

**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA**



**FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

**TESIS DOCTORAL**

**Influencia De La Densidad De Energía  
Por Pulso Del Láser De Er,Cr:YSGG En  
La Adhesión A Dentina. Estudio De La  
Resistencia A La Fuerza De Cizalla**

**D<sup>a</sup>. María Jesús Pérez Rodríguez**

**Codirectores: Prof. Dr. Antoni Jesús España Tost  
Prof. Dr. Julio Joaquín Herrero Payo**

**Octubre 2015**



EI DR. D. FRANCISCO SANTIAGO LOZANO SÁNCHEZ

Director del Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca.

CERTIFICA:

Que la presente Memoria, elaborada por D<sup>a</sup> María Jesús Pérez Rodríguez para optar al Grado de Doctor de la Universidad de Salamanca con el título “Influencia de la densidad de energía por pulso de Er,Cr:YSGG en la adhesión a dentina. Estudio de la resistencia a la fuerza de cizalla”, ha sido realizada bajo la dirección del Dr. Antoni J. España-Tost de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona y el Dr. Julio Herrero Payo, en el Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca.

Y para que sí conste, expide y firma la presente certificación.

En Salamanca, a 15 de octubre de 2015

Fdo: Dr. D. Francisco Santiago Lozano Sánchez







**D. Antoni J. España-Tost**, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Asociado del Departamento de Odontoestomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona, Director del Máster de Láser en Odontología de la Universidad de Barcelona y **D. Julio Herrero Payo**, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Ayudante-Doctor del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo titulado: *“Influencia de la densidad de energía por pulso de Er,Cr:YSGG en la adhesión a dentina. Estudio de la resistencia a la fuerza de cizalla”*, ha sido realizado por la licenciada en Medicina y Cirugía y licenciada en Odontología, **D<sup>a</sup>. María Jesús Pérez Rodríguez**, ha sido realizado en forma de codirección en la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona y en la Facultad de Odontología de la Universidad de Salamanca, y corresponde fielmente a los resultados obtenidos. Habiéndose concluido, y reuniendo, a nuestro juicio, los requisitos y méritos suficientes para que la autora del mismo pueda optar al Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca.

Y para que así conste, expiden y firman la presente certificación.

En Salamanca, a 15 de Octubre de 2015

Fdo: Dr. Antoni J. España Tost

Fdo: Dr. Julio Herrero Payo



***A mi familia***

*“Me enseñaron que el camino del progreso no es ni rápido, ni fácil”*

*(Marie Curie)*



## **AGRADECIMIENTOS**

*En primer lugar gracias a mis directores, el Prof. Dr. Antoni España-Tost y Prof. Julio Herrero Payo, por su trabajo y apoyo incondicional como profesores y fundamentalmente como personas.*

*Al Dr. España-Tost que me inicio en la investigación y me ha asesorado científicamente en el desarrollo primero de la Master-Thesis y ahora de esta Memoria para optar al Grado de Doctor, como referente en el campo del láser*

*Al Dr. Julio Herrero Payo, por su ayuda desde los cursos de doctorado, al Trabajo de Grado y ahora en este trabajo, aportando su conocimiento en el área de los materiales dentales.*

*Al Dr. Berini, responsable de la parte estadística, por su paciencia.*

*Al Dr. Josep Arnabat por estar siempre dispuesto, en cualquier momento, por su ánimo en los momentos difíciles.*

*Al Sr. Eduardo Blanco, responsable de GC-España, por su colaboración en la parte técnica relativa a la adhesión.*

*Al equipo de Biolase en España, Sr. Pedro Morales, Sra. Beatriz Pasagali y Sr. José M<sup>a</sup> Cid, por su disponibilidad, y por su colaboración en la parte técnica relativa al láser y fundamentalmente por su amistad.*

*A las Bibliotecarias Sra. Arancha Cazorla, Bibliotecaria de la UB y Sra. Helena Rodero, Bibliotecaria de la USAL, Y Sra. M<sup>a</sup> José Pérez, Bibliotecaria de la Bibl. Pública de Benavente, porque siempre han estado dispuestas a enseñarme y ayudarme técnicamente en toda la gestión bibliográfica.*

*A todos mis amigos, amigas, compañeros y compañeras de profesión, de quien siempre he aprendido, y me han acompañado en los desvelos que ha supuesto este empeño.*

*Cuando un profesional consigue un reto más en su carrera, en este camino hay un equipo, gracias a mi equipo humano a M<sup>a</sup> Luz, Ana, Cruz, María y Nuría. A todas y cada una de ellas por su labor insustituible.*

*A Cruz especialmente por su labor en la parte técnica de la preparación de las muestras empleadas en este estudio.*

*A mi amiga Aurora, que seguro que allí donde este se estará alegrando de que haya sacado adelante este reto personal.*

*A mi familia, por todo y por nada, por ser incondicionales, por ser mi paño de lágrimas, mi aliento en los días de fatiga, y mi pilar de apoyo diario.*

*A mi Madre, porque siempre me educó en el esfuerzo.*

*A mi marido Jesús y a mi hija Alejandra, por su apoyo y cariño y por el tiempo que este y otros retos profesionales, me han apartado de su lado.*

*En definitiva a todos los que alguna vez se sintieron orgullosos de mis logros.*

**A TODOS GRACIAS.**



## **ÍNDICE GENERAL**

<b>I.-MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN .....</b>	<b>23</b>
<b>II.-HIPÓTESIS DE TRABAJO .....</b>	<b>31</b>
<b>II.1.- HIPÓTESIS PRINCIPAL .....</b>	<b>31</b>
<b>II.2.- HIPÓTESIS SECUNDARIA .....</b>	<b>31</b>
<b>III.- OBJETIVOS.....</b>	<b>35</b>
<b>III.1.- OBJETIVO GENERAL .....</b>	<b>35</b>
<b>III.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....</b>	<b>35</b>
<b>IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS.....</b>	<b>39</b>
<b>IV.1.-ORÍGENES .....</b>	<b>40</b>
<b>IV.2.-ADHESIÓN Y DENTINA .....</b>	<b>42</b>
IV.2.1.-CONCEPTO DE ADHESIÓN .....	42
IV.2.2.- DENTINA: HISTOLOGÍA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA.....	43
IV.2.2.1.-HISTOLOGÍA DE LA DENTINA .....	43
IV.2.2.2.-COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA DENTINA .....	47
IV.2.3.- FACTORES INFLUYENTES EN LA ADHESIÓN .....	50
IV.2.4.- LOS ADHESIVOS: ACTUALIDAD Y CLASIFICACIÓN.....	51
IV.2.4.1.-CAPA HÍBRIDA .....	53
IV.2.4.2.-BARRILLO DENTINARIO O “SMEAR LAYER” .....	55
IV.2.4.3.-ACTUALIDAD DE LOS ADHESIVOS .....	56
IV.2.4.4.- CLASIFICACIÓN DE LOS ADHESIVOS .....	64
IV.2.4.4.1.- Sistemas de Grabado y Secado: “Etch-and-Rinse” .....	64
IV.2.4.4.2.- Sistemas de Autograbado: “Self-Etching”o SE.....	66
<b>IV.3.-TECNOLOGÍA LÁSER .....</b>	<b>72</b>
IV.3.1.- LÁSERES CON APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA.....	72
IV.3.2.- CLASIFICACIÓN DE LOS LÁSERES .....	75
IV.3.3.- LÁSER DE Er:YAG Y LÁSER DE Er,Cr:YSGG.....	78
IV.3.3.1.- LÁSER DE ER:YAG .....	80
IV.3.3.2.- LÁSER DE ER,CR:YSGG .....	82

## ÍNDICE

IV.3.4.- ENERGÍA Y LÁSER .....	87
IV.3.4.1.- PROPIEDADES DE LA LUZ LÁSER .....	87
IV.3.4.2.-COMPONENTES DEL LÁSER .....	89
IV.3.4.3.- PARÁMETROS FÍSICOS DEL LÁSER .....	90
IV.3.4.4.-PROPIEDADES ÓPTICAS DE LOS TEJIDOS .....	96
<b>V.-MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>103</b>
<b>V.1.- MATERIAL.....</b>	<b>103</b>
V.1.1.- DIENTES HUMANOS .....	103
V.1.2.- PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES .....	105
V.1.3.- FIJACIÓN DE LOS ESPECÍMENES .....	107
V.1.4.- LÁSER DE Er,Cr:YSGG.....	110
V.1.4.1- CÁLCULO DE LA DENSIDAD DE ENERGÍA POR PULSO.....	113
V.1.4.1.1.- Calibración de la unidad.....	113
V.1.4.1.2.-Cálculo de la superficie del impacto .....	115
V.1.4.1.3.-Densidad de Energía por Pulso utilizada en este estudio .....	119
V.1.5.- LIJADORA.....	119
V.1.6.- SISTEMA ADHESIVO .....	120
V.1.7.- LÁMPARA HALÓGENA .....	123
V.1.8.- MATERIALES COMPUESTOS .....	124
V.1.8.1.-RESINA FLUIDA O “FLOW” .....	124
V.1.8.2.- RESINA COMPUESTA .....	125
V.1.9.- MATRIZ DE COBRE .....	127
<b>V.2.- MÉTODO.....</b>	<b>128</b>
V.2.1.- ESTUDIO DE LAS FUERZAS DE RESISTENCIA A LA CIZALLA .....	128
V.2.1.1.-CÁLCULO DEL NÚMERO DE MUESTRAS.....	129
V.2.2.2.- GRUPOS DE ESTUDIO .....	129
V.2.2.3.-CONFECCIÓN DE LOS CILINDROS DE RESINA .....	131
V.2.2.4.-CONSERVACIÓN DE LAS MUESTRAS .....	139
V.2.2.5.-MEDICIÓN DE LAS FUERZAS DE RESISTENCIA A LA CIZALLA.....	139
V.2.2.6.- PRUEBAS ESTADÍSTICAS .....	143



<b>VI.-RESULTADOS .....</b>	<b>147</b>
<b>VI.1. MUESTRA GLOBAL.....</b>	<b>147</b>
VI.1.1. DESCRIPTIVA .....	147
VI.1.2. COMPROBACIÓN DE LA NORMALIDAD .....	149
<b>VI.2. MUESTRA GLOBAL CON GRUPOS DE TRATAMIENTO .....</b>	<b>151</b>
VI.2.1. DESCRIPTIVA .....	151
VI.2.2. COMPROBACIÓN DE LA NORMALIDAD .....	154
<b>VI.3. ANÁLISIS DE LA VARIANZA.....</b>	<b>158</b>
<b>VI.4. OTRAS COMPARACIONES FUERA DEL OBJETIVO PRINCIPAL.....</b>	<b>159</b>
VI.4.1. COMPARACIÓN EN DIENTES TRATADOS DE FORMA SIMILAR.....	160
VI.4.2. COMPARACIÓN LIMITADA A AQUELLOS DIENTES CUYAS HEMISECCIONES FUERON TRATADAS UNA MITAD CON HIGH DEPP Y LA OTRA COMO CONTROL.....	164
<b>VII.-DISCUSIÓN.....</b>	<b>169</b>
<b>VII.1.-MORFOLOGÍA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA DENTINA IRRADIADA CON LÁSER DE ERBIUM.....</b>	<b>170</b>
<b>VII.2.-SISTEMA ADHESIVO.....</b>	<b>174</b>
<b>VII.3.-DENSIDAD DE ENERGÍA POR PULSO .....</b>	<b>177</b>
<b>VII.4.-DENSIDAD DE ENERGÍA POR PULSO Y ADHESIÓN .....</b>	<b>179</b>
VII.4.1.- SISTEMAS ADHESIVOS DE GRABADO TOTAL.....	180
VII.4.2.- SISTEMAS AUTOGRABANTES “SELF-ETCHING” .....	181
<b>VII.5.- OTROS FACTORES DE RELEVANCIA.....</b>	<b>185</b>
VII.5.1.- CALIBRACIÓN.....	185
VII.5.2.- TAMAÑO MUESTRAL .....	185
VII.5.3.- APLICACIÓN DE RESINA FLUIDA.....	186
VII.5.4.- OTROS PARÁMETROS DEL LÁSER.....	186
<b>VIII.-CONCLUSIONES .....</b>	<b>193</b>
<b>IX.- BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>197</b>
<b>X.- GLOSARIO.....</b>	<b>221</b>

**APÉNDICE A- ÍNDICE DE FIGURAS**

<i>Figura 1. Dentina del Manto y Dentina Circumpulpar adaptada de las imágenes de los Cuadernos de Histología de Carrascal. ....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 2. Evolución del Odontoblasto desde la Célula Mesenquimal, hasta el Odontoblasto Maduro. Adaptada de los Cuadernos de Histología Odontológica .....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 3. Estructura del colágeno. La hélice del colágeno posee una estructura secundaria especial que sólo se encuentra en esta proteína. En la primera figura vemos la secuencia repetitiva del tripéptido Gly-X-Y adopta una estructura helicoidal levógira con 3 residuos por vuelta y en la última la superhélice de 3 cadenas de colágeno representada en un esquema de bolas y varillas .....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 4. Capa Híbrida y Tag de Dentina (Cortesía del Dr. España) .....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 5. Imagen SEM (Scanning electron micrograph) de Smear Layer y Smear Plug.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 6. Esquema de Grabado Ácido y Adhesión en Dentina .....</i>	<i>65</i>
<i>Figura 7. Interacción de los Sistemas Autograbantes de 2 botes.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 8. Interacción de los sistemas autograbantes "all-in-one" con la dentina .....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 9. Resumen de los Sistemas Adhesivos .....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 10. Charles Townes y el Máser (1955).....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 11. (A) Láser de Rubí, similar al de Maiman perteneciente a la Facultad de Físicas de la Universidad de Barcelona (B) Láser de rubí de Maiman en 1960) .....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 12. Gráfica de absorción para las distintas longitudes de onda .....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 13. Distintas unidades de láser de Er:YAG comercializadas. A) Unidad KaVo-Key III, B) Unidad dual Opus 20 (Er:Yag y CO<sub>2</sub>), C) Unidad Er:Yag de Creation. ....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 14. Unidad de Er,Cr:YSGG (Waterlase-MD).(Biolase, San Clemente, EE.UU.).....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 15. Características Físicas de la luz láser versus la luz convencional. ....</i>	<i>88</i>
<i>Figura 16. Representación gráfica de los componentes básicos de un láser. ....</i>	<i>89</i>
<i>Figura 17. Representación de los distintos "tip" de zafiro del Waterlase-MD (Imagen cedida por el fabricante BIOLASE).....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 18. Imagen detallada de la cabeza de la Pieza MD Gold.....</i>	<i>96</i>

<i>Figura 19. Panel de control del Waterlase-MD. Todos los parámetros son manipulables por el operador: Mode, Power, PPS, H<sub>2</sub>O y Air.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 20. Agua destilada Fresenius; a)Detalle de la botella, B)Detalle de la etiqueta.....</i>	<i>104</i>
<i>Figura 21. Detalle de los especímenes dentro de la botella de agua destilada.....</i>	<i>104</i>
<i>Figura 22. Esquema de la obtención de dentina; a) Corte hipotético, b) Corte con el disco diamantado.....</i>	<i>105</i>
<i>Figura 23. Detalle de un diente tras el corte oclusal.....</i>	<i>106</i>
<i>Figura 24. Secuencia de corte con el disco diamantado.....</i>	<i>106</i>
<i>Figura 25. Imagen de las dos mitades de cada uno de los especímenes.....</i>	<i>107</i>
<i>Figura 26. Imagen de los dos especímenes vistos por su cara oclusal.....</i>	<i>107</i>
<i>Figura 27. Fijación de los especímenes (hemidientes) en la plancha de cera. Detalle del cubo de aluminio.....</i>	<i>108</i>
<i>Figura 28. Detalle de la fijación con yeso piedra de los hemidientes en el interior del cubo de aluminio.....</i>	<i>108</i>
<i>Figuras 29 y 30. Muestras preparadas para su almacenamiento (Marcadas con un número correlativo y a su vez en mitad A y mitad B).....</i>	<i>109</i>
<i>Figura 31. Almacenamiento de las muestras.....</i>	<i>110</i>
<i>Figura 32. Unidad de láser de Er,Cr: YSGG (Waterlase-MD).....</i>	<i>111</i>
<i>Figura 33. Pieza de mano empleada: A) Goldpiece, (Biolase, San Clemente, EE.UU.).....</i>	<i>111</i>
<i>Figura 34. Detalle deL tip empleado. A) Tip MC-12 (Goldpiece).....</i>	<i>112</i>
<i>Figura 35. Calibrador Nova II de Ophir (Ophir Optronics, Massachusetts, USA). Detalle del medidor y el sensor.....</i>	<i>113</i>
<i>Figura 36. Detalle de la Calibración a la salida del tip MC-12 con la Golpiece del Waterlase MD (Biolase, San Clemente, EE.UU.).....</i>	<i>114</i>
<i>Figura 37. Detalle de las planchas Baseplates (Cavex Dental Baseplates, Cavex Holland Bv, Haarlem, Holanda) de 1mm de espesor.....</i>	<i>115</i>
<i>Figura 38. Vista del procedimiento sobre el papel térmico para determinar la distancia de trabajo y el tamaño del spot.....</i>	<i>116</i>
<i>Figura 39. Gafas con lupa de aumento y pie de rey utilizados en las mediciones.....</i>	<i>116</i>

## ÍNDICE

<i>Figura 40. Secuencia de la medición del diámetro del impacto; a) Papel térmico, b) Medición con pie de rey, c) Detalle de la medición.....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 41. Imagen de la perpendicularidad conseguida con la llave de silicona. ....</i>	<i>118</i>
<i>Figura 42. Imagen donde se observa el montaje para conseguir la distancia focal con el aditamento de silicona que mantiene la pieza perpendicular.....</i>	<i>118</i>
<i>Figura 43. Cálculo de la Densidad de Energía por Pulso con la que se prepararon las muestras de la segunda pieza de mano (Goldpiece). El cuadro de la izquierda corresponde al grupo 2-LOW-GOLD, y el cuadro de la derecha al grupo 3-HIGH-GOLD.....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 44. Lijadora utilizada para obtener el barrillo dentinario de las muestras. ....</i>	<i>120</i>
<i>Figura 45. Sistema Adhesivo utilizado. GC-Bond (GC-Corporation, Tokio, Japón). ....</i>	<i>121</i>
<i>Figura 46. Representación química del 4-MET.....</i>	<i>122</i>
<i>Figura 47. Lámpara Halógena para la Polimerización de los Materiales.....</i>	<i>124</i>
<i>Figura 48. Resina fluida, "flow". Gradia Direct Flo (GC-Corporation, Tokio, Japón). ....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 49. Composición Química de la Resina Fluida, imagen cortesía del fabricante.....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 50. Imagen del Composite Gradia Direct (GC-Corporation, Tokio, Japón), A) Envase comercial, B) Pistola dispensadora y compules de A3,5 para posteriores.....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 51. Composición Química del Composite Gradia para posteriores (imagen cortesía del fabricante).....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 52. A) Esquema de la matriz, B) Representación de la matriz sobre la muestra. ....</i>	<i>127</i>
<i>Figura 53. Vista de la matriz con las galgas donde se puede ver el pie de rey con la calibración a 3mm.....</i>	<i>128</i>
<i>Figura 54. Pantalla de la página de randomización.....</i>	<i>129</i>
<i>Figura 55. Especimen recién sacado del baño a 5°C.....</i>	<i>131</i>
<i>Figura 56. Detalle del lijado de la muestra procedimiento que se llevó a cabo durante 60s. Este fue el primer paso para las 90 muestras del estudio. ....</i>	<i>132</i>
<i>Figura 57. Lavado con spray de agua y aire el espécimen. ....</i>	<i>132</i>
<i>Figura 58. Homogeneidad de la dentina lijada. ....</i>	<i>133</i>
<i>Figura 59. Detalle de la primera hoja de Randomización.....</i>	<i>133</i>

<i>Figura 60. Imagen de los diales con los parámetros de irradiación de los grupos de láser. El grupo 2 y 3 con la pieza de mano (Goldpiece).....</i>	<i>134</i>
<i>Figura 61. Detalle de la irradiación para conseguir la distancia de trabajo .....</i>	<i>135</i>
<i>Figura 62. Detalle de la dentina irradiada.....</i>	<i>135</i>
<i>Figura 63. Detalle de las marcas para facilitar la coincidencia con la matriz. A) Dentina irradiada, B) Muestra final.....</i>	<i>136</i>
<i>Figura 64. Preparación del adhesivo: A) Agitar el envase, B) Dispensar en pocillo, C) Mojar la brochita de adhesivo.....</i>	<i>136</i>
<i>Figura 65. Aplicación del Adhesivo: A) Aplicación activa durante 10 segundos, B) Ligero chorreado con aire, C) Fotopolimerización 10 s .....</i>	<i>136</i>
<i>Figura 66. A) Aplicación de resina fluida. B) Distribución con el explorador, C) Fotopolimerización 20s.....</i>	<i>137</i>
<i>Figura 67. Secuencia de una aplicación de composite. A) Aplicación del composite con pistola dispensadora, B) Condensado con atacador para composite, C) Polimerizado durante 20 segundos.....</i>	<i>137</i>
<i>Figura 68. Procedimiento Final: A) y B) Retirada de la matriz, C) Fotopolimerizado de 40s.....</i>	<i>138</i>
<i>Figura 69. Muestra Final con el cilindro de 3mm de diámetro.....</i>	<i>138</i>
<i>Figura 70. Baño de almacenamiento de las muestras. A) Termómetro que nos indica la temperatura a 36° C ; B) Termóstato.....</i>	<i>139</i>
<i>Figura 71. La máquina Bisco Shear Bond Tester utilizada en la medición de la resistencia a las fuerzas de cizalla (BISCO, Inc, Schaumburg, USA).....</i>	<i>140</i>
<i>Figura 72. Colocación de la abrazadera con la muesca en la plataforma horizontal.....</i>	<i>140</i>
<i>Figura 73. Aditamentos específicos de la BISCO SHEAR BOND TESTER.....</i>	<i>141</i>
<i>Figura 74. Detalle del procesado de una muestra con el avance de la cizalla. ....</i>	<i>142</i>

## **APENDICE B-FIGURAS DE RESULTADOS**

<i>Figura R1. Diagrama de caja de la muestra.....</i>	<i>149</i>
<i>Figura R2. Histograma y curva de distribución de los valores de la muestra. ....</i>	<i>150</i>

## ÍNDICE

<i>Figura R3. Gráfico Q-Q Normal, de la muestra global, para la variable megapascales.</i> .....	151
<i>Figura R4. Diagramas de caja de los tres grupos de estudio.</i> .....	153
<i>Figura R5. Histograma y Curva de Distribución del Grupo Control.</i> .....	154
<i>Figura R6. Histograma y curva de Distribución del Grupo Low Depp.</i> .....	155
<i>Figura R7. Histograma y Curva de Distribución del Grupo High Depp.</i> .....	155
<i>Figura R8. Gráfico Q-Q Normal del Grupo Control para la variable megapascales.</i> .....	156
<i>Figura R9. Gráfico Q-Q Normal del grupo Low Depp.</i> .....	159
<i>Figura R10. Gráfico Q-Q Normal del Grupo High Depp.</i> .....	159
<i>Figura R11. Diagrama de cajas para los dientes cuyas mitades han recibido un tratamiento similar. A la izquierda dientes considerados como controles, a la derecha dientes tratados mediante láser.</i> .....	162
<i>Figura R12. Diagramas de caja para los especímenes, tratados como control y como láser High Depp, procedentes de un mismo diente.</i> .....	166

## APÉNDICE C- ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Vista del número de Túbulos Dentinarios en mm<sup>2</sup> que han considerado distintos autores</i> .....	46
<i>Tabla 2. Lista de los Monómeros Hidrofílicos más habituales según Van Meerbeck.</i> .....	61
<i>Tabla 3. Clasificación de los láseres por sus aplicaciones.</i> .....	78
<i>Tabla 4. Relación de los efectos tisulares producidos por el láser en función de la temperatura</i> .....	98
<i>Tabla 5. Composición del G-aenial bond y función de sus componentes. Fuente GC Corporation. Japan 2009.</i> .....	123
<i>Tabla 6. Parámetros correspondientes al grupo 2-LOW-GOLD y grupo 3- HIGH-GOLD.</i> .....	130
<i>Tabla 7. Resumen de los artículos referentes a Er,Cr: YSGG consultados, con los parámetros más relevantes.</i> .....	188
<i>Tabla 8. Resumen de los artículos con Er: YAG con los parámetros más relevantes</i> .....	189
<i>Tabla 9. Tabla sobre los estudios comparativos relativos a los dos láseres de erbium, Er:YAG y Er,Cr: YSGG.</i> .....	190

## **APÉNDICE D- ÍNDICE DE TABLAS ESTADÍSTICAS**

<i>Tabla R1. Casos válidos de la muestra global según el procedimiento Frecuencias del programa SPSS.....</i>	<i>147</i>
<i>Tabla R2. Valores de la descriptiva según el procedimiento Descriptiva del programa SPSS. ....</i>	<i>148</i>
<i>Tabla R3. Estimadores robustos centrales según el procedimiento Explorar del programa SPSS.....</i>	<i>148</i>
<i>Tabla R4. Pruebas de Normalidad de Kolmogorov-Smirnov y de Shapiro-Wilk para la muestra global. ....</i>	<i>150</i>
<i>Tabla R5. Casos válidos de la muestra global según el procedimiento Frecuencias del programa SPSS.....</i>	<i>151</i>
<i>Tabla R6. Valores de la descriptiva, para cada uno de los tres grupos de estudio, según el procedimiento Descriptiva del programa SPSS .....</i>	<i>152</i>
<i>Tabla R7. Estimadores robustos centrales, para los tres grupos de estudio, según el procedimiento Explorar del programa SPSS.....</i>	<i>153</i>
<i>Tabla R8. Pruebas de Normalidad de Kolmogorov-Smirnov y de Shapiro-Wilk para la muestra global .....</i>	<i>156</i>
<i>Tabla R9. Prueba de comprobación de la homogeneidad de la varianza entre los tres grupos de estudio. ....</i>	<i>158</i>
<i>Tabla R10. Prueba de ANOVA.....</i>	<i>158</i>
<i>Tabla R11. Comparaciones múltiples (post hoc) entre los tres grupos de estudio. ....</i>	<i>159</i>
<i>Tabla R12. Frecuencia de las combinaciones de tratamientos efectuados en un solo diente.....</i>	<i>159</i>
<i>Tabla R13. Número de dientes cuyas mitades han recibido un tratamiento similar.....</i>	<i>160</i>
<i>Tabla R14. Descriptiva para la diferencia, en megapascales, observada entre los dos fragmentos de cada diente tratado de forma similar, según el procedimiento Explorar.....</i>	<i>161</i>
<i>Tabla R15. Número de dientes cuyas mitades han recibido un tratamiento similar, sea pertenecientes al grupo control, sea tratados mediante láser. ....</i>	<i>161</i>
<i>Tabla R16. Descriptiva para la diferencia, en megapascales, observada entre los dos fragmentos de cada diente tratado de forma similar (sin láser y con láser). ....</i>	<i>163</i>
<i>Tabla R17. Test de Student para las diferencias encontradas entre hemidientes tratados de forma similar. ....</i>	<i>164</i>

## ÍNDICE

<i>Tabla R18. Frecuencia de dientes cuyos dos fragmentos fueron tratados como control y con láser High Edpp. ....</i>	<i>164</i>
<i>Tabla R19. Valores de la descriptiva, para los dientes cuyos dos fragmentos han sido tratados sin láser y con láser High Edpp. ....</i>	<i>165</i>
<i>Tabla R20. Prueba de Student para la diferencia de medias en los dientes cuyos dos fragmentos han sido tratados sin láser y con láser High Edpp.....</i>	<i>166</i>



# I.- MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN





## **I.- MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN**

Desde el que en 1960 Maiman desarrollara el primer láser de la historia, un láser de rubí, hasta nuestros días, muchos han sido los avances de la tecnología láser. Su aplicación es importante en todos los campos de la biotecnología y en las Ciencias de la Salud.

Está claro que nuestra especialidad, la Odontología, dentro de las Ciencias de la Salud, está en constante evolución y desarrollo. Uno de los grandes avances tecnológicos del siglo XX ha sido la tecnología láser.

En Odontología sus aplicaciones han ido en aumento, y podríamos decir que en el siglo XXI será una herramienta básica en la práctica clínica diaria, ya que su utilización abarca todas nuestras subespecialidades. Su uso en los tejidos duros está aceptado por la FDA desde 1998 para la preparación de cavidades, aunque realmente solo dos láseres pueden usarse como sustitutos de los elementos rotatorios, ya que provocan la ablación de los tejidos duros dentales sin elevar apenas la temperatura. Estos dos tipos de láser son el láser Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG.

Como todo avance está sujeto a modificaciones, estudio y ampliación de sus aplicaciones. Para poder desarrollar al máximo la técnica es necesario tener un conocimiento teórico fundamental.

Es necesario para introducirnos en nuestra hipótesis de trabajo, conocer el desarrollo de la odontología adhesiva. El comienzo real de la Odontología Adhesiva, tuvo lugar en 1955 cuando Buonocore describió el efecto sobre el esmalte de la aplicación de una solución ácida, que después de lavada y secada, dejaba un patrón de grabado en la superficie adamantina (1).

Posteriormente Bowen, introdujo una resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha "resina de Bowen" es el Bisfenol-glicidil-metacrilato

## *I.-MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN*

(Bis-GMA) (2), con una zona central que le confiere rigidez a la resina, y unos extremos que le permiten establecer la reacción de polimerización (3).

En la década de los 80 tiene lugar una explosión de adhesivos dentinarios de diferentes composiciones químicas, a saber, fosfatos cuya capacidad de unión se establece por la reacción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental (4–7). Se pensaba que los grupos fosfato podían crear una unión química con la dentina, gracias al calcio del barrillo dentinario. Posteriormente se observó el fracaso de la unión a dentina, por disociación del fosfato, presentando como consecuencia una microfiltración entre el composite y el diente remanente.

Después se introdujeron los oxalatos de hierro y aluminio, con un comportamiento clínico variable (8).

El paso más importante de la adhesión dentinaria ha sido el descubrimiento por Nakabayashi en 1982 de la “Capa Híbrida” concepto que justifica la imbricación de la resina del adhesivo entre la dentina (9) introduciéndose en la red de colágeno desmineralizada y en los túbulos dentinarios (10,11).

En la actualidad Van Meerbeek describe tres grupos de adhesivos dentinarios, los de grabado total a esmalte y dentina, otros denominados autograbantes que consiguen el acondicionamiento junto con la imprimación y en tercer lugar los ionómeros de vidrio (12).

Esto nos ha llevado a profundizar en la adhesión a dentina tras ser irradiada con el láser de Er,Cr:YSGG. Primero determinaremos, en nuestra introducción, una revisión básica de conocimientos; las características de la dentina tanto morfológicas como estructurales después de haber sido irradiada con láser. Después intentaremos reflejar el panorama actual de la tecnología láser, para finalmente adentrarnos en el objeto de nuestra investigación “*La Adhesión a Dentina preparada con el Láser de Er,Cr:YSGG*”.

Así mismo haremos una descripción de los láseres empleados sobre tejidos duros, fundamentalmente del láser de Er,Cr:YSGG, que será nuestra herramienta de trabajo.

Son contradictorios los resultados publicados y por esto intentaremos esclarecer nuestras dudas al respecto tras el trabajo de revisión bibliográfica, en primer lugar y posteriormente con nuestro trabajo de investigación.

Creemos que muchos de los resultados adversos que se obtienen son debidos al desconocimiento exacto de los sistemas adhesivos y al manejo de los parámetros del láser.

Son pocos los trabajos publicados que hacen referencia a la selección de los parámetros de emisión de luz láser, nosotros le daremos mucha importancia a los parámetros de emisión de la unidad del láser de Er,Cr:YSGG, fundamentalmente a la densidad de energía por pulso. Teniendo como referente, un trabajo publicado por España Tost (13), en el que ya se concluye que la selección de una densidad de energía de pulso baja ( $15\text{J}/\text{cm}^2$ ), nos da mejores resultados de adhesión combinado con adhesivos que contienen la molécula 4-MET<sup>1</sup> en su composición.

Por esto en nuestra hipótesis de trabajo tendremos en cuenta la nueva pieza de mano desarrollada para el Er,Cr:YSGG, la "GOLD PIECE" (Biolase, San Clemente, EE.UU.). Nosotros trabajaremos con esta última unidad Waterlase MD® (Biolase, San Clemente, EE.UU.), y haremos un estudio comparativo con dos densidades de energía diferentes. La GOLD PIECE (Biolase, San Clemente, EE.UU.), llamada así por contener un espejo de oro, y que permite irradiaciones con menor pérdida de energía, con lo que se aumenta su eficacia. También emplea unos nuevos "tips" los ZIP-TIPS™, que son desechables, y que reducen el tiempo de manejo en clínica.

Muchos autores coinciden en que el aspecto de la dentina irradiada con láser no muestra signos de efecto térmico y su superficie queda libre de barrillo

---

<sup>1</sup> 4-MET (4-metacriloxietil anhidro trimetílico) /4-META (4-metacriloxietil ácido trimetílico)

## *I.-MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN*

dentinario o “smear layer” (capa formada por colágeno, prolongaciones odontoblásticas y restos de dentina cortada por un elemento rotatorio), presentando los túbulos dentinarios abiertos. Este aspecto sería muy similar al resultante tras grabar la dentina con ácido ortofosfórico (14–17). Hay por tanto significativas diferencias entre las superficies dentales tratadas de manera convencional y las irradiadas con láser, a pesar de que se asemejen enormemente cuando son observadas con el microscopio electrónico de barrido.

