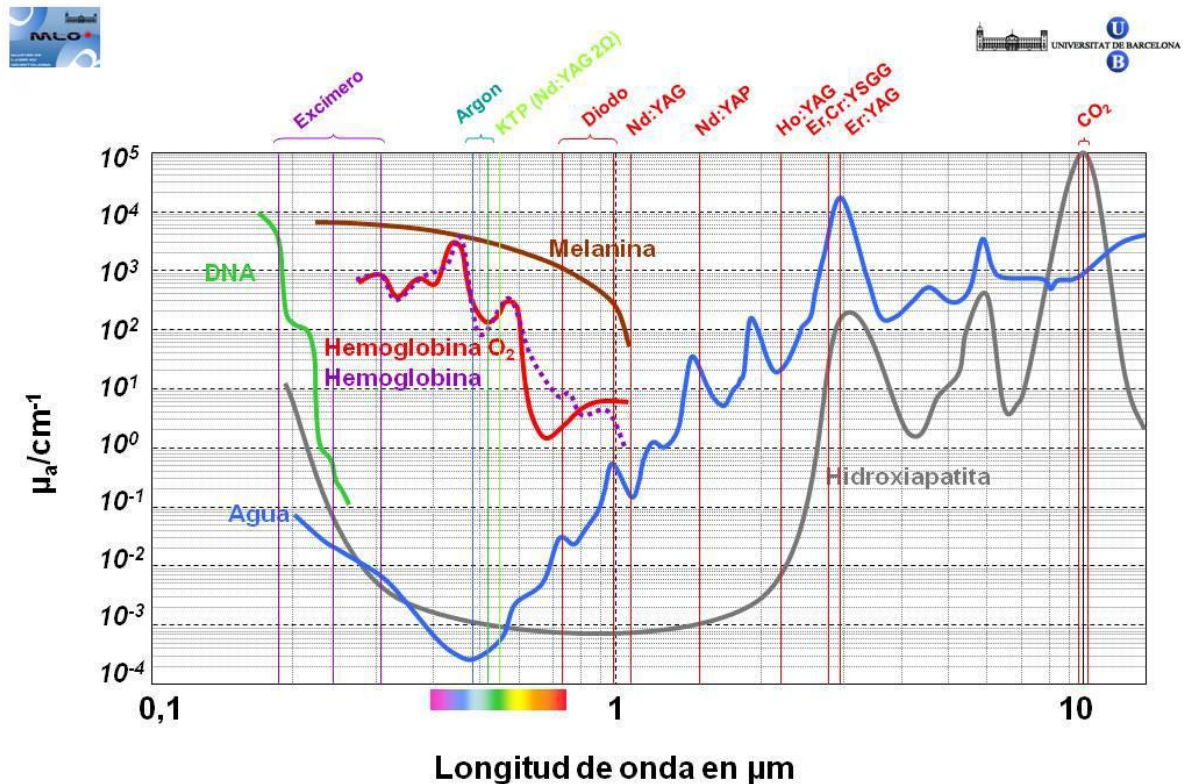


Tabla 5. Gráfica de absorción de la energía de diferentes tipos de láser por elementos de los tejidos. Fuente Universidad de Barcelona. (Cedida por el Dr. A. España Máster de Láser en Odontología UB)

En conclusión, los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG 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.

En una revisión bibliográfica sobre la comparación de ambos tipos de láser en preparación de cavidades y remoción de caries, los artículos consultados aportan datos y resultados muy parecidos para ambos.

Apel y cols.<sup>64</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.

Harashima y cols.<sup>65</sup> 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.

Como hemos elegido para nuestro trabajo el láser de Er,Cr:YSGG, debemos conocer sus características técnicas.

### **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. ( Figura 6)



Figura 6. Unidades de láser de Er,Cr:YSGG de Biolase Technology Inc. USA. Tomadas del material divulgativo y comercial del propio fabricante Biolase Technology Inc. USA

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.

Se argumenta en las especificaciones del fabricante que una de las características principales de este láser es que la combinación del spray de agua y de aire con el haz de luz láser provoca un efecto que se ha denominado efecto hidroquinético.

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 y 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.

Algunos autores han destacado la importancia del flujo de agua en la ablación dental<sup>66</sup>. Un adecuado flujo de agua durante la irradiación láser, no solamente mejora la ablación del esmalte y la dentina, sino que también ofrece protección a la pulpa frente al efecto térmico y mejora la adhesión de los materiales de restauración en las zonas irradiadas<sup>67</sup>.

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 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 2 a 4 W<sup>63</sup>.

Las fibras de este láser han ido mejorando, lográndose que actualmente los últimos láseres de esta clase puedan llevar una fibra óptica muy flexible que debe de mantenerse siempre bien refrigerada. Tanto el Er:YAG, como el Er,Cr:YSGG tienen una absorción por el agua mayor que cualquier otra longitud de onda y tienen una alta afinidad por la hidroxiapatita<sup>68</sup>.

## **4.HIPÓTESIS**

## **4. HIPÓTESIS**

### **HIPÓTESIS PRINCIPAL**

La preparación de la superficie de la dentina con el láser de Er,Cr:YSGG a baja densidad de energía por pulso puede conseguir fuerzas de adhesión iguales o mayores que las que se obtienen cuando la dentina ha sido preparada con instrumental rotatorio convencional utilizando los mismos sistemas de adhesión. Los adhesivos utilizados en el presente estudio son los mismos para los dos tipos de preparación (convencional y láser):

- Sistema Adhesivo 1 (A1): G-aenial Bond
- Sistema Adhesivo 2 (A2): Clearfil SE Bond

### **HIPÓTESIS NULA**

La utilización o no del láser, a baja densidad de energía por pulso, en la preparación de la superficie de la dentina no supone diferencias en las fuerzas de adhesión obtenidas, con independencia del adhesivo utilizado.

### **HIPÓTESIS ALTERNATIVA**

Pueden existir diferencias significativas en las fuerzas de adhesión utilizando el mismo tipo de láser y con los mismos parámetros de emisión de luz, cuando se varía la composición química del agente de unión (adhesivo dentinario). En este caso entre el Sistema Adhesivo 1 (G-aenial Bond) y Sistema Adhesivo 2 (Clearfil SE Bond)

## **5.MATERIAL Y METODOS**

## 5. MATERIAL Y METODOS

### 5.1. Material

El material necesario para llevar a cabo el presente trabajo comprende:

- 5.1. a. Dientes humanos
- 5.1. b. Sistema adhesivo
- 5.1. c. Unidad Láser
- 5.1. d. Material restaurador y lámpara de polimerización

#### 5.1. a. Dientes humanos.

Para el presente estudio se utilizaron dientes humanos, terceros molares (maxilares y mandibulares), obtenidos en pacientes con patologías eruptivas o por recomendaciones ortodónticas.

Las extracciones de los mismos se llevaron a cabo tras consentimiento informado, firmado por el donante.

El consentimiento informado consta de dos documentos. El primero de ellos se solicita para la extracción quirúrgica de los cordales incluidos total o parcialmente.

En el segundo documento se requiere consentimiento del paciente después de hacer constar expresamente que los molares podrán utilizarse, si cumplen las condiciones exigidas, para investigación biomédica. Se le explican las condiciones del experimento que se realizara con el material extraído (dientes) y se le ofrecen garantías al respecto sobre la no utilización del material para fines genéticos.

En caso de que el paciente no acepte las condiciones, se rechaza la muestra y se garantiza al paciente que su tratamiento se realizara en idénticas condiciones y no supondrá ningún trato desigual a efectos médicos ni administrativos.

Ambos documentos están incluidos en el Anexo.



Con el fin de obtener una muestra homogénea, los dientes se seleccionaron según los siguientes criterios:

- Grado de inclusión; para evitar que los dientes seleccionados puedan haber sufrido manipulaciones lesivas, se escogieron aquellos cordales que estaban en retención mucosa, o parcialmente erupcionados, y que pudieran extraerse sin odontosección.
- Estado del diente; aquellos dientes que presentaron caries que afecten la dentina o alteraciones morfológicas, como hipoplasia, dentinogénesis imperfecta u otras, fueron descartados del estudio.
- Rango de edad del paciente. La edad del paciente puede influir en el grado de calcificación de la dentina. La edad de los pacientes que requieren la extracción de cordales por los motivos mencionados suele ser menor de 30 años. Para unificar en lo posible el grado de calcificación de la dentina de las muestras se seleccionaron aquellos pacientes comprendidos entre los 20 y 30 años.



Figura 7. Detalle de uno de los frascos estériles donde se guardaron los molares tras la extracción

Los dientes, tras la extracción, fueron conservados en botes para recogida de muestras estériles, inmersos en agua destilada estéril Fresenius (Kabi, Barcelona, España) y almacenados en frigorífico a una temperatura entre 4 y 6° C hasta su uso para la preparación de las muestras de estudio. (Figura 7)

### 5.1.b. Sistemas Adhesivos

Se utilizaron para el presente estudio dos tipos de sistemas adhesivos, ambos pertenecientes a los denominados *Sistemas adhesivos autograbantes (SE o Self Etching)*. Se eligieron dos de los que presentaban similar resistencia a las fuerzas de cizalla, entre los que obtuvieron mejores resultados en estudios consultados (figura 1). No obstante los adhesivos elegidos difieren, tanto en la composición como en la sistemática de aplicación clínica, ya que uno de ellos (denominado A1) es de un solo paso mientras que el otro (denominado A 2), es de dos pasos.

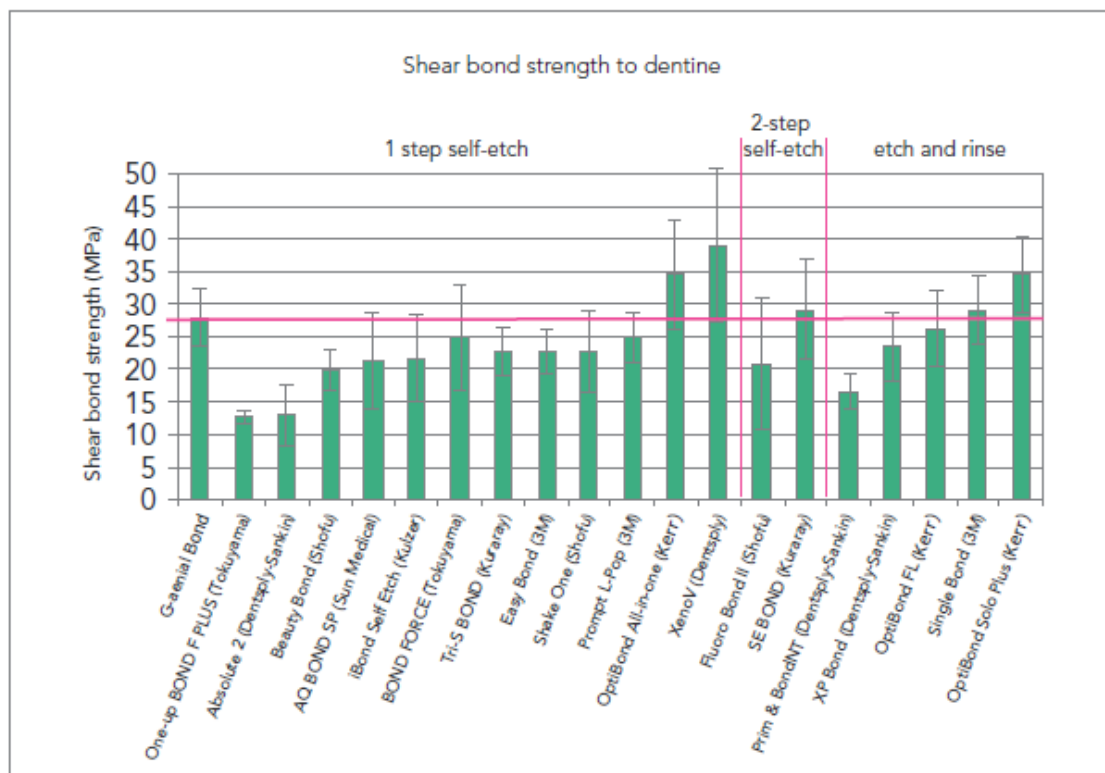


Figura 8. Tabla comparativa de la resistencia a las fuerzas de cizalla de varios sistemas adhesivos autograbantes. Fuente GC Corporation. Tokio. Japan 2009

También se consideró importante en la elección que incluyeran en su composición agentes con capacidad de establecer uniones con otros componentes dentinarios, y no tan solo con el colágeno formador de la capa híbrida. Un ejemplo de estos agentes podría ser el 4-Metacryloxyethyltrimetilate Anhidride 4-META, un monómero ácido que es capaz de disolver la hidroxiapatita y establecer unión con el calcio de la misma mediante quelación (contenido en el Adhesivo 1), o el Acidic Phosphate Monòmer MDP, de similares características (contenido en el Adhesivo 2).

- **Sistema Adhesivo 1 (A1): G-aenial bond**

El sistema adhesivo G-AENIAL BOND (GC Corporation, Tokio, Japan), es un adhesivo de última generación que como se ha mencionado pertenece a la categoría clínica de los autograbantes de un solo paso. (Figura 9)



Figura 9. El Sistema adhesivo G-aenial bond junto a las instrucciones de uso. GC Corporation, Tokio, Japan

Este sistema adhesivo prescinde de uno de los componentes que ha formado parte de la mayoría de los adhesivos dentinarios: el 2-Hydroxyethylmetacrylate (HEMA) entre cuyas ventajas se cuenta la excelente infiltración en dentina grabada mediante ácidos fuertes, resolver la mezcla de los componentes hidrofílicos e hidrofóbicos en una única solución y mejorar la humectación de la superficie del diente; pero que también tiene inconvenientes, como el mantenimiento del agua en la solución de resina, lo que aumenta la degradación de la adhesión en el tiempo, (figura 10) la dificultad de polimerización total, que crea una interfase más débil y por ultimo, su capacidad de provocar reacciones alérgicas.

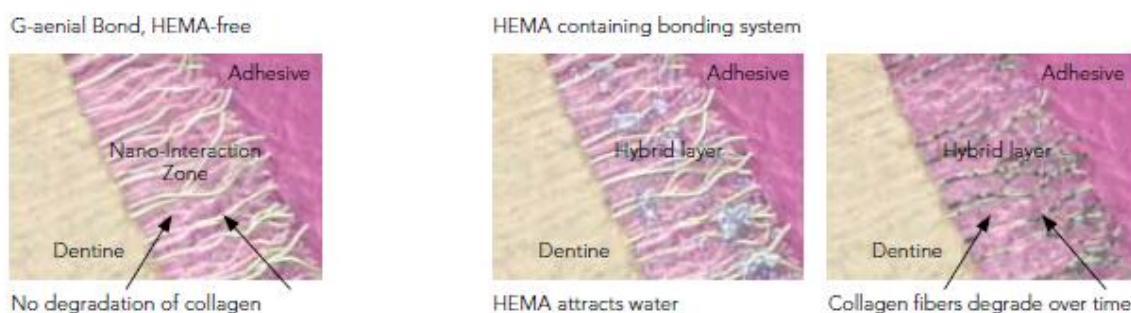


Figura 10. Esquema de la zona de nano-interacción creada como consecuencia de la ausencia del HEMA y de la degradación hidrolítica que provoca su perencia en las fibras de colágeno. Fuente GC Corporation. Japan 2009

Con la eliminación del HEMA en la formulación del G-aenial bond se consigue, según el fabricante, una resistencia y estabilidad a la hidrolisis mejorada y la desaparición del riesgo de alergias relacionadas con su utilización<sup>69</sup>.

En el cuadro de la Tabla 6 se resumen los componentes de este sistema adhesivo, donde puede constatarse la ausencia de HEMA, la función de cada uno de los componentes y su relevancia clínica.

Component	Function	Clinical relevance
4-MET	Functional monomer:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dissolves the smear layer</li> <li>• Demineralises and creates space for monomer infiltration</li> <li>• Infiltrates the demineralised surface (micro-mechanical adhesion)</li> <li>• Initiates the interaction between the tooth structure and the monomers (chemical adhesion)</li> </ul>
Phosphoric acid ester monomer	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Etching agent</li> <li>• Wetting agent</li> <li>• Promotes adhesion</li> </ul>	
Dimethacrylate monomers	Resin Monomer: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Linking agent</li> <li>• Networking agent</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Links with the composite resin which is hydrophobic</li> <li>• Promotes cross-linking between the dimethacrylate monomers</li> </ul>
Distilled water	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Promotes etching</li> <li>• Solvent</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Participates in the etching process</li> <li>• Takes in the residues from the etching process in order to remove them while being blown off</li> </ul>
Acetone	Solvent	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Evaporates water from the adhesive interface, aiding long-term adhesion</li> </ul>
Silicon dioxide	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Adjusts the viscosity</li> <li>• Reinforcing material</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eases the application of the bonding agent</li> <li>• Strengthens the adhesive layer</li> </ul>
Photo-initiator	Photo-initiator	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Polymerises the resin monomers upon light energy activation</li> </ul>

Tabla 6. Composición del G-aenial bond y función de sus componentes. Fuente GC corporation. Japan 2009.

- **Sistema Adhesivo 2. (A2): Clearfil SE Bond**

El CLEARFIL SE BOND (Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan) es un sistema adhesivo autograbante (self etching) que se presenta en dos frascos (figura 11).

1. *Clearfil SE bond. "primer"*, que acondiciona la estructura del diente.
2. *Clearfil SE bond. Bond*, resina fotoactivable.



Figura 11. Estuche de presentación del Clearfil SE Bond. Con sus dos frascos: "primer" y Bond. ( fuente Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan)

Se utiliza clínicamente en dos pasos. Entre ambos pasos no es necesario el lavado con agua pero debe aplicarse un suave flujo de aire. La composición de cada uno de los frascos, se muestra en la figura 12:



Figura 12. Composición de cada uno de los dos componentes del Clearfil SE Bond ( Fuente Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan)

El *Clearfil SE bond "primer"* contiene un monómero de fosfato ácido (Acidic Phosphate Monomer MDP) descubierto por el fabricante, capaz de disolver el barrillo dentinario (*smear layer*) que produce la preparación biomecánica. La acidez de este "primer" se ha optimizado para que sea capaz de grabar eficazmente el esmalte pero sin decalcificar excesivamente la estructura colagenosa de la dentina.

El MDP ofrece, por sus características y siempre según los datos del fabricante, dos importantes ventajas clínicas:

1. Capacidad de polimerización. Normalmente los *primers* de adhesivos autograbantes tienen entre sus componentes un elemento no polimerizable ácido (como el ácido maleico) y algún otro monómero polimerizable similar al MDP. Esta polimerización conjunta con el segundo componente de resina (*bond*) proporciona una cohesión muy fiable y duradera. (Figura 13)
2. Adhesión química y mecánica a la estructura del diente. El MDP contiene grupos fosfato en su estructura molecular que favorecen la unión química al unirse a los restos de calcio resultantes de la disolución de la hidroxiapatita por el efecto del acondicionamiento previo que provoca el ácido que contiene.

Si a ello se añade que la polimerización del *bond* con restos de material dental provoca adhesión mecánica, nos encontramos ante un doble mecanismo (químico-mecánico) que asegura una adhesión estable y fuerte.

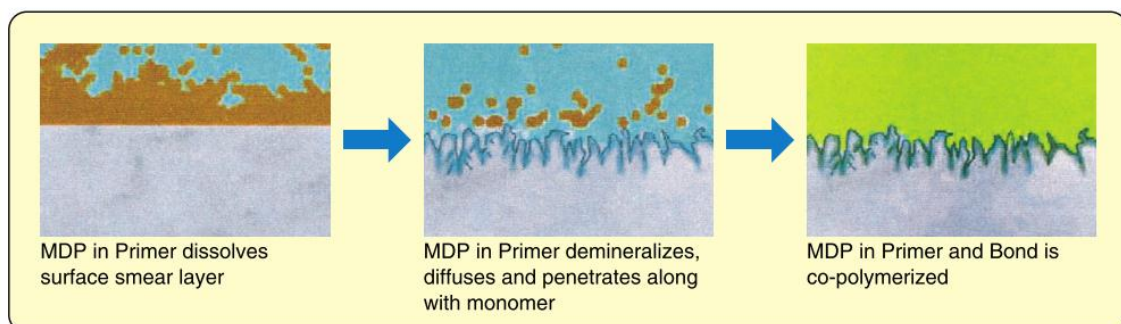


Figura 13. Representación gráfica de la polimerización conjunta del polímero MDP junto a los restos de dentina desmineralizados por el "primer" (Fuente: Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan)

### 5.1.c. Unidad Láser

Se utilizó para el presente estudio una unidad láser, el Waterlase MD ( Biolase Thecnology, Inc .Irving, EE.UU.) ( Figura 14)

Como ya se ha descrito, se trata de una unidad emisora de energía láser de alta potencia cuyo medio activo es un Granate (cristal rombododecaedro, G) que está compuesto por Itrio (Yttrium, Y), Escandio (Scandium, S) y Galio (Gallium, G) contaminado con Erblio (Erbium, Er) y Cromo (Chromium, Cr), que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2780 nanómetros en el infrarrojo del espectro electromagnético.



Figura 14. Imagen de una unidad láser Waterlase MD-Turbo de Biolase Thecnology, Inc. (USA)

Este láser utiliza un sistema de transmisión por fibra óptica y emite la luz de modo pulsado, con una duración de pulso que oscila entre 140 y 200  $\mu$ seg, según la energía que libere, y una frecuencia de repetición seleccionable entre 10 disparos por segundo (10 Hz) hasta 50 pulsos por segundo (50 Hz).



La potencia de salida puede variar entre 0.10W y 8.0 W, con la posibilidad de hacer incrementos sucesivos de 0,25W. La unidad permite ajustar los niveles de spray de aire y de agua de forma independiente y con total precisión.