La adhesión a dentina irradiada con láser ha suscitado distintas controversias, está claro que el láser tanto el Er,Cr:YSGG como el Er:YAG presentan características similares, y ambos se pueden emplear para eliminar caries y preparar cavidades (18). Actualmente no hay consenso en los procedimientos de actuación sobre la dentina, algunos autores aplican la técnica de grabado total, otros emplean adhesivos autograbantes y otros estudios hacen referencia a la necesidad o no del uso de ácido ortofosfórico tras la irradiación de los tejidos dentarios con láser.

La dentina irradiada con el láser de Er,Cr:YSGG ofrece un aspecto muy parecido al que puede ofrecer la dentina fresada tras la aplicación del ácido ortofosfórico (19). A pesar de la gran similitud entre la dentina preparada con láser o con instrumental rotatorio más grabado ácido (20), existe una diferencia, fundamental, que es la poca cantidad de fibras de colágeno remanentes cuando se utiliza el láser, por lo que la capa híbrida no se forma y no se puede observar a microscopio electrónico. Esto podría explicar el hecho de que la interfase diente-material restaurador se considere más débil, si se utilizan adhesivos que confían mayoritariamente en la hibridación con la malla de colágeno. El diente irradiado tiene mayor presencia de hidroxiapatita en la dentina, a diferencia del diente que ha sido tratado con ácido ortofosfórico (21). El láser de Er,Cr:YSGG produce una ablación del tejido, mientras que el fresado produce el arrancamiento mecánico del tejido.

Existen compuestos químicos, en algunos sistemas adhesivos, que se unen químicamente a la hidroxiapatita, a través de una quelación con el ión

Calcio de la misma. El componente al que hacemos referencia, es la molécula 4-META (4-metacriloxietil trimetílico ácido) (11,22). Por esto hemos elegido un sistema adhesivo autograbante que presente en su composición el citado componente.

En las primeras descripciones de Nakabayashi y cols, sobre el complejo de unión entre la dentina y el material de obturación, aparecieron los conceptos de capa híbrida y “tags”. La capa híbrida o zona de hibridación es donde se produce parte de la adhesión entre componentes propios del sistema adhesivo y las fibras de colágeno de la dentina (9).

Completan el complejo, además de la unión de las fibras de colágeno expuestas durante la acción del ácido ortofosfórico y la resina del sistema adhesivo, pequeñas prolongaciones de dicha resina que penetran por el interior de los túbulos dentinarios, y que reciben el nombre de “tags”.

Son muy pocos los estudios publicados que hacen referencia a la selección de parámetros de emisión de luz láser. Por esto creemos que nuestro estudio ayudará tanto en la selección de los parámetros de la irradiación a dentina, como en la selección del sistema adhesivo, para una posible optimización de los resultados clínicos.





## II.- HIPÓTESIS





## **II.-HIPÓTESIS DE TRABAJO**

### *II.1.-Hipótesis Principal:*

En relación a todo lo expuesto previamente, creemos que utilizando el láser de Er,Cr:YSGG sobre dentina, con baja densidad de potencia (baja densidad de energía por pulso) y la utilización de un sistema adhesivo autograbante del tipo 4-META, conseguiremos fuerzas de adhesión, del material de obturación sobre la dentina, similares a las obtenidas con instrumental rotatorio convencional y el mismo sistema adhesivo.

### *II.2.-Hipótesis Secundaria:*

II.2.1.-Además creemos que las fuerzas de adhesión del grupo de baja fluencia (baja densidad de energía por pulso), tendrán mejores valores en las fuerzas de adhesión que el grupo preparado con mayor fluencia (alta densidad de energía por pulso).



## III.- OBJETIVOS





## **III.- OBJETIVOS**

### ***III.1.- OBJETIVO GENERAL***

III.1.1.-Medir y comparar las diferencias en las fuerzas de adhesión obtenidas por resistencia a la cizalla, entre dentina no irradiada y dentina irradiada con láser de Er,Cr:YSGG, con la pieza de mano de oro, y dos diferentes densidades de energía por pulso. Utilizando siempre el mismo sistema adhesivo autograbante basado en componentes 4-META.

### ***III.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS***

III.2.1.-Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a dentina en el Grupo CONTROL, preparado con instrumental rotatorio convencional, seguido de la aplicación del sistema adhesivo autograbante.

III.2.2.-Medir la resistencia a las fuerzas de adhesión a dentina en el Grupo irradiado con láser de Er,Cr:YSGG , con la pieza de oro, a una densidad de energía por pulso de  $8,2 \text{ J/cm}^2$  (spot 1,4 mm de diámetro; 123 mJ de energía por pulso y 30 Hz) durante 45 segundos, seguido de la aplicación del mismo sistema adhesivo autograbante.

III.2.3.-Medir la resistencia a las fuerza de adhesión a dentina el Grupo irradiado con láser de Er,Cr:YSGG, con la pieza de oro, a una densidad de energía por  $25,46 \text{ J/cm}^2$ ; (spot 1,4 mm de diámetro; 382 mJ de energía por pulso y 10 Hz) durante 30 segundos, seguido de la aplicación del mismo sistema adhesivo autograbante.





## IV.- REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS





## **IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS**

### **IV.1.- ORÍGENES**

### **IV.2.- ADHESIÓN Y DENTINA**

#### **IV.2.1.- CONCEPTO DE ADHESIÓN**

#### **IV.2.2.- DENTINA: HISTOLOGÍA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA**

IV.2.2.1.- Histología

IV.2.2.2.- Composición Química

#### **IV.2.3.- FACTORES INFLUYENTES EN LA ADHESIÓN**

#### **IV.2.4.- LOS ADHESIVOS: ACTUALIDAD Y CLASIFICACIÓN**

IV.2.4.1.- Capa Híbrida

IV.2.4.2.- Smear Layer

IV.2.4.3.- Actualidad de los Adhesivos

IV.2.4.4.- Clasificación de los Sistemas Adhesivos

*IV.2.4.4.1.- Sistemas de Grabado y Secado*

*IV.2.4.4.2.- Sistemas de Autograbado*

### **IV.3.- TECNOLOGÍA LÁSER EN ODONTOLOGÍA.**

#### **IV.3.1.- LÁSERES CON APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA.**

#### **IV.3.2.-CLASIFICACIÓN DE LOS LÁSERES**

#### **IV.3.3.- LÁSER DE ER:YAG Y LÁSER DE ER,CR:YSGG**

IV.3.3.1.- Láser de Er:YAG.

IV.3.3.2.- Láser de Er,Cr:YSGG

#### **IV.3.4.- ENERGÍA Y LASER**

IV.3.4.1.-Propiedades de la Luz Láser

IV.3.4.2.-Componentes del Láser

IV.3.4.3.-Parámetros Físicos del Láser

IV.3.4.4.-Propiedades Ópticas de los Tejidos

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

### IV.1.- ORÍGENES

El tratamiento restaurador de los dientes, en la actualidad, se lleva a cabo gracias a la interacción entre el material restaurador y la estructura dentaria, mediante el uso de un sistema adhesivo, lo que permite que tanto mecánica como biológica y funcionalmente el diente y su material restaurador funcionen como una unidad (8).

La “Era adhesiva” en Odontología comienza cuando se produce la interacción entre la estructura dentaria y el material restaurador. Para que la adhesión al diente, se produzca eficazmente, se debe partir de un conocimiento exacto de la estructura del esmalte y dentina.

Desde que Buonocore en 1955 describió los principios físicos (1) en los que se basaba el aumento de la fuerza de adhesión sobre esmalte no se ha avanzado mucho en el campo de la adhesión sobre esmalte, siendo la adhesión a dentina, el punto principal de interés para los investigadores actuales.

Hay que tener en cuenta que es en la dentina donde más variables no controladas pueden influir negativamente en los procesos de adhesión (23). Así pues, la adhesión dentinaria es muy sensible a la técnica usada por cada dentista. Por ello siempre es muy importante que el clínico aísle perfectamente el campo operatorio. Algunos sistemas adhesivos ofrecen mejores resultados que otros en determinadas circunstancias.

A partir de 1960, año en que Theodor Maiman desarrolló el primer láser (24), la aplicación de la tecnología láser se ha ido incluyendo en las Ciencias Biosanitarias y también ha llegado su aplicación a la Odontología (24–26).

Paralelamente a la evolución de los sistemas adhesivos, las nuevas tecnologías se han ido desarrollando, tales como el uso del láser (27) Son numerosos los láseres con aplicación en Odontología: CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Nd:YAP, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Diodo, Argón y Ho:YAG (28,29), entre otros. No todos los láseres tienen las mismas indicaciones, cada uno será más idóneo en función de su longitud de onda y en función del tejido diana sobre el cuál se vaya a proceder.

La aplicación de la tecnología láser requiere un conocimiento de la física del láser (30,31), y de los efectos biológicos en los distintos tejidos dentarios producidos por la absorción de la energía láser (32). Por esto dedicaremos un apartado a describir los distintos tipos de láser, destacando las características de los láseres empleados en los tejidos duros dentarios: Er:YAG y Er,Cr:YSGG.

Repasando la literatura, todos los láseres han sido evaluados con el fin de poder ser usados en la preparación de cavidades (33), pero como sustitutos de la turbina, sólo dos de ellos producen la ablación de los tejidos duros dentales sin inducir un efecto térmico colateral, son el láser de Er:YAG (34), y el láser de Er,Cr:YSGG (17).

Se ha reportado que los láseres de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG y Nd:YAP producen fusión y sellado de los conductos dentinarios (35); contrariamente los láseres de erbio, Er:YAG y Er,Cr:YSGG dejan la zona irradiada libre de “smear layer” y los túbulos dentinarios abiertos, como se comenta en distintos estudios (36–38).

Algunos sistemas adhesivos se basan en la eliminación del “smear layer” o barrillo dentinario, presente de forma constante en la superficie de la dentina tratada con instrumental rotatorio convencional (39). Para eliminarlo y facilitar la acción del sistema de adhesión se utiliza el ácido ortofosfórico o algún otro ácido más débil (40–42).

Una de las cuestiones importantes en la restauración de cavidades preparadas por láser es la fuerza de adhesión de las resinas compuestas al sustrato dentario, en muchos artículos se considera menor que cuando las preparaciones están hechas convencionalmente (43,44).

El uso de los láseres de erbio es actualmente aceptado como un método alternativo en la preparación de cavidades en los tejidos duros dentales (34,45). Una de las ventajas de estos láseres es su capacidad para reducir algunas de las quejas más comunes entre los pacientes relacionadas con la presión, calor, vibraciones, y el ruido asociado con métodos rotatorios; además con el uso del láser de Er,Cr:YSGG se realizan tratamientos

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

ultraconservadores, con preparaciones micro-invasivas, respetando al máximo los tejidos sanos dentarios (44).

La Odontología restauradora moderna está basada en la adhesión entre las resinas compuestas y los tejidos mineralizados dentales. Las investigaciones continúan para tratar de mejorar la calidad dicha unión, y actualmente se centran en su aplicación en dentina, ya que la adhesión a esmalte está ampliamente demostrada (46).

En la adhesión a dentina, dos factores deben ser considerados: la superficie de dentina tratada y la naturaleza del adhesivo.

### IV.2.-ADHESIÓN Y DENTINA

#### IV.2.1.-Concepto de Adhesión

La palabra adhesión proviene del latín “*adhesio*”, y según el Diccionario de la Real Academia de la Lengua Española, es la fuerza de atracción que mantiene unidas las moléculas de distintas especies químicas (47).

Según la Norma ISO/TR 11405: 2003, se define Adhesión como el estado en el que dos superficies se mantienen juntas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, mecánicos o ambos con la mediación de un adhesivo (48). El espacio virtual que hay entre las superficies unidas se denomina interfase.

Se conocen como mecanismos de adhesión:

1.-Mecánico: este mecanismo de adhesión se conoce también como sistema de traba mecánica y consiste en el entremezclado del adhesivo solidificado en las irregularidades de la superficie del adherente. Da lugar a la adhesión mecánica, que a su vez puede ser macromecánica-irregularidades apreciables a simple vista; o micromecánica-irregularidades microscópicas (49,50).

2.-Químico: mediante la atracción de los átomos y/o moléculas entre el adhesivo y el adherente, generando enlaces químicos; estos pueden ser

primarios o fuertes (iónicos y covalentes) o secundarios y débiles (uniones por puentes de hidrógeno, interacciones por dipolos y fuerzas de Van der Waals) (13,51).

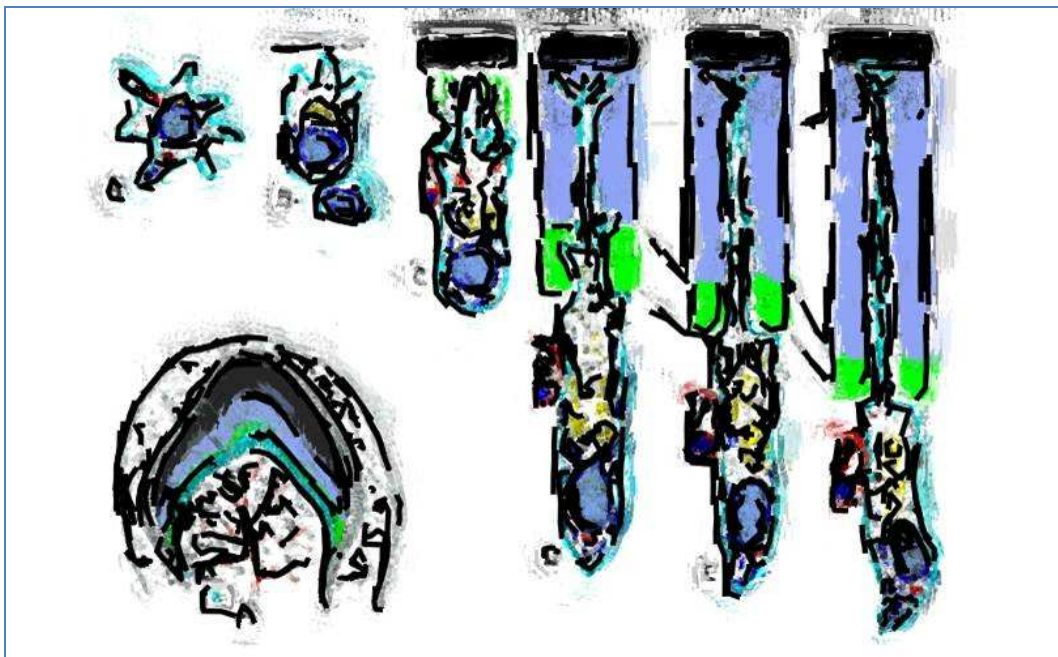
Los dos mecanismos de adhesión son compatibles e incluso se pueden producir de forma simultánea.

## **IV.2.2.- Dentina: Histología y Composición Química**

### ***IV.2.2.1.-Histología de la Dentina***

Es necesario el conocimiento de la histología y la composición química de la dentina, ya que es el sustrato sobre el cual vamos a valorar la adhesión, y sus modificaciones al ser preparada con láser.

La dentina es un tejido vivo complejo y variable, que por su composición química e histología condiciona la aplicación de los sistemas adhesivos. En el tejido dentinario se pueden distinguir seis unidades estructurales: odontoblastos, túbulos dentinarios, espacio periodontoblástico, dentina tubular y dentina peritubular y dentina intertubular como podemos apreciar en la figura 1 (52).



*Figura 1. Dentina Del Manto Y Dentina Circumpulpar Adaptada De Las Imágenes De Los Cuadernos De Histología De Carrascal.*



#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

La formación de la dentina se inicia en un grupo de células especializadas denominadas odontoblastos (ver figura 2), son células mesenquimales, que se diferencian tomando una forma cilíndrica con el núcleo en su base y un gran aparato de Golgi, responsable de la secreción de dentina, colágeno, y proteoglicanos (52,53). Cuando estas células elaboran dentina toman una apariencia alargada en forma de columna.

La primera capa de dentina, es la que se deposita desde que comienzan las primeras etapas de formación del diente hasta que éste entra en oclusión (13,52). Los odontoblastos al diferenciarse dejan de dividirse y producen matriz extracelular, formando un tejido no mineralizado que corresponde a la predentina, que se transforma en dentina cuando se mineraliza.



*Figura 2. Evolución Del Odontoblasto Desde La Célula Mesenquimal, Hasta El Odontoblasto Maduro. Adaptada De Los Cuadernos De Histología Odontológica*

Los odontoblastos secretan colágeno tipo I y también pequeñas cantidades de colágeno tipo V, además de glucoproteínas, sialoproteínas, fosfatasa alcalina y fosforinas. Las fosforinas están involucradas en los procesos de mineralización extracelular. La fosfatasa alcalina es una enzima relacionada con la mineralización.



Las actividades de síntesis y de secreción hacen que el odontoblasto sea muy polarizado; la síntesis tiene lugar en el cuerpo celular y la secreción en la proyección o proceso odontoblástico. El cuerpo celular tiene organelas que representan diferentes etapas en la secreción de colágeno, glucoproteínas y sales de calcio (54).

Ultraestructuralmente los odontoblastos exhiben retículos endoplasmáticos rugosos ordenados, aparatos de Golgi prominentes, gránulos secretorios y numerosas mitocondrias. Son además ricos en ARN y sus núcleos contienen uno o más nucléolos (55,56).

Los microtúbulos y microfilamentos son los principales componentes estructurales de los procesos odontoblásticos y de sus ramas laterales. Los microtúbulos se originan en el cuerpo celular y siguen su curso paralelo al eje largo de la célula.

Los Túbulos Dentinarios alojan la prolongación odontoblástica y se forman durante la dentinogénesis, conservando su estructura tubular en la dentina madura. Se extienden a través de todo el espesor de la dentina desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. El diámetro de la luz tubular cambia según la zona de la dentina, en la proximidad a la pulpa es de 3 a 4  $\mu\text{m}$  y en la zona externa es de 1  $\mu\text{m}$  aproximadamente (57).

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

AUTOR	AÑO ESTUDIO	DENTINA PERMANENTE	
		CAPA PROFUNDA	CAPA MEDIA
KETTERL	1961	61000	34000
TRONSTAD	1973	60000	
GARBEROGLIO	1976	43000	35000
WHITTAKER	1979	42500	
CARRIGAN	1984	44243	
PASHLEY	1985	82900	
FOSSE	1992	51368	39694
OLSON	1993	43400	30900
DOURDA	1994	48000	37000
MJÖR	1996	22000	18000
SCHILKE	2000	21343	18781

*Tabla 1. Vista Del Número De Túbulos Dentinarios En mm<sup>2</sup> Que Han Considerado Distintos Autores.*

De acuerdo a estos estudios previos, el número de túbulos en dentina coronal, es notablemente mayor cuanto más nos acercamos a las capas próximas a la pulpa. Hay que tener en cuenta que el número de túbulos varía en cada diente, así como la disminución del número de túbulos y del diámetro de los mismos con la edad (tabla 1) (58,59) Cerca del 80% del volumen total de la dentina próxima a la pulpa está compuesta por las luces de los túbulos y estas suponen el 4% del volumen de la dentina periférica (57).

El líquido en el interior de los túbulos tiene una determinada presión, que hay que tener en cuenta en el proceso de adhesión ya que éste tiene un flujo permanente y constante hacia el exterior.

La zona transparente que forma las paredes de los túbulos dentinales y se encuentra rodeando al proceso odontoblástico se llama dentina peritubular, se forma dentro de la dentina mineralizada y posee una matriz orgánica con muy pocas fibras colágenas. Los cristales de hidroxiapatita son más pequeños y están agrupados muy juntos.

La formación de dentina peritubular es un proceso continuo, llegando a ocasionar una reducción del tamaño de la luz tubular y en algunas ocasiones a obliterar el espacio tubular. La dentina esclerótica se forma por la deposición continua de dentina peritubular, está reduce la permeabilidad de la dentina y puede ayudar a prolongar la vida de la pulpa (60).

Dentina intertubular, es la localizada entre la dentina peritubular, está menos calcificada y con mayor contenido orgánico. Las fibras de colágeno son su principal componente y se encuentran orientadas al azar, alrededor de las cuáles se depositan los cristales de apatita. La dentina intertubular constituye la mayor parte de la fase sólida de dentina.

Dentina Interglobular, son zonas de dentina no mineralizadas que persisten dentro de la dentina madura. Se encuentra en la zona circumpulpar, debajo de la dentina del manto. En algunas enfermedades con deficiencias hormonales o nutricionales, la mineralización de la dentina se ve afectada, aumenta el área de dentina interglobular.

La Capa Granular de Tomes, es una capa delgada de aspecto granular, hipomineralizada e hiperorgánica, se cree que está formada por pequeñas áreas de dentina interglobular. Está situada justo por debajo de la superficie dentinaria donde la raíz está cubierta por cemento (61).

#### ***IV.2.2.2.-Composición Química de la Dentina***

La dentina madura está químicamente compuesta de un 65-70% de material inorgánico, un 18-36% de material orgánico y un 10-12% de agua en peso, aproximadamente. La fase inorgánica hace que la dentina sea algo más dura que el hueso y menos dura que el esmalte (62,63) está compuesta fundamentalmente por hidroxiapatita y la fase orgánica por colágeno tipo I.

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

- **Composición Orgánica de la Dentina:**

Supone un 20% del total del peso de la dentina y de este el 85-90% es colágeno de Tipo I. Además también componen esta matriz orgánica colágenos tipos III, IV, V, VI, otras proteínas estructurales como glicoproteínas y proteoglicanos, así como iones orgánicos como el citrato y lactato (64).

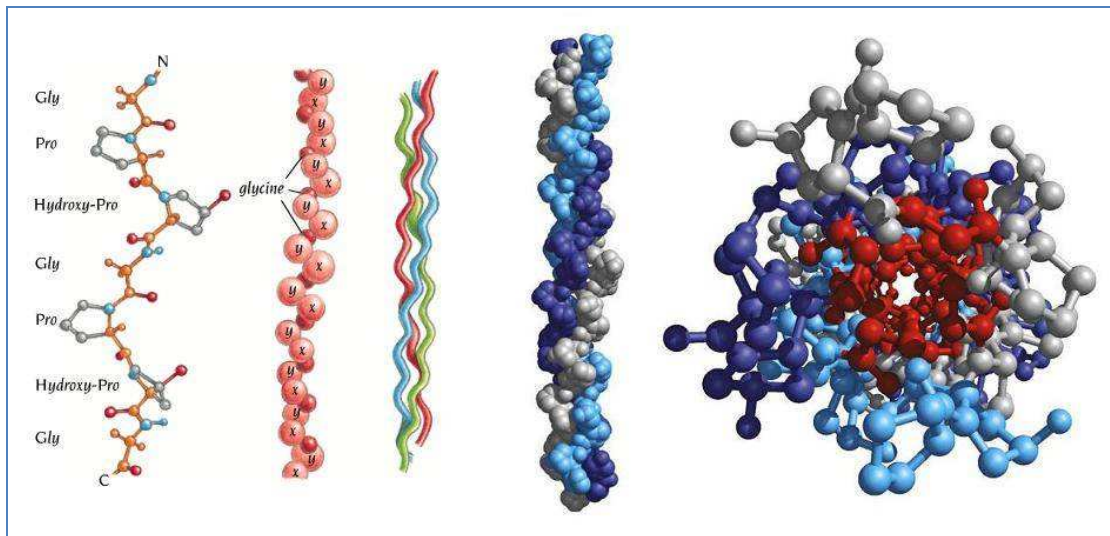
En la matriz orgánica hay tres proteínas exclusivas de la dentina como son la fosfoforina dentinaria, la proteína de la matriz dentinaria I y la sialoproteína dentinaria (65). Las dos primeras son segregadas por los odontoblastos y participan en el proceso de mineralización y la última, es segregada por los odontoblastos jóvenes y los preameloblastos, y participa en el desarrollo de los dientes.

Los proteoglicanos son polianiones ácidos ricos en carbohidratos, constituidos por un núcleo polipéptido, el cual es conectado por uno o más glicosaminoglicanos.

El colágeno Tipo I supone aproximadamente el 90% de la fase orgánica de la dentina. La triple hélice del colágeno tipo I es un heterotrímero formado por dos cadenas idénticas  $\alpha 1$  y una cadena  $\alpha 2$  (figura 3) (66). Con cada uno de sus hilos compuestos de aproximadamente 20 aminoácidos, en los cuáles el tercer aminoácido es la glicina (7) 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 (67).

La matriz orgánica representa aproximadamente el 45% en volumen del total del tejido dentinario el 20% es agua y el resto minerales tales como la apatita. Los principales componentes de la matriz de la dentina son fibrillas de colágeno Tipo I y proteoglicanos los cuales son producidos por los odontoblastos durante la formación del diente (67).



*Figura 3. Estructura Del Colágeno. La Hélice Del Colágeno Posee Una Estructura Secundaria Especial Que Sólo Se Encuentra En Esta Proteína. En La Primera Figura Vemos La Secuencia Repetitiva Del Tripéptido Gly-X-Y Adopta Una Estructura Helicoidal Levógira Con 3 Residuos Por Vuelta Y En La Última La Superhélice De 3 Cadenas De Colágeno Representada En Un Esquema De Bolas Y Varillas*

Otras proteínas menores no colágeno, son las sialoproteínas, fosforinas y las proteínas morfogénicas del hueso y factores de crecimiento 1 y 2 completan la matriz orgánica de la dentina (65). Las técnicas de microscopía electrónica y de barrido, han revelado una red compleja de fibrillas y estructuras globulares que constituyen el armazón del tejido de dentina en el cual se precipitan los cristales minerales durante la dentinogénesis.

Las fibras de colágeno tipo I representan la espina dorsal de la red de la dentina fibrilar orgánica. Los proteoglicanos de la dentina tienen un papel fundamental en la estabilización del colágeno fibrilar. Proteoglicanos y fosfoproteínas representan los componentes principales de las proteínas no colágeno en la matriz de la dentina(4,5,7).

Los proteoglicanos son polianiones ricos en carbohidratos, con un alto peso molecular (desde 11000 a 220000) constituidos por un núcleo polipéptido el cuál es conectado por uno o más glicosaminoglicanos.

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

- **Composición Inorgánica de la Dentina:**

La matriz inorgánica está compuesta principalmente por cristales laminares de hidroxiapatita, los cuales son más pequeños y delgados comparados con los cristales de hidroxiapatita del esmalte. La fracción mineral está compuesta además por cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos como flúor, cobre, zinc, hierro, magnesio y potasio (21).

La mineralización se produce casi siempre con la participación del calcio, lo que se conoce como calcificación.

### IV.2.3.- Factores Influyentes en la Adhesión

Existen distintos factores que influyen en la adhesión:

- **Tensión Superficial y Energía Superficial**

La tensión superficial de un líquido es la cantidad de energía necesaria para disminuir su superficie por unidad de área. En los sólidos este concepto se conoce como energía superficial (68).

En Odontología, los adhesivos dentinarios son líquidos que ponen en relación dos sustratos sólidos: el diente y el material restaurador. La tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido, para que haya un íntimo contacto entre la superficie líquida y sólida y se produzca por tanto la adhesión.

- **Humectancia**

La humectancia es la capacidad de un líquido para cubrir un sustrato sólido por completo, para de ésta manera obtener el máximo beneficio de las fuerzas de adhesión mecánica o química.

Esta capacidad está regida por las fuerzas de atracción que tienden a hacer que el adhesivo se esparza sobre el sustrato. El factor más importante es

la fuerza de atracción que está detrás de la tendencia a esparcirse y esto es controlado por la relación entre la tensión superficial del adhesivo líquido y la energía superficial del sustrato sólido (69).

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.

- **Capilaridad**

Fenómeno por el cual al contactar un líquido con un tubo de pequeño diámetro tiende a introducirse por él (23); directamente relacionado con la tensión superficial. Cuanto más baja sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar.

Otros autores mencionan además la viscosidad y la temperatura como factores que influirán en los ya mencionados. Una baja viscosidad permite una mejor fluidez y adaptación del material. La temperatura disminuye la viscosidad y aumenta la tensión superficial.

#### **IV.2.4.- Los Adhesivos en la Actualidad: CLASIFICACIÓN**

La adhesión no es la simple aplicación de un pegamento para unir dos superficies.

En 1955 Buonocore, describió el uso de ácido fosfórico al 85% para mejorar la retención de la resina acrílica en esmalte (1). El último objetivo en la adhesión de las restauraciones atiende a una íntima adaptación del material restaurador y el sustrato dentario. Esto es difícil de lograr porque el proceso de unión a esmalte es distinto al de dentina (6).

El logro de una adhesión duradera entre el diente y los materiales restauradores ha sido un objetivo a largo plazo de la profesión odontológica (7)



## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

. La adhesión no es una propiedad intrínseca de un adhesivo; sino la respuesta a un ensamblaje de cargas moleculares, en Odontología se conoce como “fuerzas de adhesión”.

Históricamente, los sistemas de adhesión estaban compuestos por distintos componentes que se aplicaban secuencialmente. Para simplificar los procedimientos de adhesión y reducir la sensibilidad postoperatoria algunos pasos se han reducido.

Un sistema adhesivo es el conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, como son la preparación de la superficie del esmalte y dentina, adhesión química y/o micromecánica a esmalte y dentina y adhesión química del material restaurador (49).

Actualmente los sistemas de adhesión se clasifican en función de la aplicación de sí se aplica un ácido y se lava procedimientos “etch-and-rinse” o si el ácido va incluido en la solución adhesiva y no se lava “no-rinse”. Los últimos sistemas son conocidos como autograbantes o “self-etching” y a su vez estos se clasifican en su aplicación en uno o dos pasos como describiremos posteriormente. Algunos autores incluyen también los ionómero de vidrio (51).

El procedimiento adhesivo consta de tres componentes básicos:

1.-Acondicionador Ácido: Tiene la finalidad de modificar química y morfológicamente la estructura del esmalte y la dentina para permitir que los siguientes materiales se adhieran mecánica y químicamente al sustrato dentario.

2.-Primer o Imprimador: Penetra y moja toda la zona descalcificada para facilitar el contacto de la resina adhesiva con el colágeno desmineralizado.

3.-Resina: Se disuelve con el imprimador y penetra en la dentina, sirve de puente entre la dentina y el material restaurador.

La Clasificación de los adhesivos dentinarios se puede hacer siguiendo distintos criterios:



Cronológico, ha clasificado los distintos adhesivos por su aparición en el mercado, así se hacía mención a las distintas generaciones de adhesivos 1ª generación, 2ª, 3ª así hasta la 6ª y 7ª generación.

Según el Procedimiento, se clasifican los adhesivos según el mecanismo de acción y el número de pasos empleados. Esta clasificación la estableció Van Meerbeek y cols. en 1993 (70). También Perdigao y cols. y Stangel y cols. han seguido este criterio en sendas revisiones sobre los sistemas adhesivos contemporáneos publicadas en el 2007 (5,7).

Antes de entrar en la clasificación de los distintos sistemas adhesivos en la actualidad, vamos a aclarar dos conceptos básicos, el concepto de capa híbrida y el concepto de “smear layer” o barrillo dentinario.

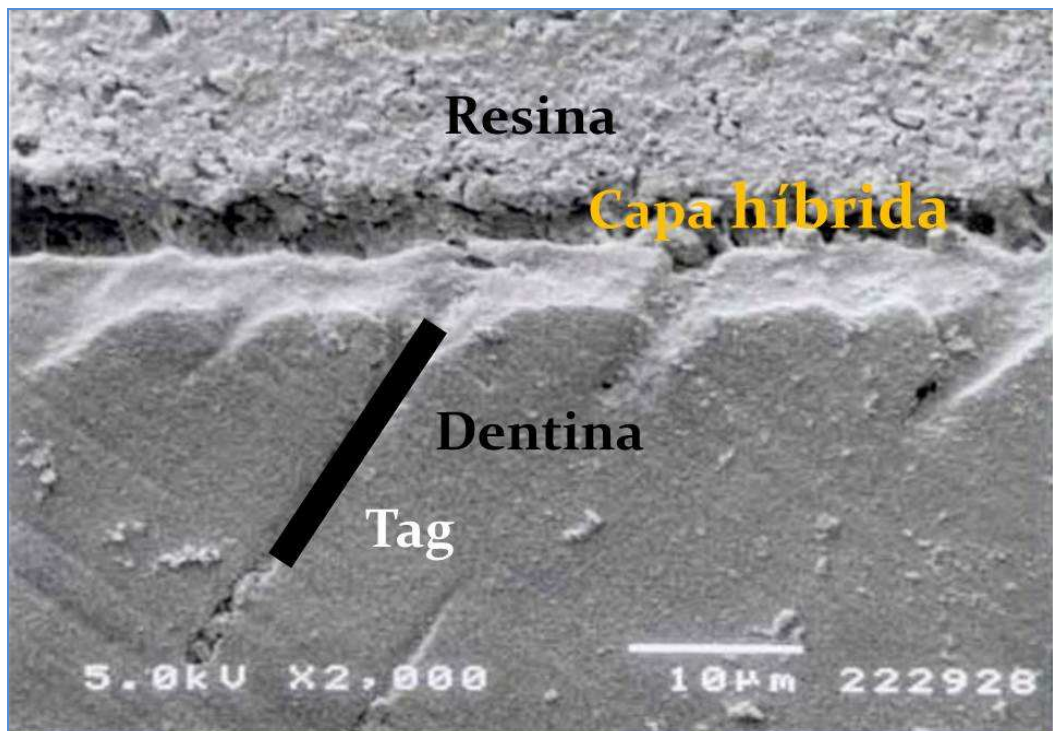
#### **IV.2.4.1.-Capa Híbrida**

La teoría de hibridación avanzada por Nakabayashi en 1982, es la más aceptada para entender las bases de la adhesión a dentina (9). 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 para formar una zona de interdifusión dentina-resina (71).

Durante la polimerización se produce un entramado de las fibrillas con la resina formando una capa híbrida (figura 4) reforzada por resina. La formación de esta capa híbrida es el primer mecanismo de adhesión de la mayoría de los sistemas adhesivos (10).

En estudios posteriores se ha observado que, la desproteización de dentina desmineralizada rica en colágeno produce 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 (72,73).

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS



*Figura 4. Capa Híbrida Y Tag De Dentina (Cortesía Del Dr. España)*

Los mecanismos son más complejos y pueden implicar factores como la solubilidad del “primer” y reacciones químicas con el colágeno, con la apatita residual en la dentina desmineralizada o con dentina no alterada en su interfase con el colágeno desmineralizado (7). El examen de esta interfase demuestra una superficie relativamente irregular, que intrínsecamente puede producir retenciones micromecánicas comparables con las formadas con el esmalte grabado.

Ya que la capa híbrida esta creada por una mezcla de la matriz orgánica de la dentina, cristales residuales de hidroxapatita, monómeros de resina y solventes; el envejecimiento de la misma está afectado por cada uno de los componentes individuales. También puede ser debido a la combinación de varios, produciéndose el fenómeno de degradación dentro de la capa híbrida (65).

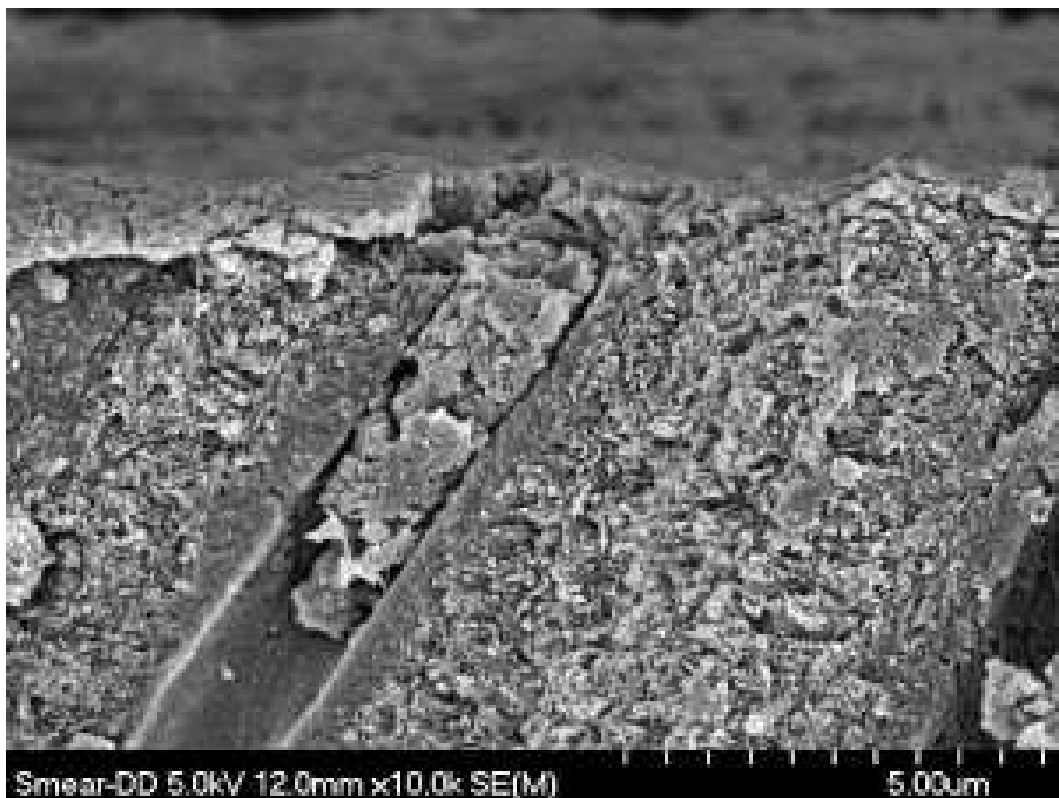
Además de la hibridación, se han descrito mecanismos de adhesión química a componentes minerales y proteicos de la dentina (7).

#### **IV.2.4.2.-Barrillo Dentinario o “Smear Layer”**

Ha sido definido como una capa de restos o residuos en la superficie dental cuando el diente es cortado con un instrumento rotatorio (39,74). Fue descrito por primera vez en 1970 por Eick and cols (54) esta capa no está fuertemente adherida a la dentina subyacente pero no se elimina con un simple lavado con spray de agua (75,76).

Estos residuos forman una capa en el esmalte y en la dentina y bloquean la entrada en los túbulos dentinarios, reduciendo la permeabilidad de la dentina (77,78).

El “smear layer” es poroso y permeable como resultado de los microcanales que permiten pasar el fluido dentario a su través. La composición básica del smear layer (figura 5) es hidroxiapatita y colágeno alterado con una superficie externa formada por colágeno desnaturalizado (5).



*Figura 5. Imagen SEM (Scanning Electron Micrograph) De Smear Layer Y Smear Plug*

## *IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS*

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.

La importancia del barrillo dentinario en la adhesión ha sido muy discutida; al principio se consideraba necesaria la presencia del barrillo dentinario como aislante frente a los materiales de obturación que se consideraban tóxicos pulpares. Sin embargo debido a su pobre unión en la dentina, era la causa de muchos fracasos de adhesión. Además se piensa que la capa de barrillo dentinario está sistemáticamente contaminada por bacterias; debido a esto el mantener el barrillo dentinario dejó de tener sentido.

Clínicamente, el “smear layer” generalmente cubre la superficie de la dentina antes de rellenar la cavidad preparada (79). La contaminación del material adhesivo y la remoción parcial del barrillo dentinario afectan a la adhesión dentinaria.

### ***IV.2.4.3.- Actualidad de los Adhesivos***

El último objetivo en la adhesión de las restauraciones atiende a una íntima adaptación del material restaurador y el substrato dentario. Ésto es difícil de lograr porque el proceso de unión a esmalte es diferente al de dentina. La dentina es más húmeda y con más materia orgánica que el esmalte.

El esmalte está compuesto por un 96% de hidroxiapatita, la dentina contiene una cantidad significativa de agua y materia orgánica, principalmente colágeno tipo I. Esta humedad y la naturaleza orgánica de la dentina hace que la unión a los tejidos duros dentinarios sea extremadamente difícil.

Las actuales estrategias de adhesión dependen de la interacción de los adhesivos con el “smear layer”, y la clasificación de los adhesivos que nosotros vamos a seguir es la del mecanismo de acción de los mismos.

### **1.-Grabado Ácido, Secado y Adhesión**

Estos adhesivos remueven el “smear layer” y la capa superficial de hidroxiapatita a través del grabado con gel ácido. Esta técnica de “grabado total” además abre los túbulos dentinales, aumenta la permeabilidad dentinal y descalcifica la dentina peritubular e intertubular.

### **2.- Adhesivos de Autograbado**

Los sistemas autograbantes favorecen la permeabilización del “smear layer” sin eliminarlo por completo.

La adhesión a dentina, se basa en el mecanismo de adhesión mecánica, más concretamente adhesión micromecánica (10). Esta adhesión se basa en tres mecanismos según Gwinnett (72,73):

- 1º Adhesión mediante la infiltración de la dentina intertubular y la formación de la capa híbrida o zona de interdifusión.
- 2º Adhesión mediante la infiltración de los túbulos dentinarios y sus ramas laterales.
- 3º Adhesión superficial, por el contacto entre el adhesivo y el sustrato dentinario.

El mecanismo de formación de la capa híbrida, consiste en la infiltración de un monómero adhesivo en la dentina descalcificada con las fibras de colágena expuestas que, tras polimerizar, queda entremezclado con la estructura dental desmineralizada (10,80,81).

La formación de la capa híbrida requiere que los péptidos dentinarios estén sin desnaturalizar, que el sistema adhesivo contenga resinas (82) hidrofílicas e hidrofóbicas y un catalizador que permita la polimerización en presencia de agua y oxígeno.

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

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

- ***Eliminación del barrillo dentinario***

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

- ***Descalcificación de la dentina intertubular manteniendo íntegra la red de colágeno***

La profundidad de esta decalcificación se cifra en 3 o 4 micras. No es conveniente que sea más profunda porque la resina que va a infiltrar esa red de colágeno tiene una capacidad de penetración limitada. Si la decalcificación llegara más allá de lo que es capaz de penetrar la resina, quedaría una zona de resina débil debajo la restauración. La red de colágeno al perder su soporte mineral tiende a colapsarse. Una excesiva desecación de la dentina en la fase de lavado y secado del ácido, puede favorecer el desmoronamiento de la red de colágeno (42,83).

- ***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 o 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 (84).

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.

### ✓ **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. La resina debe ser transportada por un disolvente de muy baja tensión superficial, afín al agua y que se evapore con facilidad. El alcohol y la acetona han sido los más utilizados, si bien las propiedades de la acetona parecen superiores (85).

Al ser muy volátiles, son capaces de desplazar el agua de la red de colágeno y permitir su impregnación por la resina. Al aplicar esta resina hidrofílica se facilita el proceso de imprimación de la otra resina para que copolimerice con ella, formándose una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida.

Esta es la base de la adhesión en el momento actual. Hay una interacción química entre la resina, el colágeno y la hidroxiapatita, pero la adhesión fundamentalmente se produce por una unión micromecánica.

Fusayama desafió la teoría de que en dentina no se podía grabar, y abogó por la necesidad del grabado ácido en los tejidos dentinarios para mejorar la adhesión (86). Al mismo tiempo Nakabayashi, también demostró que retirar la fase mineral de la superficie de la dentina por acondicionamiento del grabado ácido, dejaba expuesta la matriz del colágeno como un buen sustrato para mejorar la adhesión a la dentina (67).

La naturaleza hidrofílica de esta matriz, sugería el uso de monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos para mejorar la adhesión. La funcionalidad hidrofílica ayudaría a facilitar la permeabilidad de los monómeros dentro de la matriz de colágeno formando la capa híbrida resina-colágeno (71).

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Los procesos de hibridación se producen como resultado de la infiltración del “*primer*” dentro de la red espacial en la matriz de colágeno expuesta por la dentina desmineralizada y la polimerización “*in situ*”.

Hay ingredientes críticos en las fórmulas que producen las interacciones tejidos-adhesivos. Los monómeros hidrofílicos (87,88) más utilizados se señalan en la Tabla 2 y en la misma se incluyen los que se encuentran en muchos de los adhesivos comerciales usados en la práctica clínica.

La naturaleza de la adhesión micromecánica se explica por la interdifusión de un adhesivo monómero “4-metacriloyloxyethyl trimellitic acid” (4-META) en los poros del colágeno desnaturalizado en el grabado de la superficie de la dentina. Se forma un entramado del colágeno con la polimerización del monómero infiltrado (22).

La funcionalidad del Metacrilato también se incorpora en el monómero para facilitar la homopolimerización y la copolimerización con agentes de adhesión, usado como puente de adhesión entre la resina, el composite y otras restauraciones.

Ya que no toda la zona de interfase que denominamos capa híbrida es homogénea; Van Meerbeeck y cols en 1993, describieron tres zonas (70):

- Capa Superficial, con pocas estructuras diferenciadas, fundamentalmente su contenido es resina.
- 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.



<b>LISTA DE LOS MONÓMEROS HIDRÓFILOS MÁS USUALES</b>		
<b>S. No.</b>	<b>NOMBRE CORTO</b>	<b>ESTRUCTURA QUÍMICA</b>
1	HEMA	2-Hydroxyethyl methacrylate
2	GLUMA	Adduct of glutaraldehyde and HEMA
3	NPG-GMA	N-Phenyl glycine/glycidyl methacrylate (adduct)
4	NTG-GMA	N-(p-Tolyl)glycine and glycidyl methacrylate
5	GDMA	Glyceryl dimethacrylate
6	GPDM	Glycerophosphoric acid dimethacrylate
7	NMBu	N-Methacryloyl butyric acid
8	NMGlu	N-Methacryloyl glutamic acid
9	NAAsp	N-Acryloyl aspartic acid
10	NMHyp	N-Methacryloyl hydroxyproline
11	NMGly	N-Methacryloyl glycine
12	DIPENTA	Pentaacryloyldipentaerythritol phosphoric acid
13	PMDM	Diadduct of pyromellitic anhydride with 2-hydroxyethyl methacrylate
14	MEM	2-Methacryloyloxyethyl hydrogen maleate
15	MMEM	Mono-2-(methacryloyloxy)ethyl maleate
16	MMPM	Mono-2-(methacryloyloxy)propyl maleate
17	MDPM	3-Methacryloyloxypropyl phosphate
18	MBP	4-Methacryloyloxybutyl phosphoric acid
19	MOP	8-Methacryloyloxyoctyl phosphoric acid
20	ACE	Acryloyloxyethyl citraconate
21	BMEP	Bis[2-(methacryloyloxy)-ethyl]phosphate
22	EGMP	Ethylene glycol methacrylate phosphate
23	MDP	10-Methacryloyldecamethylene phosphoric acid
24	PhenyIP	2-Methacryloyloxy phenyl phosphate
25	4-META	4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride
26	PA	2-Acryloyloxyethyl phosphate
27	PM	2-Methacryloyloxy ethyl phosphate
28	SBMA	3-Sulfo-2-butyl methacrylate
29	SEMA	2-Sulfoethyl methacrylate
30	MSPMA	3-Methoxy-1-sulfo-2-propyl methacrylate

*Tabla 2. Lista De Los Monómeros Hidrofílicos Más Habituales Según Van Meerbeck*

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

### ✓ **Resina Hidrofóbica**

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

Según Malyk y cols. (89), 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 obturación, cuyo contenido orgánico es de naturaleza muy similar. La unión por lo tanto es muy buena.

Un nuevo concepto en adhesión es la Zona de Nanointeracción (NIZ), Yoshida y cols. (90) especularon que los monómeros funcionales podían reaccionar con la hidroxiapatita en un nivel “nanométrico”, formando sales cálcicas con diferentes tasas de disolución (91,92). En comparación con la capa híbrida típica, esta se formaría con nuevos sistemas adhesivos de dureza media, mezclándose la resina con la hidroxiapatita. Este tipo de adhesivos podrían ser el G-Bond (GC-Corporation, Tokio, Japón) y el SSB-200 (Kuraray, Tokio, Japón) (93).

- **Resumiendo**, en los distintos sistemas adhesivos nos encontraremos con los siguientes elementos:

### **1.-Acondicionador de dentina**

Ácido Ortofosfórico (entre el 20 y el 40% dependiendo del fabricante) (sólo usado en el las técnicas de Grabado Total).

Otros Ácidos más débiles como el ácido cítrico, maleico, nítrico o salicílico.

Función: Modificar química y morfológicamente la estructura del esmalte y la dentina para permitir la adhesión química y mecánica.

### **2.- Resina Hidrofílica**

Monómeros de cualquiera de los grupos que hemos señalado previamente en la tabla 2.

Función: Penetra y moja la zona descalcificada para facilitar el contacto de la resina adhesiva con el colágeno desmineralizado.

### **3.-Resina Hidrofóbica**

Resina Bis-GMA y/o Uretano dimetacrilato.

Función: Penetra en la dentina, sirve de puente entre la dentina y el material restaurador.

### **4.-Solventes**

El alcohol etílico y la acetona. Actualmente el más empleado es el agua.

Función: Vehicular todos los demás componentes y facilitar su difusión en el entramado de colágeno, se eliminan con facilidad.

### **5.-Fotoiniciadores**

La canforoquinona en los adhesivos fotopolimerizables.

Función: Facilitar la polimerización.

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

### **6.- Catalizadores**

TBB (Tributil borano).

Función: Forman parte de algunas reacciones químicas.

### **7.- Relleno Inorgánico**

Vidrio o Sílice coloidal.

Función: Fortalecen la interfase y compensan la contracción de polimerización.

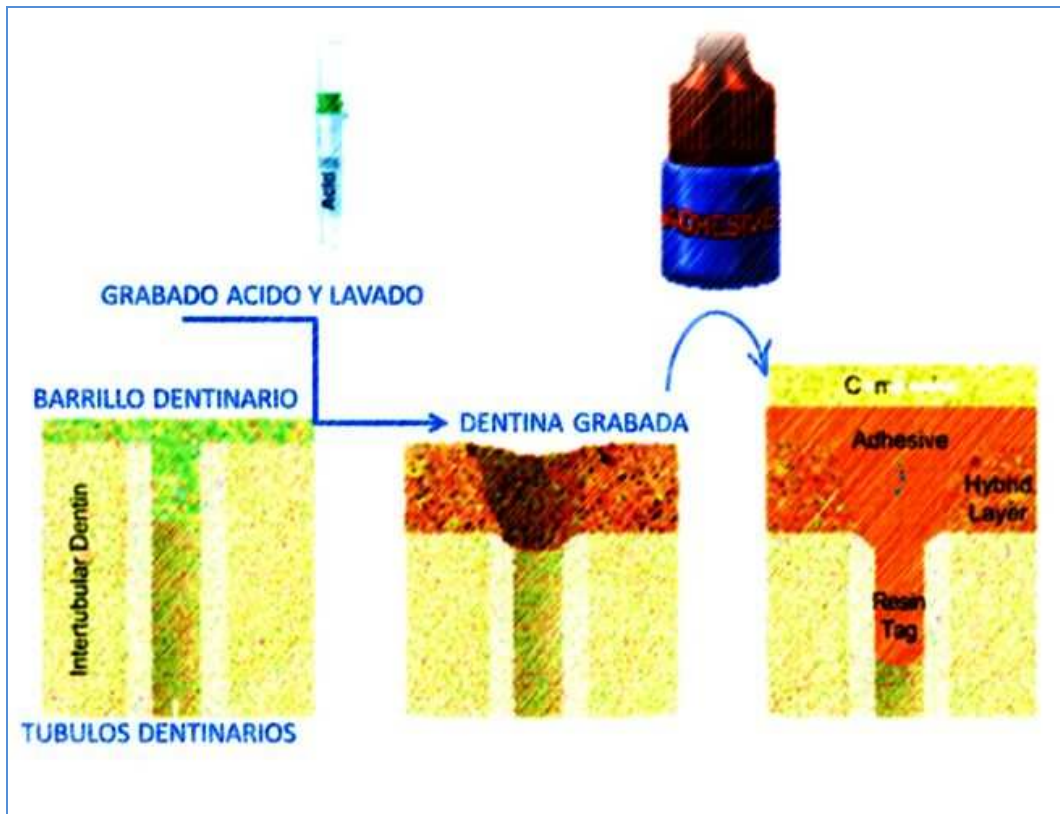
### **IV.2.4.4.- Clasificación de los Adhesivos**

Como comentamos anteriormente, la clasificación actual de los adhesivos que nos parece más acertada es la que sigue un criterio de procedimiento y, subclasificando por el número de pasos que incluyen los distintos sistemas adhesivos, para tener un conocimiento más preciso de los mismos.

#### **IV.2.4.4.1.-Sistemas de Grabado y Secado: "Etch-and-Rinse"**

Remueven el "smear layer" y la capa superficial de hidroxiapatita a través del grabado ácido separadamente.

En esta estrategia representada en la figura 6, dentina y esmalte son tratadas con un gel ácido (normalmente ácido ortofosfórico), que remueve el "smear layer" y desmineraliza la capa más superficial de los cristales de hidroxiapatita.



*Figura 6. Esquema De Grabado Ácido Y Adhesión En Dentina*

Después del grabado ácido y lavado se aplica una mezcla de monómeros de resina (imprimador-primer /adhesivo) disueltos en un solvente orgánico que se aplica y penetra en la dentina preparada.

Los monómeros de resina impregnan los espacios llenados por agua entre las fibras de colágeno de dentina adyacentes, que solían ser ocupados por cristales de hidroxiapatita (5,7). De esta infiltración resulta una capa híbrida compuesta por colágeno, resina, hidroxiapatita residual y restos de agua conocida como zona de interdifusión resina-dentina, descrita por primera vez en 1982 como capa híbrida (9).

Esta red micromecánica de monómeros de resina con dentina grabada produce una disminución en la sensibilidad postoperatoria. Puede hacer un mejor sellado marginal y actúa como amortiguador elástico que compensa la contracción de polimerización de la resina compuesta.

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

En este tipo de sistemas encontramos 2 pautas:

3 pasos: Ácido + Imprimador + Adhesivo (Multibote)

2 pasos: Ácido + Primer y Adhesivo (1 Bote)

### IV.2.4.4.2.-Sistemas de Autograbado: "Self-Etching"o SE

Los cuales hacen permeable el "smear layer" sin removerlo por completo, siendo esta la principal diferencia respecto a los anteriores.

Nosotros haremos una integración entre las últimas revisiones de adhesión de Stangel y cols. y Perdigao (5,7) ambas del 2007 y los distintos autores que también han estudiado el tema de la adhesión dentinaria recientemente los grupos de Pasley y cols y (84) y Pneumans y cols. (94).

Los últimos avances en adhesión dental se basan en la simplificación y reducción del tiempo de aplicación. Los sistemas autograbantes (sin enjuague) no requieren el paso del grabado ácido por separado. La imprimación en esmalte y dentina se hace a la vez a través de la infiltración y disolución parcial del "smear layer" y la hidroxiapatita. Para generar una zona híbrida que incorpora minerales del "smear layer".

Según la acidez de su pH, existen dos tipos de adhesivos autograbantes: fuertes y moderados.

- Los fuertes poseen un pH muy ácido (<1) y su mecanismo de unión proporciona una interfase muy parecida a la de los sistemas de grabar y enjuagar.
- Los moderados (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.

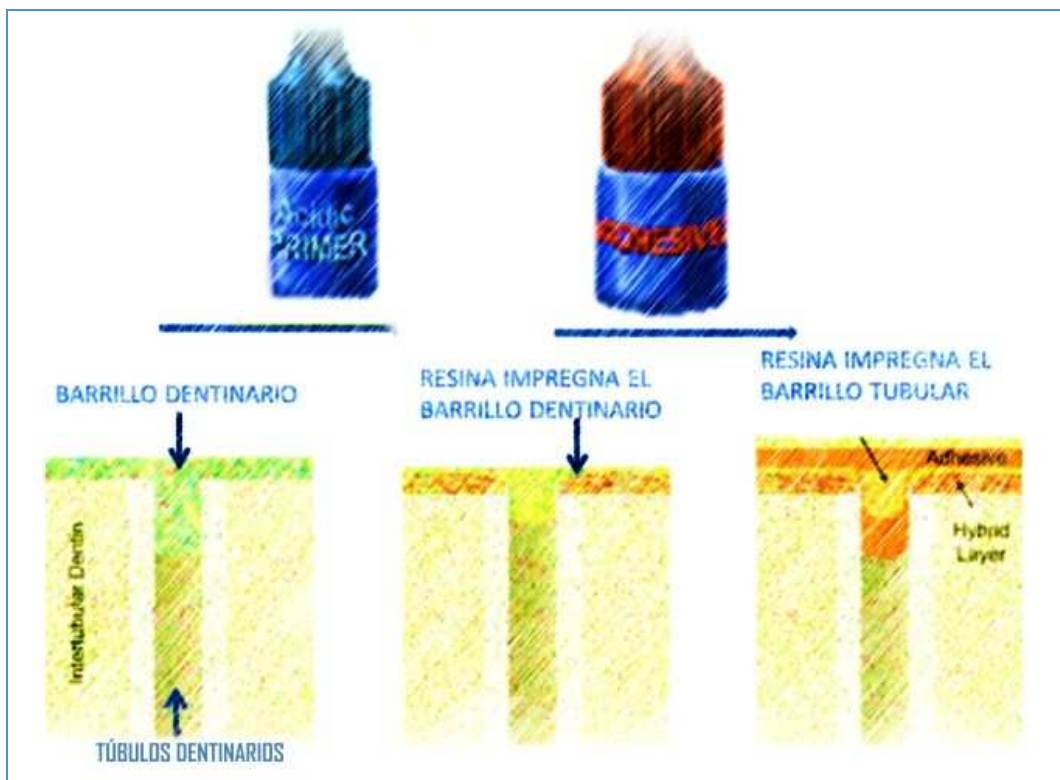


Los primeros adhesivos de autograbado fueron compuestos por 2 soluciones, un primer ácido y una resina de adhesión. Recientemente muchos clínicos han cambiado a los sistemas de autograbado de un solo paso, también llamados “all-in-one” en los cuales los fabricantes han incorporado todos los componentes primordiales de un sistema adhesivo (ácido, primer y resina de adhesión).

### **Sistemas Adhesivos Autograbantes de Dos Pasos**

El primer paso consta de un imprimador y unos ácidos juntos (95,96), que disuelven el barrillo dentinario tras ser aplicados en esmalte y dentina. El imprimador incorpora el barrillo dentinario a su composición, y 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(65).



*Figura 7. Interacción De Los Sistemas Autograbantes De 2 Botes.*

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Los adhesivos de autograbado se clasifican por la agresividad, según el pH del ácido que contienen: medio, moderado y agresivo. Debido a que los adhesivos de autograbado no son tan agresivos como el gel ortofosfórico la mayoría no remueven el “smear layer”.

Como ejemplo podemos decir que el Adper Prompt L-Pop® (3M Dental Products, Minesota, EE.UU.) es considerado agresivo con un pH (0,9-1,0) mientras que otros adhesivos como el Clearfil S<sup>3</sup> BOND(Kuraray, Tokio, JAPÓN), iBond (Heraeus Kulzer,) y G-BOND (G-C Corporation, Tokio, JAPÓN) son medios o moderados (pH> 1,5) (5).

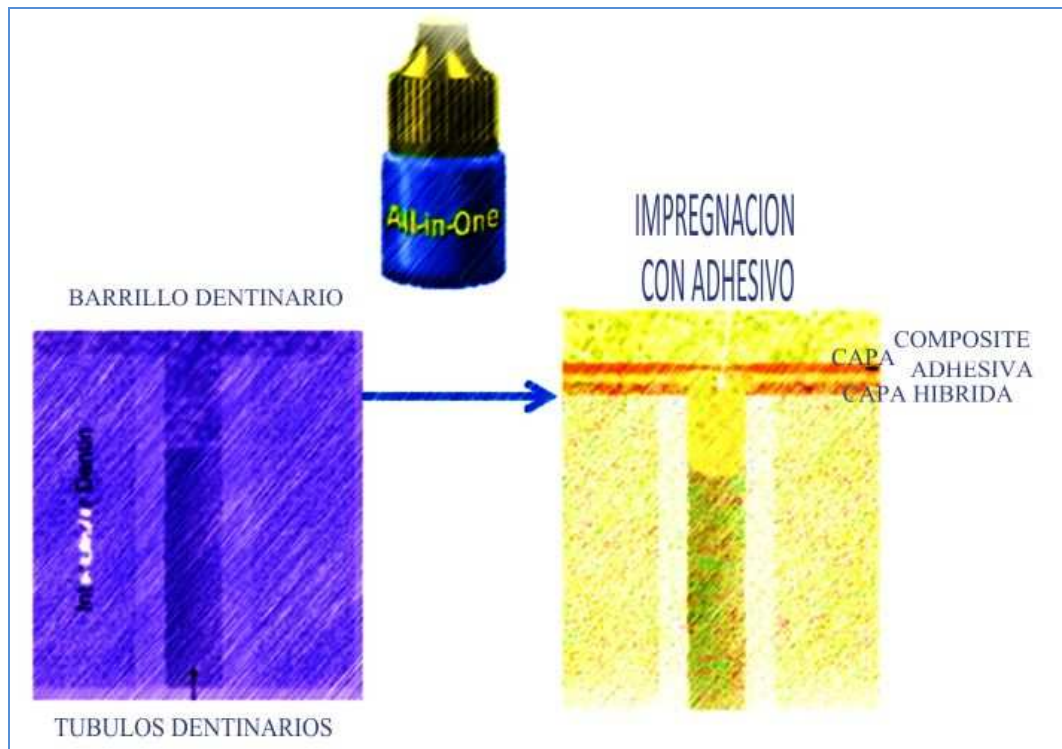
La utilización de estos sistemas adhesivos aporta argumentos nuevos que cuestionan el acondicionamiento previo de la dentina mediante ácidos fuertes. Uno de ellos es la eliminación de los restos minerales contenidos en el barrillo dentinario, por parte del grabado ácido y su posterior lavado y secado, que hacen posible la interacción química con el sistema adhesivo. Además este lavado y secado colapsa las fibras de colágeno impidiendo la penetración de los monómeros de los adhesivos. Esta mala penetración del monómero hace más frágil la capa híbrida y favorece las microfiltraciones.

Otro argumento en contra del grabado total y el lavado-secado es el riesgo de sensibilidad dental consecuencia de la permanencia de algunos túbulos dentinarios abiertos en los que no ha penetrado la resina.

### ***Sistemas Adhesivos Autograbantes de Un Paso-“All-in-one”***

La solución “*all-in-one*” está compuesta de unas mezclas acuosas de monómeros ácidos funcionales, como el ácido ortofosfórico o esteres de ácido carboxílico con un pH tan bajo como el de los ácidos en gel (97). El agua es un componente esencial en los autograbantes ya que participa en la ionización de la fracción ácida. El mecanismo de adhesión lo podemos observar en la figura 8.





*Figura 8. Interacción De Los Sistemas Autograbantes "all-in-one" Con La Dentina*

A pesar de su uso habitual y ser una técnica de sensibilidad baja, los "all-in-one" han resultado de baja adhesividad in vitro, y su fiabilidad clínica ha sido a menudo puesta en duda. Otro inconveniente asociado es su comportamiento como membrana semipermeable.

Estos materiales permiten el movimiento del agua a través de la interfase de adhesión lo que potencialmente nos lleva a una degradación hidrolítica. Aunque los valores de las fuerzas de unión dentina-resina pueden ser logradas con los adhesivos de autograbado, su efectividad de adhesión decepciona con el paso del tiempo (51).

Debido a la alta naturaleza hidrofílica de los monómeros ácidos y a la alta concentración de agua requerida para la ionización de los monómeros ácidos de este tipo de soluciones, estos materiales son propensos a tener fallos de adhesión a la larga. Por lo tanto una inadecuada penetración de la resina en los sustratos del diente puede producir una degradación acelerada de la estructura de la interfase de adhesión.

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Con algunos “*all-in-one*”, el procedimiento depende del método de aplicación y del número de capas recomendado por el fabricante puede no ser suficiente. Los adhesivos “*all-in-one*” han dado lugar a una amplia gama de fuerzas de adhesión a dentina. Y La aplicación en múltiples capas puede provocar una mayor fuerza de unión y mejor infiltración de la capa híbrida.

Los fabricantes del Adper Prompt L-Pop (3M Dental Products, Minesota, EE.UU.) recomiendan frotar continuamente el adhesivo durante 15 segundos, seguido de una segunda capa después de un suave secado con aire y el curado de la primera capa. Esta segunda capa, previene la formación de puntos secos en la superficie de la dentina y tiene como consecuencia una mejor impregnación de los monómeros dentro de la capa híbrida (98).

Confirmando esta teoría de la aplicación activa del adhesivo, Botta en 2009 en un estudio destaca el incremento de las fuerzas de adhesión cuando la aplicación del “primer” se produce de forma activa (frotando durante 20 segundos) respecto a cuando esta se realiza de forma pasiva (aplicación y chorreado con aire) (99).

Para finalizar destacaremos en la figura 9, un resumen de los distintos procesos de adhesión que pueden llevarse a cabo en esmalte y/o dentina, posteriormente añadiremos unas normas generales en el manejo de los sistemas adhesivos.



Figura 9. Resumen De Los Sistemas Adhesivos

- **Normas generales en la aplicación de los sistemas adhesivos:**

Aplicación con pincel o esponja. Evitando bolitas de algodón que pueden dejar restos de hilo, que entorpecen el proceso.

Aplicar dos capas, para garantizar la formación de una película hermética sobre la dentina.

Evitar los excesos de material. Los excesos se comportan mal y deben evitarse con un soplado suave con la jeringa de aire, polimerizando rápidamente (100).

### IV.3.-TECNOLOGÍA LÁSER

#### IV.3.1.-LÁSERES CON APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA (33,35,101,102)

El láser fue construido por primera vez en 1960 por Theodor H. Maiman, después de los trabajos teóricos de Basov, Prokhorov y Townes (ver en figura 10). A estos tres científicos en el año 1964 se les concedió el Premio Nobel de Física. El nombre de láser, representa el acrónimo formado por las iniciales de *“light amplification by stimulated emission of radiation”* (102).