La energía láser es conducida desde la unidad emisora hasta la pieza de mano a través de una fibra refrigerada. Para nuestro experimento se utilizó la pieza de mano acodada. La pieza de mano se inserta en el extremo de la fibra, y a su vez se coloca un elemento óptico, en su interior, para conducir la energía hasta la zona de aplicación.

Cada uno de estos elementos ópticos o puntas intercambiables también es conocido como “tip”, existiendo diferentes diseños de los mismos para diversas aplicaciones.

#### **5.1.d. Material restaurador y lámpara de polimerización**

Para la confección de los cilindros de resina se utilizó un material restaurador (Figura 15) de resina compuesta comercializada (composite), concretamente el Clearfil AP-X. (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan). Los cilindros se colocaron en las muestras encima de la superficie impregnada por el sistema adhesivo.



Figura 15. Material restaurador Clearfil AP-X utilizado en la confección de los cilindros de resina compuesta. Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan

Este *composite* es un micro híbrido que puede utilizarse para obturaciones de molares por su alto contenido en partículas de cristales de bario silanado.

Otros ingredientes son: Diglicidilmetacrilato A bisfenol (Bis-GMA), Dimetacrilato trietileneglicol (TEGDMA), Silicio coloidal silanado y Alcanforquinona.

La cantidad total de relleno inorgánico es de aproximadamente 71 % del volumen. El tamaño de partícula de los rellenos inorgánicos oscila entre 0,02 y 17  $\mu\text{m}$ .

El alto contenido en relleno inorgánico le confiere resistencia a la fractura y el pequeño tamaño de las partículas disminuye la contracción durante la polimerización y permite un buen pulido del material.

**La lámpara de polimerización** utilizada tanto para los procedimientos de adhesión como para la solidificación de los cilindros de resina fue la Mini L.E.D. Curado™ Light Satelec® (ACTEON GROUP Mount Laurel, NJ). ( Figura 16)

Es una lámpara de fotopolimerización que lleva un diodo emisor de luz (LED) capaz de emitir 1.250 mW /  $\text{cm}^2$  sin provocar aumento de temperatura en el diente y se anuncia como compatible con todas las resinas actualmente comercializados. El espectro eficiente de la Mini L.E.D. facilitará la curación de hasta 3 mm de cualquier resina en 6 a 12 segundos.



Figura 16. Unidad de lámpara de fotopolimerización Mini LED de Satelec® inalámbrica.

## 5.2 Métodos

### ***Tamaño de la muestra***

Tomando como referencia los datos publicados en otros trabajos similares se estimó el tamaño de la muestra entre 100 y 150 unidades muestrales. Como para la obtención de las muestras los molares se seccionaron por la mitad, se seleccionaron finalmente 60 molares que cumplieran los criterios de inclusión para la elaboración de las 120 muestras.

El motivo de la elección del número de muestras guarda relación con la confección de los diferentes grupos de estudio y del procesamiento aleatorio de las mismas, tal como se detalla a continuación.

### ***Preparación de las muestras***

Con la finalidad de obtener como superficie de adhesión una zona amplia y homogénea de dentina, los dientes se prepararon de la siguiente forma:

- Todos los molares fueron seccionados en sentido mesio-distal, desde la corona hasta los ápices radiculares (Figura 17) para obtener dos hemi-dientes de cada uno de ellos. Para ello se utilizaron discos diamantados de grano ultra-fino 361F Diaflex® (Horico, Berlín, Alemania), montados en una pieza de mano KaVo 10B (KaVo, Biberach, Alemania) a 10000 revoluciones por minuto.



Figura 17. Sección mesio-distal de uno de los molares seleccionados, previa a la confección de las muestras.

- Cada una de las muestras, se numeró correlativamente y se colocó en el interior de un recipiente (Figura 18), de forma que la dentina expuesta pudiera ser utilizada para la posterior evaluación de las fuerzas de adhesión. Los recipientes se confeccionaron con porciones de 1 cm de un tubo cuadrado industrial de aluminio, con una sección de 2 cm de lado.



Figura 18. Colocación de los especímenes seccionados en los cubos de aluminio.

- Para ubicar cada espécimen en el interior del cubo de aluminio, se utilizaron planchas de cera. La cera se calentó con un mechero de gas para poder posicionar cada espécimen en la situación descrita. Una vez estabilizada la posición del hemidiente se fijó fuertemente al cubo de aluminio rellenándolo por la cara no utilizable para las pruebas, con resina autopolimerizable siguiendo las instrucciones del fabricante. (Figura 19)

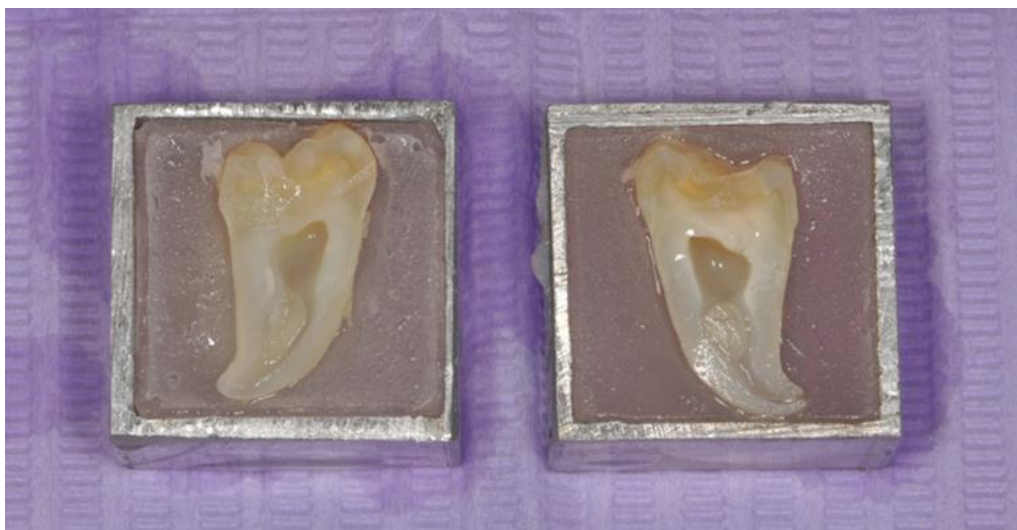


Figura 19. Dos hemi-dientes incrustados en la resina autopolimerizable mostrando la superficie dentinaria.

- Las muestras numeradas fueron almacenadas de nuevo en agua destilada, colocando cada uno de los dientes en el interior de una bolsa y se guardaron en el frigorífico entre 4 y 6° C hasta su posterior utilización. (Figura 20)



Figura 20. Almacenamiento de las muestras.

### Confección aleatoria de los diferentes grupos de estudio

Las 120 muestras se repartieron aleatoriamente en grupos de 30 elementos cada uno, para la preparación de las mismas se utilizaron tablas de aleatorización obtenidas en internet, de distribución gratuita (<http://www.randomization.com>) (figura 21)

**Planes de aleatorización**  
Aleatorizar sujetos a un tratamiento único

Control A1	Control A2	Laser A1	Laser A2

Número de pacientes por bloque / número de bloques 120 / 1  
Número de pacientes por bloque / número de bloques / 1  
Número de pacientes por bloque / número de bloques / 1  
Número de pacientes por bloque / número de bloques / 1

Tema inicial el número de identificación 1



Para reproducir un plan anterior, introduzca sus etiquetas, números de temas y bloques, y su semilla

Para obtener ayuda adicional, póngase en contacto [HelpDesk@randomization.com](mailto:HelpDesk@randomization.com)  
Volver a la [Página Principal](#)

Figura 21. Tabla de aleatorización generada para las 120 muestras agrupadas según los tratamientos.

Fuente: <http://www.randomization.com>

Los grupos de estudio fueron los siguientes:

- **Grupo control A1:** constituido por 30 muestras que se procesaran utilizando preparación convencional y sistema adhesivo A1.
- **Grupo control A2:** constituido por 30 muestras que se procesaran utilizando preparación convencional y sistema adhesivo A2.
- **Grupo Láser A1:** constituido por 30 muestras que se procesaran utilizando preparación mediante láser y sistema adhesivo A1.
- **Grupo Láser A2:** constituido por 30 muestras que se procesaran utilizando preparación mediante láser y sistema adhesivo A2.

La inclusión de un grupo control sin aplicación de cualquier sistema adhesivo (grupo control negativo), que podría parecer necesaria para validar la utilización de los adhesivos, no es viable desde el punto de vista metodológico y es muy utilizada en este tipo de estudios.

El lijado de las muestras provoca la aparición de barrillo dentinario, el cual debe ser modificado y/o eliminado para poder obtener valores positivos hablando en términos de adhesión, cosa que, de no realizarse, impide totalmente cualquier tipo de unión entre el material restaurador y la dentina.

En el caso de la dentina el problema metodológico estriba en la imposibilidad de obtener un cilindro de *composite* que permanezca estable sobre la misma. Tras la aplicación de los materiales de restauración sobre las muestras, éstas son almacenadas en suero fisiológico a 37°C hasta su procesado final. Simplemente por la inmersión en el suero fisiológico, los cilindros de resina se desprenden de su ubicación, haciendo imposible la evaluación de resistencia a las fuerzas de cizalla.

Ninguno de los trabajos consultados para la elaboración de esta tesis incluye dicho grupo en sus estudios, lo que prueba la escasa utilización de este tipo de control en investigaciones similares.

### **Preparación de la superficie de adhesión**

Para la modificación de la superficie del diente que debe impregnarse del adhesivo, se procedió de la siguiente manera:

- Para obtener la uniformidad de la superficie de dentina en la cara del hemidiente donde, con posterioridad se realizaría la preparación, se lijaron todas las muestras. Se utilizó una lijadora eléctrica Parkside PEBS 900 (Kompernaß GmbH, Bochum, Alemania), con cinta rotativa de papel de lija con partículas de  $8\mu\text{m}$  P-300 (Kompernaß GmbH, Bochum, Alemania) durante 30 segundos. (Figura 22)
- Una vez lijadas, las muestras se lavaron con spray de aire y agua y se guardaron de nuevo en agua destilada a temperatura de ambiente (aproximadamente  $22\pm 2^{\circ}\text{C}$ ), siguiendo las recomendaciones del trabajo de Titley y cols.<sup>70</sup> hasta su procesamiento según el grupo de pertenencia.

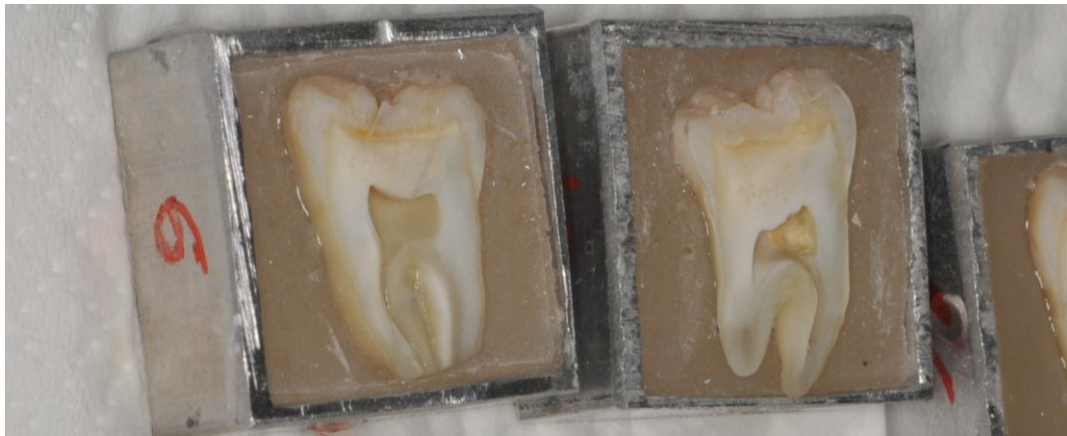


Figura 22. Muestras lijadas y lavadas a la espera de ser procesadas aleatoriamente.

### **Elaboración de las muestras**

Se fueron elaborando las muestras de forma aleatoria siguiendo el orden de la tabla obtenida mediante el programa de randomización. La superficie de la dentina destinada a recibir los sistemas adhesivos se preparó, según el grupo de pertenencia, con una de las dos metodologías previamente establecidas: convencional (mecánica) o láser.

### **Grupos Control A1 Y A2.**

#### **Preparación rotatoria convencional de la dentina**

En las muestras asignadas a estos grupos, se seleccionó la zona del hemi-diente que presentaba mayor cantidad de dentina disponible y se preparó mediante la utilización de discos de papel de grano fino con el fin de obtener smear layer que a continuación se eliminó con spray de aire y agua procurando no desecar la superficie dentinaria. (Figura 23)

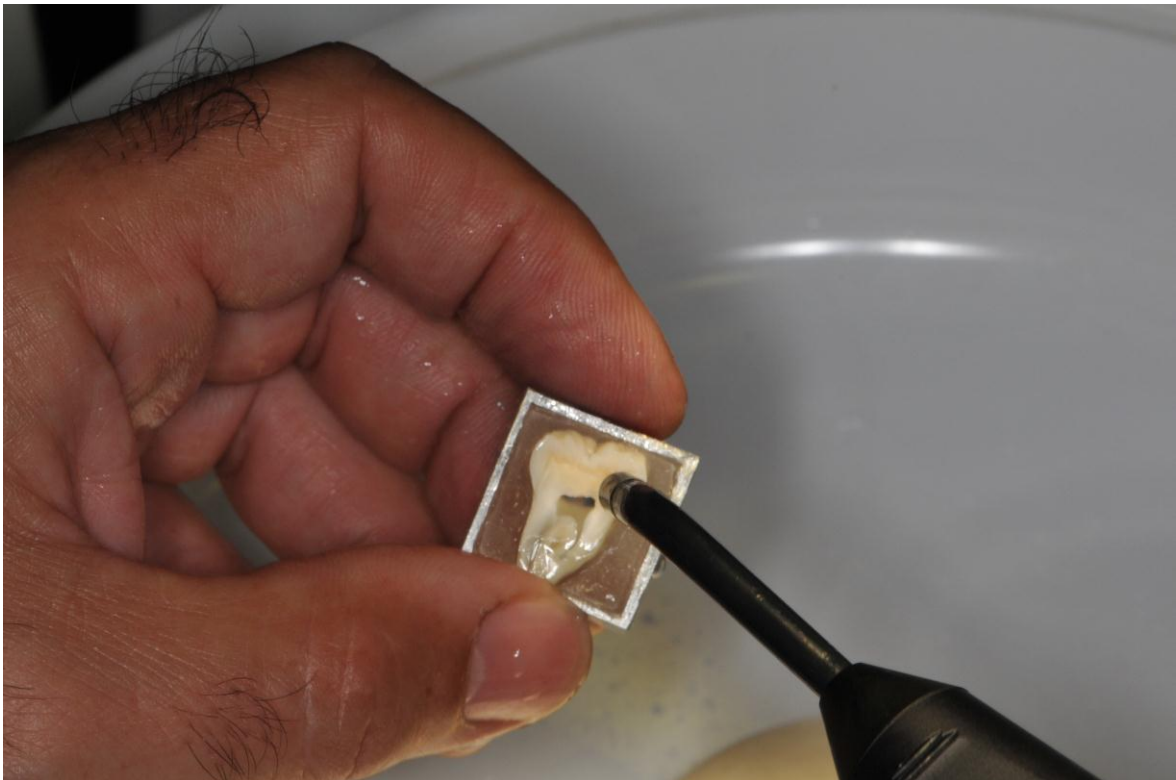


Figura 23. Lavado y secado con jeringa de aire y agua de la zona de dentina que recibirá el adhesivo,

### **Grupo Láser A1 y A2.**

#### **Preparación de la dentina mediante irradiación por láser de Er,Cr:YSGG.**

En las muestras asignadas a estos grupos, se seleccionó la zona del hemi-diente que presentaba mayor cantidad de dentina disponible y se irradiaron con la unidad de láser de Er,Cr:YSGG Waterlase MD® (Biolase, San Clemente, EE.UU.). Previamente se habían definido los parámetros de irradiación y se había calibrado la unidad. (Figuras 24 y 25)





Figura 24. Irradiación de una de las muestras con el Waterlase MD.



Figura 25. Muestra irradiada en la zona de la dentina. Detalle de los cambios provocados por la irradiación

La irradiación se llevó a cabo manteniendo la distancia focal recomendada, (1,7mm.) gracias al soporte confeccionado para tal efecto que puede apreciarse en la fotografías (se describe más adelante). EL soporte evita el contacto con la superficie del diente.

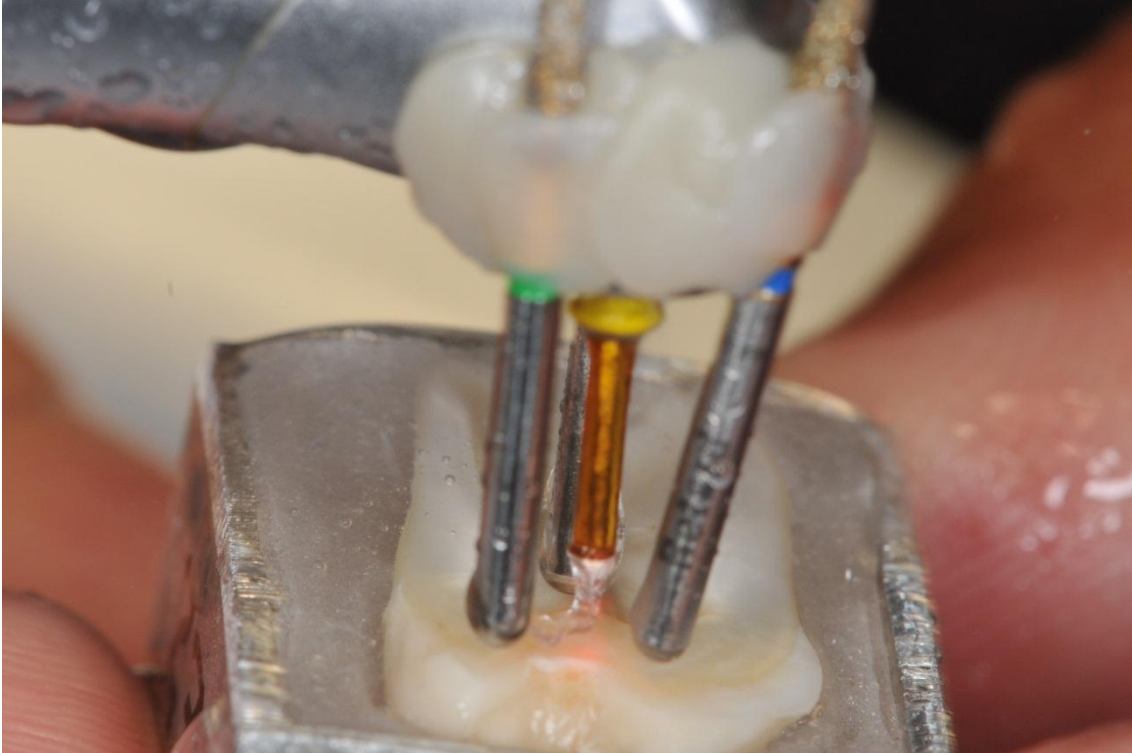


Figura 26. Detalle del spray de aire y agua sobre la punta del laser y la zona dentina irradiada

Se utilizó spray de agua (70%) y aire (90%). (Figura 26). Un adecuado flujo de agua durante la irradiación láser, no solamente mejora la ablación del esmalte y la dentina, sino que también ofrece protección a la pulpa frente al efecto térmico y contribuye de manera indirecta en la mejora la adhesión de los materiales de restauración en las zonas irradiadas<sup>67</sup>.

La irradiación se llevó a cabo mediante movimientos circulares durante 30 segundos para cada muestra y se circunscribió a un área de entre 3 y 4 milímetros previamente elegida. El mismo operador irradió todas las muestras.

### ***Cálculo de los parámetros de emisión de luz láser***

Con el fin de unificar la irradiación de las muestras se definieron todos los parámetros de utilización de la unidad láser y, teniendo en cuenta los estudios y las consideraciones previas, se eligieron aquellas que hacían prever mejores resultados.

- **Cálculo de la densidad de energía por pulso:**

Tal como hemos citado previamente, la cantidad de energía liberada por unidad de superficie en cada pulso es un parámetro de gran interés para la evaluación de los efectos producidos.

Teniendo en cuenta que la pantalla de la unidad emisora indica la potencia en vatios (W), tenemos que calcular la energía que se libera en cada pulso. Para ello sólo es necesario dividir la potencia en vatios por el número de disparos que se efectúan en un segundo. Así pues, por ejemplo si la potencia es de 5 W, a una frecuencia de repetición de disparos de 20 pulsos por segundo el resultado será de 0,25 Julios o lo que es lo mismo 250 mJ.( Figura 27)

Como se comentará más adelante en la discusión, la densidad de energía por pulso puede desempeñar un papel fundamental en las fuerzas de adhesión sobre dentina irradiada.