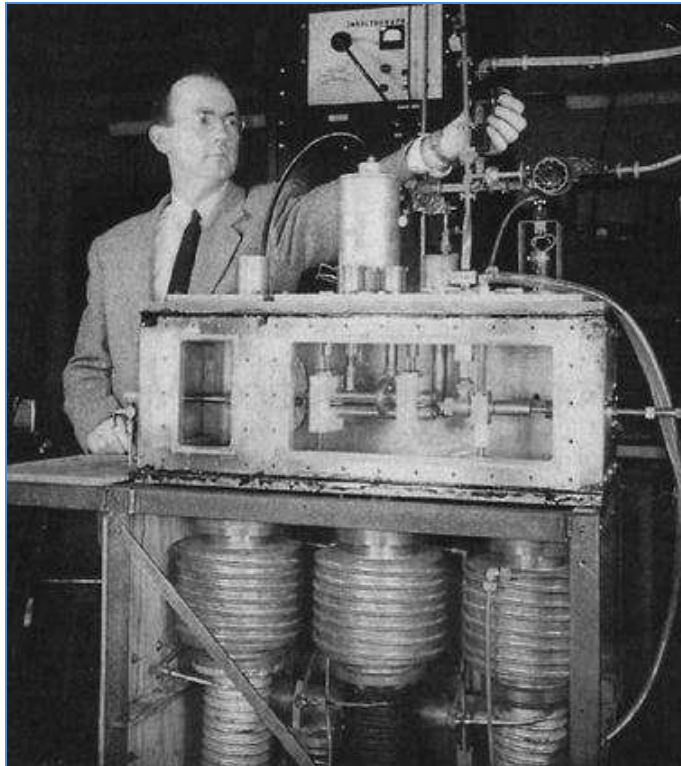
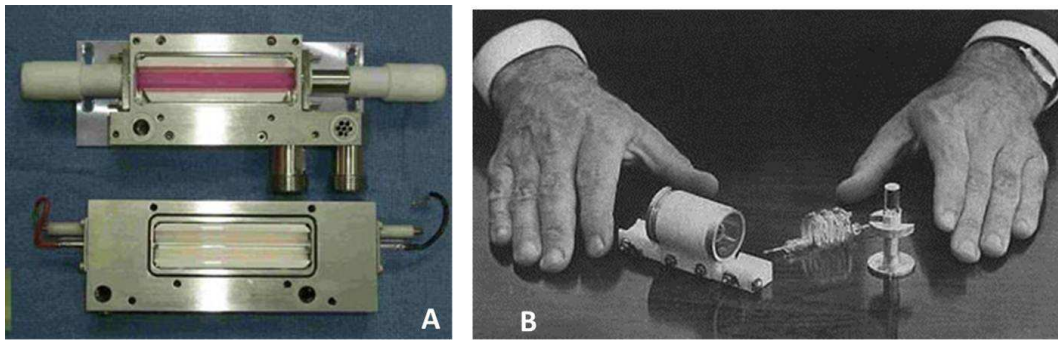


Figura 10 -Charles Townes Y El Másar (1955)

Los trabajos experimentales en la física de producción de luz láser comenzaron con el empleo de una radiación intensa, de longitud de onda única, en usos militares y en telecomunicaciones. El láser de Maiman (figura 11) usaba un rubí sólido como medio activo, el cuál era bombeado por una lámpara(103).En la figura 11, podemos ver un láser de rubí de la Facultad de Físicas de la Universidad de Barcelona.



*Figura 11. (A) Láser De Rubí, Similar Al De Maiman Perteneciente A La Facultad De Físicas De La Universidad De Barcelona (B) Láser De Rubí De Maiman En 1960)*

Aunque Maiman expuso un diente extraído a su láser de rubí en 1960, el Dr. Leon Goldman, un dermatólogo que había estado experimentando con la remoción de tatuajes usando el láser de rubí, irradió un diente de su hermano Bernard, que era dentista. La aplicación de un par de pulsos del láser de rubí sobre el esmalte no produjo dolor y sólo se observaron “pequeños daños” en la superficie del esmalte irradiado (33).

Las aplicaciones del láser de Er:YAG en odontología se basan en los estudios iniciales de Hibst y Keller en el año 1989 (104,105). A partir de esta fecha se iniciaron otros estudios y aplicaciones de los láseres de erbio en tejidos duros.

Existen diferentes tipos de láseres que pueden tener aplicación en Odontología, y éstos pueden ser utilizados con distintos fines. En este apartado vamos a hacer un comentario de los distintos tipos de láser y sus aplicaciones en la práctica clínica. No todos los láseres producen los mismos efectos; tampoco un mismo láser produce el mismo efecto sobre diferentes tejidos, y, según sean los parámetros de emisión utilizados, incluso el mismo láser puede producir distintos efectos sobre el mismo tejido (106).

La aplicación del láser en Odontología debe basarse en el conocimiento de una serie de procesos físicos y biológicos que dependen de diversos factores. Cada tipo de láser emite energía luminosa con una única longitud de onda; es, por tanto, una luz monocromática. En función de la longitud de onda del láser y dónde se aplique se podrán producir diferentes fenómenos ópticos.

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

La luz láser, al igual que la luz visible, cumple todos los principios básicos de la Óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. La energía lumínica que producirá el o los efectos sobre los tejidos irradiados será aquella que sea absorbida, es decir, aquella que libere su energía (107).

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 (108). La cavidad bucal contiene tejidos muy distintos entre sí; por tanto las características ópticas de los tejidos que la conforman no van a tener el mismo comportamiento cuando sean irradiados con la misma longitud de onda. Es decir, podríamos necesitar una longitud de onda diferente para cada uno de los tejidos que hay en la cavidad bucal. Cuando con el mismo láser e iguales condiciones irradiamos dos tejidos distintos, los efectos que se producen también serán diferentes (24).

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

Hay que tener en cuenta que cada láser sólo va a emitir en una única longitud de onda y que por lo tanto podremos obtener diferentes efectos sobre los tejidos tratados. Las unidades emisoras de energía láser permiten variar algunos parámetros relativos a la cantidad de energía liberada por unidad de tiempo, o lo que es lo mismo, la potencia. Las piezas de mano que nos van a facilitar el transporte de la energía hasta el tejido diana suelen ir provistas de una óptica que nos permitirá, en función de la distancia de disparo, concentrar o repartir la energía láser en una menor o mayor superficie de irradiación. Así pues, cuando estamos liberando una determinada cantidad de energía por unidad de tiempo, en una superficie pequeña, obtenemos una mayor densidad de potencia que cuando la aplicamos a una superficie mayor. La densidad de potencia determinará diferentes efectos sobre el mismo tejido (101,109).



### **IV.3.2.- CLASIFICACIÓN DE LOS LÁSERES**

Los láseres son susceptibles de ser clasificados de múltiples formas. Pueden clasificarse en relación a su medio activo (gases, líquidos, sólidos o semiconductores), según el espectro de emisión (infrarrojos, visibles o ultravioletas), según sea su longitud de onda, forma de emisión (continuo o pulsado) u otros criterios, pero quizás la forma más habitual de clasificarlos es atendiendo a la potencia con la cual van a ser usados (28,110).

#### *A.- Según el Medio Activo*

- Gases: CO<sub>2</sub>, Argón, excímeros (111), He-Ne, Vapor de Cu, Kriptón
- Líquidos: Colorantes
- Sólidos: Nd: YAG, Nd: YAP, Er: YAG, Er,Cr: YSGG, Alejandrita, Rubí, KTP
- Semiconductores o de diodo (AsGa, AsAlGa )

#### *B.- Según su Espectro de Emisión*

Se clasifican en función de su longitud de onda respecto al espectro electromagnético:

- Infrarrojos: Láseres cuya longitud de onda es mayor de 700nm
- Visibles: Láseres cuya longitud de onda está entre 400-700 nm
- Ultravioletas: Láseres con longitudes de onda inferiores a 400 nm

#### *C.- Según la potencia de emisión*

**Láseres de baja potencia:** También llamados láseres terapéuticos (112).

Emiten por debajo de un watio, y fundamentalmente en miliwatios. Se utilizan por su acción bioestimulante, analgésica y antiinflamatoria.

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Láseres de As,Ga (arseniuro de galio), As,Ga,Al (Arseniuro de galio y aluminio) y He-Ne ( Helio-Neón).

**Láseres de alta potencia:** Producen efectos físicos visibles, y se emplean en Odontología, generalmente como sustitutos del bisturí frío o del instrumental rotatorio convencional.

Los láseres de alta potencia que podemos encontrarnos actualmente en el mercado odontológico son:

Argón (Gas de Argón)

Diodo (Diodos semiconductores de Arseniuro de Galio y Aluminio)

Nd:YAG (Cristal tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)

Nd:YAP (Cristal de tipo Perusquita de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio)

Ho:YAG (Cristal de tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Holmio)

Er,Cr:YSGG (Cristal de tipo Granate de Itrio, Escandio y Galio, contaminado con Erblio y Cromo)

Er:YAG (Cristal tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Erblio)

CO<sub>2</sub> (Gas de dióxido de Carbono)

Cada uno de ellos posee características propias que lo hacen diferente a los demás (113). En algunas ocasiones un mismo tratamiento se podría efectuar con más de un tipo de láser, aunque siempre hay alguno que puede ofrecer mejores prestaciones que los demás para aquel tratamiento en concreto (114).

De los láseres de alta potencia citados anteriormente, algunos son más empleados que otros. Por ejemplo, el láser de Argón es poco utilizado. Sus indicaciones estarían limitadas al tratamiento quirúrgico de lesiones vasculares, si bien se ha descrito su utilización en otros procedimientos. Existen algunas



variedades del láser de Argón que pueden ser utilizados como sustitutos de la lámpara halógena, con las mismas indicaciones que ésta: fotopolimerización y blanqueamiento. Es el único láser de alta potencia, de los previamente referidos, que emite luz visible. Todos los demás emiten luz infrarroja.

El láser de Nd:YAP tiene las mismas indicaciones que el láser de Nd:YAG. Aunque tiene diferente longitud de onda, sus comportamientos son muy parecidos (29).

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

La mayoría de estos láseres de alta potencia han sido evaluados para ser usados en la preparación de cavidades. Se ha demostrado que los láseres de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG y Nd:YAP producen fusión y sellado de los conductos dentinarios, y por el contrario, los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG dejan los túbulos dentinarios abiertos y libres de barrillo dentinario. Son por tanto los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG los más indicados para trabajos sobre dentina (16,115–117).

#### *D.-Según la densidad de potencia*

- HLLT, (High Level Laser Therapy): Alta densidad de potencia, su uso primordial será quirúrgico.
- LLLT (Low Level Laser Therapy): Su utilidad queda circunscrita a las indicaciones terapéuticas no invasivas (118,119).

#### *E.-Según su modo de emisión*

- Continuo
- Pulsado: en función de la duración del pulso, superpulsados, Q-switched.

En conclusión, de los láseres nombrados, los más relevantes son el de Diodo, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y CO<sub>2</sub>; nos centraremos en los láseres

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

de erbio para conocer sus especificaciones y aplicaciones clínicas, vemos el resumen en la tabla 3.

TEJIDOS BLANDOS	TEJIDOS DUROS
CO <sub>2</sub>	CO <sub>2</sub>
DIODOS	DIODOS
Nd: YAG	Nd: YAG
Er:YAG	Er:YAG
Er,Cr: YSGG	Er,Cr: YSGG

*Tabla 3. Clasificación De Los Láseres Por Sus Aplicaciones.*

### IV.3.3.- LÁSER DE Er:YAG Y LÁSER DE Er,Cr:YSGG.

Los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG son el resultado de investigaciones centradas en conseguir una longitud de onda que sea bien absorbida por los tejidos duros dentarios así como por el agua presente en los tejidos blandos (120–122). Mediante estudios de fotoabsorción se ha determinado que cuando un láser emite el haz de luz con una longitud de onda de 2700-3000 nanómetros es bien absorbido por la dentina, el hueso y por el agua.

Los primeros artículos científicos publicados acerca de la utilización del láser de Er:YAG en 1989 confirmaron las expectativas que se tenían sobre su posible utilización en Odontología (34). A partir de entonces, numerosos trabajos de investigación describen y delimitan sus indicaciones, ventajas y limitaciones.

El 7 de Mayo 1997, la Food and Drug Administration (FDA) aprobó la utilización del láser de Er:YAG tras un informe elaborado por cinco

profesionales de los EE.UU. (123), después de tratar 1300 caries, resaltando que tan sólo tres pacientes solicitaron que se les aplicase anestesia local.

La aprobación del Centauri Er:YAG (Premier Laser Systems, Irvine, EE.UU.) estaba aceptada para incisiones, excisiones, vaporización, ablación y hemostasia de los tejidos blandos intrabucales. Los nuevos procedimientos que se incluyeron fueron remoción de caries, preparación de cavidades y modificación de dentina y esmalte antes del grabado ácido para incrementar las fuerzas de adhesión (103,124).

En octubre de 1998, la FDA aprobó la aplicación del láser de Er:YAG en Odontopediatría. En 1998 el láser de Er,Cr:YSGG también obtuvo la aprobación por parte de la FDA para su aplicación sobre los tejidos duros dentarios. Posteriormente este láser ha ido obteniendo diferentes aprobaciones para muchos más procedimientos odontológicos, siendo actualmente el láser que tiene un mayor número de indicaciones terapéuticas aceptadas por la FDA (115,125,126).

Tanto el láser de Er,Cr:YSGG como el de Er:YAG son muy bien absorbidos por el agua. Se trata de láseres que emiten en modo pulsado, 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, el modo pulsado de este tipo de láseres provoca ablación de los tejidos duros dentales sin que se aprecie o se pueda registrar el efecto térmico colateral. Además aprovechan esta máxima absorción por el agua para producir su acción. Son los más indicados para la eliminación de los 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, protege a los tejidos adyacentes al evitar el efecto térmico y favorece el mecanismo de acción.

A pesar de que ambos láseres emiten en longitudes de onda distinta, podríamos decir que irradian una luz muy parecida. La longitud de onda del láser de Er:YAG es de 2940 nm mientras que la emitida por el láser de Er,Cr:YSGG es de 2780 nm. (16,117).

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Es fundamental para entender estos láseres conocer la gráfica de absorción como vemos en la siguiente figura, el láser de Er:YAG coincide con el pico de máxima absorción por el agua, mientras que el láser de Er,Cr:YSGG, a pesar de poseer una gran apetencia por el agua, es menos absorbido por que el láser de Er:YAG (13).

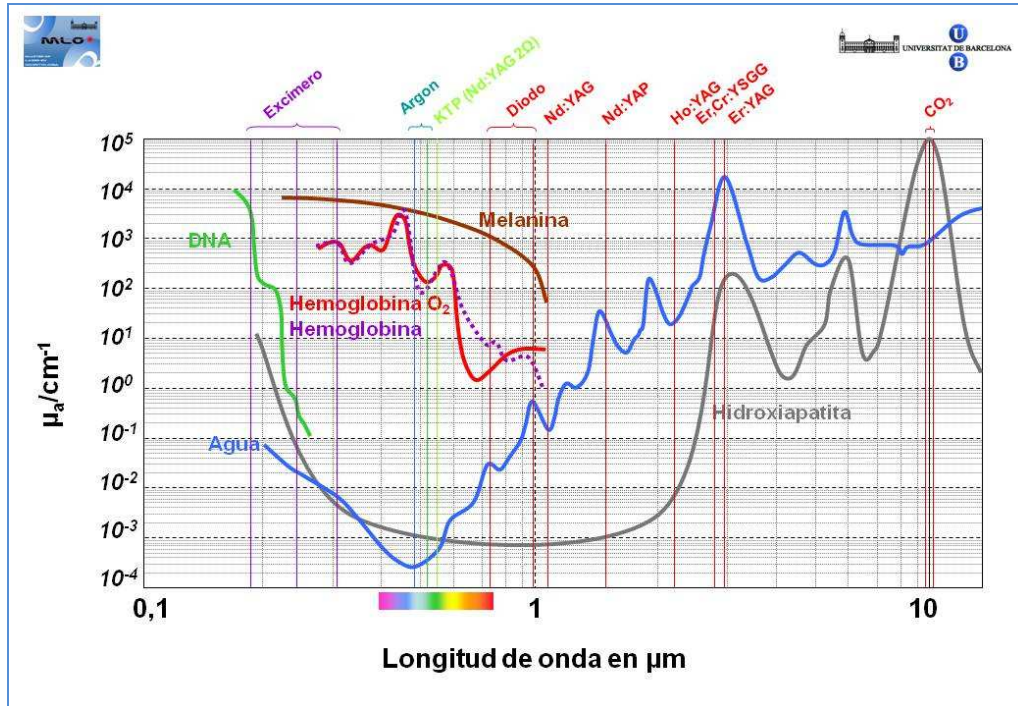


Figura 12. Gráfica De Absorción Para Las Distintas Longitudes De Onda

### IV.3.3.1.- Láser de Er:YAG.

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

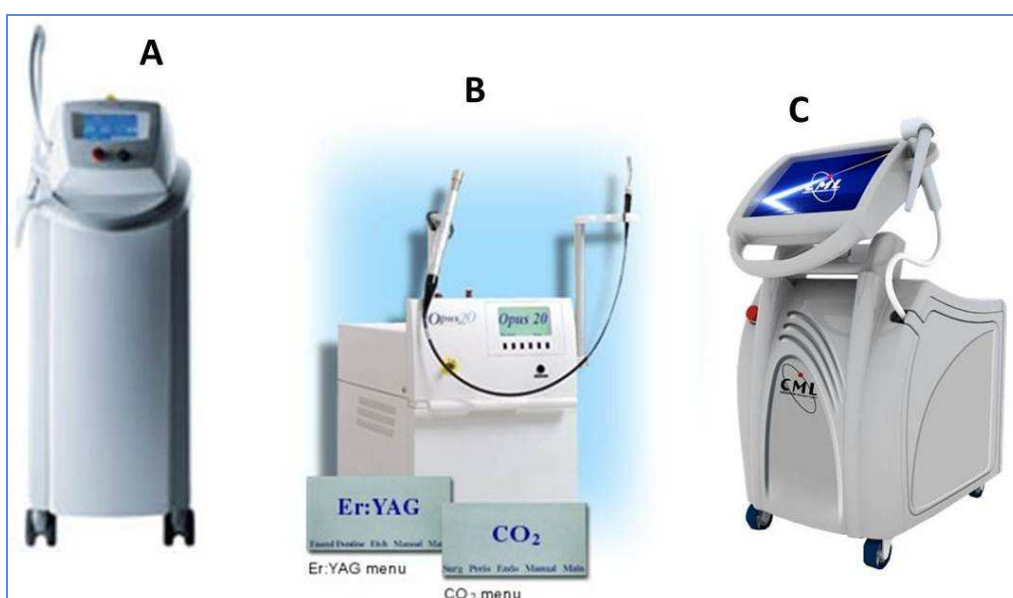
El láser de Er:YAG emite de forma pulsada. La energía se trasmite hasta la pieza de mano a través de una fibra óptica o mediante un brazo articulado.

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

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

En las primeras referencias de los efectos del láser de Er:YAG sobre los tejidos duros dentarios tanto sanos como afectados por caries, se apreció que no se generaba ningún daño térmico en los tejidos circundantes (127).

No obstante, para favorecer la ablación de estos tejidos, y evitar el efecto térmico sobre la superficie irradiada se utiliza un spray de agua, minimizando así el riesgo de producir lesiones térmicas colaterales en los tejidos adyacentes (128–130).



*Figura 13. Distintas Unidades De Láser De Er:YAG Comercializadas. A) Unidad KaVo-Key III, B) Unidad Dual Opus 20 (Er:Yag y CO2), C) Unidad Er:Yag De Creation.*

Los efectos del spray de agua sobre la efectividad ablativa de este láser son controvertidos. Burkes y cols. y Hoke y cols., demostraron que al irradiar los tejidos duros dentarios con el láser de Er:YAG acompañado de un fino spray de agua atomizada, no sólo se podía minimizar el incremento térmico sino que la eficacia de corte aumentaba (127,129). También Mir en 2008 ha estado de acuerdo con esta teoría de ablación lineal y simétrica, potenciada por el spray de agua (130).

## *IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS*

Por otro lado, Visuri y cols. evaluaron los efectos del spray de agua durante la irradiación del tejido duro dentario con el láser de Er:YAG y constataron que el exceso de agua podía disminuir la eficacia de ablación. De ello se desprende que es necesario ajustar correctamente la cantidad de agua del spray, para optimizar los procesos ablativos sin riesgo de producir efecto térmico (131).

Otros estudios han demostrado que el Er:YAG sólo o combinado con grabado ácido produce una superficie que permite obtener una fuerza de adhesión igual o mejor que la producida por grabado ácido sólo.

### ***Aplicaciones del Láser de Er:YAG***

Hibst y Keller en 1998 (34) demostraron que la tasa de ablación en esmalte y dentina se incrementaba linealmente en función del aumento de la energía aplicada.

Diferentes estudios han demostrado que el incremento de temperatura producido en el interior de la cavidad pulpar cuando se emplea el láser de Er:YAG con spray de agua, era aproximadamente de 3,9° C (132–136) mientras que sin spray de agua la temperatura aumentaría hasta los 40,86°C.

El límite crítico de aumento de temperatura es de 5,5°C, incremento que puede ser considerado dañino para la pulpa.

### ***IV.3.3.2.- Láser de Er,Cr:YSGG.***

El láser de Er,Cr:YSGG es un láser de alta potencia cuya cavidad de resonancia posee un cristal, rubí sintético, que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2780 nanómetros en el infrarrojo del espectro electromagnético. Se clasifica como un láser de clase IV (17).

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



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

Una de las características principales de este láser es la alta precisión del spray de aire y agua que lo acompaña y que provoca un efecto denominado 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 (137,138).

La combinación del spray de agua/aire y la luz láser va a determinar diferentes aplicaciones. Así para el corte de tejidos duros tanto dentarios como de hueso necesitamos trabajar con un alto porcentaje de agua y aire y con potencias elevadas. En tejidos hidratados se precisa menor cantidad de agua que en los tejidos duros.



*Figura 14. Unidad De Er,Cr:YSGG (Waterlase-MD).(Biolase, San Clemente, EE.UU.)*

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

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 (24,139,140).

Contrariamente, para conseguir el efecto de corte en tejidos blandos debemos disminuir tanto los porcentajes de agua/aire como la potencia. Si eliminamos completamente la emisión de agua podemos conseguir, en cirugía de tejidos blandos, una ligera hemostasia de la zona tratada (114,122,141). Esta hemostasia es menor que la que se obtiene con el láser de CO<sub>2</sub>, pero es superior a la que se puede producir con el láser de Er:YAG (142,143).

Sin embargo algunos autores no estarían completamente de acuerdo con esta teoría y creen que el spray de agua/aire lo que produce solamente es una buena refrigeración de los tejidos sobre los que impacta el láser (104,144).

Actualmente varios autores han destacado la importancia del flujo de agua en la ablación dental (130,145). Un adecuado flujo de agua durante la irradiación láser, no solamente mejora la ablación de esmalte y dentina, sino que también ofrece protección a la pulpa y mejora la adhesión de los materiales de restauración en las zonas irradiadas.

La máxima densidad de potencia se obtiene a 1 o 2 mm de distancia de la punta en el uso de “tip” de zafiro y pieza de mano convencional o la “Gold-Piece”; con la “TurboPiece” y sus lentes difusoras cambia la distancia óptima de trabajo que se sitúa entorno a los 5 mm +/- 1mm. El spray de agua es fundamental para reducir el efecto térmico sobre los tejidos, aunque en algunos procedimientos sobre tejidos blandos evitemos el spray para conseguir un efecto hemostático, aunque la hemostasia es limitada, porque solamente se produce una vaporización en la zona quirúrgica. 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, estos parámetros no son válidos para el uso de la “TurboPiece”. Para cortar tejidos duros como el hueso, el esmalte o la dentina es necesario aplicar niveles de potencia de 2 a 4 W (146).



La utilidad de este láser se limita al campo de la Odontología. En la actualidad sólo existe una compañía en el mundo que fabrica este tipo de láser (Biolase Technology, Irvine, EE.UU). Esta compañía fue fundada en 1987 por Guy Levy, un odontólogo francés en un intento de tener un láser con una longitud de onda ideal para la Odontología (109).

Este láser al igual que el de Er:YAG se emite en modo pulsado, y aprovecha la máxima absorción por el agua para producir su acción. Debido a su buena absorción por el agua y también por la hidroxiapatita es también un láser que puede ser utilizado en el corte de los tejidos duros dentales como son el esmalte y la dentina (147). Para estas indicaciones se aplica conjuntamente con un spray de agua atomizado.

El láser de Er,Cr:YSGG es el más indicado en Odontología conservadora pudiéndose realizar, cavidades dentarias y acondicionar los tejidos dentarios para efectuar las obturaciones adhesivas correspondientes.

Los primeros estudios con el láser de Er,Cr:YSGG se hicieron en 1995 (17) Se ha comprobado que no existe aumento térmico ( $<4^{\circ}\text{C}$ ) en el interior de la pulpa durante la preparación de cavidades siempre y cuando se trabaje con spray de agua (148). La irradiación de la superficie del esmalte produce una rugosidad parecida a la del grabado ácido, mientras que en la dentina los túbulos dentinarios quedan abiertos, libres de barrillo dentinario, sin que existan signos de fusión ni cristalización ni en esmalte, ni en dentina (15,36,149).

Se obtienen cavidades similares a las que se pueden preparar con el instrumental rotatorio convencional. Las fuerzas de adhesión obtenidas con el láser de Er,Cr:YSGG no son estadísticamente diferentes que las que se consiguen con el grabado ácido (150,151). También Ozer y cols. en 2008 presentaron un estudio en el cual la adhesión que se producía era similar en los casos de dientes tratados con láser de Er,Cr:YSGG ( $12,1 \pm 4.4$  MPa) que con ácido ortofosfórico al 37% ( $13 \pm 6.5$  MPa) (152).

Usumez y Aykent en 2003 (153) describieron en un estudio la utilización del láser de Er,Cr:YSGG, en el acondicionamiento de carillas de porcelana para

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

su posterior cementado y el acondicionamiento del esmalte dentario para su recepción.

La mayoría de los tratamientos realizados para la preparación de cavidades se pueden hacer sin necesidad de aplicar alguna técnica de anestesia locorregional. En algunas investigaciones se cifran en un 94% los tratamientos realizados sin anestesia (154). También lo describieron Hibst y Keller en 1998, con el láser de Er:YAG, cuando realizaron el primer estudio clínico sobre 150 pacientes, la mayoría de los tratamientos se realizaron sin anestesia y la percepción de los pacientes fue satisfactoria en un 95% (155).

El láser de Er,Cr:YSGG puede ser utilizado para remover antiguas obturaciones de composite, ionómeros y silicatos; está contraindicado para la eliminación de amalgamas debido a la gran reflexión de la luz del láser sobre las superficies metálicas.

La mayor ventaja de la aplicación del láser es la descontaminación y la resistencia al ataque ácido de la placa bacteriana. La preparación de cavidades con láser se ha descrito que favorece que las obturaciones sean más resistentes a la recidiva de caries (122,156).

También se ha descrito su uso en las segundas cirugías de tratamientos implantológicos, para eliminar el tapón mucoso que separa el implante de la cavidad bucal (157,158).

En endodoncia su aplicación produce un efecto bactericida, que ha sido valorado en distintos estudios (159–162), obteniendo resultados muy favorables. Arnabat y cols. en un estudio experimental mostraron que el láser de Er,Cr:YSGG a una potencia de 2W durante 60s, tiene un efecto sobre el *Enterococcus faecalis*, tan efectivo como el hipoclorito sódico al 5% (107).

Actualmente se ha desarrollado un sistema de tips para poder realizar la instrumentación en endodoncia con el láser de Er,Cr:YSGG. En este caso la luz penetra a través de la dentina consiguiendo así que su poder bactericida actúe más allá de lo que se obtiene con la irrigación del hipoclorito sódico (163).

En una revisión bibliográfica sobre la comparación de ambos tipos de láser (Er:YAG y Er,Cr:YSGG) en la preparación de cavidades y remoción de caries, los artículos consultados aportan datos y resultados muy parecidos para ambos. Iaria y cols y, Harashima y cols. (16,120).

Apel y cols. 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 (164).

#### **IV.3.4.- ENERGÍA Y LÁSER**

La luz láser interacciona con los tejidos produciendo unos efectos biológicos, determinados por la longitud de onda de la luz láser ( $\lambda$ ) y las características ópticas del tipo del tejido sobre el que actúa.

##### ***IV.3.4.1.- Propiedades de la luz láser***

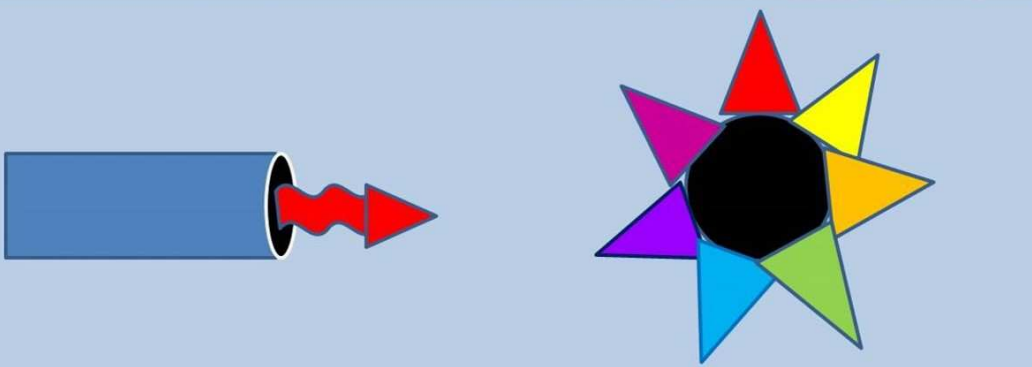
La luz láser cumple todas las leyes de la óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. El haz de luz láser, está formado por fotones, y los fotones son partículas que transportan energía. La energía es liberada en el proceso de absorción (26).

La luz láser tiene unas características que la diferencian de la luz convencional, se trata de una luz monocromática (de un solo color), que corresponde por lo tanto a una única longitud de onda; se emite en una sola dirección, es decir, es unidireccional, también se trata de un haz coherente y amplificado.

Por el contrario la luz convencional está formada por una amplia banda de longitudes de onda, por lo tanto es policromática y multidireccional. Estas características las resumimos en la figura 15.

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

LUZ LASER	LUZ CONVENCIONAL
COHERENTE	INCOHERENTE
MONOCROMÁTICA	POLICROMÁTICA
AMPLIFICADO	DIVERGENTE
UNIDIRECCIONAL	MULTIDIRECCIONAL



*Figura 15. Características Físicas De La Luz Láser Versus La Luz Convencional.*

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

No todos los láseres son altamente colimados, (por ejemplo el láser de diodo no lo es) pero aquellos que si lo son incorporan una o varias lentes para converger el haz en un punto mínimo "spot". Con ello se consigue concentrar la luz en un punto mínimo, o por el contrario, distribuir la energía en una mayor superficie. El mínimo tamaño del spot se corresponde con la distancia focal del sistema de lentes utilizado. Por ello distinguimos una zona prefocal, la zona focal, y la zona desfocalizada o desenfocada.

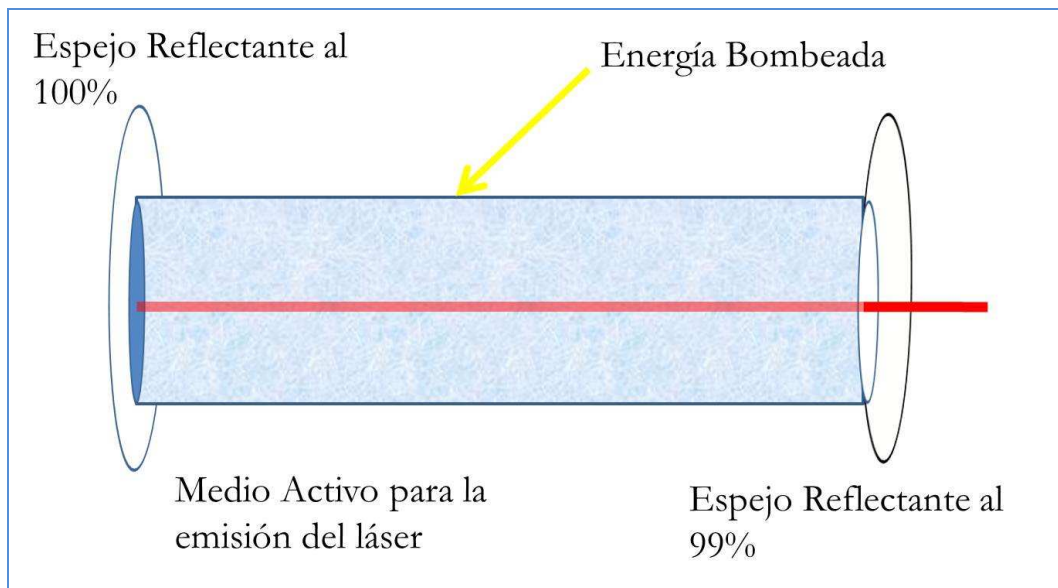
Cuando hablamos de modo enfocado es que estamos trabajando a la distancia focal, donde el punto de impacto coincide con el diámetro mínimo del spot, cuando hablamos de modo desfocalizado o desenfocado estamos fuera de la zona focal, alejados de la misma; aumentando o disminuyendo la distancia entre el emisor y el tejido diana.

La coherencia es una propiedad exclusiva de los láseres. La 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.

#### **IV.3.4.2.-Componentes del láser** (25,28,33,165)

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. Este sistema básico lo vemos representado en la figura 16.



*Figura 16. Representación Gráfica De Los Componentes Básicos De Un Láser.*

A.-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.

B.-Cavidad Óptica (cavidad de resonancia o resonador óptico): En ella se aloja el medio activo, está constituida por dos espejos cóncavos en cada uno de sus extremos. Un espejo es totalmente reflectante mientras que el otro sólo lo es en parte; este segundo espejo es por donde sale la luz láser hacia el sistema de conducción.

C.-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

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

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.

D.-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 la pieza con distintos sistemas de lentes difusoras o “tips”, dependiendo de los diferentes equipos de láser, incidirá en el tejido diana.

Para los distintos autores que trabajan con energía láser; los efectos biológicos dependerían (33,101):

A.- Parámetros físicos del láser:  $\lambda$  y sus parámetros de emisión, determinados para cada aplicación.

B.-Propiedades ópticas del tejido diana.

### **IV.3.4.3.- Parámetros Físicos del Láser**

Hay dos tipos diferentes de parámetros físicos de láser, los que no pueden ser modificados por el operador -son predeterminados por el fabricante- y los que sí pueden ser modificables por parte del operador a través del panel de control del aparato de láser.

**Los parámetros no modificables** son la longitud de onda, la forma de distribución del haz y el tiempo de emisión del haz, en los láseres pulsados.

- La longitud de onda ( $\lambda$ ) es una de las características físicas del láser que no se puede variar puesto que cada láser tiene su longitud de onda determinada por el medio activo con el que está fabricado.

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). Se expresa en m y sus fracciones.

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

- La forma más común de distribución del haz es la que se conoce como “modo fundamental” en ella el haz presenta una mayor concentración de fotones en el punto central ( $TEM_{00}$ ). Otra forma de distribución es la TEM multimodo o en meseta, la concentración es similar en todos los puntos de incidencia del haz (107).
- El principio básico de cualquier modo de emisión del láser es que la energía lumínica barre el tejido durante un tiempo determinado produciendo una interacción térmica (166).

*Modo continuo:* Se conoce como CW (continuous wave), la emisión del haz de láser se mantiene de forma constante, sin interrupción, mientras está activado.

*Modo pulsado:* La liberación de la energía se produce en pulsos que se traducen por picos de energía.

Un mismo láser sobre dos tejidos diana diferentes tiene efectos distintos, debido a las características biológicas y ópticas de los tejidos; la absorción del láser varía en función del tejido diana. Además el mismo láser, sobre el mismo tejido produce efectos biológicos diferentes en función de los parámetros modificables del láser.

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Así trabajando con una misma potencia y una misma duración de pulso y frecuencia se producirán distintos efectos en un tejido blando que en un tejido duro. Y dentro de un mismo tejido las variaciones serán la distancia de trabajo, la energía en función del área irradiada.

- Debido a esto y para terminar nuestra revisión de conocimientos no debemos pasar por alto unos conceptos de **terminología física**.

### ✓ Frecuencia

En un láser pulsado es el número de pulsos que se producen en un segundo. Se expresa en Hertzios (Hz). Un hertzio equivale a un pulso por segundo.

En algunas unidades láser se expresa en pulsos por segundo (pps), así 20 pps equivalen a 20 Hz, significando que se producen 20 pulsos por segundo de aplicación del láser.

### ✓ Energía y Potencia

La luz emite fotones y cada uno de ellos es una partícula de energía, la potencia de emisión se define como la energía emitida en un segundo. La energía se mide en Julios (Joules, J).

La potencia es la energía liberada en cada porción de tiempo y se mide en Vatios (Watt, W) correspondiendo 1W a una energía de 1 J en 1 s.

$$\text{Potencia} = \text{Energía} / \text{Tiempo}$$

$$1 \text{ W} = 1 \text{ J} / 1 \text{ s}$$

En los láseres con los pulsos muy cortos, donde la cantidad de energía por pulso es muy pequeña, las referencias vienen dadas en milijulios (1J= 1000mJ).



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

$$\mathbf{Energía=Potencia \times Tiempo de aplicación}$$

$$1 J=1W \times 1s$$

Como ejemplo, 100 J de energía liberada pueden equivaler a 100 W aplicados durante 1 segundo, pero también es igual a 10 w aplicados durante 10 s. La energía total liberada es la misma, pero los efectos biológicos sobre el tejido diana totalmente diferentes y dependientes del tiempo de irradiación.

✓ *Densidad de potencia*

Es la energía liberada por unidad de tiempo y superficie. Se mide en Vatios/cm<sup>2</sup> = (Julios/s) /cm<sup>2</sup>. Depende del tamaño de punto de impacto del rayo y de la potencia con que emite el láser.

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.

Se utiliza en los cálculos de dosimetría de los láseres continuos, aunque también se podría utilizar para el cálculo de la potencia instantánea de un láser pulsado (Energía dividida por la duración del pulso).

Con la misma potencia se pueden obtener diferentes resultados, esto viene determinado por el cambio de la superficie del haz de irradiación sobre el tejido diana (spot).

$$\mathbf{DP=Potencia (Área de impacto de láser)}$$

$$DP = W / cm^2$$

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

En los láseres pulsados el cálculo de la densidad de potencia implica conocer la potencia instantánea y la superficie donde se aplica.

De la misma manera que la Densidad de Potencia es un dato importante para los láseres con emisión continua, en los láseres pulsados este dato puede llevar a errores de interpretación, ya que aumentando la frecuencia de disparos también se aumenta la Densidad de Potencia, aunque la potencia instantánea sea la misma.

Por ello, un parámetro que se utiliza en los cálculos de dosimetría de los láseres pulsados es la Densidad de Energía por Pulso.

### ✓ *Densidad de energía por pulso*

También llamada “fluence” (fluencia) es la cantidad de energía por unidad de superficie.

Hay que tener en cuenta que en los cálculos de dosimetría de los láseres de baja potencia se utiliza la Densidad de Energía como energía total liberada por unidad de superficie, mientras que en los láseres de alta potencia, y solo en los pulsados, se utiliza para describir la cantidad de energía por unidad de superficie de un único pulso, independientemente de la frecuencia a la que se trabaje.

$$DE = (\text{Energía}) / (\text{Superficie del haz del láser})$$

$$\text{Fluencia} = J / \text{cm}^2$$

### ✓ *Tiempo de exposición*

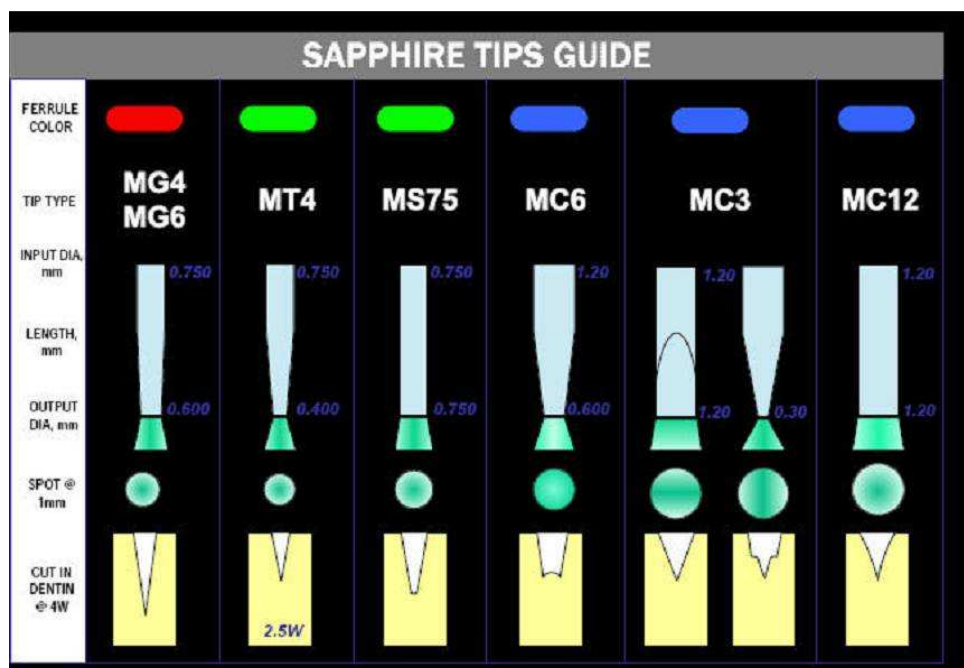
Es la duración total de la irradiación en cada una de las zonas tratadas a lo largo de una sesión. Este parámetro suele ser irrelevante en la dosimetría de los láseres de alta potencia.

✓ *Tiempo de tratamiento*

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

✓ *Diámetro de la punta*

Dependiendo del diámetro del “tip” varía la densidad de potencia, y cada “tip” tiene su distancia focal; ya que la punta activa se comporta como una lente y posee una distancia focal única e invariable ver la figura 17.



*Figura 17. Representación De Los Distintos "Tip" De Zafiro Del Waterlase-MD (Imagen Cedida Por El Fabricante BIOLASE)*

✓ *Distancia de Trabajo*

La distancia que existe entre el extremo libre de la punta activa de la pieza de mano y el tejido diana. Cuando se aumenta o disminuye la distancia focal, se modifica el “spot” de aplicación de la luz láser. La disminución o aumento del diámetro del “spot” hará que aumente o disminuya la cantidad de energía por unidad de superficie

## IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

Cada tip o punta tiene su distancia focal, desde el punto de vista clínico dado que resultaría imposible trabajar a una distancia fija, cuando se hace referencia a la distancia focal se suele dar un margen en el cual varían poco los parámetros descritos (ver la figura 18).

	MD Gold
Optical Design	Diverging after tip
Cutting Distance	0.5 – 1.5 mm
Tips	All regular tips
Head Design	
Handpiece Mirror	Thoroidal (curved)
Spray	Three-nozzle

Figura 18. Imagen Detallada De La Cabeza De La Pieza MD Gold.

### IV.3.4.4.-Propiedades Ópticas de los Tejidos

Cuando el láser incide sobre los tejidos, tenemos que tener en cuenta las propiedades ópticas de estos, que son las que determinan la naturaleza y extensión de la respuesta. La luz solo tiene efectos si es absorbida por el tejido; la energía lumínica se convierte en energía térmica (efecto fototérmico) o bioquímica (efecto fotoquímico) (167).

La luz láser cumple todas las leyes de la óptica, transmisión, reflexión, refracción y absorción. En los procesos de transmisión, reflexión y refracción no se produce liberación de la energía que contienen los fotones. La energía se

libera en el proceso de absorción. El proceso de absorción depende de dos factores: la longitud de onda de la luz láser y las propiedades del tejido diana (168).

Como hemos descrito previamente, para las longitudes de onda de los láseres de erbio 2940 y 2780 nm, existe una molécula que actúa como cromóforo, esta molécula es el H<sub>2</sub>O; tiene la capacidad de absorber la energía de los fotones de estas longitudes de onda.

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

Ambos láseres complementan su acción con la incorporación de un spray de agua en el caso de Er:YAG y un spray de aire y agua en el láser de Er,Cr:YSGG. Los dos láseres son láseres pulsados con pulsos de una duración entre 120 y 250 microsegundos. El mecanismo de acción de ambos es el producto de sucesivas microexplosiones consecuencia de la liberación de la energía de sus fotones. Dependiendo de la proximidad de la explosión con el tejido diana, dicha explosión producirá una ablación más o menos importante del mismo.

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 en el esmalte dental (169).

La hidroxiapatita también posee características ópticas que le permiten absorber la energía de los fotones, pero su coeficiente de absorción es muy bajo; por esto para ambos láseres, es más importante el bajo contenido en agua del esmalte dental que el contenido de hidroxiapatita.

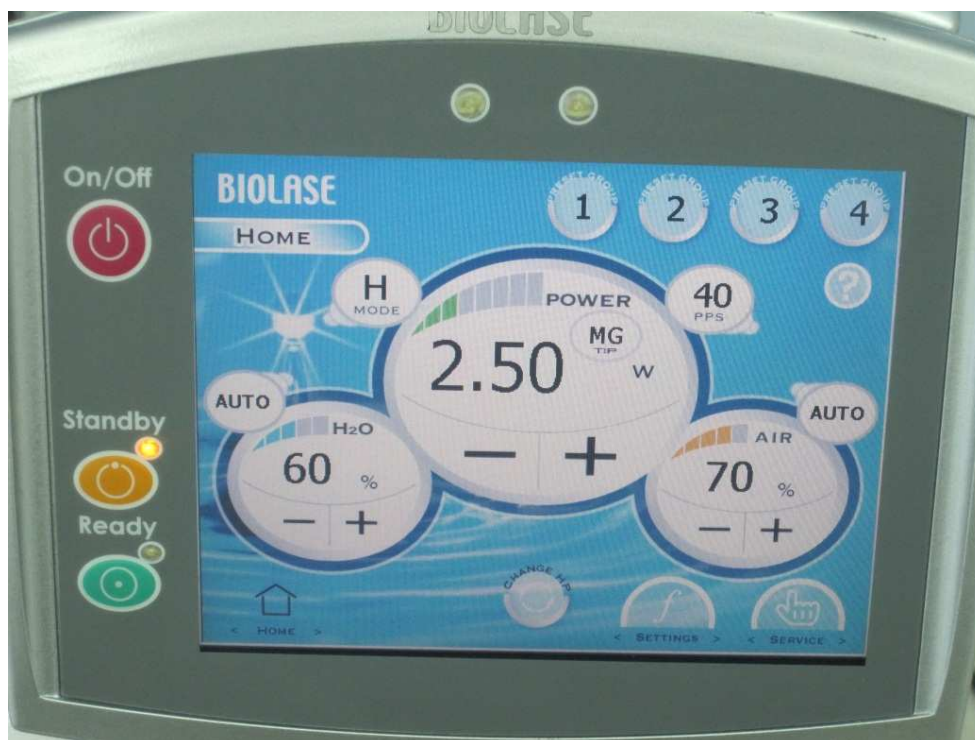
Es muy importante la irradiación de los tejidos duros dentales con spray de aire y agua, ya que sin spray ambos láseres producirían un aumento térmico en los tejidos.

#### IV.-REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

TEMPERATURA	EFECTO TISULAR
42° -45° C	EFECTO TISULAR
> 65° C	DESNATURALIZACION PROTEICA
70° -90° C	COAGULACIÓN Y FUSIÓN TISULAR
> 100 ° C	VAPORACIÓN
> 200° C	CARBONIZACIÓN

*Tabla 4. Relación De Los Efectos Tisulares Producidos Por El Láser En Función De La Temperatura*

En la tabla podemos ver la afectación de los tejidos según la temperatura alcanzada, muchos de ellos irreversibles. Para evitar esto como hemos citado anteriormente es fundamental ajustar los porcentajes del spray de agua y aire, reduciendo así el efecto térmico.



*Figura 19. Panel De Control Del Waterlase-MD. Todos Los Parámetros Son Manipulables Por El Operador: Mode, Power, PPS, H<sub>2</sub>O y Air.*

El láser de Er,Cr:YSGG empleado en la elaboración de esta Tesis es el Waterlase MD ® (Biolase, San Clemente, EE.UU), permite regular perfectamente el caudal de aire y agua. Su ajuste porcentual permite una exactitud, y reproductibilidad en los procedimientos.





# V.- MATERIAL Y MÉTODO





## **V.-MATERIAL Y MÉTODO**

Detallaremos todo lo relativo a la realización del experimento.

### **V.1.- MATERIAL**

En este apartado se describirán todos aquellos materiales empleados en la ejecución de la fase experimental; posteriormente en el apartado de método se comentara su utilización,

#### **V.1.1.- DIENTES HUMANOS**

En el presente estudio se utilizaron dientes humanos, terceros molares (59), obtenidos de las exodoncias efectuadas en el Máster de Cirugía Bucal e Implantología Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona, dirigido por el Prof. Dr. Eduardo Valmaseda, tras el consentimiento informado, firmado por el donante.

Para la obtención de una muestra homogénea, los dientes se seleccionaron según los siguientes criterios:

- *Rango de edad del paciente*; debido a que la edad del paciente puede influir en el grado de calcificación de la dentina, y que la mayoría de los pacientes que acuden para la extracción de cordales suelen tener menos de 30 años, se seleccionaron aquellos comprendidos entre los 20 y 23 años.
- *Grado de inclusión*; para evitar que los dientes seleccionados hubieran sufrido manipulaciones lesivas, se escogieron aquellos cordales que estaban en retención mucosa (48), o parcialmente erupcionados, y que pudieran haber sido extraídos sin odontosección.
- *Estado del diente*; aquellos dientes con caries o alteraciones morfológicas, como hipoplasia, dentinogénesis imperfecta u otras, fueron descartados para la muestra.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

Los dientes tras la extracción, fueron conservados en agua destilada estéril Fresenius (Kabi, Barcelona, España) (figura 20) como vemos en la figura a una temperatura entre 4<sup>o</sup> y 6<sup>o</sup> C hasta su uso (figura 21).



Figura 20. Agua Destilada Fresenius; a) Detalle De La Botella, B) Detalle De La Etiqueta

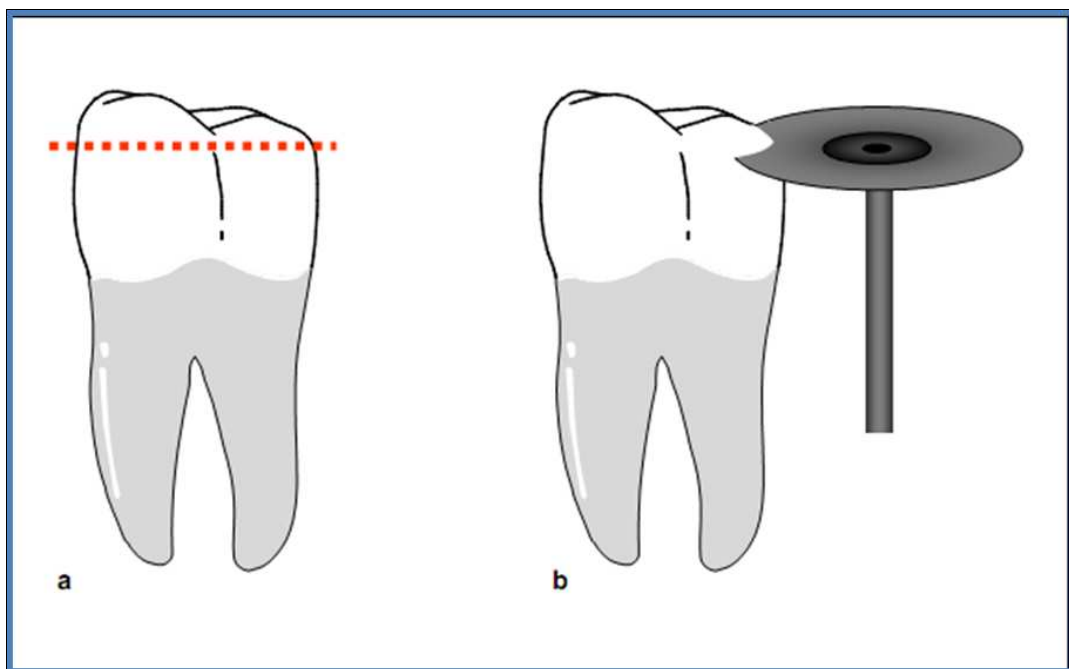


Figura 21. Detalle De Los Especímenes Dentro De La Botella De Agua Destilada.

### **V.1.2.- PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES**

Con la finalidad de obtener una zona amplia y homogénea de dentina, los dientes se prepararon del siguiente modo:

- Todos los especímenes fueron cortados de forma transversal, eliminando su cara oclusal, a 1,5 mm, aproximadamente, de su surco oclusal más profundo tal como se muestra en el esquema de la figura 22. 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. En la figura 23 se observa el detalle del diente una vez realizado el corte a nivel oclusal.



*Figura 22. Esquema De La Obtención De Dentina; a) Corte Hipotético, b) Corte Con El Disco Diamantado.*

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 23. Detalle De Un Diente Tras El Corte Oclusal.*

Posteriormente se seccionaron en dos mitades, siguiendo una línea imaginaria que cruce entre sus raíces, por la furca del diente, tal como se muestra en las figuras 24, 25 y 26 para obtener dos hemidientes.



*Figura 24. Secuencia De Corte Con El Disco Diamantado.*



*Figura 25. Imagen De Las Dos Mitades De Cada Uno De Los Especímenes*



*Figura 26. Imagen De Los Dos Especímenes Vistos Por Su Cara Oclusal*

### **V.1.3.- FIJACIÓN DE LOS ESPECÍMENES**

Cada uno de los especímenes se colocó fuertemente anclado en el interior de un recipiente, de forma que la dentina expuesta pueda ser utilizada



## V.-MATERIAL Y MÉTODO

para la evaluación de las fuerzas de adhesión. Para esto se utilizaron porciones de 2cm de un tubo cuadrado industrial, de aluminio, con una sección de 2,5 cm de lado.



*Figura 27. Fijación De Los Especímenes (Hemidientes) En La Plancha De Cera. Detalle Del Cubo De Aluminio.*

Para ubicar cada espécimen en el interior del cubo de aluminio, (ver la figura 27), 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 mediante yeso piedra semisintético GC Fuji-Rock (Fuji Dental Techno, Tokio, Japón) (ver en la figura 28), que se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante, para posteriormente colocarlo en el interior de los cubos de aluminio.



*Figura 28. Detalle De La Fijación Con Yeso Piedra De Los Hemidientes En El Interior Del Cubo De Aluminio*

A cada una de las muestras se le asignó un número correlativo, para que se pudieran identificar los dos hemidientes de cada espécimen, éstos poseían



el mismo número de muestra diferenciados con "A" y "B" para cada una de las dos mitades, tal como se aprecia en la figura 29 y 30.



*Figuras 29 y 30. Muestras Preparadas Para Su Almacenamiento (Marcadas Con Un Número Correlativo Y A Su Vez En Mitad A Y Mitad B)*

Las muestras fueron nuevamente almacenadas en agua destilada a 5° C, en el interior de un frigorífico hasta su posterior utilización(figura 31).

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 31. Almacenamiento De Las Muestras.*

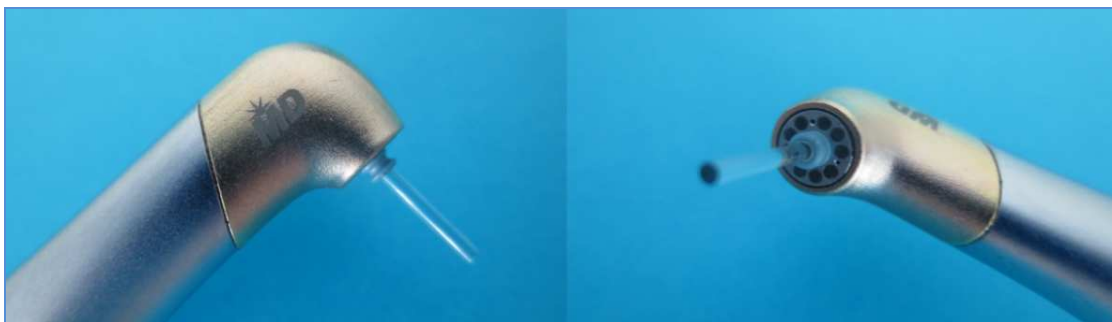
### V.1.4.- LÁSER DE Er,Cr:YSGG

Para la preparación de los grupos de muestras que iban a ser irradiadas, se utilizaron dos unidades de láser de Er,Cr:YSGG, el Waterlase MD® (Biolase, San Clemente, EE:UU). Se trata de una unidad emisora de energía láser de alta potencia cuya cavidad de resonancia posee un cristal de tipo “granate” y que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2780 nanómetros en el infrarrojo del espectro electromagnético. Es un láser que recibe la clasificación de Clase IV en las normas de seguridad (figura 32).



*Figura 32. Unidad De Láser De Er,Cr: YSGG (Waterlase-MD).*

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



*Figura 33. Pieza De Mano Empleada: A) Goldpiece, (Biolase, San Clemente, EE.UU.)*

Este láser utiliza un sistema de transmisión por fibra óptica. El sistema emite la luz en modo pulsado, con una duración de pulso que oscila entre 150 y 700  $\mu$ s, según la energía que libere, y una frecuencia de repetición desde 10 disparos por segundo a 50 disparos por segundo, en incrementos de 10 Hz o pulsos por segundo (pps). Emplearemos en nuestro experimento el modo “H”

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

que trabaja a 140  $\mu$ s, la corta duración del pulso produce picos de potencia, necesarios en la ablación de los tejidos duros. En la figura 33, vemos la pieza de mano utilizada.

La potencia de salida puede variar entre 0.10 W y 8.0 W, con la posibilidad de hacer incrementos sucesivos de 0,25 W; exceptuando el primer incremento que es de 0,15 W. La unidad permite ajustar los niveles de spray de aire y de gua de forma independiente y con total precisión. De esta forma el operador puede seguir los protocolos recomendados para los diferentes tratamientos, ya que variaciones en los parámetros pueden producir diferentes efectos sobre los tejidos irradiados. Los protocolos de irradiación, proporcionados por el fabricante, se obtienen en función de los resultados alcanzados en trabajos de investigación, publicados por la comunidad científica, en los cuales se ha utilizado este láser.

La energía láser es conducida desde la unidad emisora hasta la pieza de mano a través de una fibra refrigerada. 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 para diversas aplicaciones (ver figura 34).

En nuestro estudio hemos empleado el “tip” MC-12 con un diámetro de 1,20 mm, es un “tip” cilíndrico, sin pérdida de energía según el fabricante, con una pérdida del 10% según nuestras estimaciones con el “Power-meter”.

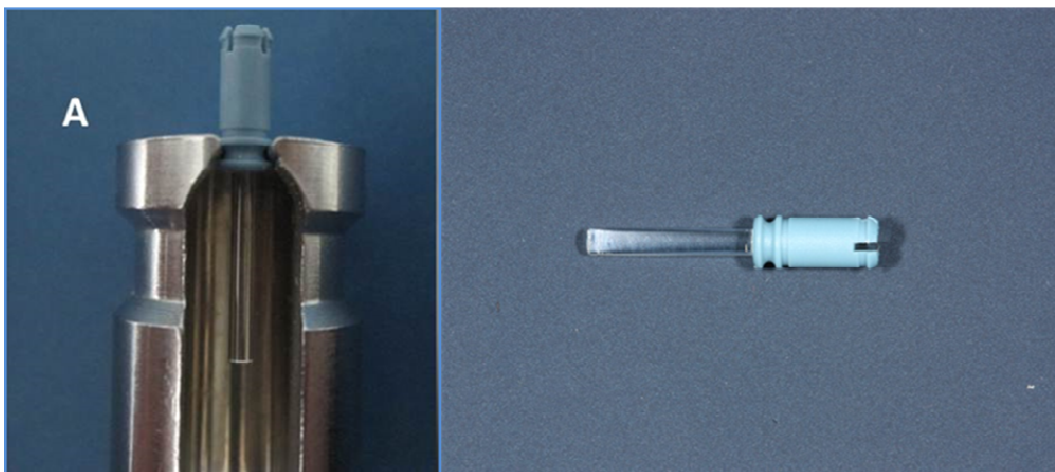


Figura 34. Detalle Del Tip Empleado. A) Tip MC-12 (Goldpiece)



#### **V.1.4.1- 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 4 W, a una frecuencia de repetición de disparos de 20 pulsos por segundo el resultado será de 200 mJ o lo que es lo mismo 0,2 Julios.

##### *V.1.4.1.1.- Calibración de la unidad*

Para el cálculo de la potencia real en la que emite el láser usado en este experimento, se utilizó el medidor Nova II de Ophir (*Ophir Optronics, Massachusetts, USA*), 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 (ver en la figura 35).



*Figura 35. Calibrador Nova II De Ophir (Ophir Optronics, Massachusetts, USA). Detalle Del Medidor Y El Sensor.*

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

Se calibró una unidad de láser de Er,Cr:YSGG, en primer lugar se verificó la potencia (W) de salida; la calibración se realizó a salida de fibra, de pieza de mano y de tip. La unidad montada con la pieza GOLD-PIECE, mostró una pérdida del 10%, valor considerado válido según las especificaciones propias del fabricante.

Esto se realizó así para poder ajustar los parámetros para la elaboración de las muestras, y también para destacar la importancia de la calibración en la metodología de nuestro trabajo.

La medición de la potencia “real” de trabajo se efectuó en la GOLDPIECE con el “tip” MC-12 sin spray de aire y agua (ver en la figura 36).



*Figura 36. Detalle De La Calibración A La Salida Del Tip MC-12 Con La Golpiece Del Waterlase MD (Biolase, San Clemente, EE.UU)*

Los valores obtenidos se adecuaban a los esperados. Hay que reseñar que en la literatura, la mayoría de las veces, no hacen constar la comprobación de los valores de potencia utilizados, procedimiento, que nos parece de obligado cumplimiento.

*V.1.4.1.2.-Cálculo de la superficie del impacto*

Anteriormente hemos destacado la importancia de 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.

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. A pesar de ello los cálculos se efectúan a partir del diámetro del impacto, considerando que la energía se ha distribuido de forma uniforme. El efecto ablativo de este láser es mayor cuanto más cerca se esté de su distancia focal de aplicación. Por ello, al igual que tantos otros trabajos, se optó por su utilización en modo focalizado.

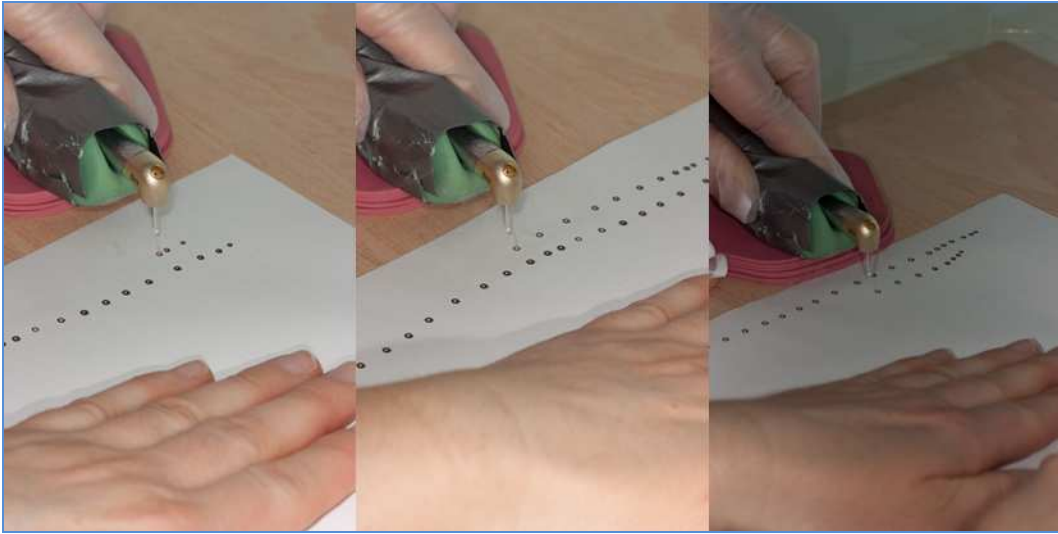
Según los datos facilitados por el fabricante, la distancia focal para el “tip” MC-12 es de 1,5 mm y el diámetro del impacto de 1mm, cuando la energía se libera perpendicularmente sobre el tejido diana.

Para ajustar la distancia entre el extremo del “tip” y la superficie de aplicación se utilizaron planchas “*Baseplates*”(Cavex Dental Baseplates, Cabex Holland Bv, Haarlem, Holanda) de 1mm de grosor, para valorar la variación del diámetro en función de la distancia de trabajo (figura 37 y 38).



*Figura 37. Detalle De Las Planchas Baseplates (Cavex Dental Baseplates, Cavex Holland Bv, Haarlem, Holanda) De 1mm De Espesor.*

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 38. Vista Del Procedimiento Sobre El Papel Térmico Para Determinar La Distancia De Trabajo Y El Tamaño Del Spot.*

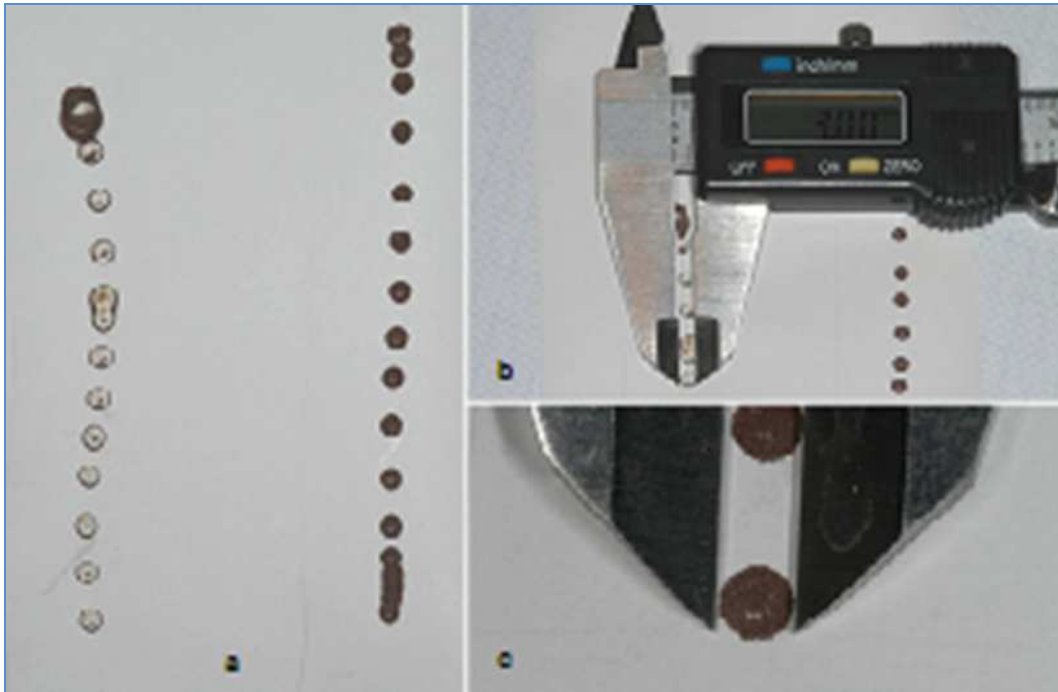
Debido al pequeño tamaño de los impactos obtenidos se optó por utilizar unas gafas con lupas de aumento. Se emplearon las gafas Orasoptic (Sybron Dental Specialities, Middleton, EE.UU) así como un pie de rey Digital Caliper Lui-1 (RNP, Cantón, China) (figura 39).