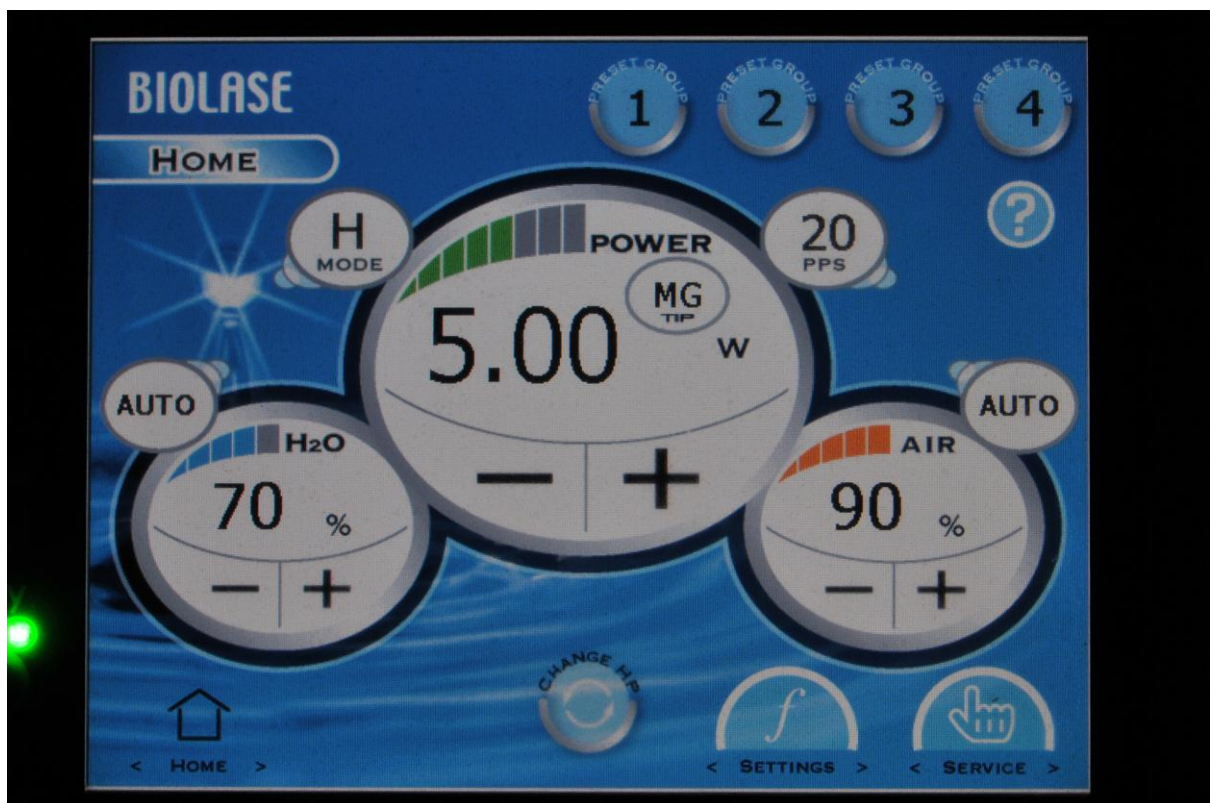


Figura 27. Pantalla de la unidad laser Waterlase MD-Turbo de Biolase Thecnology, Inc .Irving, EE.UU.donde se visualizan la potencia (W), el modo de trabajo (H), el número de disparos Pulsos por segundo (Hz) y los porcentajes de aire y agua del spray utilizados en el experimento

- **Elección del tip**

En nuestro estudio hemos empleado el “tip” MC-10 con un diámetro de 1,00 mm, es un “tip” cilíndrico, sin pérdida de energía según el fabricante. Esta afirmación conviene comprobarla mediante calibración. (Figura 28)

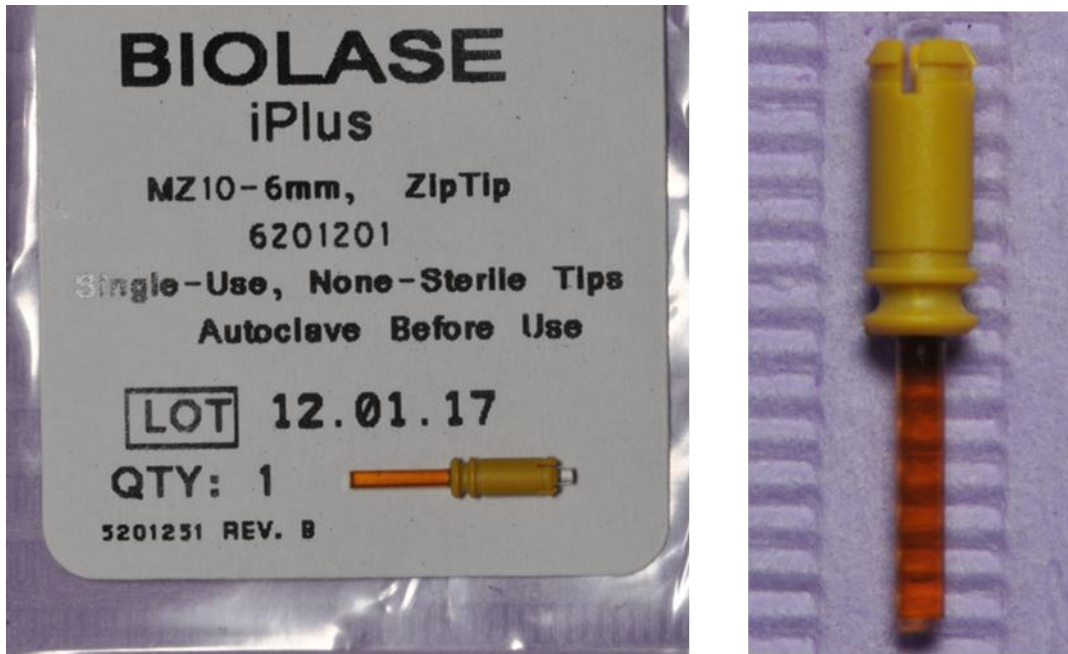


Figura 28. Tip MC-10 utilizado en la punta del láser Waterlase MD-Turbo de. en la irradiación de los grupo de muestras correspondientes

- **Calibración de la unidad Láser**

Para el cálculo de la potencia real en la que emite el láser usado en este experimento, se utilizó el medidor Gentec-EO Maestro (Gentec –EO, Quebec, Canadá) con su sensor de potencia, capaz de medir la potencia emitida por cualquier láser infrarrojo cuando se aplica la energía en el interior de su sensor.

El medidor consta de un receptor (figura 29) donde se proyecta el haz de luz y se registra digitalmente en una pantalla (figura 30). La pantalla registra la energía en vatios y va aumentando progresivamente hasta un máximo.

La calibración se realizó a salida de fibra, de la pieza de mano y del “tip “.

Se obtuvo una pérdida elevada mayor del 50%, del valor mostrado en pantalla por la unidad. La pérdida se justificó por que la unidad se ha utilizado durante un periodo prolongado, pero como se pretendía utilizar una determinada densidad de energía por pulso, el dato fue considerado acorde a los objetivos del estudio.

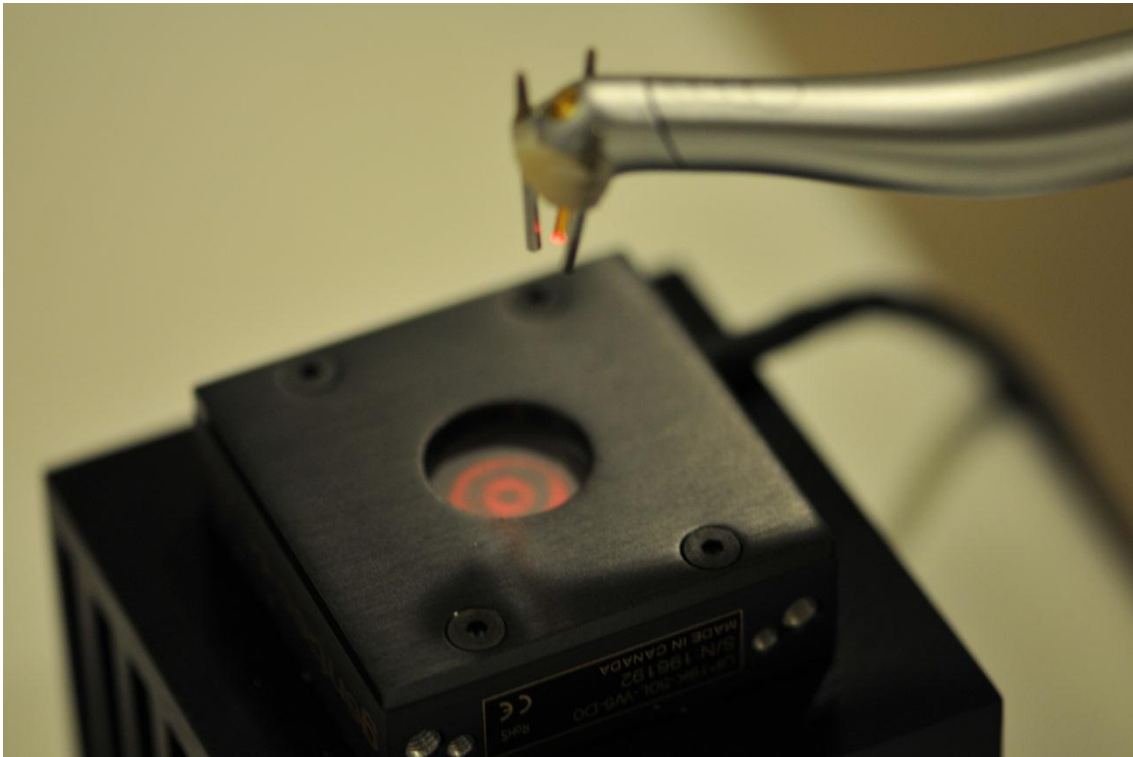


Figura 29. Receptor de la unidad de calibración Gentec-EO Maestro (Gentec –EO, Quebec, Canadá)



Figura 30. Pantalla donde se registra progresivamente la energía que el laser deposita en el receptor, expresada en vatios. Se probaron varias potencias de pantalla hasta conseguir la potencia real de trabajo deseada. En la imagen, potencia calibrada para una potencia en pantalla de 3W en nuestra unidad

- **Cálculo de la superficie del impacto:**

Es importante conocer con exactitud el diámetro del impacto, ya que el valor de densidad de potencia varía si se modifica el valor de la superficie de aplicación.

El efecto ablativo de este láser es mayor cuanto más nos acerquemos a su distancia focal de aplicación. Por ello, al igual que tantos otros trabajos, se optó por su utilización en modo focalizado. (figura 31)

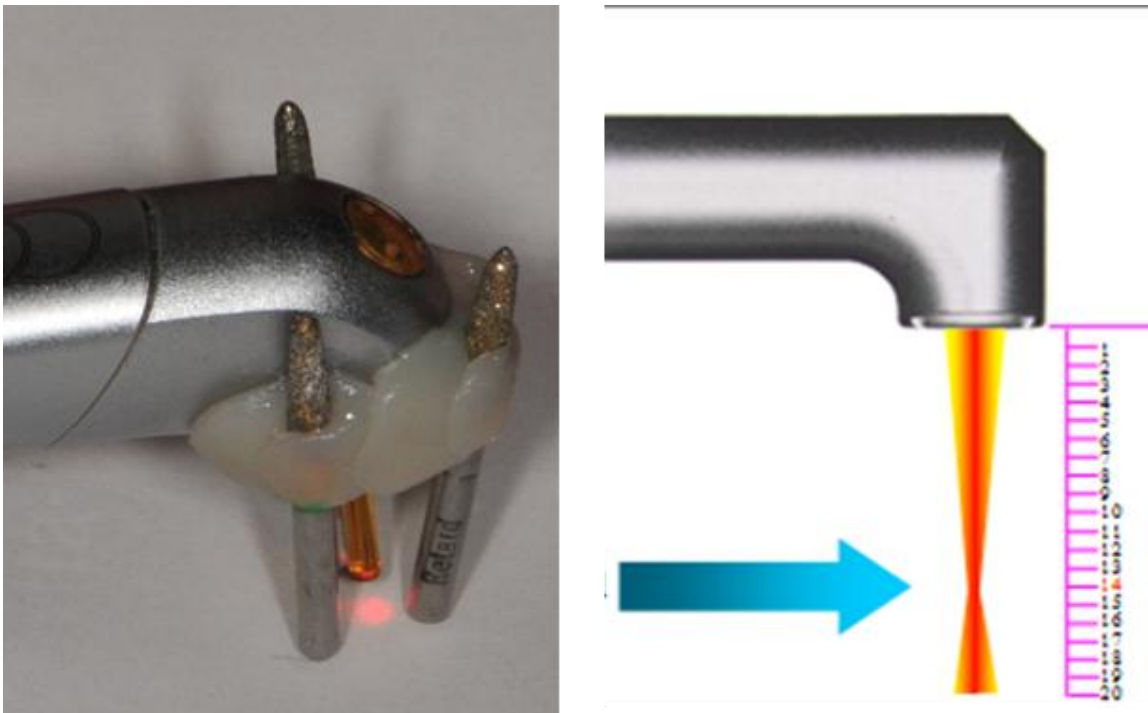


Figura 31. Focalización de la luz emitida por la unidad laser y diagrama sobre focalización, (Dr España Tost)

Según los datos facilitados por el fabricante, la distancia focal para el “tip” MC-10 es de 1,7 mm y el diámetro del impacto de 1,5mm, cuando la energía se libera perpendicularmente sobre el tejido diana.

Para ajustar la distancia entre el extremo del “tip” y la superficie de aplicación se construyó un elemento capaz de mantener la pieza perpendicular mediante un trípode que mantenía el “tip” a la distancia focal. (Figura 32) Esto se realizó mediante tres fresas diamantadas largas de tallado sujetas al cabezal de la pieza de mano de la unidad láser con resina polimerizable, comprobando la focalización de los impactos para ajustarlo a las recomendaciones del fabricante.

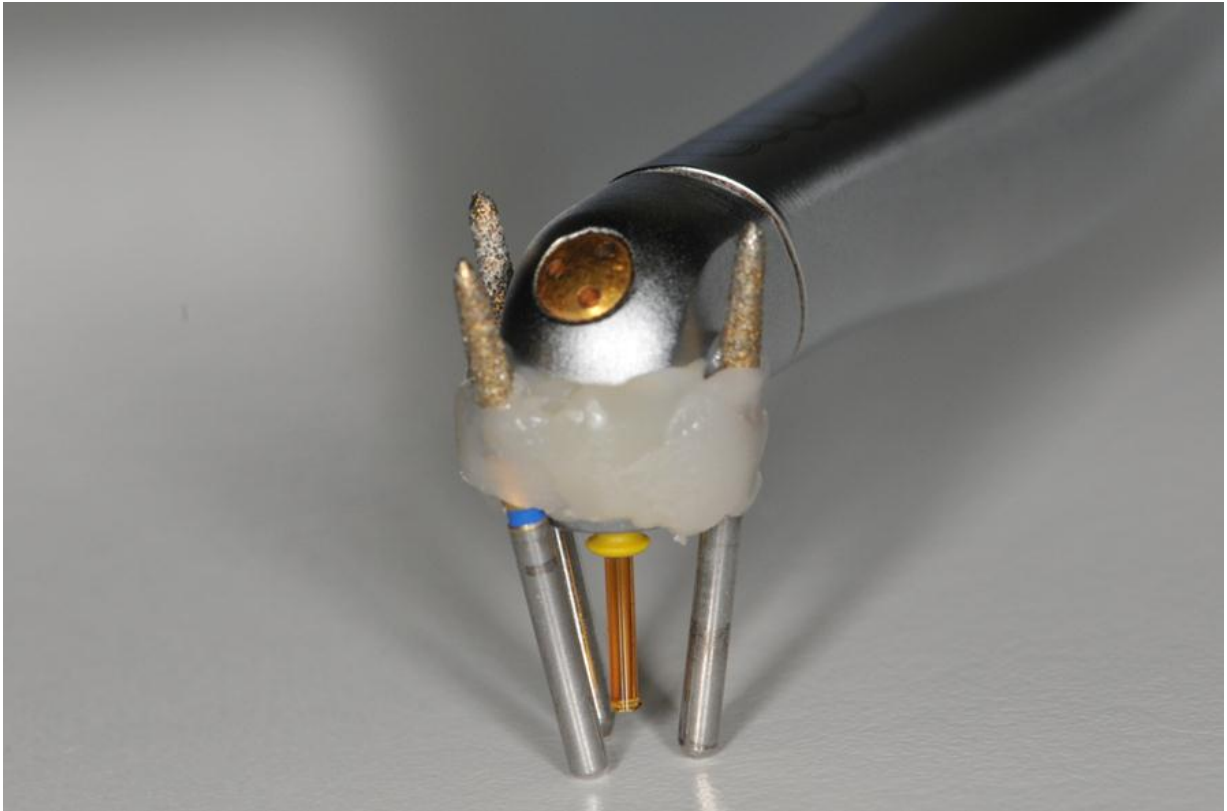


Figura 32. Trílope de resina que mantiene la perpendicularidad y la distancia focal del tip .

Los impactos se registraron a las distancias preestablecidas, con un papel termográfico. Se empleó papel térmico para fax Paperfax 110 E (Xerox, San Diego, EE.UU.) (Figura 33)



Figura 33. Muestra de los impactos del láser sobre papel termográfico

Deberíamos tener en cuenta que la distribución de los fotones no es homogénea, y que en el caso de esta unidad emisora de láser, la zona central del área de impacto presenta mayor efecto físico que la periferia debido al mayor número de fotones que circulan por el eje central del haz de luz(Figura 34) A pesar de ello los cálculos se efectúan a partir del diámetro del impacto, considerando que la energía se ha distribuido de forma uniforme



Figura 34. Comprobación del diámetro del impacto y de la distancia focal

Debido al pequeño tamaño del impacto se utilizaron lupas para la medición de los mismos y un pie de rey electrónico.(figura 35)



Figura 35. Medición del diámetro del impacto mediante pie de rey electrónico. Se utilizaron lupas

La distancia de trabajo quedó establecida en 1,7 mm en modo focalizado y el diámetro del spot de 1,5 mm de diámetro.



### Parámetros finales de emisión de energía láser, para el presente estudio

El cálculo final de la emisión de la luz láser, teniendo en cuenta las consideraciones previas, se calculó de la siguiente manera:

**Potencia en pantalla = 5W (20Hz)**

**Potencia real = 2,25W (20 Hz)**



**Diámetro del spot= 1,5mm**



**Superficie del spot ( $A = \pi r^2$ )= 0,015cm<sup>2</sup>**

**Epp= 0,1125J (112,5mJ)**

**Densidad de energía por pulso:**

**0,1125J/ 0,015cm<sup>2</sup> = 6,36 J/cm<sup>2</sup>**

### Aplicación del adhesivo sobre la dentina preparada

Para la impregnación de la superficie de la dentina preparada con cada uno de los dos tipos de adhesivos se procedió siguiendo las indicaciones de cada fabricante:

- Las muestras preparadas con el Sistema Adhesivo 1 (A1):

Después de agitar enérgicamente la botella, que deberá estar a temperatura ambiente, se dispensó en una bandeja una gota del adhesivo y se colocó sobre la superficie de dentina preparada a tal efecto. Tras esperar durante 10 segundos, se procedió al secado con aire seco (exento de aceite) durante 5 segundos hasta conseguir eliminar el exceso y extender una fina capa. Para finalizar se fotopolimerizó durante 10 segundos.(Figura 36)



Figura 36. Instrucciones para la aplicación del sistema adhesivo G-aenial bond,. Tomada de GC Corporation. Japan 2009

- Las muestras preparadas con el Sistema Adhesivo 2 (A2):

En este sistema adhesivo de dos componentes, se colocó el “primer” componente (“primer”) y se esperó durante 20 segundos. Se procedió al secado con aire seco (exento de aceite) y se aplicó el segundo componente (*bond*) que también debe secarse con aire a mediana intensidad para extender el producto. Para finalizar se fotopolimerizo durante 10 segundos. (Figura 37)

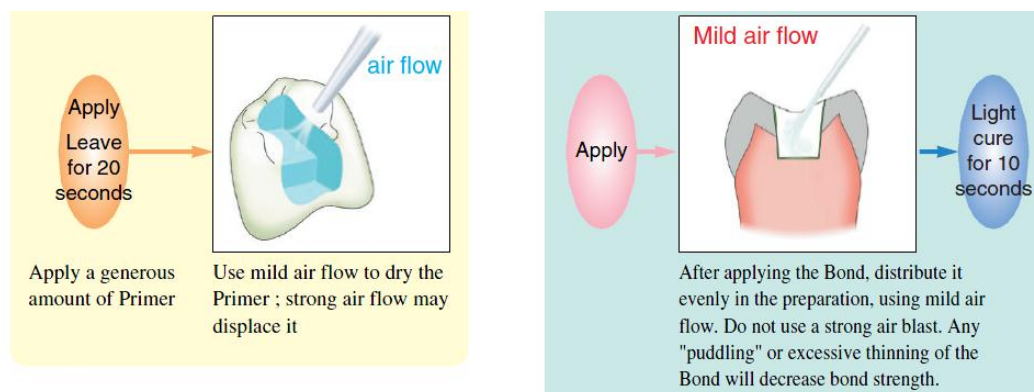


Figura 37. Instrucciones para la aplicación del sistema adhesivo Clearfil SE Bond, Tomado Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan)

### Elaboración de los cilindros de resina

Una vez preparadas las superficies de la dentina y después de impregnarlas con el correspondiente sistema adhesivo, se construyeron sobre ellas cilindros de resina con el material restaurador elegido para el experimento: el *composite* Clearfil AP-X. (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan). (Figura 38)

En la mayor parte de los artículos consultados se aconseja que los cilindros de resina tengan 3mm de diámetro y 3mm de altura.



Figura 38. Cilindro de resina sobre la superficie de dentina impregnada por el adhesivo en una de las muestras.

El conocimiento de la superficie del cilindro es importante para establecer los cálculos de la fuerza ejercida en su rotura. En nuestro experimento la maquina mide unidades de fuerza: Kilogramos, Libras o Newtons, (ver la descripción de la maquina más adelante) que deben trasladarse a unidades de presión :Pascales (Pa) o MegaPascales (MPa) en función de la superficie sobre la que se ejerce dicha fuerza.

Para la elaboración de los cilindros de resina se utilizó una matriz realizada con una plancha de cobre cuyo grosor era de 3mm y estaba seccionada en dos

mitades. En su parte central tiene un orificio cuyo diámetro es también de 3mm., por donde se fue colocando manualmente el *composite* y a continuación se polimerizó. (Figura 39)

Se colocaron tres capas de material incrementales de aproximadamente 1mm cada una y el tiempo de polimerización fue de 10 segundos por capa.

La separación en dos mitades de la matriz de cobre facilita su retirada una vez confeccionado el cilindro de resina, sin ejercer fuerzas que pudieran debilitar la unión del mismo a la superficie dental.

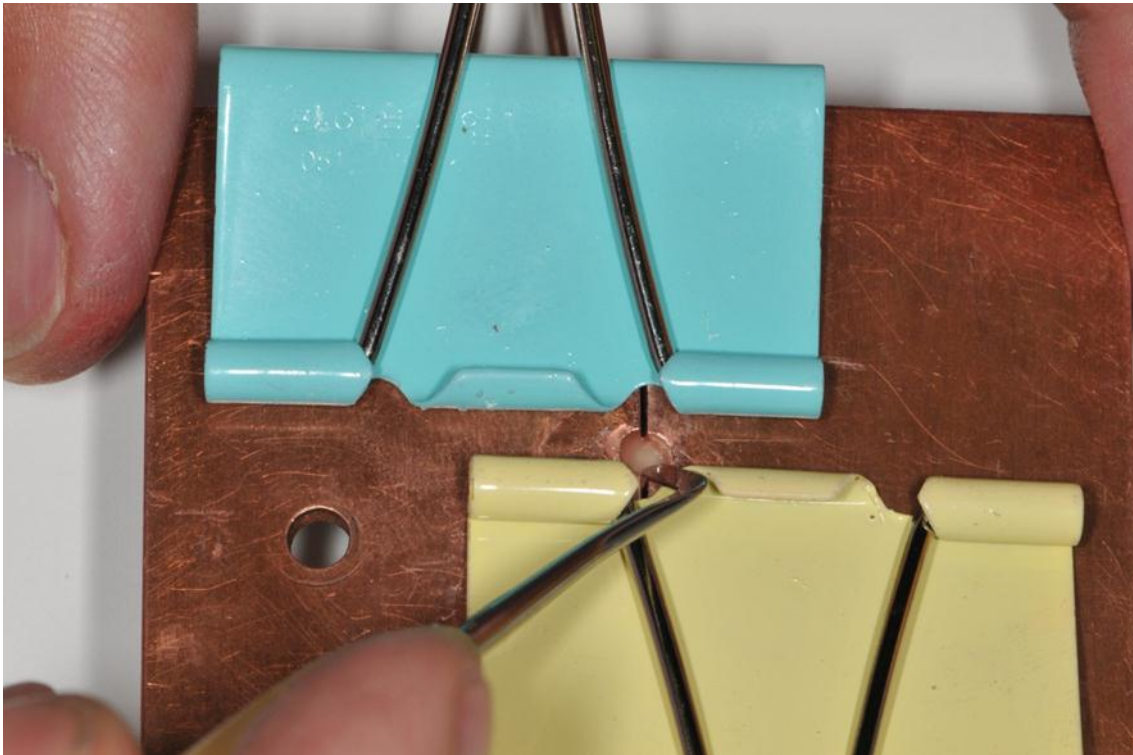


Figura 39. Detalle de la colocación de las capas de *composite* utilizando la matriz de cobre construida a tal efecto

Para la polimerización se utilizó la lámpara Mini-LED de Satelec®, descrita en el apartado de material. Se comprobó el correcto funcionamiento de la lámpara antes de la polimerización de cada muestra.

La lámpara de polimerización posee en su base de soporte y carga, un radiómetro que permite comprobar la correcta emisión de luz antes de su uso.

Para dicha comprobación basta con dirigir la luz hacia un captador situado en dicha base y se visualiza un marcador que indica, mediante iluminación de

pequeños rectángulos de luz que van del verde al rojo, la emisión óptima o deficitaria de la lámpara.

Se polimerizo cada capa de composite durante 10 segundos.

Al retirar la matriz que sirve para homogeneizar los tamaños de los cilindros, se aplicaron 20 segundos a toda la superficie del cilindro, siempre trabajando en el modo exponencial. (Figura 40)

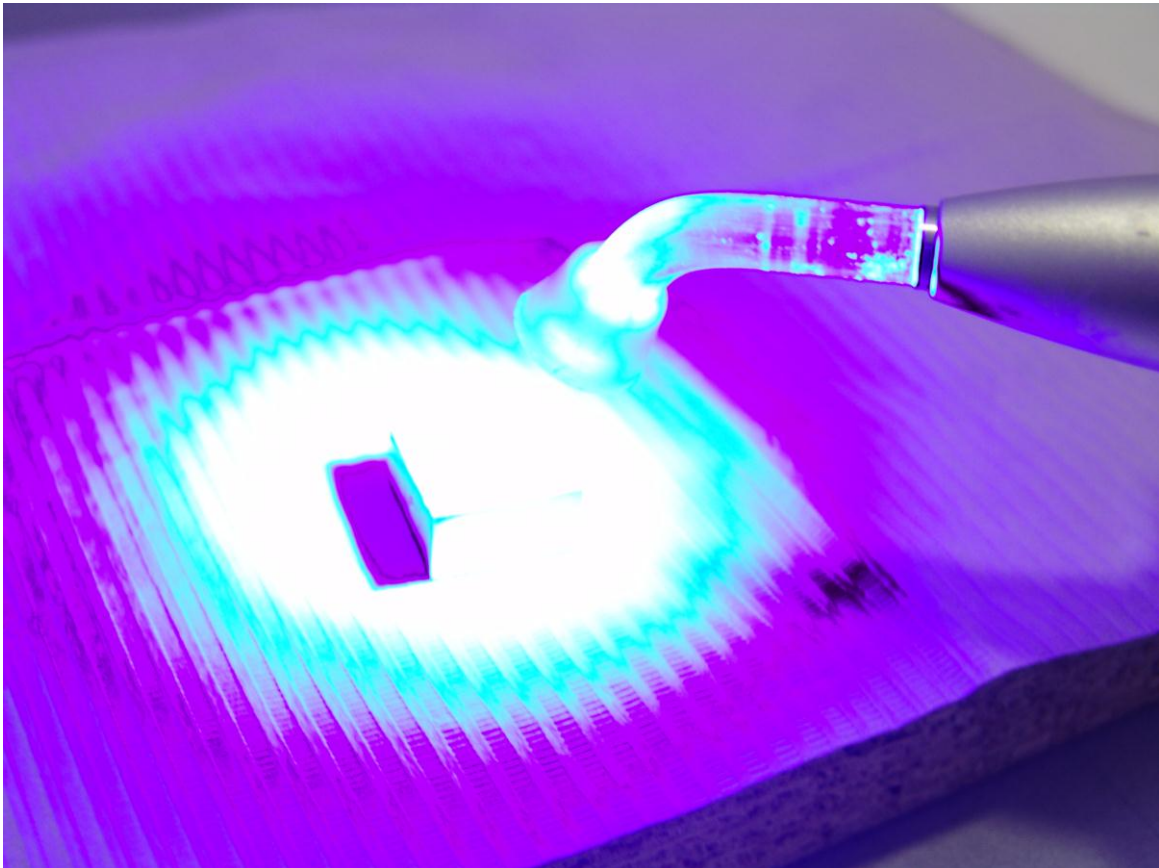


Figura 40. Polimerización adicional de los cilindros de resina una vez retirada la matriz de cobre

Las muestras terminadas volvieron a guardarse sumergidas en agua destilada a temperatura ambiente hasta la realización del test de resistencia, que se realizó en todos los casos en un periodo entre 24 y 48 horas.

### **Medición de la resistencia a las fuerzas de cizalla (Shear bond strength)**

La mayoría de los estudios que evalúan la eficacia de los adhesivos miden la resistencia de la unión entre la superficie de la dentina preparada y la resina compuesta, utilizando dos tipos de procedimiento: midiendo la resistencia al estiramiento en el mismo eje (“tensile bond strength”) o a la acción de las fuerzas de cizallamiento en ejes perpendiculares (“shear bond strength”).

En nuestro trabajo utilizamos esta última modalidad la acción de las fuerzas de cizallamiento en ejes perpendiculares (“shear bond strength”).

Para llevar a cabo las mediciones pueden emplearse diversos tipos de máquinas cuyo objetivo es la aplicación de una fuerza capaz de separar el cilindro de la superficie del diente.

Nosotros utilizamos la Bisco Shear Bond Tester (BISCO, Inc. Schaumburg, U.S.A). (Figura 41)

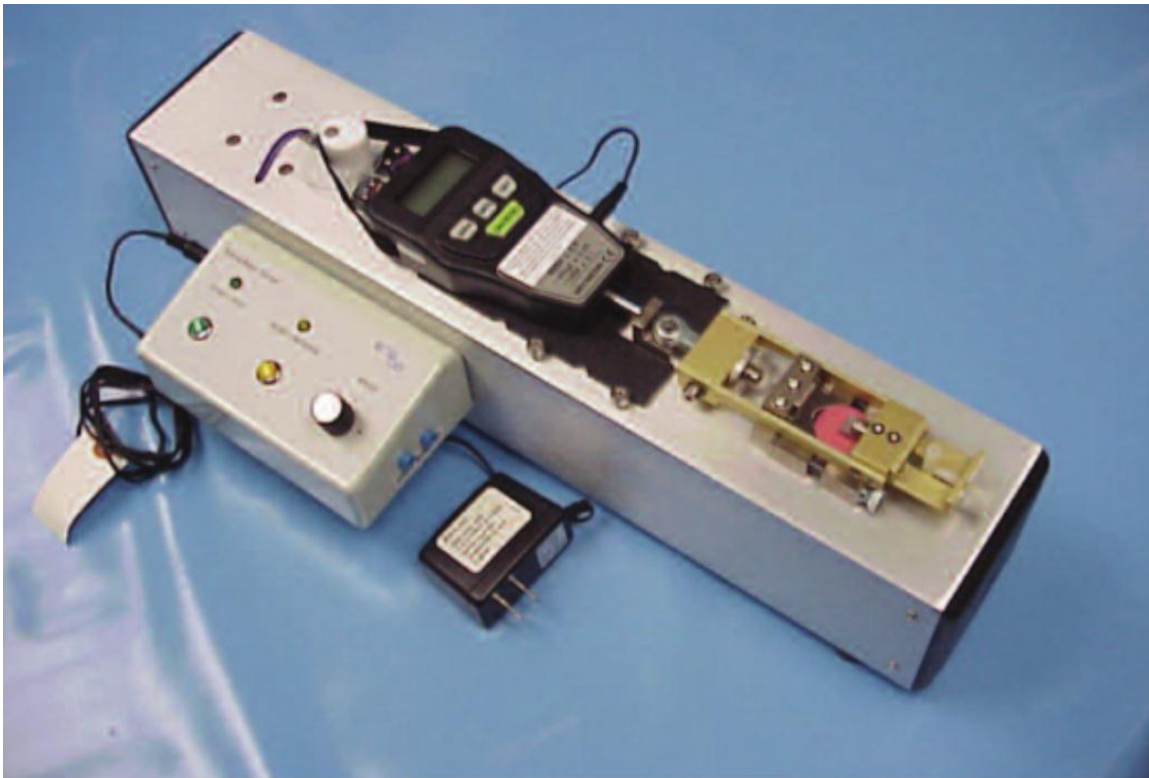


Figura 41. La maquina Bisco Shear Bond Tester utilizada en la medición de la resistencia a las fuerzas de cizalla. (BISCO, Inc. Schaumburg, U.S.A)

La Bisco Shear Bond Tester tiene una plataforma horizontal donde se colocan las muestras sujetas con una abrazadera de precisión. Esta abrazadera puede desplazarse hasta hacer coincidir el cilindro de resina con una pieza, en forma de cuchilla roma, encargada de aplicar la fuerza exactamente sobre él. (Figura 42)

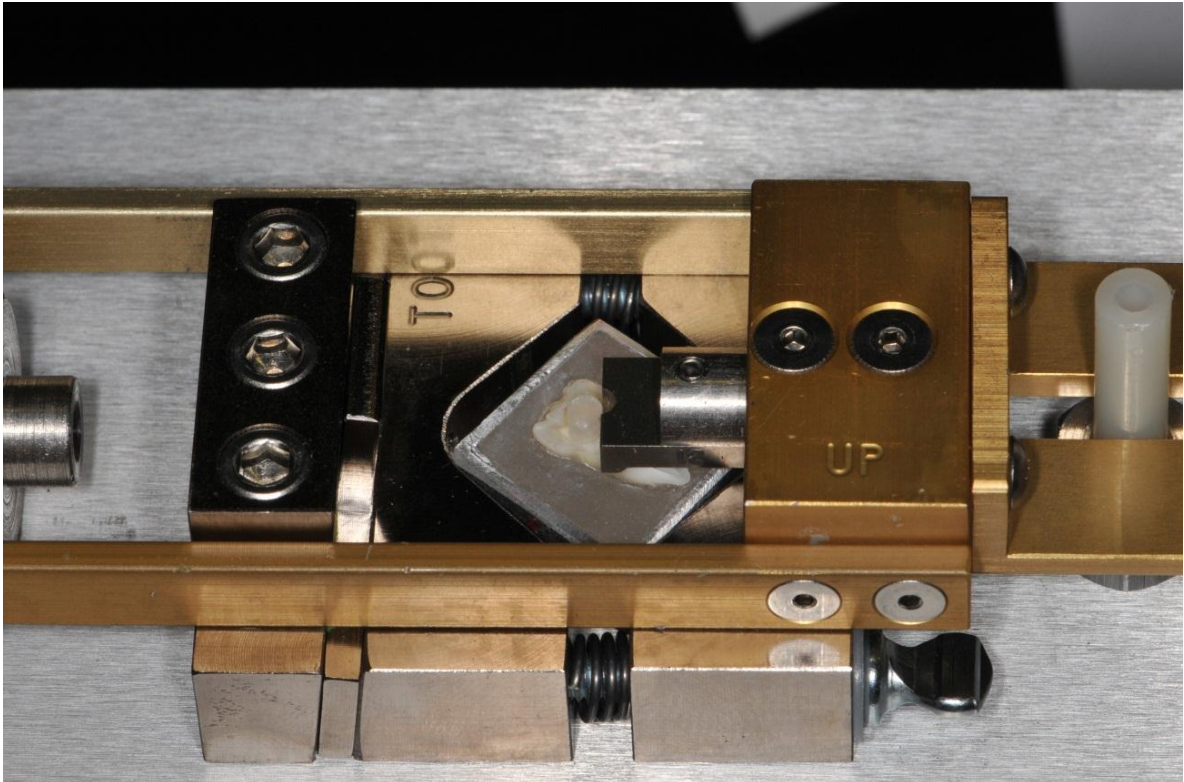


Figura 42. Colocación de la abrazadera con la muestra en la plataforma horizontal. Su desplazamiento permite comprobar la coincidencia con la cuchilla antes de iniciar el movimiento que generará la fuerza.

La cuchilla tiene una muesca semicircular del mismo diámetro que el cilindro de resina (Figura 43). Existen diferentes ajustes previos, antes de poner en marcha la máquina, que están descritos con todo detalle en el manual de instrucciones.

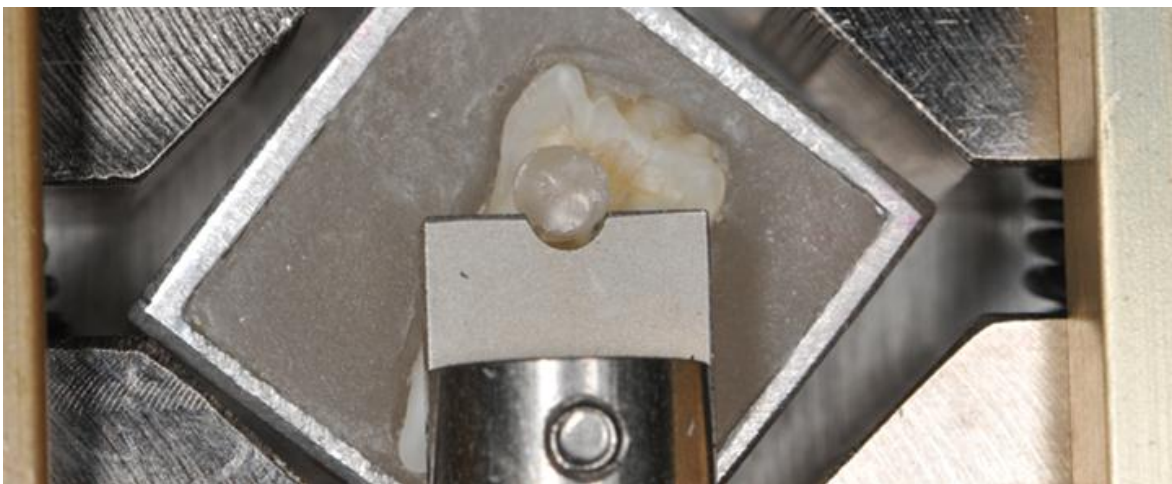


Figura 43. Detalle de la cuchilla y la coincidencia con el cilindro de resina.

Una vez colocada la muestra se activa un motor que desplaza la cuchilla y cuya velocidad puede regularse. La máquina dispone de una entrada para monitorizar

la velocidad de avance. En nuestro experimento no se utilizó y se calculó la velocidad de avance de 1mm por minuto aproximadamente. (Figura 44)



Figura 44. Detalle del control de la velocidad de avance de la máquina Bisco Shear Bond Tester

Al establecer contacto con la muestra van apareciendo las mediciones de la fuerza de resistencia en un sensor electrónico. El sensor electrónico (Figura 45) se detiene en el momento que el cilindro de resina se rompe o se separa de la superficie del diente y su última medida queda registrada en el visor. Los resultados de cada muestra se anotaron cuidadosamente en una hoja de trabajo

La máquina puede registrar la fuerza en Kilogramos, Libras y Newtons, hasta un máximo de 50 Kg, 110 Lb y 500 N. Para nuestro experimento todas las mediciones se realizaron en Newtons.





Figura 45. El sensor electrónico de la Bisco Shear Bond Tester durante el procesamiento de una de las muestras.

Las mediciones de los test de la acción de las fuerzas de cizallamiento (“shear bond strength”) sobre las muestras suelen expresarse en unidades de presión: Pascales o MegaPascales.

Un Pascal es la presión que ejerce un Newton sobre una superficie de un metro cuadrado, y un MegaPascal es la que ejerce un Newton sobre un milímetro cuadrado.

Las medidas recogidas por la Bisco Shear Bond Tester en Newtons se trasladaron a MegaPascales (MPa) calculándolo en relación a la superficie de adhesión de los cilindros de resina.

### **Análisis estadístico**

Se realizó el cálculo de los estadísticos para la variable cuantitativa de medida MegaPascuales (MPa), tanto en el grupo total como en los subgrupos definidos por los Tipos de Preparación (Control, Laser), y el Sistema Adhesivo (A1, A2). Las variables se representarán en diagramas de cajas, y se mostraran los histogramas para cada subgrupo.

Para cada subgrupo se realizaron las pruebas de normalidad de Shapiro-Wilk y un análisis de Homogeneidad de Varianzas (Levene).

Tras la aceptación de la homogeneidad de las varianzas y de los test de normalidad, se procedió a realizar un Análisis de la Varianza de dos vías, (ANOVA) con la variable dependiente fuerza de resistencia a la cizalla en MPa, y variables independientes los tipos de preparación (Laser, Control) y sistemas adhesivos (A1, A2).

Todos los test estadísticos se realizan con un nivel de significación  $\alpha = 0,05$ . El paquete estadístico utilizado ha sido el IBM SPSS Statistics Versión 20.

### **Comité de Ética**

Los aspectos metodológicos de esta investigación fueron sometidos al Comité de Ética de Recerca (CER) de la Universitat Internacional de Catalunya, cuyo certificado de aprobación, los consentimientos informados que fueron utilizados para la obtención de las muestras y el compromiso para la conservación y eliminación de las mismas una vez finalizada la fase experimental, se adjuntan en el Anexo.

## **6.RESULTADOS**

## 6. RESULTADOS

Los resultados del procesamiento de todas las muestras en el orden marcado por el programa de randomización se exponen en la tabla 7. Se consignan el número de muestra, el procedimiento utilizado para la preparación de la dentina: Convencional (control) o Láser, y el tipo de Sistema Adhesivo utilizado (A1o A2). Los resultados obtenidos se expresan, en Newtons (Fuerza), tal como los emite la máquina y en la siguiente columna convertidos en MegaPascales (Resistencia), en función de la superficie del cilindro de resina o *composite*.