*Figura 39. Gafas Con Lupa De Aumento Y Pie De Rey Utilizados En Las Mediciones.*



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.) (ver figura 40).

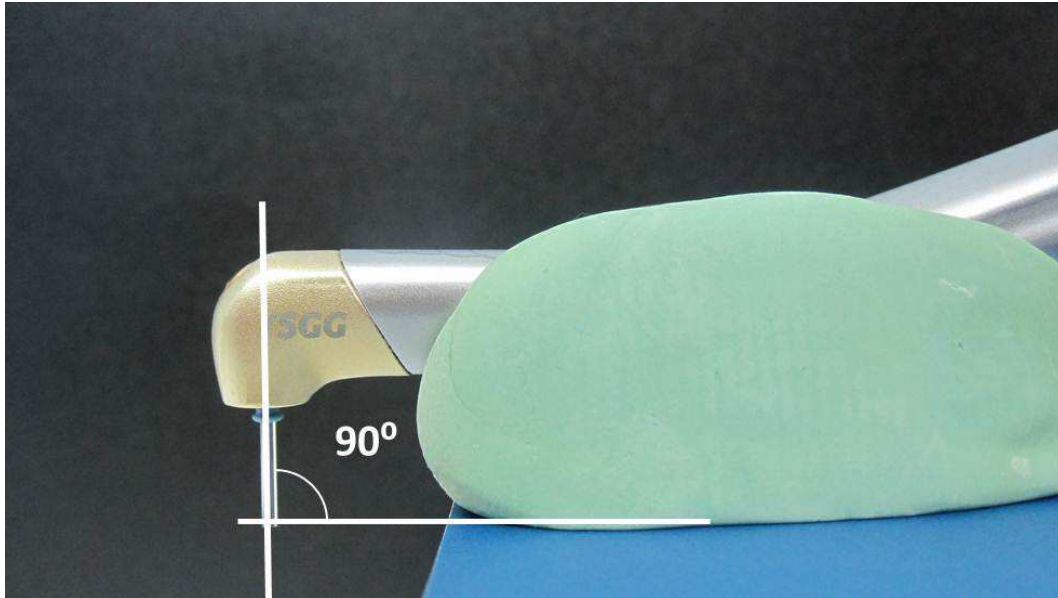


*Figura 40. Secuencia De La Medición Del Diámetro Del Impacto; a) Papel Térmico, b) Medición Con Pie De Rey, c) Detalle De La Medición.*

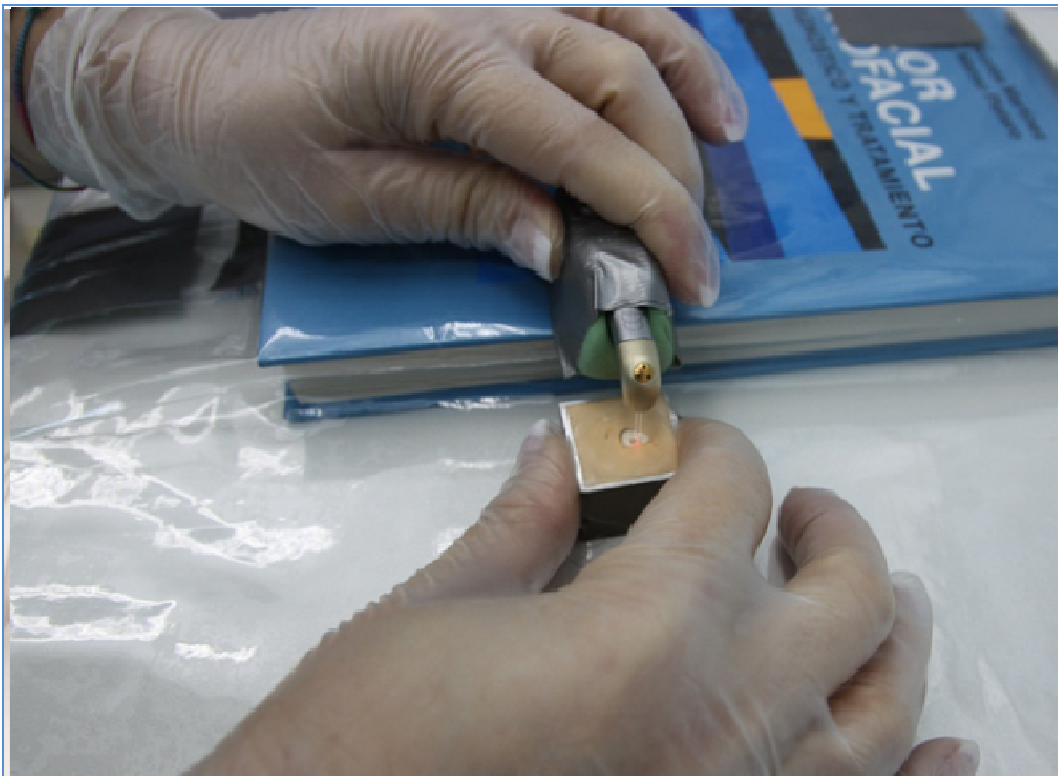
Después de todos los registros a distintas distancias, el cálculo nos llevó a los siguientes datos, para la pieza de mano (GOLD PIECE) la distancia de trabajo fue de 2 mm en modo focalizado y el diámetro del spot de 1,4 mm de diámetro.

Para la irradiación de las muestras se construyó un elemento capaz de mantener la pieza perpendicular, con silicona pesada, y después se montó una superficie que se correspondiera con la distancia focal.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



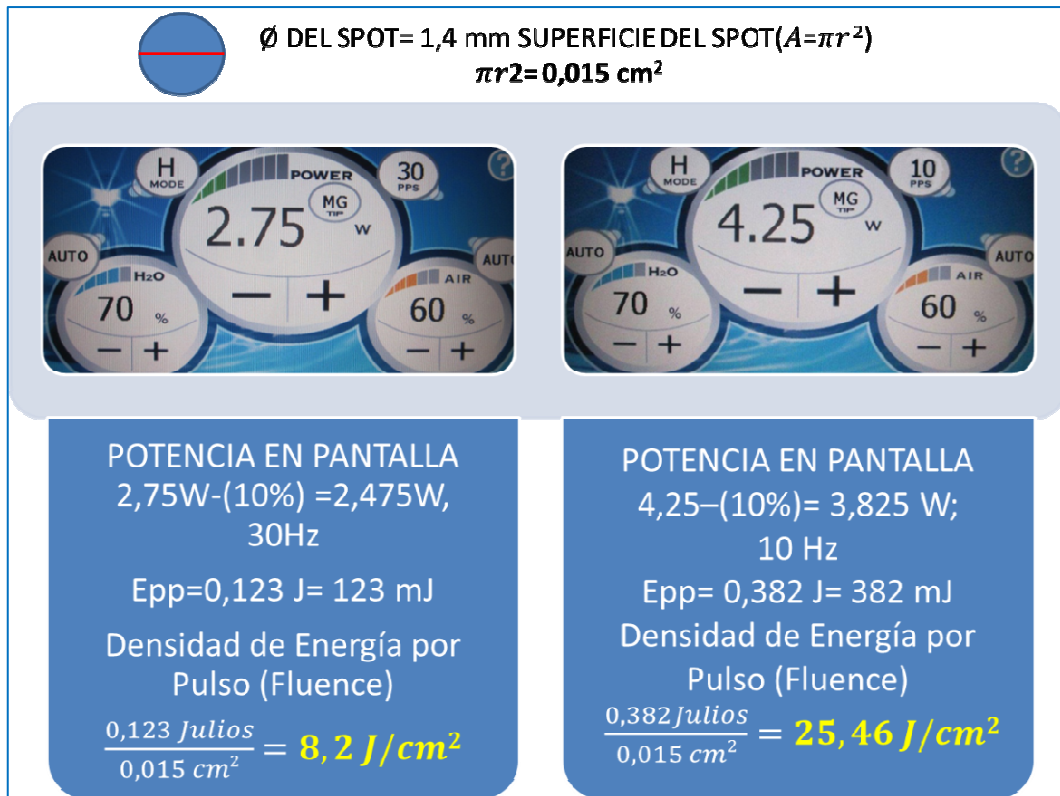
*Figura 41. Imagen De La Perpendicularidad Conseguida Con La Llave De Silicona.*



*Figura 42. Imagen Donde Se Observa El Montaje Para Conseguir La Distancia Focal Con El Aditamento De Silicona Que Mantiene La Pieza Perpendicular.*

**V.1.4.1.3.- Densidad de Energía por Pulso utilizada en este estudio**

En la figura 43, expresamos como se calculó la densidad de energía por pulso, en este estudio; para los grupos de la pieza de mano (GOLD-PIECE), a saber grupo de baja fluencia (grupo 2-LOW-Gold) y alta fluencia (grupo 3-HIGH-Gold).



*Figura 43. Cálculo De La Densidad De Energía Por Pulso Con La Que Se Prepararon Las Muestras De La Segunda Pieza De Mano (Goldpiece). El Cuadro De La Izquierda Corresponde Al Grupo 2-LOW-GOLD, Y El Cuadro De La Derecha Al Grupo 3-HIGH-GOLD.*

**V.1.5.- LIJADORA**

Para la obtención de barrillo dentinario, al igual que en otros trabajos, se utilizó papel de lija de grano ultrafino. En este trabajo utilizamos una lijadora eléctrica Parkside PEBS 900 (Kompernaß GmbH, Bochum, Alemania) (figura 44).

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 44. Lijadora Utilizada Para Obtener El Barrillo Dentinario De Las Muestras.*

### V.1.6.-SISTEMA ADHESIVO

En todas las muestras se aplicó el mismo sistema adhesivo, G-Bond(GC-Bond Corporation, Tokio, Japón) (Figura 45). Se seleccionó este adhesivo por ser un adhesivo autograbante y llevar en su composición la molécula 4-MET; la combinación con Monómeros Ésteres de Ácido Fosfórico hace que se produzca un grabado superior y la adhesión se produce por un sellado químico y mecánico a la dentina lo que se conoce como la Zona de Nano Interacción (NIZ).



*Figura 45. Sistema Adhesivo Utilizado. GC-Bond (GC-Corporation, Tokio, Japón).*

Los monómeros del 4-MET proveen una fuerza constante de unión a la dentina y el monómero de los Ésteres del Ácido Fosfórico proporciona una fuerza constante de unión al esmalte.

La tecnología “Zona de Nano Interacción” del G-BOND (GC-Corporation, Tokio, Japón) es una avanzada formulación de Monómeros Ésteres del Ácido Fosfórico, Monómeros del 4-MET (4-Methacryloyloxyethyl trimellitic Acid) y partículas de nanorelleno, acetona y agua como solventes (Figura 46). Su mecanismo de acción es una mínima descalcificación y casi ninguna exposición de las fibras de colágeno, los solventes proporcionan la humectancia, favorecen la difusión de los monómeros dentro de la estructura dental, los cuales polimerizan y endurecen cuando son fotoiniciados y crean un enlace iónico con la apatita en la estructura dental.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

La aplicación es como sigue; pincelación durante 10 segundos, secado con aire suave y fotopolimerización durante 10 s con lámpara LED y 20 s con fotopolimerización convencional.

Con la eliminación del HEMA en la formulación del G-aenial bond se consigue, según el fabricante, una resistencia y estabilidad a la hidrólisis mejorada y la desaparición del riesgo de alergias relacionadas con su utilización (87).

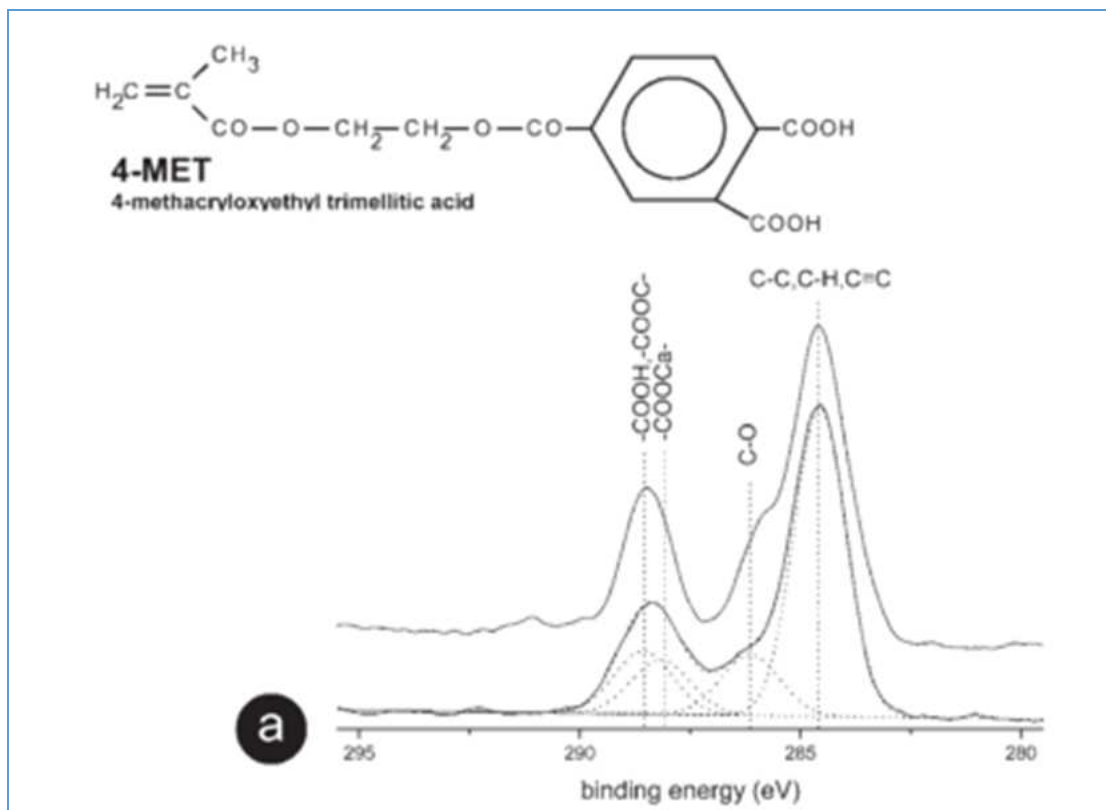


Figura 46. Representación Química Del 4-MET (170)



<b>Componentes</b>	<b>Función</b>	<b>Relevancia Clínica</b>
<b>4-MET Monómero de ester de ácido fosfórico "4-Metacriloxetil-trimetillic-acido"</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Monómero Funcional</li> <li>✓ Agente Grabante</li> <li>✓ Agente Humectante</li> <li>✓ Promotor de la adhesión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Disuelve el smear layer</li> <li>✓ Desmineraliza y crea espacio para la infiltración del monómero</li> <li>✓ Infiltra la superficie desmineralizada (adhesión micromecánica)</li> <li>✓ Inicia la interacción entre la estructura dentaria y los monómeros (adhesión química)</li> </ul>
<b>Monómeros de Dimetracrilato</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Monómero de Resina:</li> <li>✓ Agente de unión</li> <li>✓ Agente de conexión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Unión con la resina compuesta hidrofóbica</li> <li>✓ Promueve los puentes de union ente los monómeros de dimetracrilato</li> </ul>
<b>Agua Destilada</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Promueve el grabado</li> <li>✓ Solvente</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Participa en los procesos de grabado</li> <li>✓ Participa en los residuos del proceso de grabado</li> </ul>
<b>Acetona</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Solvente</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Evapora el agua de la interfase adhesiva, ayudando a la adherencia a largo plazo</li> </ul>
<b>Dióxido de Silicio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Ajusta la viscosidad</li> <li>✓ Material de Refuerzo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Facilita la aplicación del agente adhesivo</li> <li>✓ Fortalece la capa adhesiva</li> </ul>
<b>Fotoiniciador</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fotoiniciador</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Polimeriza los monómeros de resina a través de la activación de la energía lumínica.</li> </ul>

*Tabla 5. Composición Del G-aenial Bond Y Función De Sus Componentes. Fuente GC Corporation. Japan 2009.*

### **V.1.7.- LÁMPARA HALÓGENA**

Para la fotopolimerización de todos los materiales que requieren dicho proceso se empleó la lámpara y los tiempos aconsejados por el fabricante. La lámpara utilizada fue la Demetron Optilux 501 (Kerr, Karlsruhe, Alemania) (figura 47).

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 47. Lámpara Halógena Para La Polimerización De Los Materiales.*

Actualmente se recomienda, en restauraciones con composites, la polimerización en rampa o “exponencial”, para reducir la contracción de polimerización y la microfiltración marginal; mejorando así el sellado de las restauraciones con resina compuesta. Por ello empleamos el modo R “RAMP”, con una duración de 20 segundos, inicialmente se comienza en  $100\text{mW}/\text{cm}^2$  que se incrementan paulatinamente durante los primeros 10 segundos del ciclo. La intensidad luminosa permanece en  $1000\text{ W}/\text{cm}^2$  durante los 10s finales del ciclo. La luz se transmite a través de una fibra óptica rígida curvada de 8 mm de diámetro.

### **V.1.8.- MATERIALES COMPUESTOS**

En todas las muestras se aplicaron los mismos materiales de obturación:

#### ***V.1.8.1.-Resina Fluida o “flow”***

En todas las muestras se aplicó una fina capa de resina compuesta fluida microhíbrida sobre el sistema adhesivo. El material empleado fue el Gradia Direct Flow(GC-Corporation, Tokio, Japón) (figura 48).





Figura 48. Resina Fluida, "Flow". Gradia Direct Flo (GC-Corporation, Tokio, Japón).



Figura 49. Composición Química De La Resina Fluida, Imagen Cortesía Del Fabricante.

La composición química de la resina fluida empleada, lleva sílice esférica, sílice pirogénica, monómero y vidrio para conferirle radiopacidad (Figura 49).

### V.1.8.2.- Resina Compuesta

Para la confección de los cilindros de resina de las muestras, se optó por el material del mismo fabricante, y se seleccionó una resina compuesta

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

comercializada como Gradia Direct (GC-Corporation, Tokio, Japón) se empleó en “unitip” o compules que se colocaron en una pistola dispensadora estándar (figura 50).



Este material es acorde con la resina fluida utilizada siendo, a su vez, la combinación recomendada por el fabricante junto con el sistema adhesivo. En la figura 51, observamos la composición química, con monómero, sílice, relleno prepolimerizado y Vidrio compuesto por Silicato de Flúor Aluminio.

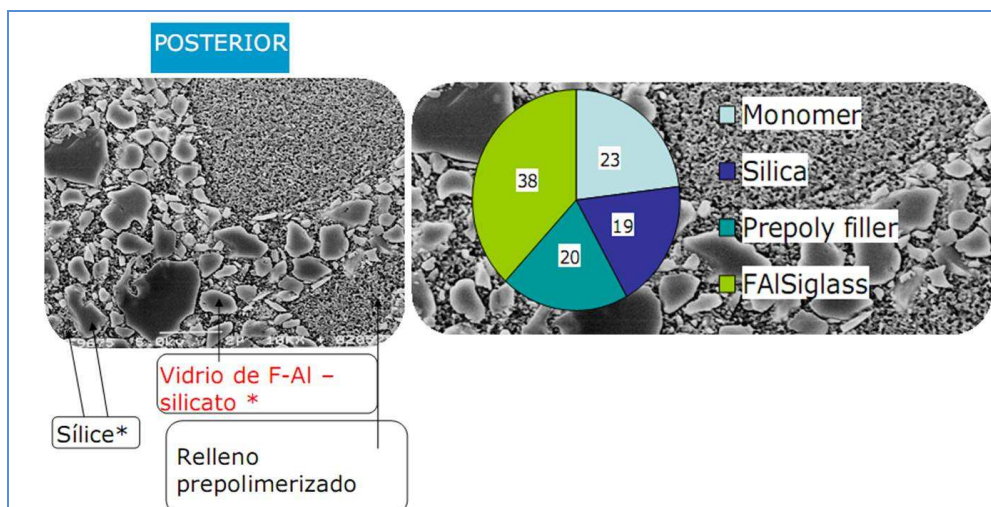


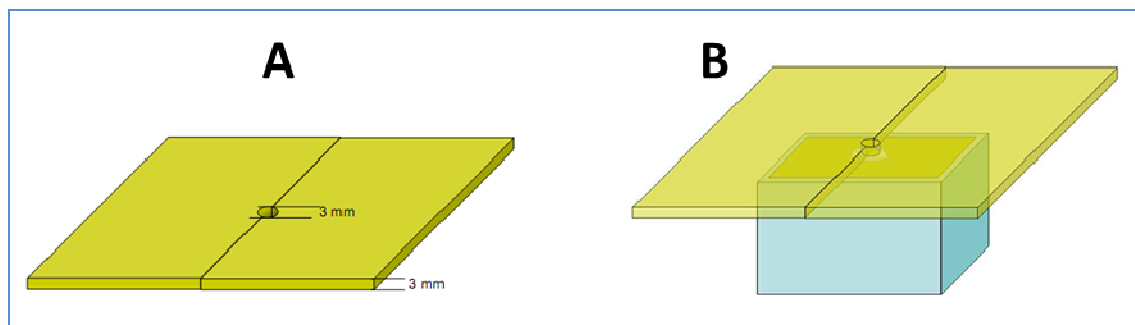
Figura 51. Composición Química Del Composite Gradia Para Posteriores (Imagen Cortesía Del Fabricante)

Se colocaron tres capas incrementales y el tiempo de polimerización fue de 20 segundos por capa y 40 segundos al retirar la matriz, siempre trabajando en el modo exponencial.

### **V.1.9.- MATRIZ DE COBRE**

Para la construcción de los cilindros de resina adheridos a la superficie de la dentina tratada, se confeccionó una matriz que permitiera la aplicación de los materiales de obturación y que dichos bloques pudieran tener un tamaño conocido.

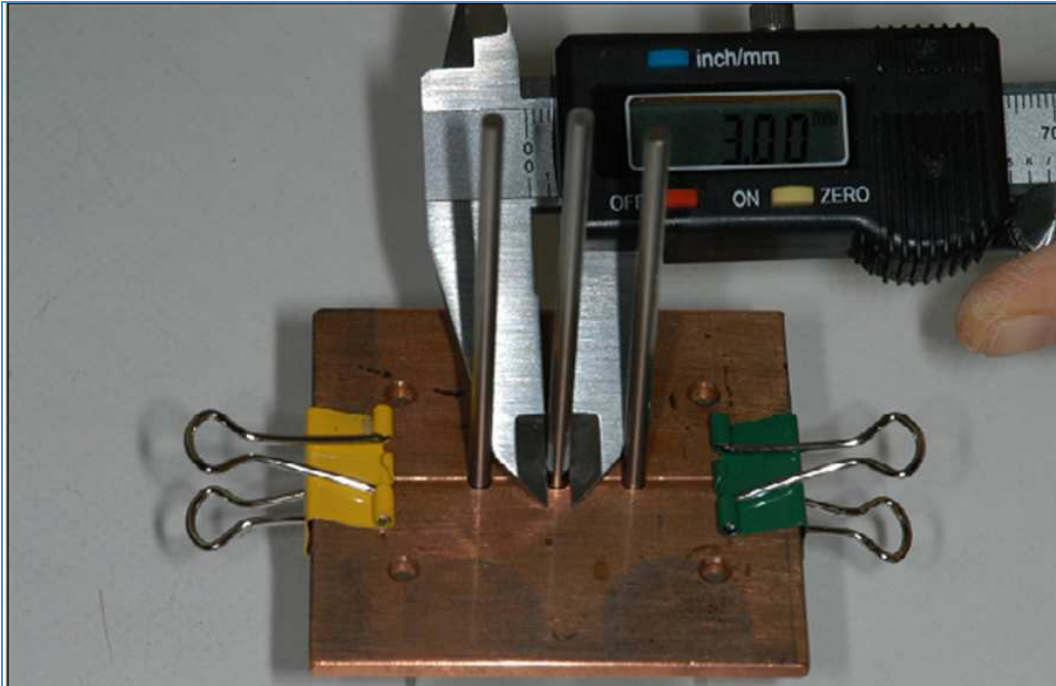
En la mayoría de los trabajos los bloques de resina están adheridos sobre una superficie circular de 3mm de diámetro, y poseen 3mm de altura. Con este fin se diseñó y fabricó una matriz de cobre, compuesta por dos mitades de 3mm de grosor, que al unirse dejaban un orificio de 3mm de diámetro, tal como se muestra en la figura 50.



*Figura 52. A) Esquema De La Matriz, B) Representación De La Matriz Sobre La Muestra.*

La matriz de cobre se colocó sobre todos los especímenes para la confección de los bloques de resina, tal como se muestra en la figura 51, de forma que el orificio coincidiera sobre la superficie de dentina tratada.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 53. Vista De La Matriz Con Las Galgas Donde Se Puede Ver El Pie De Rey Con La Calibración A 3mm.*

El diseño en dos mitades, evitaba interferir sobre la zona de unión entre dentina y material de obturación en el momento de quitar la matriz, ya que así la matriz podía ser retirada lateralmente sin generar fuerzas que pudieran debilitar las zonas de unión.

## V.2.- MÉTODO

En este apartado se expone la utilización de los materiales descritos para la ejecución del experimento.

### V.2.1.- ESTUDIO DE LAS FUERZAS DE RESISTENCIA A LA CIZALLA

Para el estudio de la fuerza necesaria para romper la unión entre el material de obturación y la dentina aplicando fuerzas de cizallamiento, se prepararon inicialmente 90 muestras que fueron repartidas aleatoriamente en 3 grupos de 30 especímenes cada uno.

### V.2.1.1.- Cálculo del número de muestras

El número de elementos que debían constituir cada grupo de estudio se calculó a partir de los trabajos publicados con un diseño parecido al nuestro.

Para dicho fin se tomaron como referencia los datos publicados en los trabajos de De Munck y cols. (93), Donadio-Moura y cols. (94).

A partir de los diferentes estudios nombrados se obtuvieron resultados de número de muestras distintos. Cuando se introducían valores de las medias de adhesión de los grupos más significativos de dichos trabajos, el número de muestras necesarias parecía más reducido. El máximo número de muestras calculado entre todos ellos fue de 24. Teniendo en cuenta que el volumen muestral aumentaba cuando no existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio, se optó por utilizar 30 muestras para cada grupo presente en el presente estudio.

### V.2.2.2- Grupos de Estudio

Las 90 muestras se repartieron aleatoriamente en 3 grupos de 30 muestras cada uno, la randomización se llevó a cabo con el programa de libre acceso en la página <http://www.randomization.com>, la cual se expresa en la figura número 52.

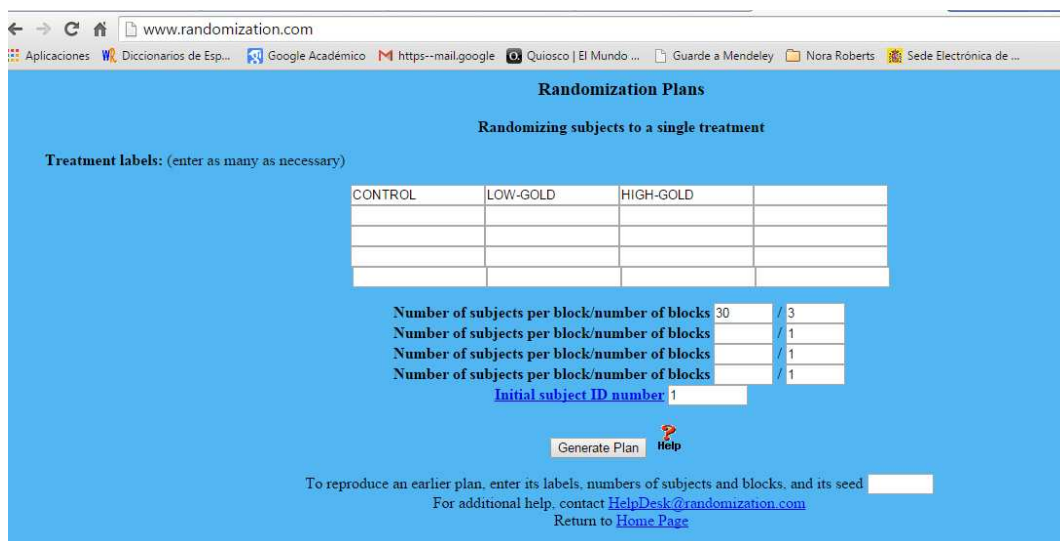


Figura 54. Pantalla De La Página De Randomización.



## V.-MATERIAL Y MÉTODO

En todos los grupos se siguieron los mismos protocolos en cuanto a la técnica de adhesión, y las variaciones incluidas se refirieron a las densidades de energía por pulso, con las dos piezas de mano de última generación de la unidad láser Er,Cr:YSGG utilizada.

Los grupos de estudio fueron los siguientes:

**Grupo 1: CONTROL.** Constituido por 30 muestras que tras ser lijadas se les aplicó el sistema adhesivo autograbante, la resina fluida y la resina compuesta.

**Grupo 2: LOW-GOLD.** Constituido por 30 muestras que tras ser lijadas fueron irradiadas con láser de Er,Cr:YSGG con la pieza de mano (Goldpiece), a una potencia de salida de 2,75W, con una frecuencia de 20Hz, el tiempo de irradiación fue de 45 segundos y el diámetro del spot fue 1,4mm. La energía por pulso después de la diferencia aplicada en calibración del -10% fue de 123mJ y la fluencia DE= 8,2 J/cm<sup>2</sup>.

**Grupo 3: HIGH-GOLD.** Constituido por 30 muestras que tras ser lijadas fueron irradiadas con láser de Er,Cr:YSGG con la segunda pieza de mano (Turbo-piece), a una potencia de salida de 4,25W, con una frecuencia de 10Hz, el tiempo de irradiación fue de 30 segundos y el diámetro del spot fue 1,4mm. La energía por pulso después de la diferencia aplicada en la calibración (-10%) fue de 382mJ y la fluencia DE= 25,46 J /cm<sup>2</sup>.

<u>PARAMETROS DE EMISION</u>	<u>LOW-GOLD</u>	<u>HIGH-GOLD</u>
POTENCIA W	2,75 W	4,25 W
FRECUENCIA HZ	20 Hz	10 Hz
T EMISIÓN S	45 s	30 s
EPP J	123 mJ	382 Mj
DEP (FLUENCE) J/cm <sup>2</sup>	8,2 J/cm <sup>2</sup>	25,46 J/cm <sup>2</sup>
Ø SPOT mm	1,4 mm	1,4 mm
% AIRE	70%	70%
% AGUA	60%	60%

Tabla 6. Parámetros Correspondientes Al Grupo 2-LOW-GOLD Y Grupo 3-HIGH-GOLD.

En los 2 grupos irradiados con láser, después se procedió con la misma pauta adhesiva que en el grupo control, aplicación activa del G-Bond, resina fluida y resina compuesta. Siguiendo el protocolo que describimos a continuación.

### **V.2.2.3.-Confección de los cilindros de resina**

Con la finalidad de obtener cilindros de material compuesto adheridos a la superficie tratada según los criterios establecidos para cada grupo, se tomaron los especímenes preparados, tal como se ha comentado previamente, que permanecían en un baño de agua destilada a 5° C, figura 55.



*Figura 55. Especimen Recién Sacado Del Baño A 5°C.*

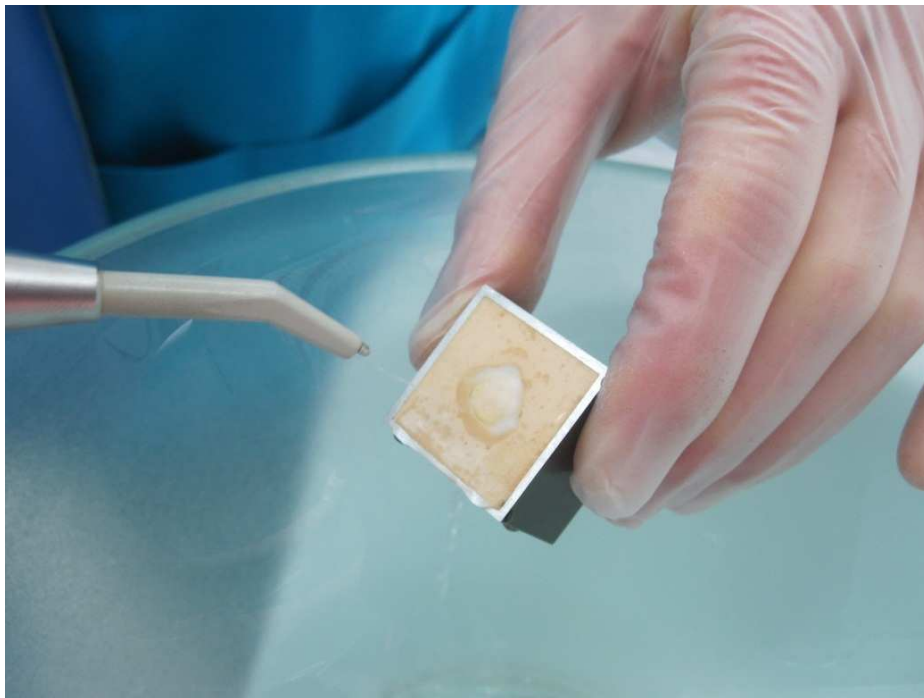
Todos los especímenes previamente a la aplicación de los distintos procesos, fueron lijados, durante aproximadamente 30 segundos, con una lijadora provista de papel de lija de grano ultrafino, para la obtención de barrillo dentinario, a la vez que se regularizaba la superficie de la dentina como podemos ver en la figura 56.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 56. Detalle Del Lijado De La Muestra Procedimiento Que Se Llevó A Cabo Durante 30s. Este Fue El Primer Paso Para Las 90 Muestras Del Estudio.*

A continuación se lavó la superficie lijada con un chorro de spray de aire y agua durante aproximadamente medio minuto, tal como vemos en la figura 57.



*Figura 57. Lavado Con Spray De Agua Y Aire El Espécimen.*



En la siguiente figura podemos ver el espécimen listo para iniciar el procedimiento requerido según su grupo de pertenencia. Se observa la homogeneidad de la dentina lijada en la figura 58.



*Figura 58. Homogeneidad De La Dentina Lijada.*

Nº de Muestra	GRUPO DE TRATAMIENTO	DETALLES DE LA MUESTRA
1A	LOW Edpp	
1B	CONTROL	
2A	CONTROL	
2B	LOW Edpp	
3A	LOW Edpp	
3B	LOW Edpp	
4A	CONTROL	
4B	HIGH Edpp	
5A	CONTROL	
5B	HIGH Edpp	
6A	LOW Edpp	
6B	LOW Edpp	
7A	CONTROL	
7B	LOW Edpp	
8A	CONTROL	
8B	HIGH Edpp	
9A	HIGH Edpp	
9B	CONTROL	
10A	CONTROL	
10B	LOW Edpp	
11A	CONTROL	
11B	HIGH Edpp	
12A	CONTROL	
12B	HIGH Edpp	
13A	CONTROL	
13B	CONTROL	
14A	HIGH Edpp	
14B	CONTROL	
15A	LOW Edpp	
15B	LOW Edpp	
16A	HIGH Edpp	
16B	CONTROL	

*Figura 59. Detalle De La Primera Hoja De Randomización.*

## V.-MATERIAL Y MÉTODO

Todos los especímenes que fueron irradiados recibieron la misma cantidad de energía. Para ello se cronometró el tiempo de irradiación de cada uno de ellos, 45 segundos para el grupo 2 y 30 segundos para el grupo 3 (ver los parámetros en la figura 60). Durante la irradiación el operador movió la pieza de mano de forma constante (figura 61), para intentar distribuir uniformemente la energía en una superficie circular de aproximadamente 5 mm de diámetro ( $20\text{mm}^2$ ).

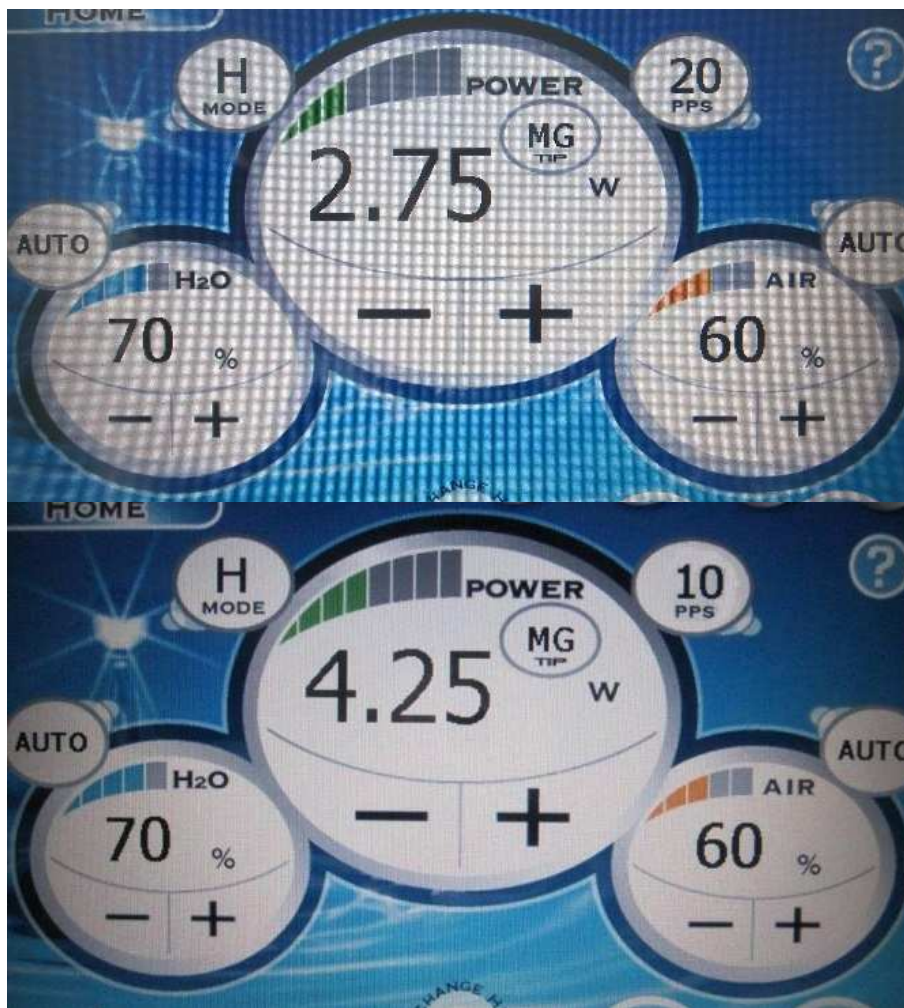
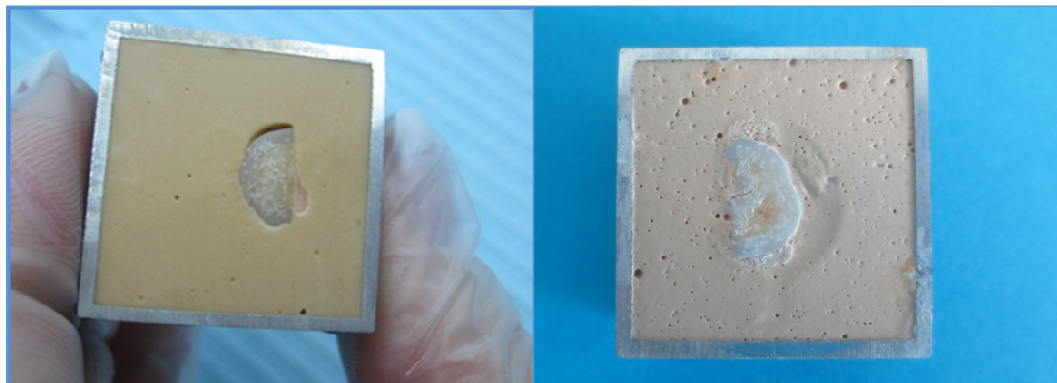


Figura 60. Imagen De Los Diales Con Los Parámetros De Irradiación De Los Grupos De Láser. El Grupo 2 y 3 Con La Pieza De Mano (Goldpiece).



*Figura 61. Detalle De La Irradiación Para Conseguir La Distancia De Trabajo*

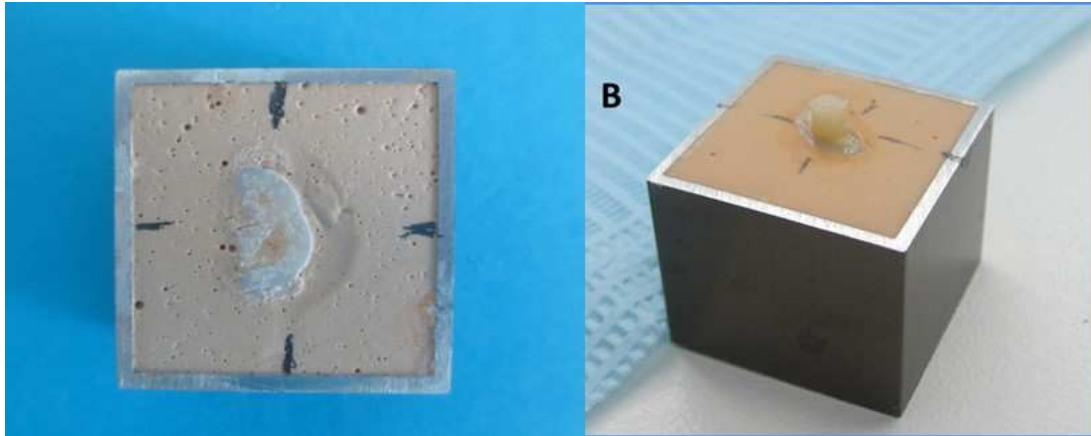


*Figura 62. Detalle De La Dentina Irradiada.*

El siguiente paso fue colocar la matriz de cobre sobre el espécimen de forma que coincidiera el agujero de la matriz con la zona de dentina preparada, se hicieron unas marcas para aproximar la zona de trabajo como apreciamos en la figura 63.



## V.-MATERIAL Y MÉTODO

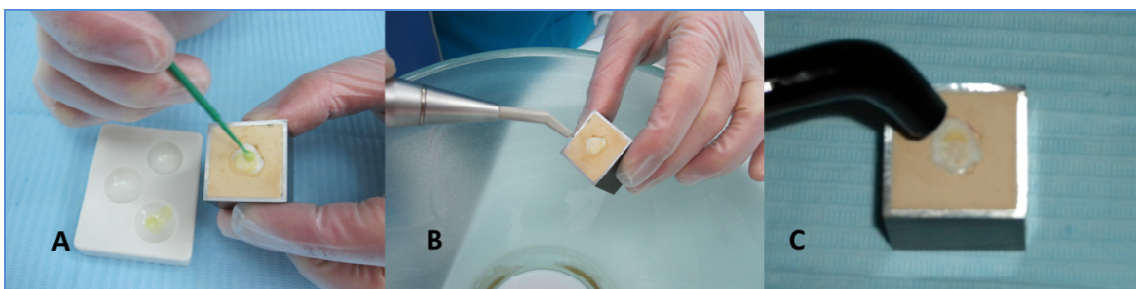


*Figura 63. Detalle De Las Marcas Para Facilitar La Coincidencia Con La Matriz. A) Dentina Irradiada, B) Muestra Final.*

Todos los especímenes, incluidos los del grupo control, fueron sometidos al autograbante siguiendo las recomendaciones del fabricante :Aplicación activa, durante 10 segundos, chorreado con aire y polimerización durante 10 segundos (ver figura 64 y 65). El fabricante del sistema adhesivo recomienda, al igual que ocurre con otros sistemas adhesivos, que no se deseque la dentina en exceso. Antes de fotopolimerizar el adhesivo comprobamos que la superficie preparada presentara un brillo uniforme.

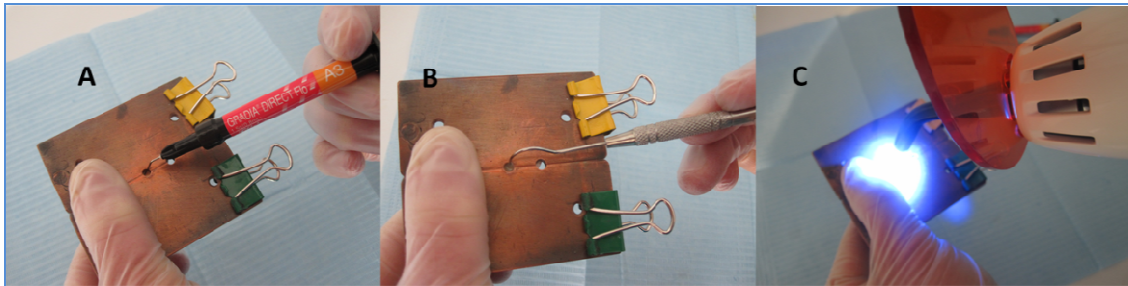


*Figura 64. Preparación Del Adhesivo: A) Agitar El Envase, B) Dispensar En Pocillo, C) Mojar La Brochita De Adhesivo.*



*Figura 65. Aplicación Del Adhesivo: A) Aplicación Activa Durante 10 Segundos, B) Ligero Chorreado Con Aire, C) Fotopolimerización 10 s*

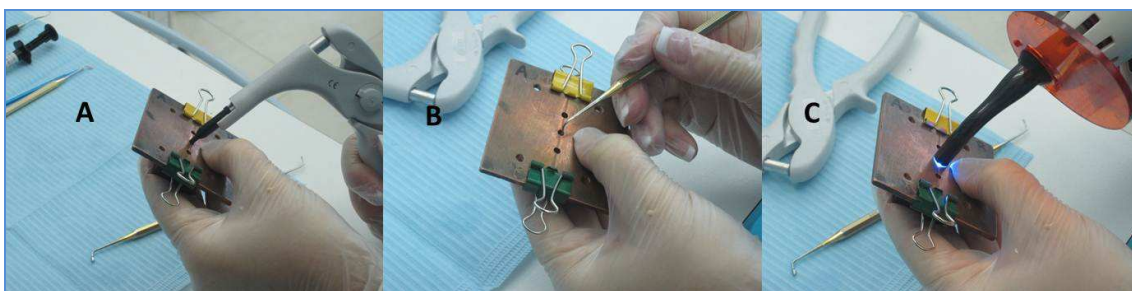
El paso siguiente fue introducir una mínima capa de resina fluida a través del agujero de la matriz de cobre sobre la dentina preparada como se aprecia en la figura 66. El fabricante aconseja que la capa sea inferior a los 2mm, si bien en nuestro estudio el grosor fue inferior a 1 mm en todas las muestras.



*Figura 66. A) Aplicación De Resina Fluida. B) Distribución Con El Explorador, C) Fotopolimerización 20s*

Con la ayuda de un explorador se distribuyó uniformemente la resina fluida y se fotopolimerizó durante 20 segundos.

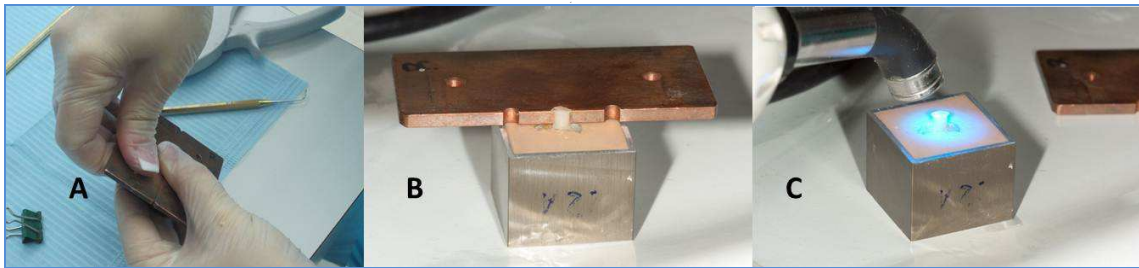
Inmediatamente después de fotopolimerizar la resina fluida, se añadió una pequeña capa, de aproximadamente 1 a 1,5 mm de composite, tal como se muestra en la figura 67, para condensarlo sobre el suelo de la cavidad de la matriz con la ayuda de un atacador para composite. Esta secuencia se repitió 3 veces para conseguir el cilindro muestral. En todas las muestras se usó el mismo color del material, un A3,5 para posteriores de la guía del fabricante. Se repitieron los pasos de añadido de composite, atacado y fotopolimerizado, hasta alcanzar la altura predeterminada por la matriz.



*Figura 67. Secuencia De Una Aplicación De Composite. A) Aplicación Del Composite Con Pistola Dispensadora, B) Condensado Con Atacador Para Composite, C) Polimerizado Durante 20 Segundos.*

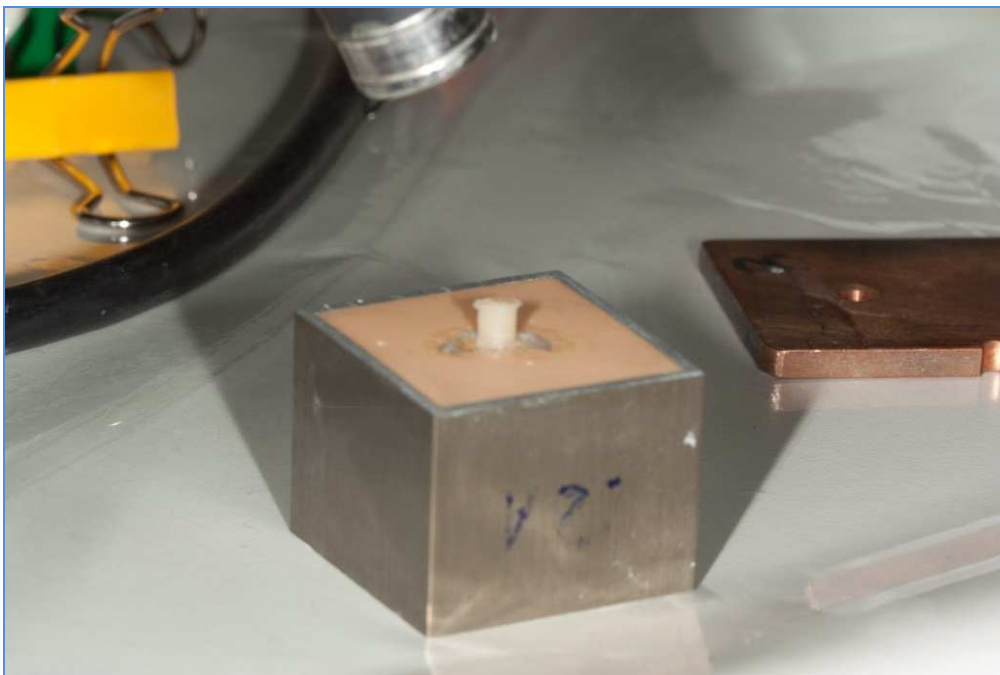
## V.-MATERIAL Y MÉTODO

Una vez construido el cilindro de composite, se procedió a retirar la matriz de cobre, liberando ambas mitades y desplazando lateralmente cada una de ellas, para evitar interferir sobre la zona de unión. Con la matriz retirada se efectuó una aplicación de 40 segundos con la lámpara de fotopolimerizar (figura 68).



*Figura 68. Procedimiento Final: A) y B) Retirada De La Matriz, C) Fotopolimerizado De 40s.*

Con ello se finalizaba la elaboración de la muestra, obteniendo así el cilindro de 3 mm de diámetro, perpendicular a la superficie de la dentina (figura 67).

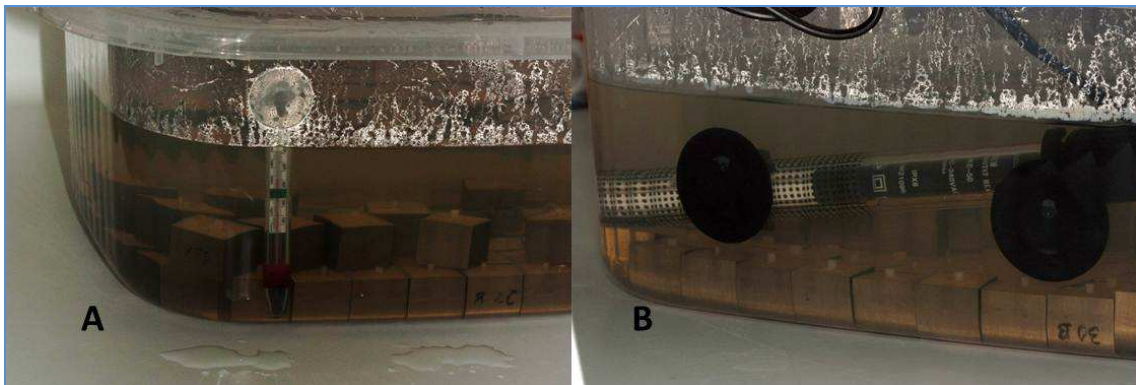


*Figura 69. Muestra Final Con El Cilindro De 3mm De Diámetro.*

Las muestras se prepararon tomando los especímenes de forma randomizada y el procedimiento que se siguió en cada uno de ellos fue rigurosamente anotado.

#### **V.2.2.4.-Conservación de las Muestras**

A continuación las muestras se conservaron en agua destilada a 36° C. Para dicho propósito se preparó un recipiente donde se introdujo un calentador tal como muestra la figura 70.



*Figura 70. Baño De Almacenamiento De Las Muestras. A) Termómetro Que Nos Indica La Temperatura A 36° C ; B) Termóstato.*

El calentador que se utilizó lleva incorporado un termostato, el cual fue ajustado previamente para que pudiera mantener la temperatura de 36°C, tal como se observa en la figura previa. Las muestras fueron conservadas en el interior de dicha cubeta térmica un mínimo de 48 horas, antes de ser evaluada la fuerza de resistencia a la cizalla.

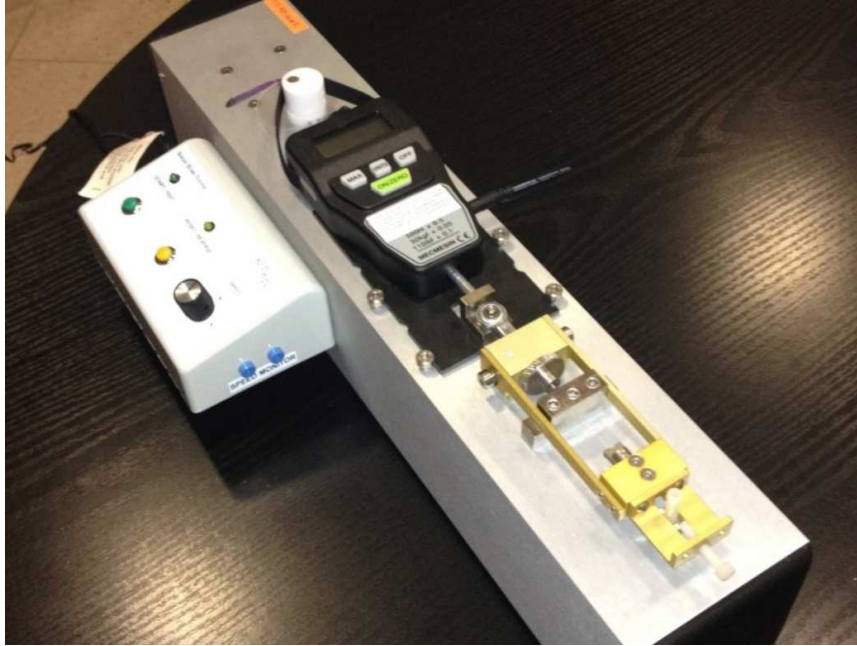
#### **V.2.2.5.-Medición de las fuerzas de resistencia a la cizalla**

Los estudios que evalúan la eficacia de los adhesivos miden la resistencia de la unión entre la superficie de la dentina y la resina compuesta. Hay dos tipos de test la resistencia al estiramiento en el mismo eje “*Tensile Bond Strength*” o la resistencia a las fuerzas de cizallamiento en el eje perpendicular “*Shear Bond Strength*”.

El test que vamos a llevar a cabo en nuestro estudio es el Shear Bond Strength, con la máquina Bisco Shear Bond Tester (BISCO, Inc. Schaumburg. USA), perteneciente a la Universidad de Barcelona, Facultad de Odontología, Master de Láser en Odontología.

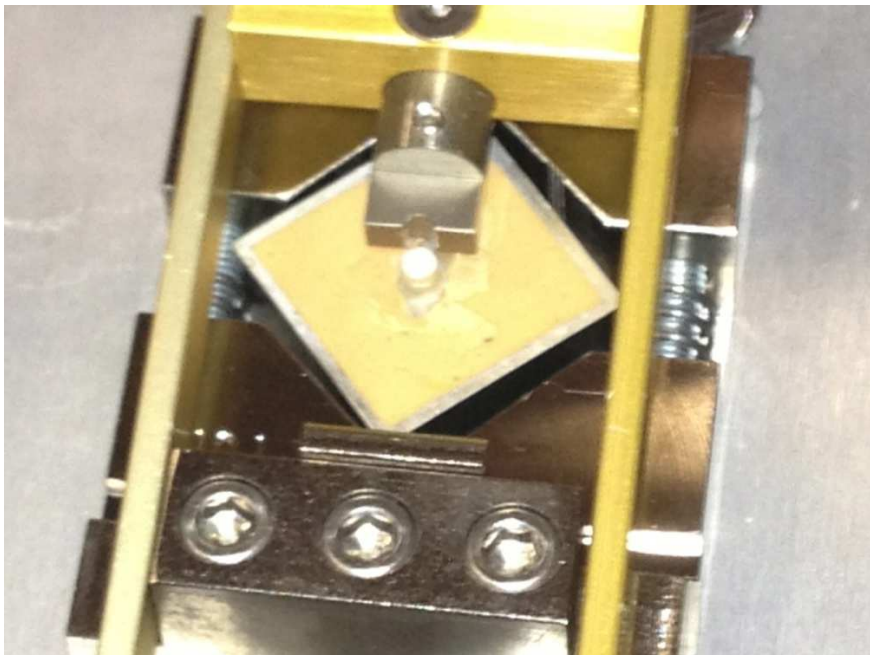


## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 71. La Máquina Bisco Shear Bond Tester Utilizada En La Medición De La Resistencia A Las Fuerzas De Cizalla (BISCO, Inc, Schaumburg, USA)*

La Bisco Shear Bond Tester (Figura 71) 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 72).

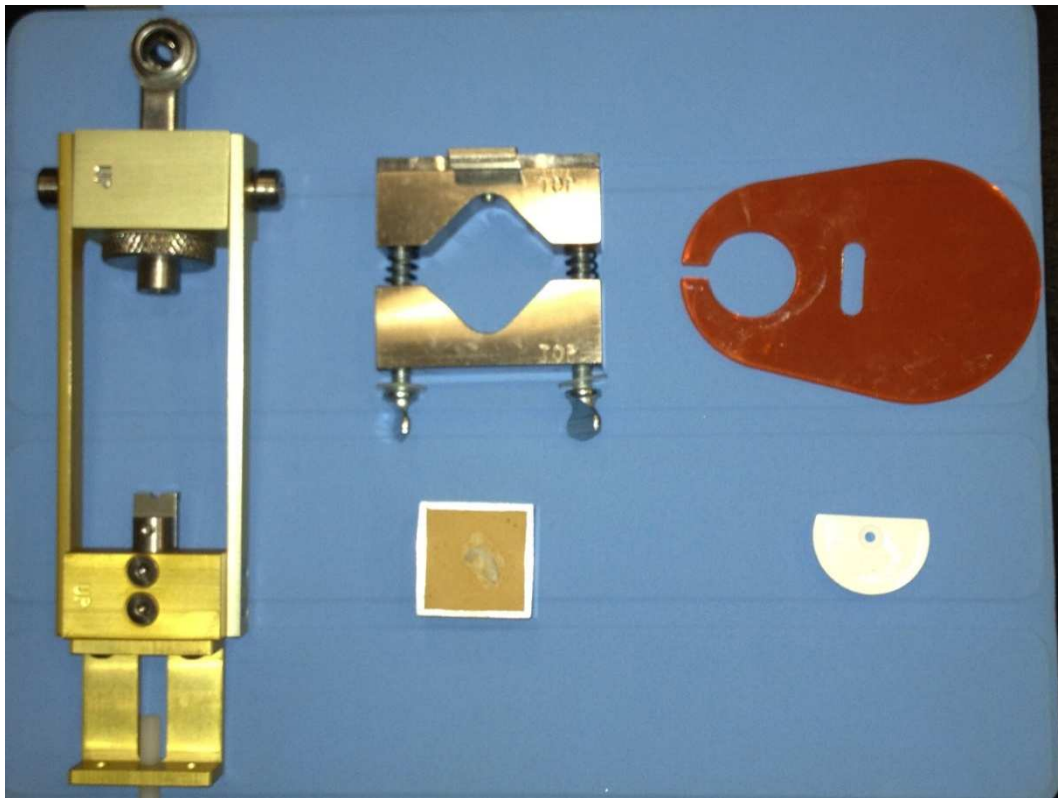


*Figura 72. Colocación De La Abrazadera Con La Muesca En La Plataforma Horizontal*



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

En la figura 73, mostramos todos los aditamentos que necesita la máquina para su funcionamiento preciso, la matriz para colocar la muestra en la posición ideal para hacer coincidir con la cuchilla.

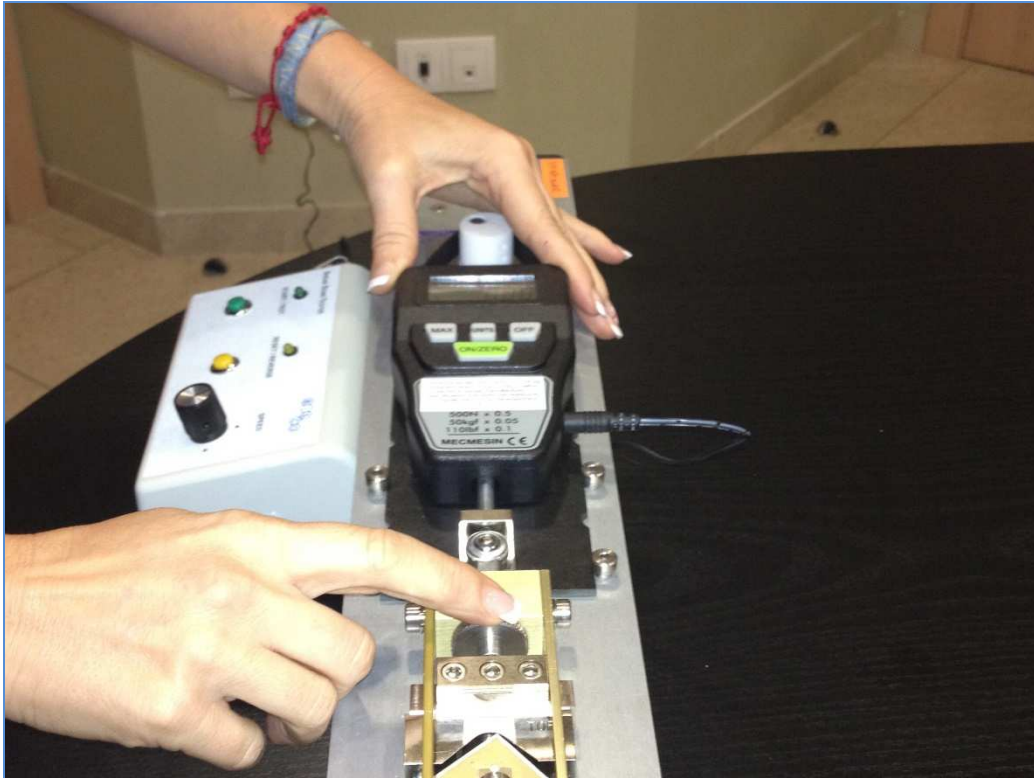


*Figura 73. Aditamentos Específicos De La BISCO SHEAR BOND TESTER*

Todos los parámetros relativos a las características físicas de la muestra, tales como diámetro, tipo de test, velocidad, así como el calibrado y otras tareas propias de la “Bisco Shear Bond Tester” se regulan en el panel de control.

Todas las muestras se procesaron de forma aleatoria, de forma que el operador no conociera el grupo al que pertenecían. Todas se colocaron en la platina de la misma manera, y a todas se les aplicaron los mismos parámetros de medición.

## V.-MATERIAL Y MÉTODO



*Figura 74. Detalle Del Procesado De Una Muestra Con El Avance De La Cizalla.*

La célula de carga utilizada en todo el experimento fue la de 500 Newton. Una vez colocada la muestra en la platina, se iniciaba el registro de las fuerzas de resistencia (Figura 74). Tras llegar al máximo de resistencia, el cilindro de resina se rompía y se separaba del espécimen, dando por concluida la medición para aquella muestra.

Una vez colocada la muestra se activa un motor que desplaza la cuchilla 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.

Al establecer contacto con la muestra aparecen las mediciones de la fuerza de resistencia en un sensor electrónico. El sensor electrónico 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 50Kg, 110Lb y 500N. Las mediciones se realizaron en Newtons y después se trasladaron a MPa (MegaPascales).

El (Pa) es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades, y se define como la presión que ejerce una fuerza de un Newton sobre una superficie de un metro cuadrado.

$$1 \text{ Pascal (Pa)} = 1 \text{ N} / \text{m}^2$$

#### **V.2.2.6.-Pruebas estadísticas**

Los datos del estudio de resistencia a la fuerza de cizalla se introdujeron en una hoja de Cálculo Excel (Excel –Microsoft Office 2010, Licencia particular) y se analizaron con el paquete estadístico Statistical Package or the Social Sciences (SPSS versión 17 Software Estadístico, Multilenguaje Full, Chicago, EE.UU.) Licencia Universidad de Barcelona.

Se realizó un análisis descriptivo de los valores, media y desviación típica, y un análisis de los contrastes entre grupos según la T-student.

Las variables se representaron en diagramas de cajas y se mostrarán en histogramas para cada subgrupo. El nivel de significación se estableció para valores de  $p < 0,05$ .



## VI.- RESULTADOS





## **VI.- RESULTADOS**

### **VI.1. MUESTRA GLOBAL**

#### **VI.1.1. DESCRIPTIVA**

En primer lugar se ha realizado una descriptiva de la muestra global, es decir de los 90 especímenes estudiados que se han considerado como válidos (tabla R1).