Nº Muestra	Tipo de Preparación	Sistema Adhesivo	Fuerza Nw	Resistencia Mpa	Nº Muestra	Tipo de Preparación	Sistema Adhesivo	Fuerza Nw	Resistencia Mpa	Nº Muestra	Tipo de Preparación	Sistema Adhesivo	Fuerza Nw	Resistencia Mpa
1	LASER	A1	70,45	10,00	41	CONTROL	A2	103,2	14,65	81	CONTROL	A2	92,08	13,08
2	CONTROL	A2	93,18	13,23	42	CONTROL	A2	80,5	11,43	82	LASER	A2	115,98	16,47
3	CONTROL	A1	81,3	11,54	43	LASER	A1	47,2	6,70	83	LASER	A1	73,4	10,42
4	LASER	A1	65,81	9,35	44	CONTROL	A2	101,63	14,43	84	LASER	A2	103,65	14,72
5	CONTROL	A1	57,54	8,17	45	CONTROL	A1	63,78	9,06	85	LASER	A1	74,55	10,59
6	CONTROL	A2	70,02	9,94	46	LASER	A1	63,9	9,07	86	LASER	A2	76,5	10,86
7	CONTROL	A1	60,12	8,54	47	LASER	A2	100,82	14,32	87	LASER	A2	134,65	19,12
8	CONTROL	A1	39,3	5,58	48	CONTROL	A1	74,22	10,54	88	CONTROL	A2	72,71	10,32
9	LASER	A2	77,7	11,03	49	LASER	A1	38,2	5,42	89	CONTROL	A1	54,27	7,71
10	LASER	A1	83,71	11,89	50	LASER	A2	125,3	17,79	90	CONTROL	A1	69,56	9,88
11	LASER	A1	63,63	9,04	51	CONTROL	A1	48,89	6,94	91	LASER	A2	154,2	21,90
12	LASER	A2	112,2	15,93	52	LASER	A2	101,5	14,41	92	CONTROL	A1	63,6	9,03
13	LASER	A1	79,6	11,30	53	CONTROL	A1	70,06	9,95	93	LASER	A2	121,27	17,22
14	LASER	A2	79,54	11,29	54	LASER	A1	82,04	11,65	94	LASER	A2	124,85	17,73
15	CONTROL	A2	82,08	11,66	55	CONTROL	A1	56,37	8,00	95	CONTROL	A1	88,2	12,52
16	LASER	A2	180,53	25,64	56	LASER	A1	80,32	11,41	96	LASER	A1	81,46	11,57
17	CONTROL	A1	35,87	5,09	57	CONTROL	A1	61,69	8,76	97	LASER	A2	141,39	20,08
18	LASER	A1	84,09	11,94	58	LASER	A2	136,4	19,37	98	LASER	A2	120,7	17,14
19	LASER	A1	113,6	16,13	59	LASER	A1	78,35	11,13	99	LASER	A2	65,3	9,27
20	LASER	A2	123,95	17,60	60	CONTROL	A2	89,81	12,75	100	LASER	A1	89,9	12,77
21	CONTROL	A1	60,95	8,65	61	LASER	A1	67,49	9,58	101	CONTROL	A2	82	11,64
22	LASER	A1	70,95	10,07	62	CONTROL	A2	59,31	8,42	102	LASER	A2	122,1	17,34
23	LASER	A2	145,9	20,72	63	CONTROL	A1	97,38	13,83	103	CONTROL	A1	39,7	5,64
24	LASER	A2	91,36	12,97	64	CONTROL	A2	61,56	8,74	104	CONTROL	A2	75,41	10,71
25	LASER	A2	149,83	21,28	65	LASER	A1	74	10,51	105	LASER	A1	51,9	7,37
26	CONTROL	A2	127,91	18,16	66	LASER	A2	115,39	16,39	106	CONTROL	A1	97,38	13,83
27	CONTROL	A1	59,48	8,45	67	LASER	A2	133,37	18,94	107	LASER	A1	41,2	5,85
28	CONTROL	A2	59,9	8,51	68	CONTROL	A1	46,4	6,59	108	CONTROL	A2	45,6	6,48
29	LASER	A1	86,68	12,31	69	LASER	A2	123,31	17,51	109	CONTROL	A1	39,9	5,67
30	CONTROL	A2	124,1	17,62	70	CONTROL	A1	37,8	5,37	110	CONTROL	A2	48,11	6,83
31	CONTROL	A2	118,01	16,76	71	LASER	A1	55,82	7,93	111	CONTROL	A1	83,7	11,89
32	LASER	A2	152,34	21,63	72	CONTROL	A2	87,01	12,36	112	CONTROL	A2	112,2	15,93
33	LASER	A1	63,55	9,02	73	LASER	A1	91,2	12,95	113	CONTROL	A1	87,97	12,49
34	LASER	A2	103,33	14,67	74	LASER	A1	88,68	12,59	114	LASER	A2	176,62	25,08
35	LASER	A1	92,88	13,19	75	CONTROL	A1	82,92	11,77	115	CONTROL	A2	61,9	8,79
36	CONTROL	A2	83,95	11,92	76	LASER	A2	121,45	17,25	116	LASER	A1	86,7	12,31
37	CONTROL	A1	57,73	8,20	77	LASER	A1	75,35	10,70	117	CONTROL	A2	79,7	11,32
38	CONTROL	A2	101,19	14,37	78	CONTROL	A1	57,84	8,21	118	CONTROL	A2	57,42	8,15
39	CONTROL	A2	72,64	10,31	79	CONTROL	A2	77,99	11,07	119	CONTROL	A2	116,2	16,50
40	CONTROL	A1	98,3	13,96	80	CONTROL	A1	45,31	6,43	120	CONTROL	A2	115,8	16,44

Tabla 7. Relación del procesamiento estadístico de las muestras

El diagrama de cajas (Figura 46) compara los cuatro grupos y ya muestra diferencias entre ellos, con mejores resultados para el grupo de láser en relación al grupo control, que se acentúan más al utilizar el Sistema Adhesivo 2.

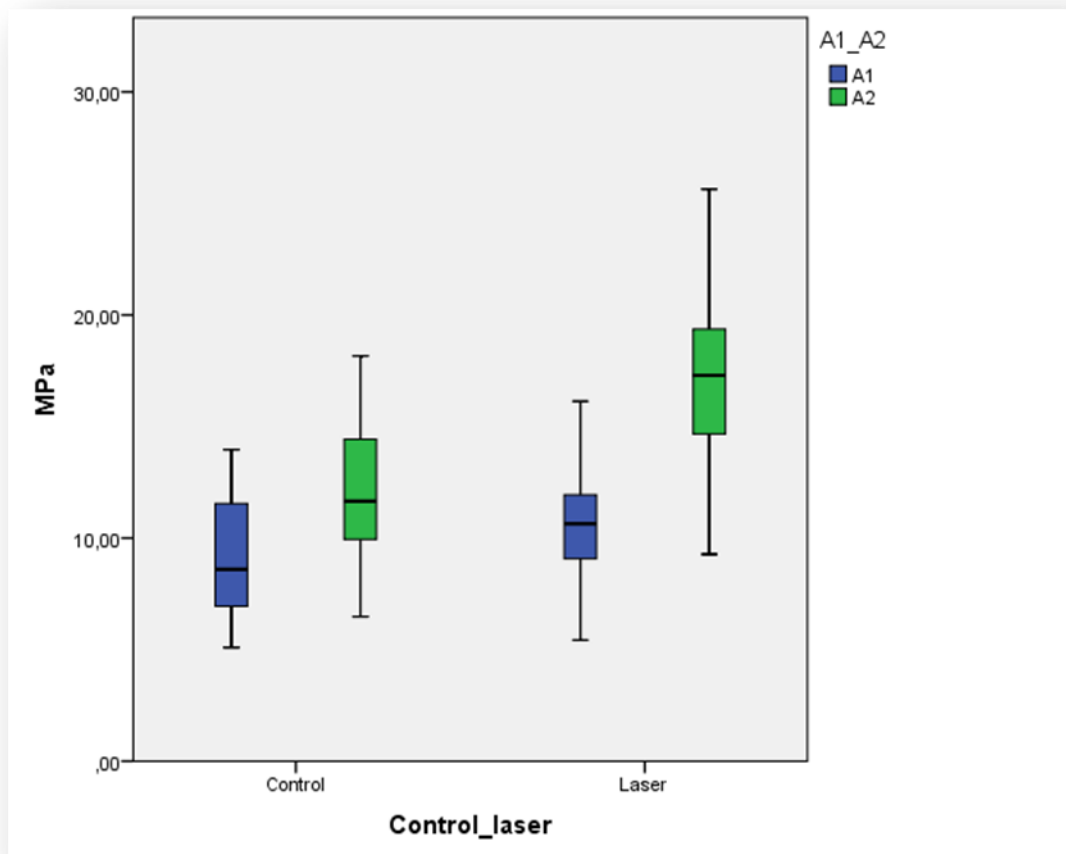


Figura 46. Diagrama de cajas comparativo de los cuatro grupos de trabajo Control A1 y A2. Láser A1 y A2

Se distribuyó el total de las muestras en los cuatro grupos y se estudiaron, la media y la desviación estándar de cada uno de ellos. Los resultados se muestran en los siguientes histogramas. (Figuras 47 a 50):

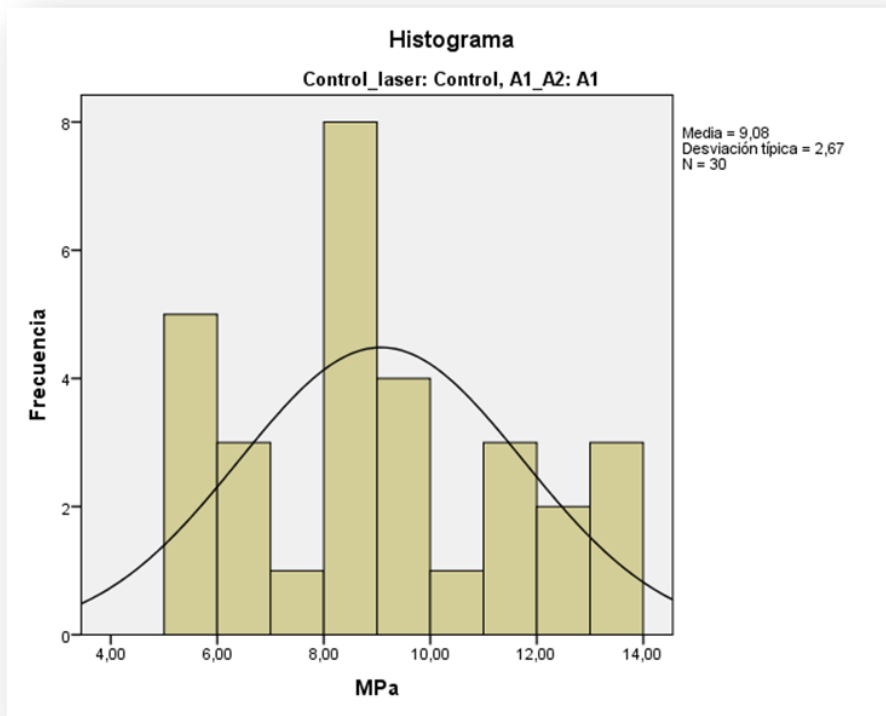


Figura 47. Histograma: Media y Desviación típica del grupo Control A1

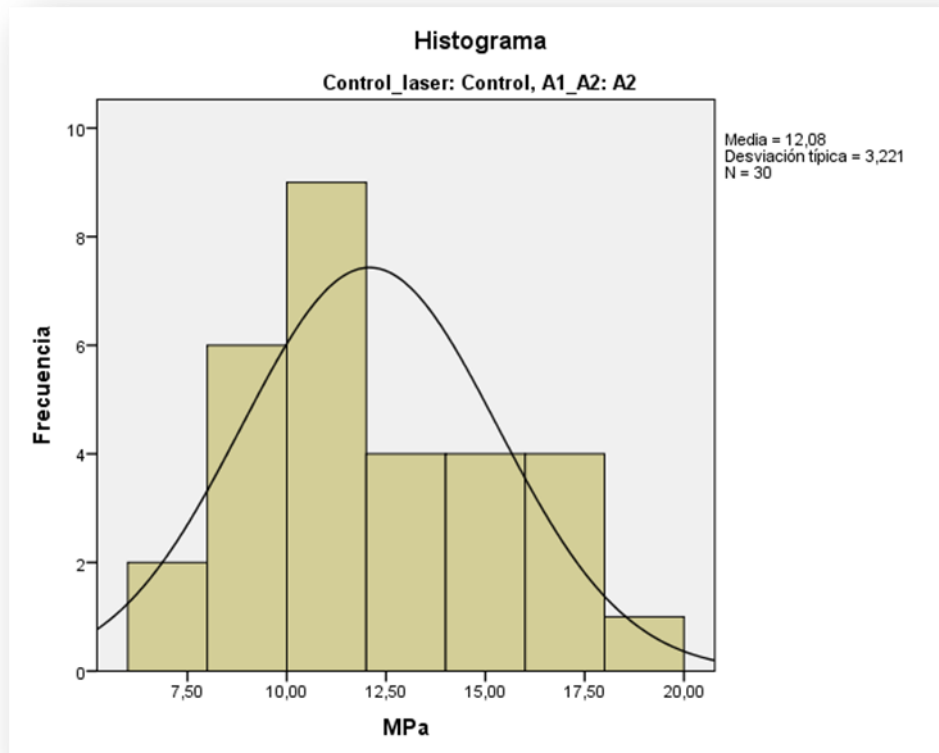


Figura 48. . Histograma: Media y Desviación típica del grupo Control A2

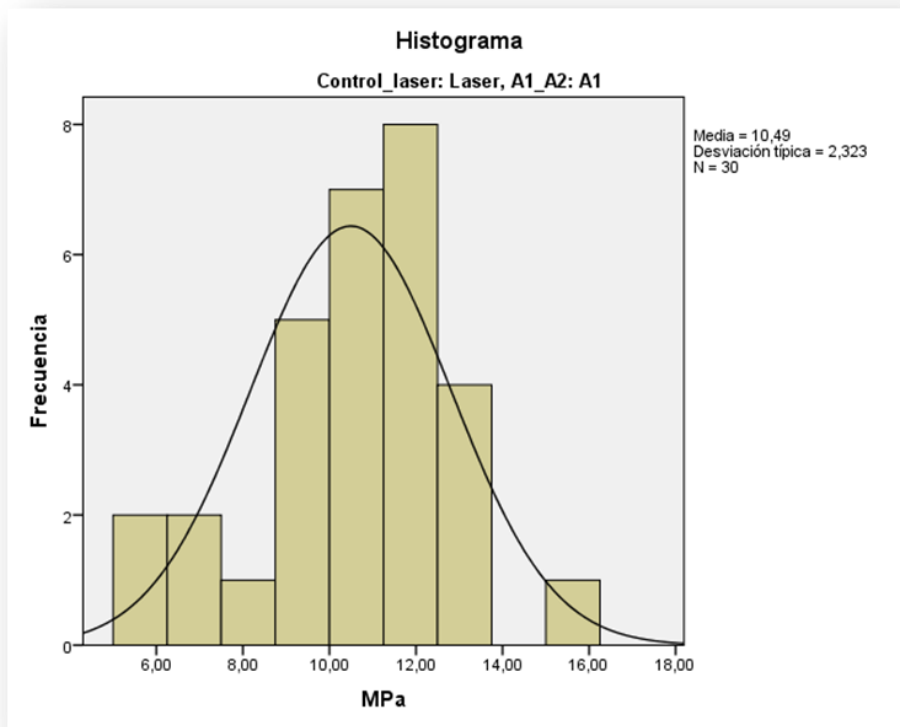


Figura 49. Histograma: Media y Desviación típica del grupo Láser A1

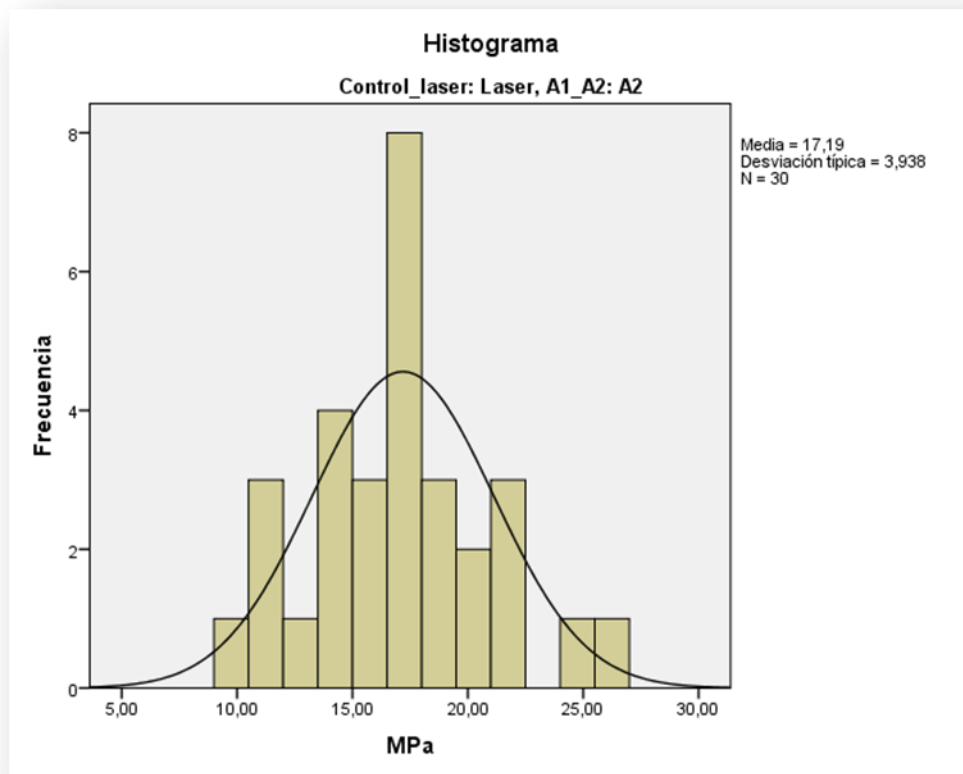


Figura 50. Histograma: Media y Desviación típica del grupo Láser A2

### Pruebas de Normalidad de los subgrupos

Los subgrupos se sometieron a pruebas de normalidad, para comprobar la distribución homogénea. Todos los test de Shapiro-Wilk aparecen con significación  $> 0.05$ , con lo que se acepta la hipótesis de distribución normal para cada subgrupo.

Los resultados se muestran en las siguientes tablas 8 a 11 y en las figuras 51 a 54

- **Pruebas de normalidad: Grupo Control. Adhesivo 1**

Pruebas de normalidad <sup>a</sup>							
Control_láser		Kolmogorov-Smirnov <sup>b</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MPa	Control	,136	30	,162	,942	30	,102

a. Control, A1

b. Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 8. Pruebas de normalidad: Grupo Control. Adhesivo 1

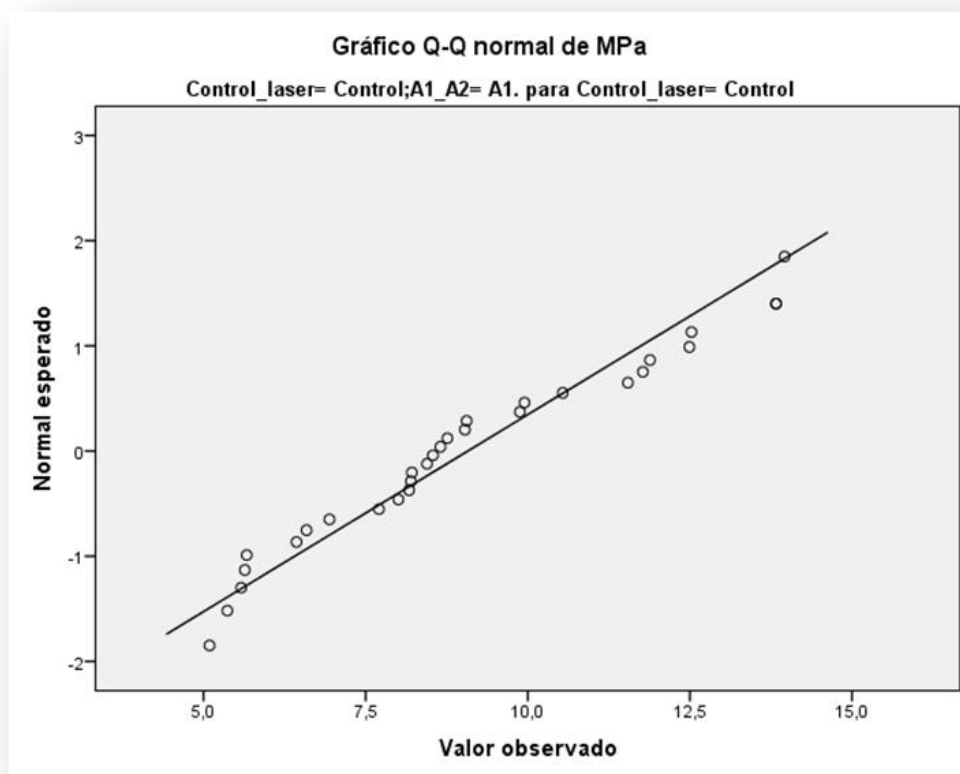


Figura 51. Gráfico de las pruebas de normalidad. Grupo Control A1



• **Pruebas de normalidad: Grupo Control. Adhesivo 2**

Pruebas de normalidad <sup>a</sup>							
	Control_láser	Kolmogorov-Smirnov <sup>b</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MPa	Control	,087	30	,200*	,969	30	,500

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. **Control, A2**

b. Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 9. Pruebas de normalidad: Grupo Control. Adhesivo 2

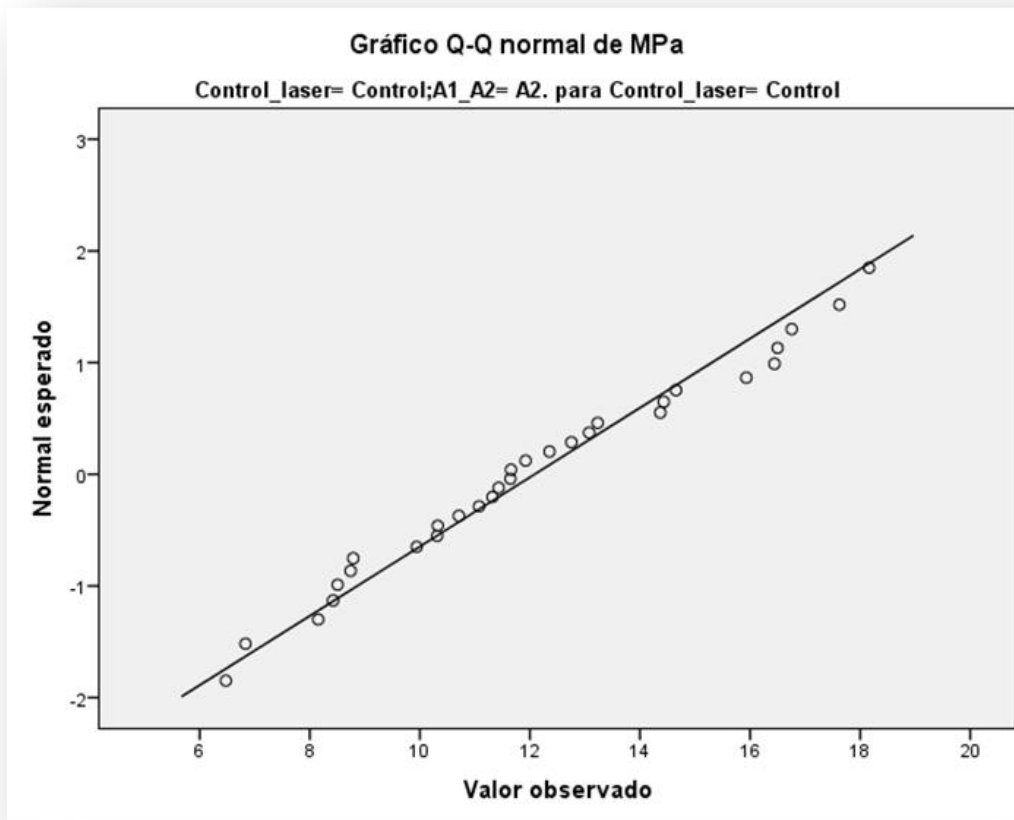


Figura 52. Gráfico de las pruebas de normalidad. Grupo Control A2

- **Pruebas de normalidad: Grupo Láser. Adhesivo 1**

Pruebas de normalidad <sup>a</sup>							
Control_láser		Kolmogorov-Smirnov <sup>b</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MPa	Láser	,097	30	,200*	,969	30	,506

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. **Láser, A1**

b. Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 10. Pruebas de normalidad: Grupo Láser. Adhesivo 1

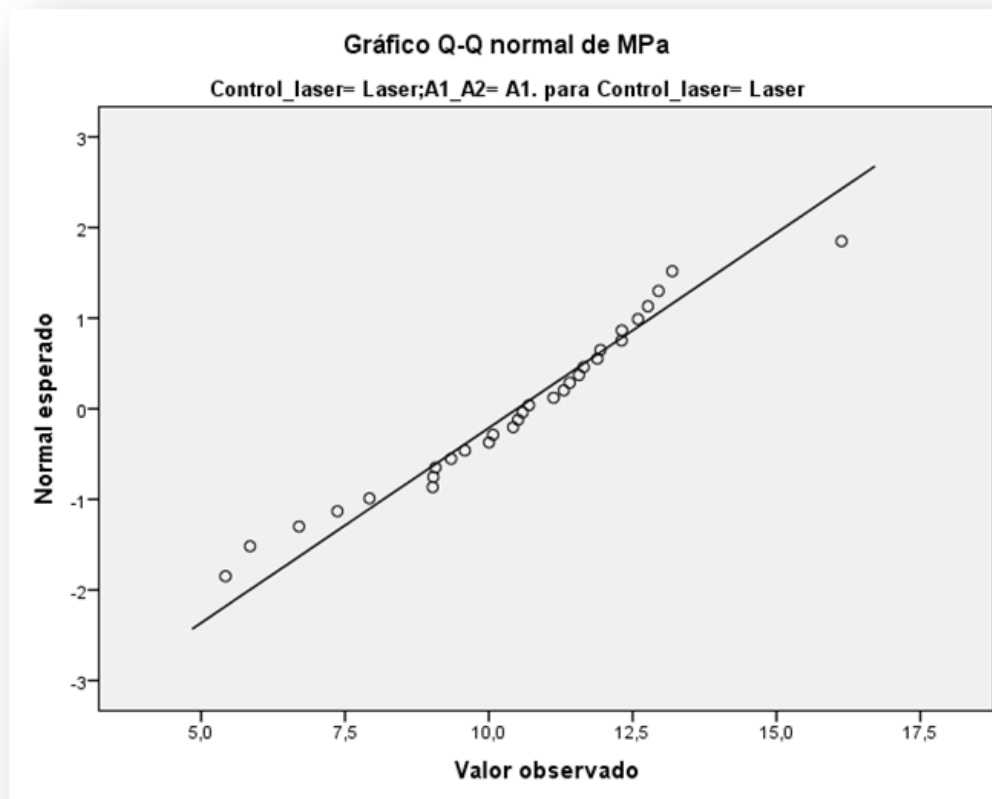


Figura 53. Gráfico de las pruebas de normalidad. Grupo Láser A1

• **Pruebas de normalidad: Grupo Láser. Adhesivo 2**

Pruebas de normalidad <sup>a</sup>							
Control_láser		Kolmogorov-Smirnov <sup>b</sup>			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
MPa	Láser	,106	30	,200*	,977	30	,752

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. **Láser, A2**

b. Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 11. Pruebas de normalidad: Grupo Láser. Adhesivo 2

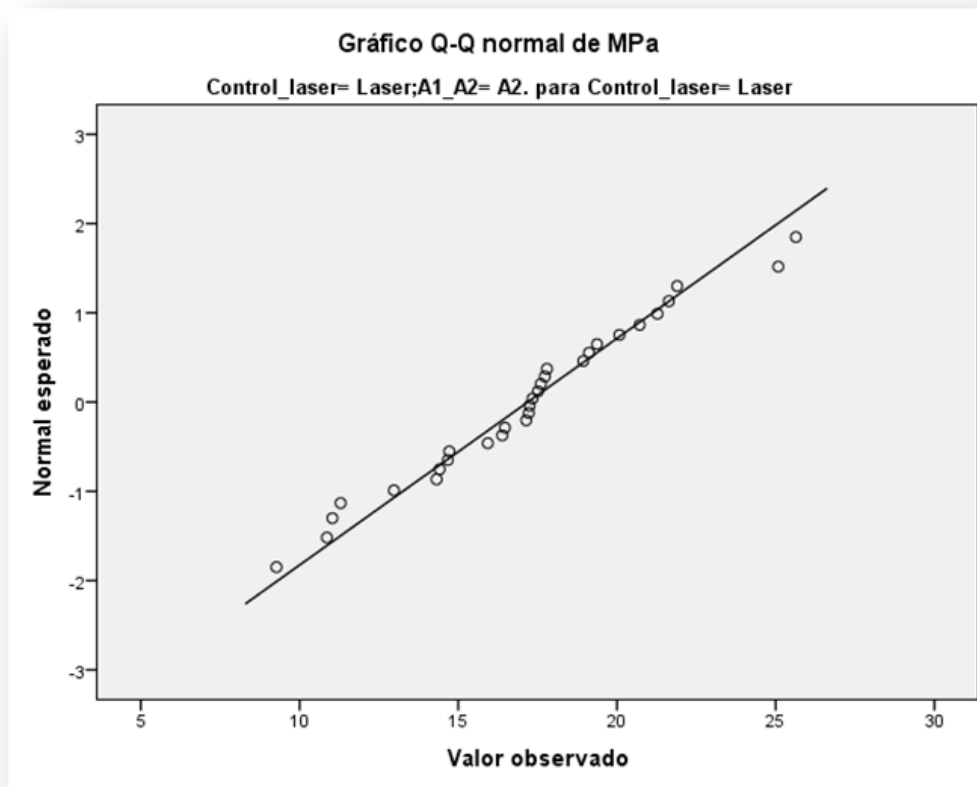


Figura 54. Gráfico de las pruebas de normalidad. Grupo Láser

**Test de homogeneidad de las varianzas**

Para detectar posibles diferencias entre los grupos se aplicaron contrastes. El contraste de Levene da una significación  $>0,05$ , con lo cual se acepta la hipótesis de que las varianzas son homogéneas. (Tabla 12)

**Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error<sup>a</sup>**

Variable dependiente: MPa

F	gl1	gl2	Sig.
2,162	3	116	,096

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intersección + Control\_laser + A1\_A2 + Control\_laser \* A1\_A2

Tabla 12. Contraste de Levene y significación

### Análisis de la varianza

- Una vez establecida la homogeneidad de las varianzas, la distribución normal de los grupos, y dado que las muestras son por su propia naturaleza independientes (se ha preparado o no con láser y se utilizó el adhesivo A1-A2 en piezas diferentes), podemos proceder a su análisis mediante el test de ANOVA de dos vías (Tablas 13 a 16)

**Factores inter-sujetos**

		Etiqueta del valor	N
Control_laser	1	Control	60
	2	Laser	60
A1_A2	1	A1	60
	2	A2	60

Tabla 13. ANOVA de dos vías

Estadísticos descriptivos				
Variable dependiente: MPa				
Control laser	A1 A2	Media	Desviación típica	N
Control	A1	9,0763	2,66977	30
	A2	12,0848	3,22073	30
	Total	10,5805	3,30199	60
Laser	A1	10,4920	2,32349	30
	A2	17,1888	3,93805	30
	Total	13,8404	4,65598	60
Total	A1	9,7841	2,58196	60
	A2	14,6368	4,39823	60
	Total	12,2104	4,33966	120

Tabla 14. Estadísticos descriptivos

Pruebas de los efectos inter-sujetos					
Variable dependiente: MPa					
Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	1127,266 <sup>a</sup>	3	375,755	39,133	,000
Intersección	17891,410	1	17891,410	1863,317	,000
Control_laser	318,793	1	318,793	33,201	,000
A1_A2	706,443	1	706,443	73,573	,000
Control_laser * A1_A2	102,030	1	102,030	10,626	,001
Error	1113,822	116	9,602		
Total	20132,498	120			
Total corregida	2241,088	119			

a. R cuadrado = ,503 (R cuadrado corregida = ,490)

Tabla 15. Pruebas de efectos intersujetos

<b>1. Gran media</b>				
Variable dependiente: MPa				
		Intervalo de confianza 95%		
Media	Error típ.	Límite inferior	Límite superior	
12,210	,283	11,650	12,771	
<b>2. Control_laser</b>				
Variable dependiente: MPa				
			Intervalo de confianza 95%	
Control laser	Media	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Control	10,581	,400	9,788	11,373
Laser	13,840	,400	13,048	14,633
<b>3. A1_A2</b>				
Variable dependiente: MPa				
			Intervalo de confianza 95%	
A1 A2	Media	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
A1	9,784	,400	8,992	10,576
A2	14,637	,400	13,844	15,429

Tabla 16. Gran media de las variables dependientes del análisis de la varianza

### Descripción de los resultados del análisis de la varianza

- Existen diferencias significativas derivadas de la aplicación del láser en la preparación de las superficie dentinaria destinada a recibir el sistema adhesivo, ( $F=33,201$ , sig.  $<0,05$ ), cuyas muestras presentaron mayor resistencia a la fuerzas de cizallamiento (shear bond strength) en relación a las que fueron preparadas mediante procedimiento convencional.
- Existen diferencias significativas derivadas de la utilización de los dos sistemas de adhesión (A1, A2),  $F= 73,573$ , sig.  $<0,05$ , Se detectó una mayor

resistencia a las fuerzas de cizalla como consecuencia de la aplicación del sistema Adhesivo A2.

- Existe interacción positiva entre las dos variables cualitativas (Control/Láser y Sistema Adhesivo 1 y 2)  $F=10,626$ , sig.  $<0,05$ . El efecto de aplicar el sistema Adhesivo A2 conjuntamente con la preparación de la dentina mediante el láser aumenta la resistencia a las fuerzas de cizalla más de lo que cabría esperar por la mera suma de los factores Láser+ Adhesivo.

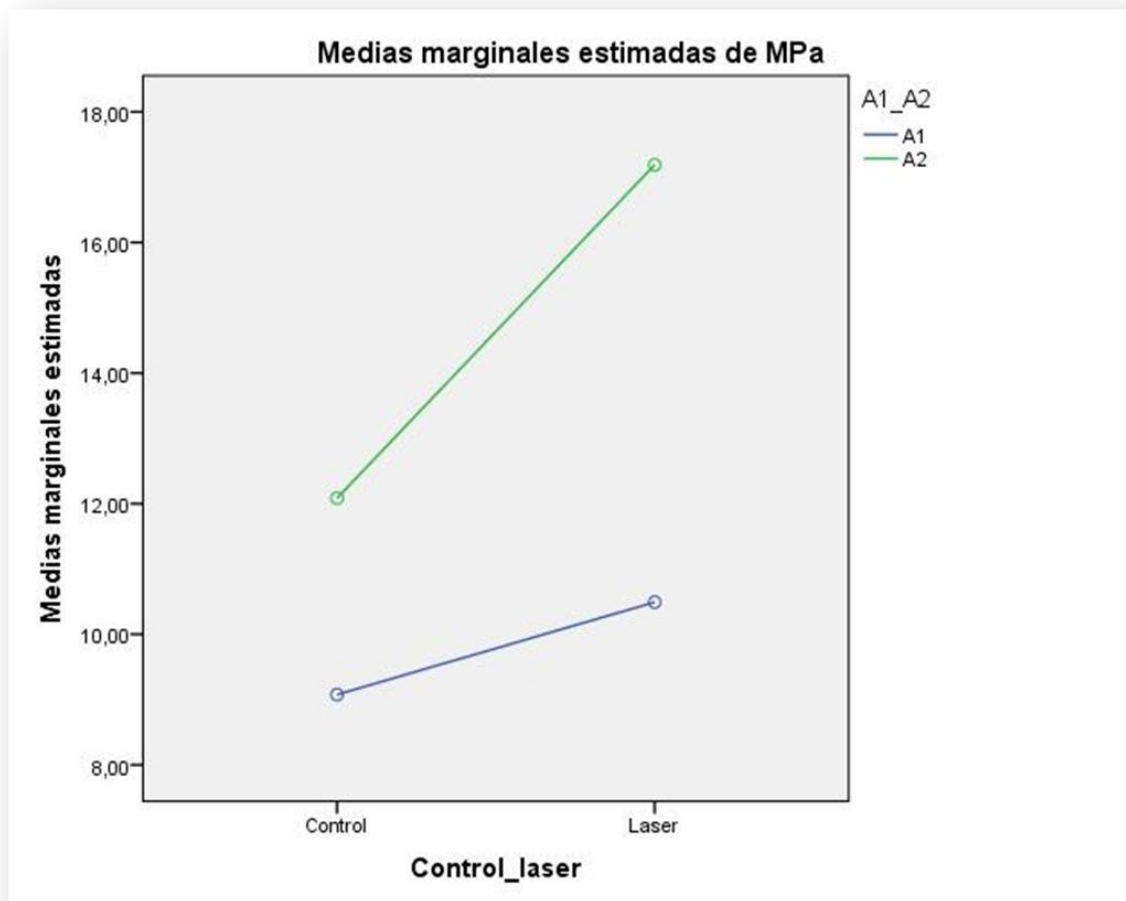


Figura 55. Representación gráfica de los resultados finales. Medias marginales estimadas en MPa

## **7.DISCUSIÓN**



## 7. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el presente estudio son de una gran relevancia clínica al poner de manifiesto que la capacidad de adhesión a superficies de dentina tratadas con láser puede mejorarse sustancialmente utilizando determinadas densidades de potencia y teniendo en cuenta, además, las características del sistema adhesivo utilizado. Con ello se apoya una alternativa real a las preparaciones convencionales utilizadas por la mayor parte de los clínicos.

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

Debido a las grandes diferencias entre los sistemas adhesivos existentes, que afectan a la composición, a las características técnicas y a los modos de aplicación, muchos de los trabajos de características similares consultados para la presente discusión carecen de uniformidad y la interpretación de los resultados puede presentar dificultades. No obstante algunos datos revelan aspectos importantes de las características generales de la adhesión a superficies tratadas con láser.

Algo similar ocurre cuando se analizan los diferentes parámetros de utilización de láser en la bibliografía. Encontramos muchos errores en la definición de la densidad de energía por pulso y poca precisión en algunos aspectos como la distancia focal, el tiempo de irradiación etc. Todo ello sin cuestionar que la utilización de los equipos de láser disminuye su eficiencia energética con el uso, lo que hace imprescindible su comprobación mediante la calibración de la unidad.

De todo ello, y apoyándonos en nuestros resultados, se deduce la importancia de utilizar determinadas densidades de energía por pulso, cuando lo que se pretende es mejorar la capacidad de adhesión en detrimento de la capacidad ablativa o el tiempo empleado en la preparación de las cavidades.

Numerosos estudios han cuestionado hasta la fecha la capacidad de adhesión de los materiales sobre una superficie dental preparada mediante irradiación por láser. Aspectos como la potencia para el corte o la eliminación de caries, el daño térmico y la propia efectividad de la adhesión han sido algunos de los aspectos analizados por ellos.

A tenor de los resultados obtenidos en el presente trabajo, vamos a centrar la discusión analizando los siguientes aspectos básicos:

- ¿Es eficaz el láser en la preparación de la superficie dentinaria donde se aplicaran los Sistemas Adhesivos? Y si esto es así,
- ¿Qué parámetros de utilización del láser son capaces de mejorar la adhesión?
- Una vez definidos los parámetros más adecuados: ¿Podemos potenciar la eficacia de la adhesión utilizando un determinado Sistema Adhesivo?

### **Eficacia del láser en la preparación de la superficie dentinaria**

Algunos estudios sobre la utilización de láser en odontología restauradora tratan simplemente de probar la efectividad del láser en la preparación de cavidades. Este aspecto está plenamente demostrado en la literatura. Sirvan como ejemplo dos estudios clásicos.

Yu y cols.<sup>71</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 5 seg en esmalte y 5,0 W 20 Hz 5 seg en dentina, con 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.

Li y cols.<sup>72</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.

La ablación de la dentina pretende la eliminación de alteraciones de la misma (caries, roturas, protección del diente o mejoras estéticas) y suele tener como objetivo final la restauración del diente y en ese sentido la adhesión juega un papel fundamental. Por tanto el quid de la cuestión es averiguar si la capacidad ablativa del láser convierte a la dentina en un sustrato idóneo para la acción de los agentes adhesivos.

De Souza y cols.<sup>73</sup>, argumentan en su artículo que el láser actúa sobre la dentina causando una ablación termo-mecánica, consecuencia de las micro-explosiones continuadas, que vaporizan su contenido en agua<sup>74</sup>. Como la irradiación por láser actúa principalmente sobre la parte de hidroxiapatita hidratada, hay liberación de apatita, que da lugar a una apariencia en micro-cráteres<sup>75</sup>.

En la evaluación de las superficies de cavidades preparadas con láseres de Erbium mediante MEB, los primeros trabajos de investigación ya apreciaron cambios sustanciales en la apariencia de la dentina tratada con láser si se comparaba con la preparada con instrumentos rotatorios. Las microexplosiones alteran la superficie y le confieren un aspecto rugoso capaz de favorecer la unión adhesiva, según algunos trabajos<sup>76</sup>. Otros, sin embargo, entre ellos los de Visuri y cols.<sup>77</sup>, el de Ceballos y cols.<sup>78</sup>, y el de Hossain y cols.<sup>79</sup>, constatan la ausencia de la capa de barrillo dentinario (*smear layer*) y mayores aperturas de los túbulos. Todo ello provocó y sigue provocando grandes discrepancias en la valoración de la eficacia del láser respecto a una preparación de una dentina idónea para la adhesión.

La valoración de la eficacia adhesiva puede realizarse de varias formas. De entre ellas destacan dos: la micro-filtración (entre el diente y el material), como prueba del fracaso adhesivo en términos clínicos y la resistencia al desprendimiento del material restaurador.

Los resultados de los estudios que valoran la eficiencia de la adhesión relacionada con microfiltración en preparaciones con láser son controvertidos. Mientras que algunos estudios, como los de Hossain y cols.<sup>80</sup>, Niu y cols.<sup>81</sup>, o el más reciente de Marotti y cols.<sup>82</sup>, no encuentran diferencias entre cavidades preparadas por láser y las preparadas por turbina de aire en términos de filtración, otros como Palma-Dibb y cols.<sup>83</sup>, o Bertrand y cols.<sup>84</sup>, afirman que los láseres tienen una influencia negativa en el sellado marginal y se asocian con mayor filtración.

Tampoco existe uniformidad en los resultados que valoran la eficacia de la adhesión a través de las tensiones o fuerzas ejercidas sobre los sustratos.

Las tensiones de cizallamiento se consideran uno de los principales factores involucrados en los fallos de adhesión de los materiales de restauración in vivo, debido a la similitud con las fuerzas masticatorias y el apretamiento dental. Varios investigadores han sugerido que los ensayos in vitro de la resistencia a las fuerzas de cizalla son un método válido de cribado para la predicción de situaciones clínicas.<sup>85</sup>

En nuestro trabajo se utilizó la resistencia a las fuerzas de cizalla como procedimiento de medida de la resistencia adhesiva

La tabla 17 muestra algunos estudios que utilizaron la resistencia a las fuerzas de cizalla como método experimental para testar diferentes sistemas adhesivos y se puede apreciar la poca uniformidad de los resultados.

Primer autor y año	Sistema Adhesivo	Valoración
Burnet LH 2001	Single Bond	Buena
Ceballos L 2002	Single Bond	Mala
Ramos R 2002	Clearfil Liner bond SE	Regular
Gonçalves 2002	Optibond solo	Regular
Ramos R 2002	Gluma One Bond	Aceptable
Palma Dibb 2002	Prime & Bond NT	Excelente
De Souza AE 2004	Prime and Bond NT	Excelente
Donadio Moura J 2005	Excite	Regular
Dunn WJ 2005	Scotch bond MP	Mala
Corona S 2005	Single Bond	Regular
Oliveira S 2005	Single bond	Buena
Marinaes L 2005	Clearfil SE Bond	Regular

Tabla 17. Estudios de valoración de las fuerzas de adhesión mediante fuerzas de cizalla, que utilizan diferentes sistemas adhesivos en dientes preparados con láser. En la columna de valoración se expresa la opinión de los autores.

El análisis de los factores de discrepancia entre los estudios sugiere dos posibles causas que pueden justificar el éxito o el fracaso de la adhesión: el láser o los propios sistemas adhesivos.

En relación al láser podríamos preguntarnos si mantiene alguna relación con los parámetros de utilización del mismo en la preparación de la superficie de dentina y como podría mejorarse la preparación de la misma.

En relación a los adhesivos la pregunta sería: ¿Son eficaces los sistemas adhesivos, (la mayoría suficientemente probados en preparación rotatoria), cuando los utilizamos en las superficies irradiadas, y concretamente de dentina?. ¿Existen unos más eficaces que otros? ¿Porqué?

### Parámetros de utilización del láser capaces de mejorar la adhesión

El segundo aspecto de esta discusión hace referencia a los parámetros de utilización del láser y guarda estrecha relación con muchos aspectos del apartado anterior. Efectivamente se necesita cierta potencia en la utilización de los láseres para conseguir la eficacia ablativa, pero ¿Existe una densidad de energía más favorable para la obtención de un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación, aunque sea en detrimento de la capacidad de ablación?

Al intentar responder esta pregunta mediante una revisión bibliográfica nos encontramos con un inconveniente inicial al que hemos hecho mención con anterioridad: la mayor parte de los trabajos consultados no conceden un papel determinante a la densidad de energía por pulso utilizada en su metodología, y algunos incurren en defectos a la hora de calcularla. Las tablas 18 y 19 muestran algunos estudios y la valoración metodológica después de realizar los cálculos de muchos de ellos.

Autor y año	Año	Láser	Energía x P (mJ)	Ø del spot (mm)	Fluencia	Método	Valoración del efecto láser
Gutknecht N	2001	Er,Cr:YSGG	150	0,8	29,84 J/cm <sup>2</sup>		Buena
Hossain M	2001	Er,Cr:YSGG	250	0,75	56,5 J/cm <sup>2</sup>		Buena
Hossain M	2001	Er,Cr:YSGG	300	0,75	67,9 J/cm <sup>2</sup>		Buena
Obeidi A	2009	Er,Cr:YSGG	150		53 J/cm <sup>2</sup>		Mala
Botta S B	2007	Er,Cr:YSGG	12,5	0,75	2,55 J/cm <sup>2</sup>	¿?	Buena
Rhim EM	2006	Er,Cr:YSGG				¿?	

Tabla 18. Parámetros láser de algunos estudios de Er,Cr:YSGG

Autor y año	Año	Láser	Energía x P (mJ)	Ø del spot (mm)	Fluencia	Método	Valoración del efecto láser
<b>Bertrand MF</b>	2004	Er:YAG	500	1,2	44,21 J/cm <sup>2</sup>		Mala
<b>De Souza AE</b>	2004	Er: YAG	80	0,63	25,66 J/cm <sup>2</sup>	¿?	Excelente
<b>Corona S</b>	2005	Er: YAG	80	0,8-1,2	7- 16 J/cm <sup>2</sup>	¿?	Regular
<b>Oliveira D</b>	2005	Er: YAG	250	0,62	83 J/cm <sup>2</sup>	¿?	Buena
<b>Donadio Moura J</b>	2005	Er:YAG	100	0,63	37,04 J/cm <sup>2</sup>		Buena
<b>Dunn WJ</b>	2005	Er:YAG	140	0,6	49,51 J/cm <sup>2</sup>		Mala
<b>Giachetti J</b>	2004	Er: YAG	200	0,63	64,16 J/cm <sup>2</sup>	¿?	Regular
<b>Sassi JF</b>	2004	Er: YAG	80	0,71	20,24J/cm <sup>2</sup>	¿?	Mala

Tabla19. Parámetros láser de algunos estudios de Er:YAG

Parece probado que la eficacia de ablación de la dentina, que puede definirse en términos de la cantidad de tejido dental eliminado en función de la energía que incide sobre el tejido ( $\text{mm}^3/\text{J}$ ) o en términos de volumen de ablación por segundo ( $\text{mm}^3/\text{seg}$ )<sup>86</sup>, muestra una correlación lineal con la potencia de emisión de energía del láser tal como afirmaron Eversole y cols.<sup>63</sup> y han confirmado más recientemente Ekworapoj y cols.<sup>87</sup>, pero estos últimos cuestionan, aunque no resuelven tras el estudio de los análisis microscópicos de las superficies, irradiadas a varias densidades de energía por pulso, que la potencia de corte no se corresponde necesariamente con la mejora de la superficie para la adhesión.

Basaran y cols.<sup>88</sup> sugieren que cuando se usa en las dosis apropiadas, los láseres de Er: YAG y Er, Cr: YSGG, pueden eliminar selectivamente cristales de hidroxiapatita presentes en la superficie del esmalte, lo que resulta en un patrón de superficie irregular que podría potencialmente mejorar la retención micromecánica de los sistemas adhesivos. Los resultados mostraron que la

irradiación láser a 1,5 W y 1,75 W durante 15 seg era adecuada para resistencia de la unión.

Otros estudios han utilizado potencias de salida máxima (6 W), proporcionando valores mayores de densidad de energía y, como consecuencia, una mayor eficiencia de ablación láser<sup>89</sup>. En algunos se ha notificado la presencia de microfisuras y restos de partículas del tejido dental que permanecen parcialmente unidas a él y pueden proporcionar un sustrato debilitado, lo que es más propenso a la aparición de fracturas durante la prueba de resistencia a las fuerzas de cizalla<sup>89</sup>. Otros estudios revelaron que un aumento de la energía de irradiación puede provocar una disminución en la microdureza de la dentina, debido al aumento de la temperatura (sobre todo si no se utiliza refrigeración por aire y agua), y ello influir negativamente en la adhesión<sup>90</sup>. Por todo ello la hipótesis de utilización de bajas densidades de energía por pulso tendría mayor fuerza al intentar evitar estos inconvenientes.

En la mayoría de los estudios las potencias de utilización no fueron calibradas, lo cual hace suponer que se refieren a las que aparecen en pantalla. Esta falta de información, a nuestro entender, puede conducir a importantes errores.

Cuando se trata de equipos nuevos la correspondencia entre los datos aparecidos en pantalla se aproxima al valor real de salida, aun así los fabricantes admiten pérdidas de un 10 por ciento; pero como la utilización de los equipos láser disminuyen su eficiencia con el tiempo en realidad no conocemos el valor real de irradiación que reciben las superficies dentales tratadas.

En el equipo que utilizamos en el presente estudio la pérdida de energía se estimó en más del 50% (tras la calibración mediante medidor Gentec-EO Maestro) de la consignada en pantalla. La potencia que parecía en pantalla era de 5W, pero la real una vez calibrada la unidad era de 2,5 W. Mientras que la "primer" a puede considerarse como una potencia elevada la segunda podemos considerarla baja. Si hubiésemos pretendido medir la potencia ablativa del laser seguramente hubiéramos encontrado pobres resultados, pero en nuestro caso la potencia real



era más acorde con nuestras hipótesis para mejorar la preparación de la dentina y evitar las consecuencias negativas sobre la capa adhesiva del sustrato que reflejan algunos estudios, y ello creemos mejoró los resultados del estudio.

Ya se ha mencionado con anterioridad que todos los láseres producen un efecto térmico que puede inducir cambios físicos y químicos en los tejidos dentales duros<sup>91</sup> y que conviene minimizar mediante la refrigeración con aire y agua. Cuando se calienta tejido dental duro a una temperatura superior a los 400°C la fase mineral se descompone para formarse una nueva que es mucho más resistente a la disolución por ácido<sup>92</sup>. Como existe una correlación entre las propiedades mecánicas (dureza y elasticidad) y el contenido mineral del tejido dentario, podemos deducir que tanto la dureza como la elasticidad del diente podrían verse afectadas tras la irradiación por láser<sup>93</sup>.

El Laser de Er,Cr:YSGG puede utilizar agua durante la irradiación y además de minimizar los daños térmicos jugar un papel importante en la ablación de la dentina. Este láser obtiene mayor volumen de ablación en dentina húmeda y la utilización de agua nos permitirá conseguir una preparación de la superficie dentinaria más idónea trabajando a menor densidad de energía.

En este sentido podría consignarse cierta dificultad experimental por el hecho de utilizar muestras in vitro que siempre están más desecadas (a pesar de la hidratación durante el almacenamiento), que las muestras in vivo y las posibles consecuencias de ello en su relación con la baja densidad de energía. No se analizaron estas posibles variaciones.

España Tost incorpora en la discusión de su tesis doctoral<sup>10</sup> el argumento de que la cantidad de energía liberada en cada pulso y la superficie donde se aplica, es decir la densidad de energía por pulso, es un parámetro importantísimo para la obtención de un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación. Sugiere este mismo autor que del análisis estadístico de sus resultados parece deducirse que en los grupos que utilizó baja densidad de energía por pulso obtuvo mejores resultados.

Algunos estudios refuerzan esta hipótesis, B. Bahrami y cols.<sup>94</sup> trabajando con láser de Er:YAG apuntan que el acondicionamiento de la dentina a una baja fluencia de  $12,58 \text{ J/cm}^2$  por pulso, con 80 mJ de energía de salida y 50  $\mu\text{seg}$  de duración del pulso puede mejorar significativamente la resistencia de la unión a la tracción de un material compuesto. En este mismo sentido Delme y cols.<sup>95</sup>, confirman los mejores resultados obtenidos con bajas *fluences* y añaden que ello puede permitir una reducción en las fisuras y micro-rugosidades, haciendo la superficie más homogénea. Creen también los autores que el acondicionamiento con láser utilizando estas bajas densidades de energía pueden ayudar a eliminar la capa más profunda de la dentina alterada, descrita por Ceballos y cols.<sup>78</sup> o al menos reducir su espesor.

En un análisis ultra-estructural y de resistencia a la tracción realizado por Ramos y cols.<sup>96</sup>, utilizando el láser de Er:YAG a dos diferentes densidades de energía por pulso (250 mJ/2 Hz) y (400 mJ/4 Hz), apreciaron notables diferencias en la observación de las imágenes de las superficies irradiadas obtenidas por microscopía electrónica. Mientras las tratadas a una densidad de energía más baja presentaban una capa granular de  $1\mu\text{m}$ , y contenían algunas fibras de colágeno, las tratadas con mayor irradiación presentaron una capa de dentina granular más gruesa. En el análisis de resistencia a la tracción (tensile bond strength) no encontraron diferencias significativas entre ambos grupos pero la presencia de las fibras de colágeno presupone para los autores la mejor infiltración por monómeros y hace suponer un mejor sellado y durabilidad de la restauración.

Nosotros buscábamos resultados coincidentes con estos estudios, y después de la revisión bibliográfica optamos por utilizar una densidad de energía por pulso baja. Estamos convencidos que pueden conseguirse mejores resultados, la mayor parte mejoras en la resistencia a las fuerzas de adhesión, con este tipo de *fluences*.

Corona y cols.<sup>97</sup>. También conceden importancia a la densidad de energía por pulso. Señalan que se obtienen mejores resultados con densidades de energía inferiores aumentando la distancia de aplicación. Concluyen que aumentando la distancia de aplicación del láser se obtienen mejores resultados en términos de resistencia. Esta actitud metodológica, que no es compartida por nuestro trabajo ya que supone alejarse de la distancia focal y por tanto de la eficacia del efecto del láser, podría interpretarse sin embargo como la búsqueda de una menor densidad de potencia y en ese sentido confirmar los beneficios de la misma. Este trabajo, como gran parte de los mencionados, utiliza grabado ácido (ortofosfórico al 35%) en todas las muestras, un aspecto, el del grabado total mediante ácidos fuertes, que analizaremos a continuación.

### **Sistemas de Adhesión en superficies de dentina tratadas con láser**

El tercer aspecto de esta discusión es dilucidar la idoneidad del adhesivo a utilizar en las preparaciones de dentina mediante láser.

Aunque en el presente estudio se han utilizado solamente adhesivos autograbantes, es necesario revisar algunos conceptos relativos al tipo de grabado ácido utilizado en la adhesión por dos motivos principales:

- El primero de ellos porque son más numerosos los estudios de adhesión sobre superficies tratadas con láser que han utilizado los sistemas de grabado total, e incluso algunos han discutido la necesidad de grabar con ácidos fuertes tras la aplicación del láser,
- Y el segundo porque si la irradiación mediante láser no produce o elimina el barrillo dentinario esta situación desaconsejaría, a priori, la utilización de sistemas adhesivos autograbantes que pueden a basar sus mecanismos de adhesión en la utilización de dicho barrillo dentinario.

Veamos algunos aspectos relativos a ambos argumentos.

La utilización de diferentes tipos de ácidos, cuyo objeto es la modificación o la eliminación del “*smear layer*” y la desmineralización de la dentina para exponer un mayor número de fibras de colágeno y así promover la formación de la capa híbrida es una diferencia fundamental entre los sistemas adhesivos de grabado

total, que utilizan ácidos fuertes previos a la colocación de los propios agentes de adhesión y los autograbantes, que suelen incorporar ácidos más débiles en la propia formulación del adhesivo.

Cuando se aplica el ácido ortofosfórico sobre la dentina preparada mediante la técnica rotatoria convencional el smear layer o barrillo dentinario se disuelve, y la dentina peritubular e intertubular se desmineraliza, exponiendo una malla de fibras de colágeno adheridas a la dentina remanente. Estas fibras son de crucial importancia para establecer la capa híbrida que describieran Nakabayashi y cols. y Van Meerbeek y cols. La acción del ácido ortofosfórico sobre la dentina, además de eliminar el barrillo dentinario, produce la disolución de algunos minerales presentes, entre ellos los cristales de hidroxiapatita<sup>98</sup>.

Cuando en lugar de fresar la dentina producimos su eliminación por el efecto ablativo del láser, el detritus que formaría el smear layer no queda retenido en la superficie, y por tanto el aspecto de la dentina es similar a la grabada. Este aspecto se evidencia en imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido y lo constatan algunos investigadores. La similitud en la microscopia de ambas superficies también podría deberse simplemente a la desecación previa que deben sufrir las muestras. Esta desecación favorece que las fibras de colágeno se colapsen contra la superficie de la dentina, y por lo tanto que su aspecto sea muy similar.

De la similitud de ambas superficies podría deducirse que ofrecen similares características favorables a la utilización de sistemas adhesivos, tal como señalan Giachetti y cols.<sup>99</sup>.

Sin embargo si analizamos con mayor profundidad y rigor esta similitud encontraremos notables diferencias entre ambas superficies.

La ablación que provoca el láser en la dentina incluye también la mayor parte de las fibras de colágeno (aunque no todas: pequeños residuos de las mismas pueden evidenciarse por microscopía electrónica de barrido tras la irradiación).

Por eso no queda matriz desmineralizada en la que se evidencie la malla de colágeno, tal como ocurre tras el grabado ácido. Este parece ser el mejor argumento que sustenta en la literatura descripciones de ausencia de capa híbrida<sup>100</sup> o incluso estudios que afirman que la utilización del láser en la preparación de la dentina impide la formación de dicha capa<sup>101</sup>.

Sin embargo otros investigadores cuestionan estas afirmaciones al considerar que aunque la capa híbrida es la base principal de la mayor parte de los sistemas adhesivos, como ya se ha mencionado con anterioridad, no toda la fuerza de adhesión se confía a este tipo de unión. Los adhesivos suelen incorporar en su formulación otros componentes que establecen otras uniones entre los cuales destacan los que se adhieren a la hidroxiapatita. Los monómeros funcionales como el 4-META interaccionan con la hidroxiapatita logrando una quelación del ión Ca presente en su molécula, es decir estableciendo una unión química<sup>102</sup>. Esta capacidad de unión podría ser determinante en el establecimiento de fuerzas de adhesión en dentina preparada con láser.

Yoshida y cols.<sup>53, 535353</sup>(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)(Yoshida, Nagakane et al. 2004)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.

Kato y cols.<sup>98</sup>, utilizaron sistemas adhesivos constituidos por un 5 % de 4-META disuelto en acetona, como “primer”, y como resina adhesiva fotopolimerizable el 4-META. Aunque las conclusiones de este estudio señalan la importancia de la eliminación del *smear layer* mediante ácido, los autores insisten en que debe desmineralizarse la dentina lo mínimo posible.

La existencia de mayor presencia de hidroxiapatita en la dentina irradiada que en la dentina fresada y grabada<sup>103</sup>, fue uno de los argumentos principales para utilizar en el presente estudio sistemas adhesivos que entre sus componentes

incorporaran alguna sustancia capaz de establecer una unión química con la hidroxiapatita. Los adhesivos autograbantes, que en su composición integran monómeros capaces de establecer dicha unión nos parecieron los más apropiados. Además, los sistemas adhesivos basados en el grabado total han sido los más utilizados por la comunidad científica en temas de adhesión y láser, como ya se ha mencionado con anterioridad, pero los resultados obtenidos en la mayoría de ellos no mejoran las fuerzas de adhesión si se comparan con preparaciones convencionales.

Usumez y cols.<sup>104</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 consigue efectos similares, aunque no mejora los resultados del ácido ortofosfórico en la adhesión obtenida sobre esmalte.

En otro estudio también relacionado con la adhesión a la dentina, Schein y cols.<sup>105</sup>, obtuvieron resultados similares. 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 y lo compararon con la técnica convencional. 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.

Bertrand y cols.<sup>100</sup> que estudiaron, con MEB, dentina irradiada con láser de Er:YAG 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.

A pesar de ello, algunos estudios obtienen resultados más esperanzadores y sobre todo, muestran una tendencia importante para nosotros al considerar que en las preparaciones con láser el grabado ácido no es imprescindible.

Visuri y cols.<sup>77 77 77</sup> (Visuri, Gilbert et al. 1996) (Visuri, Gilbert et al. 1996), valoraron las fuerzas de resistencia a la cizalla en composite adherido a dentina preparada con láser de Er:YAG, y obtuvieron buenos resultados. El sistema

adhesivo utilizado fue el ProBond<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>106</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. Se utilizó como sistema adhesivo el XR "primer" & Bond<sup>®</sup> (Kerr, Romulus, EE.UU.). En sus conclusiones afirmaron no encontrar diferencias en la adhesión a la dentina entre turbina y láser.

En definitiva, la posible interpretación de estos hallazgos tiene que considerar la idea de que, efectivamente, se trata de dos vías completamente diferentes de preparación de la dentina, con eliminación de algunos de sus componentes en diferentes proporciones y que producen efectos físicos distintos. De la misma forma que la dentina irradiada y la dentina fresada, previas a la aplicación del grabado ácido, no tienen similitudes, los complejos de unión que pueden formar tampoco tienen que ser similares. Simplemente son distintas porque la dentina remanente es diferente en cuanto a la presencia de fibras de colágeno parcialmente expuestas se refiere y a la composición de restos minerales.

Mientras el micro-enclavamiento mecánico se supone que es la base para una buena adhesión, publicaciones recientes han demostrado que la interacción química adicional entre monómeros funcionales y el sustrato del diente podría mejorar la durabilidad de la unión<sup>107</sup>. Esto se conoce como el concepto "Adhesión-Descalcificación" (AD).

Los monómeros funcionales que contienen algunos adhesivos autograbantes, como los utilizados en el presente estudio, pueden formar un complejo con las sales de calcio resultantes de la disolución parcial de los cristales de hidroxiapatita, que es la base para la interacción química. Esta interacción provoca la formación de una capa extremadamente fuerte con baja solubilidad, conocida como la zona de nano-interacción (NIZ). La cantidad de cristales

residuales de apatita es de gran importancia para asegurar la calidad de adhesión posterior.

Este concepto de adhesión descalcificación podría justificar los buenos resultados obtenidos en el presente trabajo que confirman nuestra hipótesis apoyada en que la baja densidad de energía mejora sustancialmente el efecto que el láser ejerce sobre la dentina, respetando muchos de sus componentes colagenosos y provocando una descalcificación con mayores restos de apatita, que habrían sido muy bien aprovechados por los monómeros existentes en los adhesivos autograbantes utilizados.



## **8. CONCLUSIONES**

## 8. CONCLUSIONES

Basándonos en el análisis estadístico de nuestros resultados y con las limitaciones propias de un estudio in vitro (ex vivo), concluimos que:

Los adhesivos autograbantes aplicados en las superficies de dentina irradiadas con láser resisten mejor las fuerzas de cizalla en relación a su mismo efecto en preparaciones convencionales. Las muestras preparadas mediante láser de Er,CR:YSGG a baja densidad de energía por pulso obtuvieron mejores resultados que las preparadas mediante procedimiento rotatorio convencional, utilizando cualquiera de los dos sistemas adhesivos seleccionados para el experimento, **lo que confirma la hipótesis principal.**

En la dentina preparada con el láser de Er,Cr:YSGG, no todos los sistemas adhesivos autograbantes tienen la misma fuerza adhesiva. Las muestras preparadas con láser en las que se utilizó uno de los sistemas adhesivos (el denominado A2: Clearfil SE Bond) obtienen mejores resultados que las que emplearon el otro sistema adhesivo (el denominado A1: G-aenial bond), **lo que confirma la hipótesis alternativa.**

**Se invalida la hipótesis nula** al comprobar que la preparación de la dentina mediante la aplicación del láser a baja densidad de energía por pulso, si supone diferencias en las fuerzas de adhesión obtenidas, comparadas con la preparación convencional.

La utilización de ciertos sistemas adhesivos autograbantes, es capaz de provocar interacción positiva con el láser al incrementar la resistencia más allá de lo esperado por su propia asociación y por ello podrían considerarse como más idóneos para las preparaciones que utilizan laser a baja densidad de energía por pulso.

## **9. BIBLIOGRAFÍA**

## BIBLIOGRAFIA

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34:849-53.
2. Buonocore MG. Principles of Adhesive Retention and Adhesive Restorative Materials. J Am Dent Assoc 1963; 67:382-91.
3. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Arch Oral Biol 1968; 13:61-70.
4. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am 2004; 48:751-70, V.
5. España Tost AJ, Arnabat Dominguez J, Berini-Aytes L, Gay Escoda C. Aplicaciones del láser en Odontología. RCOE 2004; 9:497-511.
6. Gutknecht N, Eduardo CDP. A Odontologia e o laser. Sao Paulo: Quintessence Editora Ltda; 2004.
7. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med 1989; 9:338-44.
8. Miserendino L, Pick R. Lasers in Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1995.
9. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res 1970; 49:Suppl:1359-68.
10. España Tost AJ. Estudio comparativo de las fuerzas de adhesión obtenidas sobre dentina preparada con láser Er,Cr:YSGG. Barcelona: Universitat de Barcelona.Facultatd'Odontologia;2006.  
<http://www.tdx.cat/handle/10803/1191>.
11. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005; 84:118-32.
12. García Barbero J, Kessler Nieto. Patología y Terapéutica Dental. Madrid: Ed. Síntesis; 1997.
13. Asmussen E, Peutzfeldt A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus surface energy parameters. Dent Mater 2005; 21:1039-43.

14. Wu W, Nancollas GH. The relationship between surface free-energy and kinetics in the mineralization and demineralization of dental hard tissue. *Adv Dent Res* 1997; 11:566-75.
15. O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection*. Chicago: Quintessence; 1997.
16. Macchi RL. *Materiales dentales*. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2007.
17. Toledano M, Osorio R, Perdigao J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vilchez MA. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J Biomed Mater Res* 1999; 47:198-203.
18. Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand* 1981; 39:47-53.
19. Gómez De Ferraris M, Campos Muñoz A. *Histología y embriología bucodental*. Madrid: Médica Panamericana; 1999.
20. Ten Cate A. *Histología oral. Desarrollo estructura y función*. Buenos Aires: Ed. Panamericana; 1986.
21. Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Characterising the micro-mechanical behaviour of the carious dentine of primary teeth using nano-indentation. *J Biomech* 2005; 38:1535-42.
22. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dent Mater* 2004; 20:522-9.
23. Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BI. *Anatomía Oral, Histología y Embriología*. Madrid: Mosby/Doyma; 1995.
24. Cohen S, Burns R. *The pathways of the pulp*. St. Louis: Mosby; 1998.
25. Albaladejo Martínez A. Estudio in vitro de factores que afectan la durabilidad de la adhesión a dentina. Granada: Universidad de Granada. Facultad de Odontología: 2006. <http://hera.ugr.es/tesisugr/16059177.pdf>.
26. Ferguson DB. *Oral Biosciencie*. Churchill Livingstone: Harcourt limited; 1999.
27. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am* 2007; 51:677-94, VII.

28. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88:558-78.
29. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008; 24:90-101.
30. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007; 51:333-57, VIII.
31. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000; 45:355-61.
32. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976; 21:355-62.
33. Morse DR. Age-related changes of the dental pulp complex and their relationship to systemic aging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 72:721-45.
34. Butler WT. Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. *Oper Dent* 1992; Suppl 5:18-23.
35. Seltzer S, Bender I. The dental pulp: biologic considerations in dental procedures. St. Louis: Ishiyaju EuroAmerica Inc.; 1990.
36. Bowen RL. Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 1979; 58:1493-503.
37. George R, Rutley EB, Walsh LJ. Evaluation of smear layer: a comparison of automated image analysis versus expert observers. *J Endod* 2008; 34:999-1002.
38. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993; 24:606-17.
39. Berry EA, 3rd, von der Lehr WN, Herrin HK. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc* 1987; 115:65-7.
40. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; 8:306-35.
41. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979; 58:1364-70.
42. Kanca J, 3rd. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992; 5:213-5.

43. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16:265-73.
44. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent* 1992; Suppl 5:125-30.
45. Macari S, Goncalves M, Nonaka T, Santos JM. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J* 2002; 13:33-8.
46. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991; 3:133-8.
47. Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am J Dent* 1996; 9:140-4.
48. Perdigao J, Duarte S, Jr., Lopes MM. Advances in dentin adhesion. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24:10-6; quiz 61.
49. Van Meerbeek B, Dhém A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993; 72:495-501.
50. Malyk Y, Kaaden C, Hickel R, Ilie N. Analysis of resin tags formation in root canal dentine: a cross sectional study. *Int Endod J* 2010; 43:47-56.
51. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28:215-35.
52. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K, Pashley DH. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent* 1999; 1:7-23.
53. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; 83:454-8.
54. Botta SB, Vieira SN, Cordon R, Marques MM, Matos AB. Can the method of primer application influence adhesion to Er:YAG-laser irradiated dentin? *J Contemp Dent Pract* 2009; 10:49-57.
55. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; 79:709-14.

56. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater* 2001; 17:445-55.
57. Christensen GJ. Sorting out the confusing array of resin-based composites in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1999; 130:275-7.
58. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000; 131 Suppl:26S-30S.
59. Wilder AD, Jr., May KN, Jr., Swift EJ, Jr., Sullivan DJ. Effects of viscosity and surface moisture on bond strengths of resin-modified glass ionomers. *Am J Dent* 1996; 9:215-8.
60. Martelli FS, De Leo A, Zinno S. *Laser in odontostomatologia*. Milano: Masson S.p.A.; 2000.
61. Rauhamaa-Makinen R, Meurman JH, Luomanen M, Torkko H, Viherkoski E, Paunio I. Irradiation of human dental tissues with CO<sub>2</sub>-, Nd:YAG-, and CO<sub>2</sub>-Nd:YAG combination laser. *Scand J Dent Res* 1991; 99:470-5.
62. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19:297-303.
63. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc* 1995; 23:41-7.
64. Apel C, Schafer C, Gutknecht N. Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro. *Caries Res* 2003; 37:34-7.
65. Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, Matsumoto K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg* 2005; 23:52-5.
66. Mir M, Meister J, Franzen R, Sabounchi SS, Lampert F, Gutknecht N. Influence of water-layer thickness on Er:YAG laser ablation of enamel of bovine anterior teeth. *Lasers Med Sci* 2008; 23:451-7.
67. Colucci V, do Amaral FL, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. *Lasers Med Sci* 2009; 24:811-8.
68. Coluzzi DJ. What laser does your practice need? Advantages, considerations, and practice integration of laser dentistry. *Alpha Omegan* 2008; 101:202-5.



69. Van Landuyt KL, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso MV, Ermis RB, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. *J Dent* 2008; 36:847-55.
70. Titley K, Chernecky R, Chan A, Smith D. The composition and ultrastructure of resin tags in etched dentin. *Am J Dent* 1995; 8:224-30.
71. Yu DG, Kimura Y, Kinoshita J, Matsumoto K. Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an erbium, chromium:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2000; 18:139-43.
72. Li ZZ, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med* 1992; 12:625-30.
73. de Souza AE, Corona SA, Dibb RG, Borsatto MC, Pecora JD. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *J Dent* 2004; 32:269-75.
74. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pecora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med* 2002; 31:164-70.
75. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989; 9:345-51.
76. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P, Gutknecht N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg* 2007; 25:373-80.
77. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT, Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996; 75:599-605.
78. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2002; 81:119-22.
79. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil* 2003; 30:515-21.
80. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin

- after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17:105-9.
81. Niu W, Eto JN, Kimura Y, Takeda FH, Matsumoto K. A study on microleakage after resin filling of Class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 1998; 16:227-31.
  82. Marotti J, Geraldo-Martins VR, Bello-Silva MS, de Paula Eduardo C, Apel C, Gutknecht N. Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers Med Sci* 2010; 25:325-9.
  83. Palma Dibb RG, Milori Corona SA, Borsatto MC, Ferreira KC, Pereira Ramos R, Djalma Pecora J. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg* 2002; 20:129-33.
  84. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med* 2006; 38:615-23.
  85. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995; 26:95-110.
  86. Featherstone JD, Nelson DG. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1987; 1:21-6.
  87. Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci* 2007; 22:175-82.
  88. Basaran EG, Ayna E, Basaran G, Beydemir K. Influence of different power outputs of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel. *Lasers Med Sci* 2011; 26:13-9.
  89. Cardoso MV, De Munck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt K, de Carvalho RC, Van Meerbeek B. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent* 2008; 33:448-55.
  90. Kuramoto Junior M, Matson E, Turbino ML, Marques RA. Microhardness of Nd:YAG laser irradiated enamel surfaces. *Braz Dent J* 2001; 12:31-3.
  91. Lee BS, Lin CP, Lin FH, Li UM, Lan WH. Effect of Nd:YAG laser irradiation on the hardness and elastic modulus of human dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2003; 21:41-6.
  92. Sirirungrojying S, Saito K, Hayakawa T, Kasai K. Efficacy of using self-etching primer with a 4-META/MMA-TBB resin cement in bonding

- orthodontic brackets to human enamel and effect of saliva contamination on shear bond strength. *Angle Orthod* 2004; 74:251-8.
93. Senawongse P, Otsuki M, Tagami J, Mjor I. Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. *Arch Oral Biol* 2006; 51:457-63.
94. Bahrami B, Askari N, Tieleman M, Heyselaer D, Lamard L, Peremans A, Nyssen-Behets C, Nammour S. Effect of low fluency dentin conditioning on tensile bond strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin: a preliminary study. *Lasers Med Sci* 2011; 26:187-91.
95. Delme KI, De Moor RJ. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomed Laser Surg* 2007; 25:393-401.
96. Ramos AC, Esteves-Oliveira M, Arana-Chavez VE, de Paula Eduardo C. Adhesives bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated dentin: transmission electron microscopy, scanning electron microscopy and tensile bond strength analyses. *Lasers Med Sci* 2010; 25:181-9.
97. Corona SA, Atoui JA, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Dibb RG. Composite resin's adhesive resistance to dentin: influence of Er:YAG laser focal distance variation. *Photomed Laser Surg* 2005; 23:229-32.
98. Kato G, Nakabayashi N. Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. *Dent Mater* 1996; 12:250-5.
99. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Scarpelli F, Vitale M. SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22:35-41.
100. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med* 2004; 35:51-7.
101. Sassi JF, Chimello DT, Borsatto MC, Corona SA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparative study of the dentin/adhesive systems interface after treatment with Er:YAG laser and acid etching using scanning electron microscope. *Lasers Surg Med* 2004; 34:385-90.
102. Nakabayashi N, Hiranuma K. Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent Mater* 2000; 16:274-9.
103. Lopes GC, Vieira LC, Monteiro S, Jr., Caldeira de Andrada MA, Baratieri CM. Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. *Oper Dent* 2003; 28:429-39.

- 104.** Usumez S, Orhan M, Usumez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122:649-56.
- 105.** Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent* 2003; 31:127-35.
- 106.** Lin S, Caputo AA, Eversole LR, RizoIU I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 1999; 82:451-5.
- 107.** Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; 27:17-28.

# **ANEXO**



**CARTA APROVACIÓ PROJECTE PEL CER**

Codi de l'estudi: ODT-ELM-2011-01

Versió del protocol: 1.0

Data de la versió: 22/10/12

Títol: "Valoración de las fuerzas de adhesión de sistemas adhesivos autograbantes sobre dentina irradiada con láser de ER, Cr: YSGG"

Sant Cugat del Vallès, 31 d'octubre de 2012

Investigador: **Rodrigo J. Pallás Alblac**

Títol de l'estudi: "Valoración de las fuerzas de adhesión de sistemas adhesivos autograbantes sobre dentina irradiada con láser de ER, Cr: YSGG"

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, des del punt de vista ètic, reuneix els criteris exigits per aquesta institució i, per tant, ha

**RESOLT FAVORABLEMENT**

emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ** per part del Comitè d'Ètica de la Recerca, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,



**Dr. Josep Argemí**  
**President CER-UIC**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

EXTRACCION DE CORDALES MEDIANTE CIRUGIA

De conformidad con lo dispuesto en la legislación vigente:

- Ley 14/1986, de 25 de abril, General de Sanidad.
- Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. (BOE núm.274 de 15 de noviembre de 2002).

Yo, D./Dña.....(como paciente),

con DNI núm....., mayor de edad,

y con domicilio en .....

de (Ciudad y distrito postal).....

DECLARO

Que el Odontólogo/Estomatólogo Dr.....

Me ha explicado que es conveniente en mi situación, proceder a la extracción de un cordal o muela del juicio. Que debe realizarse mediante procedimientos quirúrgicos, ya que dicho molar no se encuentra totalmente erupcionado y no puede extraerse de manera convencional.

Me ha explicado la naturaleza exacta de la intervención o procedimiento que se me va a realizar y su necesidad. He tenido la oportunidad de discutir con el facultativo como se va a efectuar, su propósito, las alternativas razonables, así como los riesgos y complicaciones que de él puedan derivarse.

En consecuencia, comprendo que voy a perder dicha pieza dental, que en la mayoría de los casos no precisara sustitución. Entiendo que el objetivo del procedimiento consiste en prevenir o eliminar los problemas y complicaciones que su mantenimiento en la boca puede ocasionarme.

Me ha explicado que el tratamiento que voy a recibir implica la administración de anestesia local, que consiste en proporcionar, mediante una o varias inyecciones, sustancias que provocan un bloqueo reversible de los nervios de tal manera que se inhibe transitoriamente la sensibilidad con el fin de realizar el tratamiento sin dolor. Como consecuencia de la administración de la solución anestésica tendré la sensación de acorchamiento del labio o de la cara, que permanecerá durante varias horas y luego desaparecerá .

También me ha explicado que la administración de la anestesia puede provocar, en el punto en el que se administre la inyección, ulceración de la mucosa y dolor, y menos frecuentemente, limitaciones en el movimiento de apertura de la boca, que pueden requerir tratamiento ulterior, y que la anestesia puede provocar bajada de tensión que, en casos menos frecuentes, pueden provocar un síncope o fibrilación ventricular, que deben tratarse posteriormente.

Comprendo que aunque de mis antecedentes personales no se deducen posibles alergias o hipersensibilidad al agente anestésico, la anestesia puede provocar urticarias, dermatitis, asma, edema angioneurótico, que en casos extremos puede requerir tratamiento urgente.

Aunque se me han practicado los medios diagnósticos que se han estimado precisos (radiografía y/o TAC), comprendo que es posible que el estado inflamatorio de la pieza que se me va extraer pueda producir un

Valoración de las fuerzas de adhesión de sistemas adhesivos autograbantes sobre dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSGG

---

proceso infeccioso, que puede requerir tratamiento con antibióticos y antiinflamatorios, del mismo modo que en el curso del procedimiento puede producirse una hemorragia profusa, que exigiría coartarse con la colocación en el alvéolo de una sustancia coagulante o mediante sutura. También sé que en el curso del procedimiento pueden producirse, aunque no es frecuente, la rotura de la corona, laceraciones en la mucosa yugal o en la lengua, inserción de la raíz en el seno maxilar, fractura del tabique intrarradicular o de la tuberosidad, que no dependen de la forma o modo de practicarse la intervención, ni de su correcta realización, sino que son imprevisibles, en cuyo caso el facultativo tomará las medidas precisas, y continuará con la extracción.

También se me ha explicado que, aunque infrecuentemente, y con independencia de la técnica empleada en el procedimiento y de su correcta realización, existen riesgos asociados a este tipo de intervención que pueden provocar daños a estructuras vecinas. Como complicaciones más improbables pueden lesionarse el nervio dentario o el nervio lingual, con pérdida de sensibilidad que normalmente es temporal y desaparece en algunas semanas, pero que puede perdurar durante tres a seis meses, o ser definitiva.

Se me informa también que, aunque no es frecuente, puede producirse luxación de la articulación de la mandíbula e incluso fractura del maxilar, en cuyo caso deberé recibir el tratamiento preciso con un especialista en esa materia y ser revisado para control de ese proceso.

Menos graves resultan las complicaciones infecciosas locales, celulitis, trismo, estomatitis, etc., que suelen poder controlarse farmacológicamente pero que pueden precisar de tratamiento quirúrgico posterior.

He comprendido lo que se me ha explicado por el facultativo de forma clara, con un lenguaje sencillo, habiendo resuelto todas las dudas que se me han planteado, y la información complementaria que le he solicitado.

Me ha queda claro que en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar este consentimiento.

Estoy satisfecho con la información recibida y comprendido el alcance y riesgos de este tratamiento, y en por ello,

DOY MI CONSENTIMIENDO, para que se me practique la extracción quirúrgica de cordales.

En Barcelona , a .....de .....de.....

Fdo. El paciente  
su representante legal)

Fdo. El Odontólogo/Estomatólogo (o  
Núm. Colegiado



CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN BIOMEDICA

SOLICITUD DE MUESTRAS DE MATERIAL BIOLÓGICO

DIENTES POST EXTRACCIÓN

Yo, D./Dña.....(como paciente),

con DNI núm....., mayor de edad,

y con domicilio en .....

de (Ciudad y distrito postal).....

**DECLARO:**

Que el Dr.....

Me ha solicitado muestras de material biológico, (**en este caso el/ los diente extraído/s**), para poder utilizarlos en estudios de investigación biomédica.

Me ha informado que las muestras obtenidas serán usadas únicamente para investigaciones que incluyan la realización de pruebas físicas y no biológicas, detallando específicamente que no se harán estudios genéticos con ellas. Si en el futuro son usadas para propósitos diferentes a los de esta investigación médica, se me solicitará un nuevo consentimiento.

Me ha especificado, además, algunas consideraciones de diferentes aspectos del estudio. Entre ellas las relativas a:

**PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN:** Las muestras serán almacenadas en botes estériles inmersas en agua destilada y conservadas en un frigorífico, en la propia clínica dental, bajo la responsabilidad del Dr. ....

El material biológico que compone las muestras estará mezclado con el de otros donantes sin identificación alguna que pueda relacionarlo con ninguno de ellos.

**RIESGOS:** Se me ha informado que, dada la naturaleza de la investigación médica que se llevara a cabo con las muestras, no existe ningún tipo de riesgos para mí.

**BENEFICIOS:** No obtendré beneficios de ningún tipo por participar en esta investigación médica. Sin embargo, la información que se obtendrá será de utilidad para conocer más acerca del problema en estudio y eventualmente podría beneficiar a otras personas.

**VOLUNTARIEDAD:** Mi participación en esta donación de muestras biológicas es completamente voluntaria. Si no acepto no perderé ningún derecho como paciente y no se verá afectada la calidad de la atención médica recibida ni ahora ni en el futuro.

**CONFIDENCIALIDAD:** Tanto el procesamiento de las muestras, como en la publicación de los resultados se mantendrán estrictas medidas para garantizar la confidencialidad de los datos personales de los donantes, incluyendo el presente documento.

Valoración de las fuerzas de adhesión de sistemas adhesivos autograbantes  
sobre dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSGG

---

Para la realización de los estudios los especímenes se agrupan aleatoriamente siguiendo programas de computadora. Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias sin vulnerar el derecho a la protección de los datos personales.

Después de leer detenidamente el presente documento y aclarar las dudas o cuestiones que pudiera tener al respecto

DOY MI CONSENTIMIENTO, para que el/los DIENTES EXTRAIDOS puedan utilizarse en los citados estudios de investigación.

En Barcelona , a .....de .....de.....

Fdo. El paciente  
su representante legal)

Fdo. El Odontólogo/Estomatólogo (o  
Núm. Colegiado

Sr. Presidente del CER

Universitat Internacional de Catalunya

Yo, Rodrigo José Pallás Albiac, Licenciado en Medicina y Cirugía y en Odontología, con DNI 17692772E.

Como responsable de la utilización y custodia de las muestras biológicas, utilizadas en el proyecto de investigación que lleva por título:

VALORACIÓN DE LAS FUERZAS DE ADHESIÓN DE SISTEMAS ADHESIVOS AUTOGRABANTES SOBRE DENTINA IRRADIADA CON LASER DE ER, Cr: YSGG

EXPONGO:

Que dichas muestras consisten en terceros molares incluidos que fueron extraídos, por causas justificadas, mediante procedimientos quirúrgicos.

Que los pacientes me autorizaron, mediante la firma de CONSENTIMIENTO INFORMADO, para la utilización de dichos molares extraídos en la fase experimental del citado proyecto de investigación

Y mediante el presente documento,

ME COMPROMETO a que, una vez concluida la fase experimental, realizar un buen uso de las muestras utilizadas incluyendo la eliminación de las mismas, de acuerdo con las normas éticas y la legislación vigente.

A tal fin las muestras serán almacenadas en recipientes contenedores para desechos clínicos de riesgo biológico y librados a la empresa BIOCOMPACT SL. Para que proceda a su destrucción conforme a la reglamentación en vigor.

En Barcelona, 28 de octubre del 2012

Fdo. Rodrigo J. Pallás Albiac