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Megapascals	90	100,0%	0	,0%	90	100,0%

*Tabla R1. Casos Válidos De La Muestra Global Según El Procedimiento Frecuencias Del Programa SPSS.*

Destacamos los valores de la media (37,6 megapascals, intervalo de confianza al 95% entre 33,1 y 42,0) y de la mediana (32,8 megapascals). La desviación típica es de 21,2 y hay un rango amplio entre 8,4 y 93,9 megapascals. El coeficiente de asimetría de Fisher es mayor que 0, y por lo tanto positivo, lo que pone en evidencia que existe una mayor concentración de valores a la derecha del valor de la media. El coeficiente de curtosis, siendo ligeramente mayor que 0, indica que la curva de los valores es algo leptocúrtica (puntiaguda) dado que todos ellos se concentran alrededor de los valores centrales de la distribución (tabla R2).



## VI.-RESULTADOS

		Estadístico	Error típ.
Megapascales	Media	37,561	2,230
	Límite inferior	33,130	
	Intervalo de confianza para la media al 95%		
	Límite superior	41,992	
	Media recortada al 5%	36,236	
	Mediana	32,825	
	Varianza	447,668	
	Desv. típ.	21,1581	
	Mínimo	8,38	
	Máximo	93,87	
	Rango	85,49	
	Amplitud intercuartil	23,31	
	Asimetría	1,013	,254
	Curtosis	,221	,503

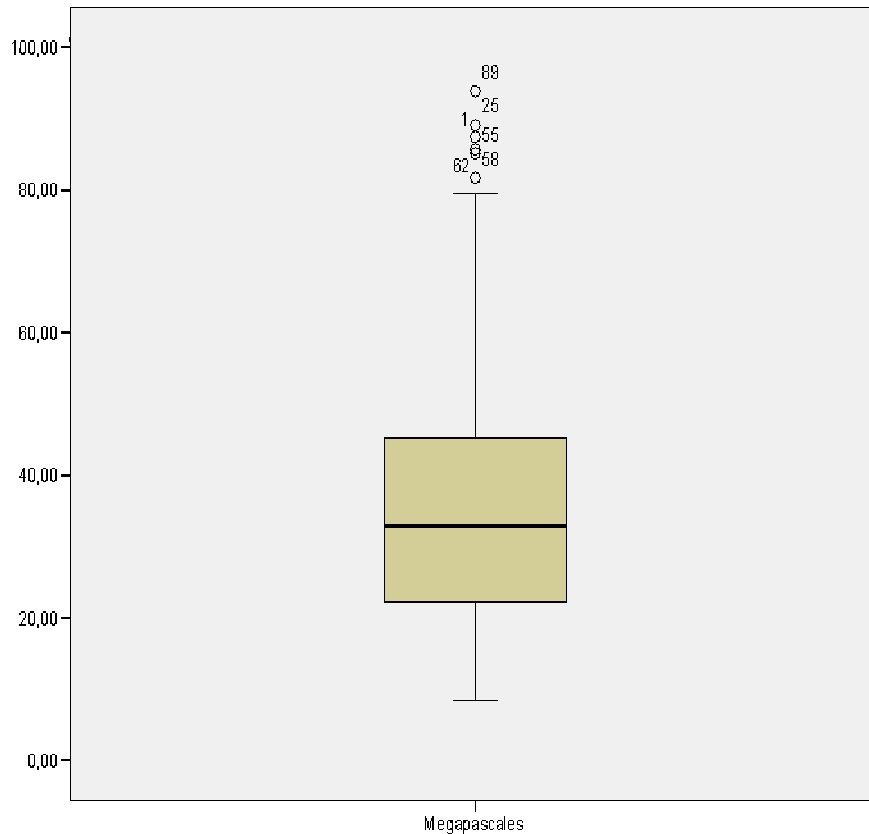
*Tabla R2. Valores De La Descriptiva Según El Procedimiento Descriptiva Del Programa SPSS.*

En la tabla R3 se muestra los valores estimadores de la tendencia central basados en el método de la máxima verosimilitud, en forma de los percentiles clásicos así como de los obtenidos con el método de las Bisagras de Tukey. Se observa un mayor peso de los valores situados a la derecha de la mediana confirmando el hecho de que se trata de una asimetría positiva.

		Percentiles						
		5	10	25	50	75	90	95
Promedio ponderado (definición 1)	Megapascales	12,503	14,597	22,045	32,825	45,357	71,182	85,362
Bisagras de Tukey	Megapascales			22,280	32,825	45,310		

*Tabla R3. Estimadores Robustos Centrales Según El Procedimiento Explorar Del Programa SPSS.*

La Figura R1 es el diagrama de caja (boxplot) de la muestra. Además de precisar la mediana y los valores intercuartílicos (entre el primer y tercer cuartil) permite detectar la presencia de valores, en su extremo más superior, que pueden ser considerados como atípicos (aunque no son “extremadamente atípicos”).



*Figura R1. Diagrama De Caja De La Muestra.*

### **VI.1.2. COMPROBACIÓN DE LA NORMALIDAD**

Acto seguido se pasa a demostrar si la distribución sigue, o no la ley Normal. Para ello disponemos de una primera impresión visual de la curva de valores (en este caso dibujada sobre un histograma de barras) (figura R2). Pero ello debe conformarse mediante los estadísticos de Kolmogorov-Smirnov (preferiblemente ya que la muestra es superior a 50 especímenes) o de Shapiro-Wilk (tabla R4). Siendo la significancia de ambas de 0,000 puede afirmarse que no siguen una distribución Normal.

## VI.-RESULTADOS

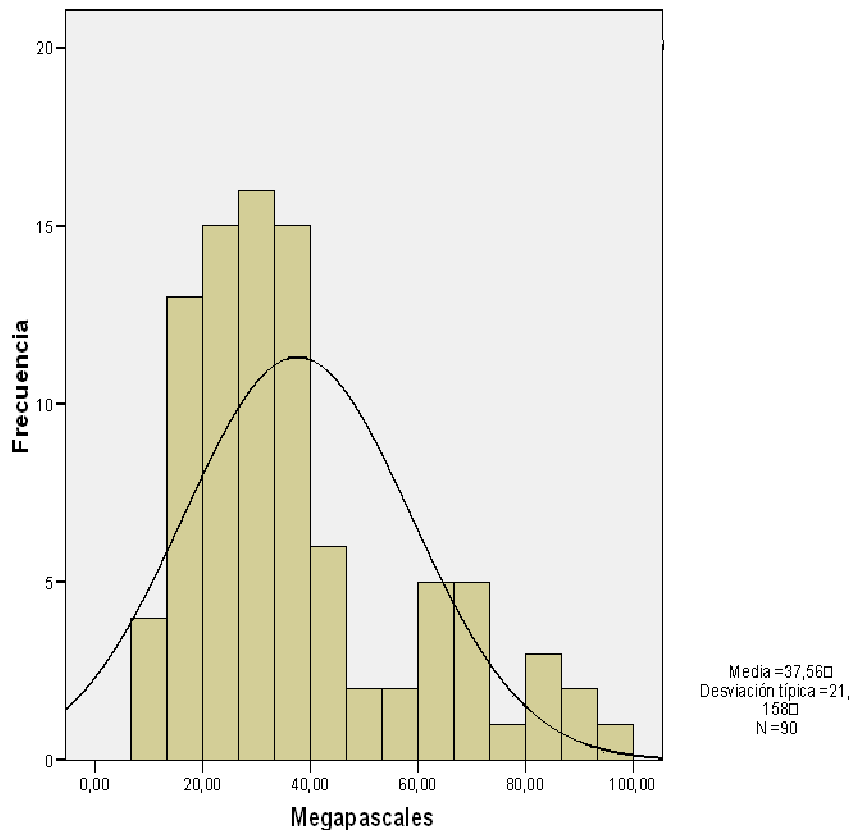


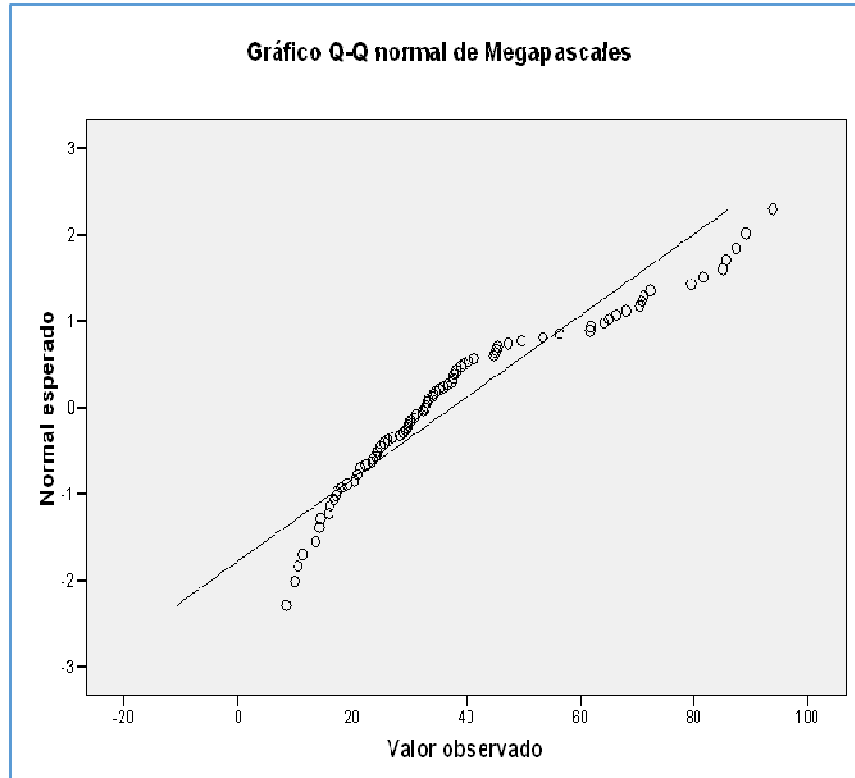
Figura R2. Histograma Y Curva De Distribución De Los Valores De La Muestra.

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Megapascales	,164	90	,000	,898	90	,000

(a) Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla R4. Pruebas De Normalidad De Kolmogorov-Smirnov Y De Shapiro-Wilk Para La Muestra Global.

También podemos utilizar un gráfico Cuartil-Cuartil (Q-Q plots) Normal que nos permite observar cuan cerca está la distribución de un conjunto de datos respecto a una distribución ideal que viene representada por una línea recta (figuras R3 y R4). Se observa que los valores de la variable estudiada (megapascales) están alejados de la línea recta lo cual indica que se trataría de una distribución que no sigue la Ley Normal. Por lo tanto, estaría de acuerdo con el resultado obtenido en la prueba de Kolmogorov-Smirnov.



*Figura R3. Gráfico Q-Q Normal, De La Muestra Global, Para La Variable Megapascales.*

## **VI.2.- MUESTRA GLOBAL CON GRUPOS DE TRATAMIENTO**

### **VI.2.1. DESCRIPTIVA**

Procederemos ahora a exponer y comentar los datos obtenidos en la descriptiva, por separado, de los tres grupos de estudio compuestos cada uno por 30 especímenes (tabla R5).

Tratamiento		Casos					
		Válidos		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Megapascales	control	30	100,0%	0	,0%	30	100,0%
	Low Edpp	30	100,0%	0	,0%	30	100,0%
	High Edpp	30	100,0%	0	,0%	30	100,0%

*Tabla R5. Casos Válidos De La Muestra Global Según El Procedimiento Frecuencias Del Programa SPSS.*

## VI.-RESULTADOS

El valor de la media del grupo control (55,1 megapascales) es superior a la de los grupos experimentales (31,1 megapascales para el grupo Low Edpp y 26,4 para el High Depp), siendo las medianas de 54,9, 31,0 y 24,0 megapascales respectivamente. Los valores tanto de la desviación típica como de los rangos difieren poco entre los tres grupos. Los valores de los coeficientes de asimetría son todos ellos mayores que 0. Sin embargo la curtosis es negativa para el grupo control (curva platicúrtica o aplanada) pero declaradamente positivas para ambos grupos experimentales (curvas leptocúrticas o puntiagudas) (tabla R6).

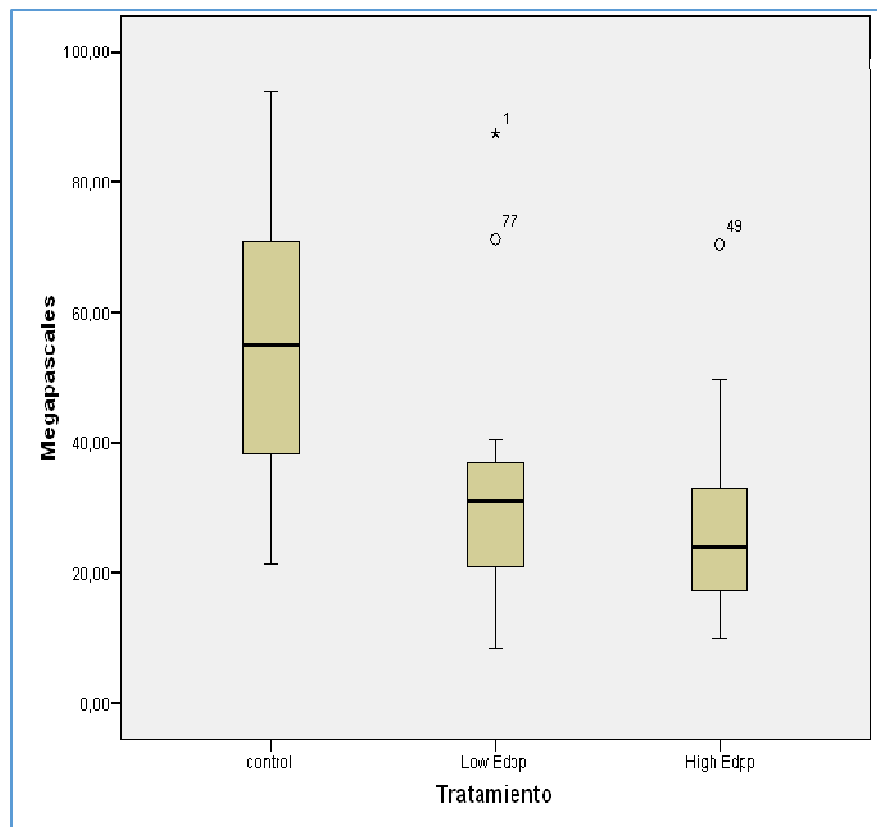
Tratamiento			Estadístico	Error tip.			
Megapascales	control	Media	55,138	3,920			
		Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 47,120 Límite superior 63,156				
		Media recortada al 5%	54,935				
		Mediana	54,920				
		Varianza	461,076				
		Desv. típ.	21,472				
		Mínimo	21,34				
		Máximo	93,87				
		Rango	72,53				
		Amplitud intercuartil	32,93				
		Asimetría	,098		,427		
		Curtosis	-1,063		,833		
		Low Edpp			Media	31,132	2,929
					Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 25,141 Límite superior 37,122	
					Media recortada al 5%	29,473	
					Mediana	31,040	
					Varianza	257,403	
Desv. típ.	16,043						
Mínimo	8,38						
Máximo	87,42						
Rango	79,04						
Amplitud intercuartil	16,46						
Asimetría	1,847			,427			
Curtosis	5,204			,833			
High Edpp				Media	26,413	2,341	
				Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 21,625 Límite superior 31,202		
				Media recortada al 5%	25,258		
				Mediana	24,000		
				Varianza	164,465		
		Desv. típ.	12,824				
		Mínimo	9,89				
		Máximo	70,46				
		Rango	60,57				
		Amplitud intercuartil	16,12				
		Asimetría	1,526	,427			
		Curtosis	3,678	,833			

*Tabla R6. Valores De La Descriptiva, Para Cada Uno De Los Tres Grupos De Estudio, Según El Procedimiento Descriptiva Del Programa SPSS.*

En la tabla R7 se aprecian los valores estimadores de la tendencia central basados en el método de la máxima verosimilitud. El método de las Bisagras de Tukey nos da los valores de los percentiles 25, 50 y 75 que luego se verán en los diagramas de caja (figura R4). En éstos se observa ya una diferencia clara entre, por un lado, la distribución del grupo control, y por el otro, las distribuciones de los dos grupos experimentales. Asimismo se evidencian tres valores extremos, uno de los cuales (señalado con un asterisco) debería ser considerado como “extremadamente atípico”.

			Percentiles						
			5	10	25	50	75	90	95
Promedio ponderado (definición 1)	Mega pascales	control	21,857	25,022	38,290	54,920	71,217	85,614	91,252
		Low Edpp	11,207	13,595	20,477	31,040	36,940	40,285	78,510
		High Edpp	10,203	11,561	16,857	24,000	32,980	44,246	59,036
Bisagras de Tukey	Mega pascales	control			38,290	54,920	70,840		
		Low Edpp			20,960	31,040	36,740		
		High Edpp			17,140	24,000	32,920		

*Tabla R7. Estimadores Robustos Centrales, Para Los Tres Grupos De Estudio, Según El Procedimiento Explorar Del Programa SPSS.*



*Figura R4. Diagramas De Caja De Los Tres Grupos De Estudio.*

## VI.-RESULTADOS

### VI.2.2. COMPROBACIÓN DE LA NORMALIDAD

Para comprobar si las distribuciones siguen la Ley Normal utilizaremos la sobreimpresión de la curva de valores sobre un histograma (figuras R5, R6 y R7), los estadísticos de Kolmogorov-Smirnov y de Shapiro-Wilk (ahora sería preferible este último puesto que el valor de n es de 30 para cada uno de los grupos) (tabla R8) y los gráficos Q-Q Normal (figuras R8, R9 y R10). (volumen múltiplemente ya que la muestra es superior a 50 especímenes) o de Shapiro-Wilk (tabla R4). En esta nueva situación puede verse que la distribución del grupo control sigue la Ley Normal ( $p = 250$  en la prueba de Shapiro-Wilk) mientras que las otras dos distribuciones correspondientes a los grupos experimentales no ( $p= 0,000$  y  $003$ ).

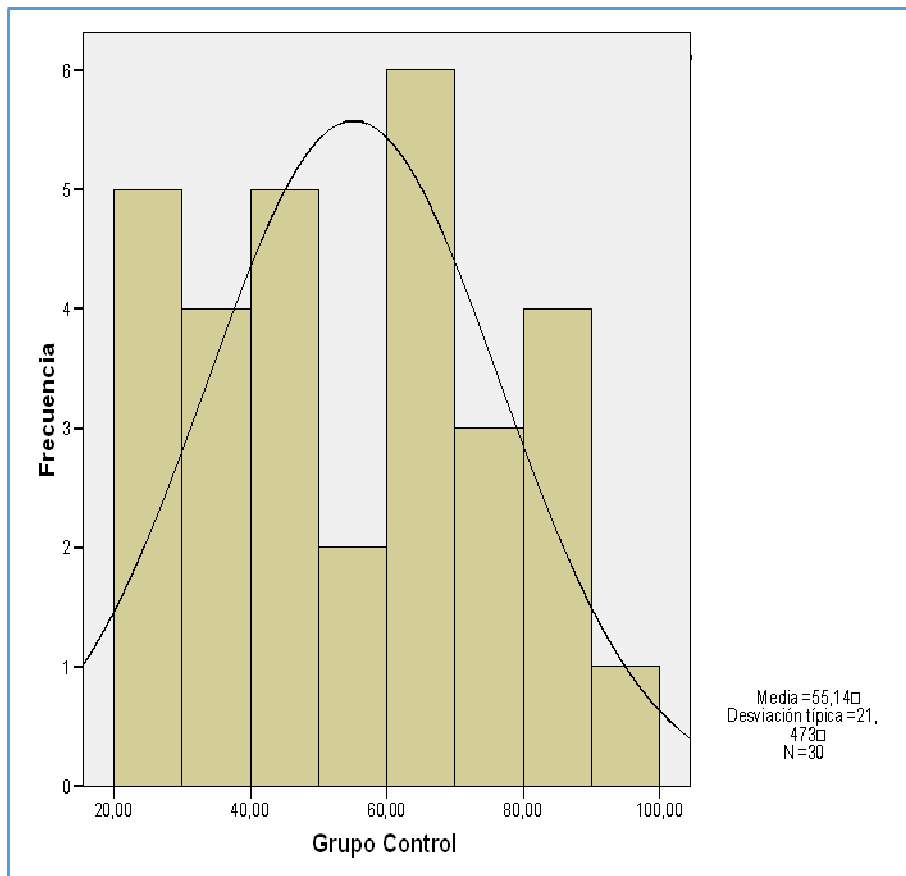


Figura R5. Histograma Y Curva De Distribución Del Grupo Control.



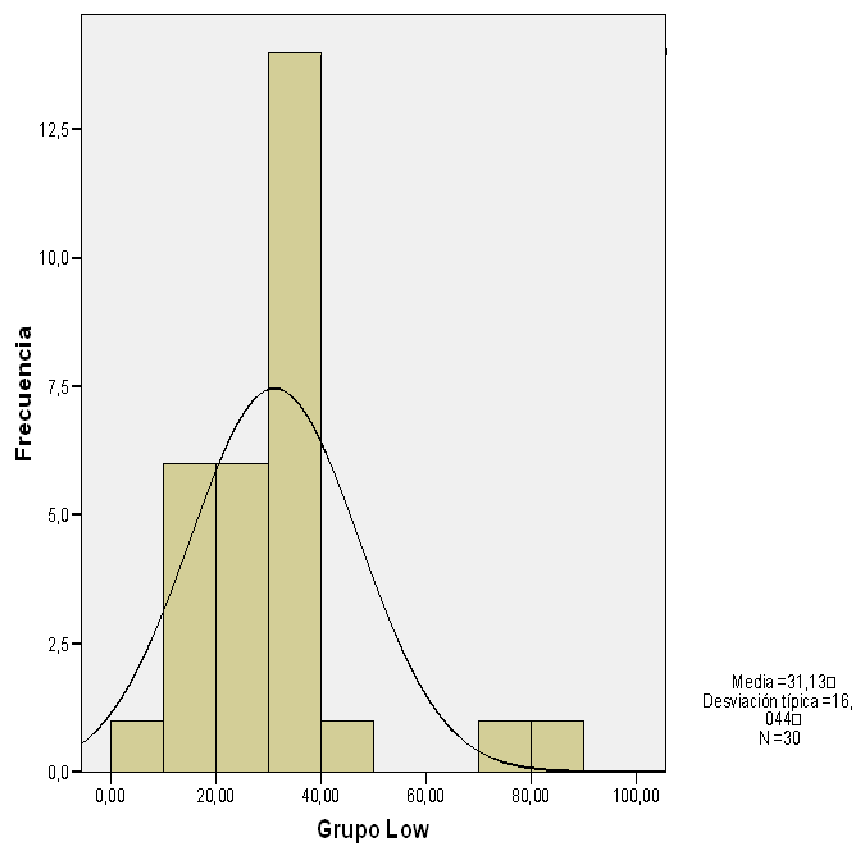


Figura R6. Histograma Y Curva De Distribución Del Grupo Low Depp.

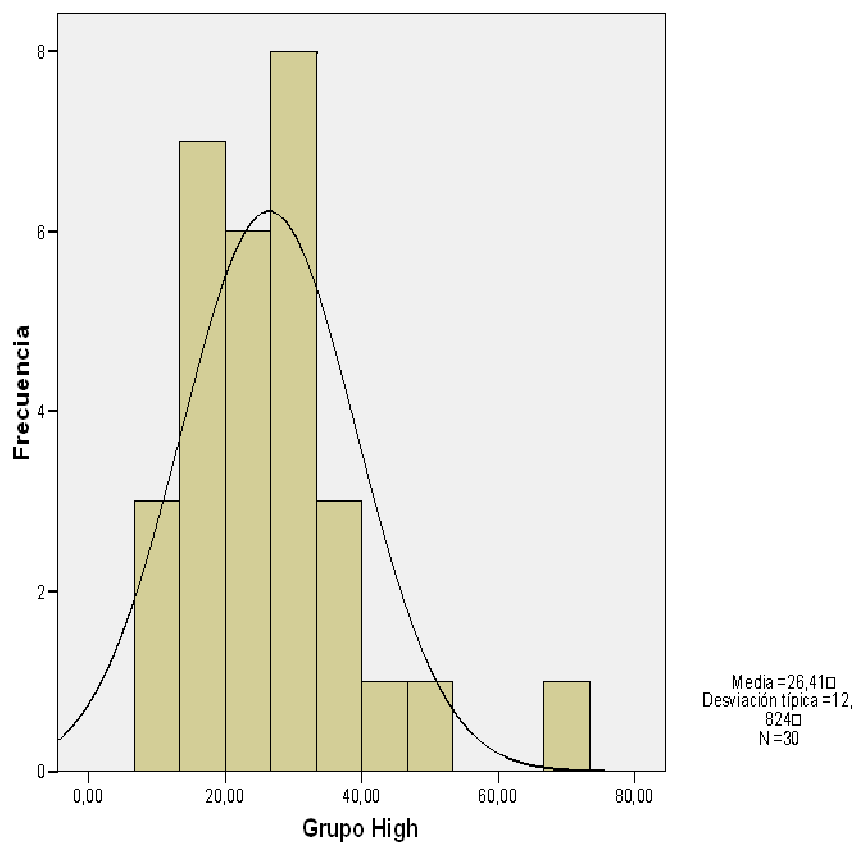


Figura R7. Histograma Y Curva De Distribución Del Grupo High Depp.

## VI.-RESULTADOS

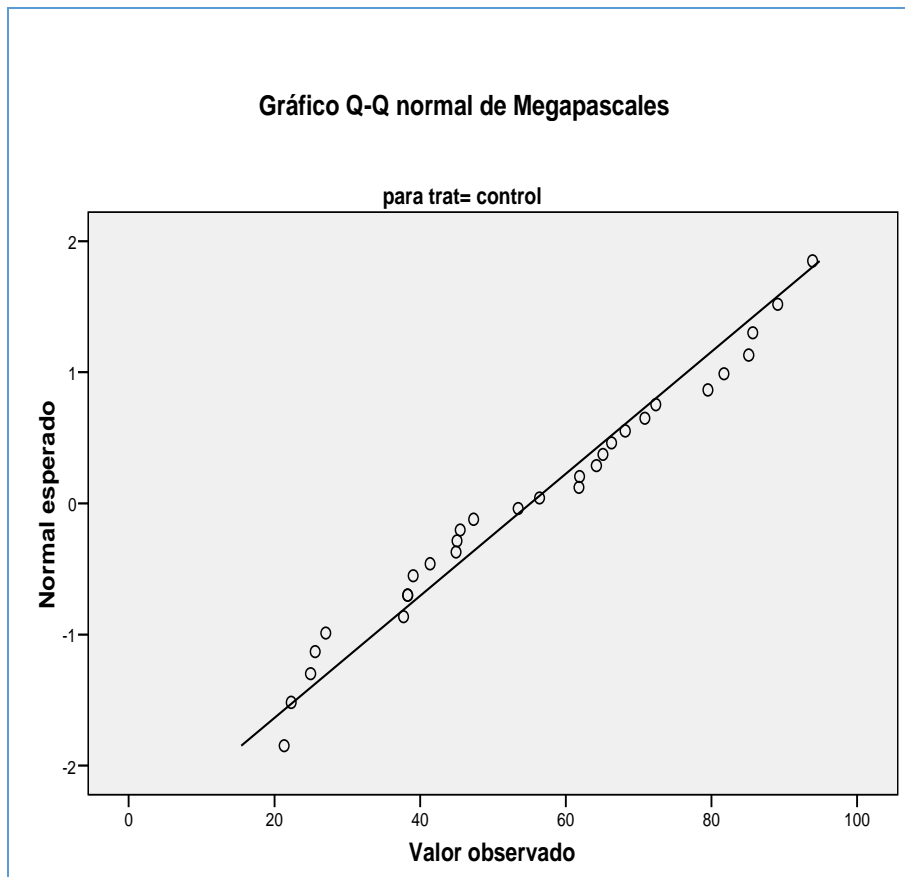
Tratamiento		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Megapascales	Control	,108	30	,200(*)	,956	30	,250
	Low Edpp	,216	30	,001	,820	30	,000
	High Edpp	,160	30	,049	,881	30	,003

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

(a ) Corrección de la significación de Lilliefors

*Tabla R8. Pruebas De Normalidad De Kolmogorov-Smirnov Y De Shapiro-Wilk Para La Muestra Global.*

### Gráficos Q-Q normales



*Figura R8. Gráfico Q-Q Normal Del Grupo Control Para La Variable Megapascales.*

M.J. Pérez Rodríguez

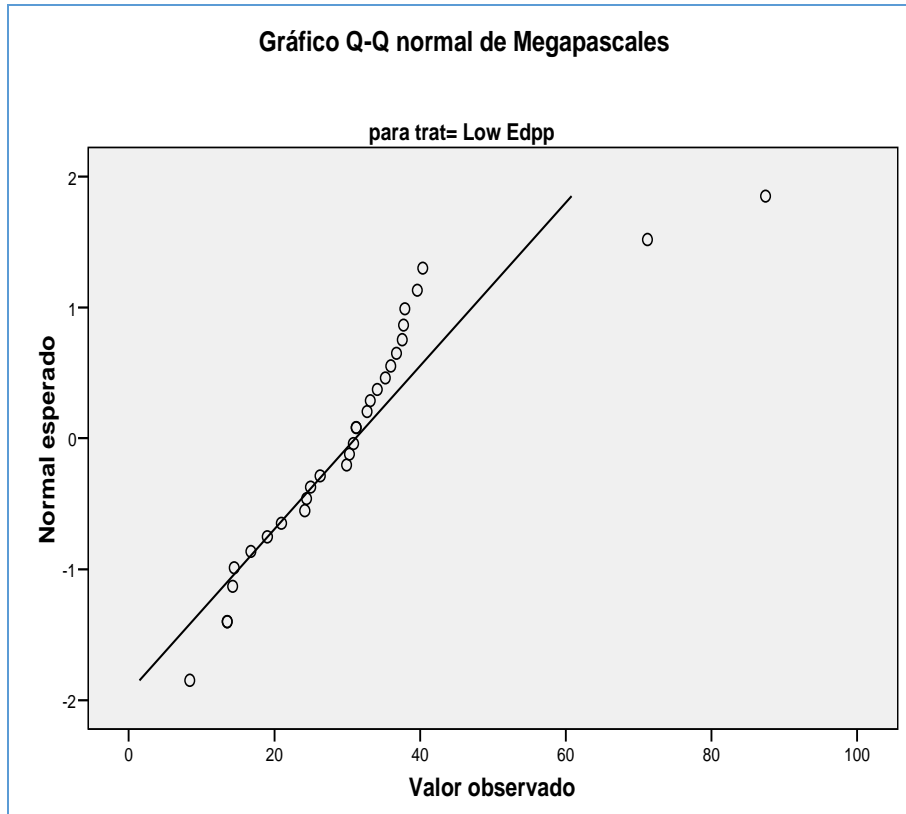


Figura R9. Gráfico Q-Q Normal Del Grupo Low Depp

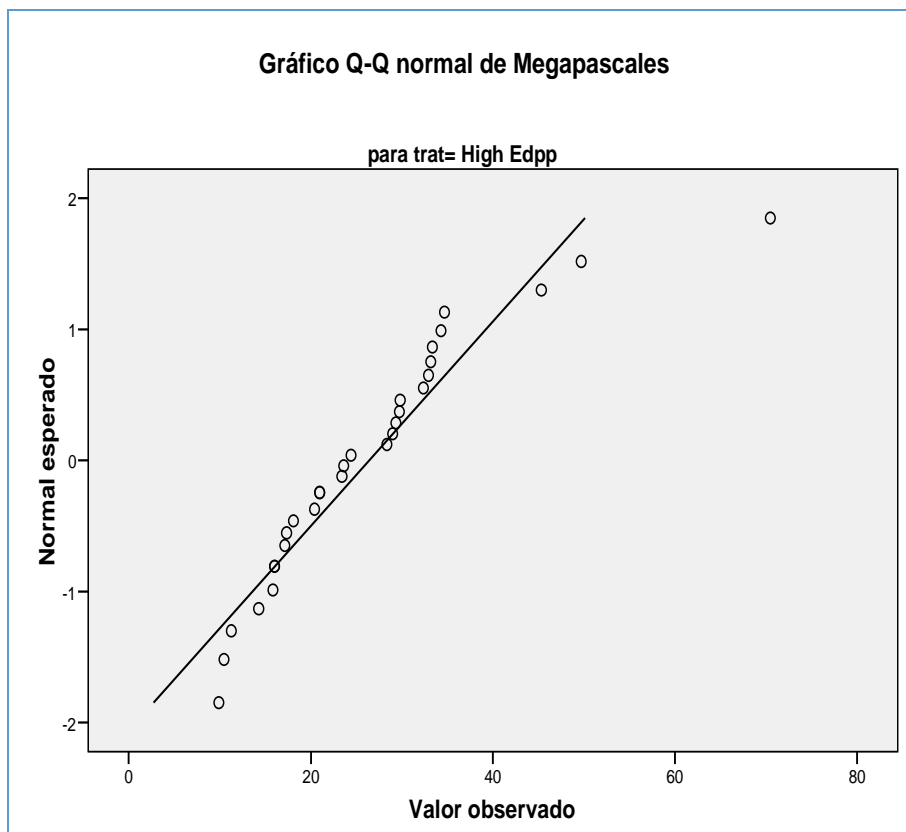


Figura R10. Gráfico Q-Q Normal Del Grupo High Depp

## VI.-RESULTADOS

### VI.3. ANÁLISIS DE LA VARIANZA

De entrada se observa, gracias a la prueba de Levene, que las varianzas no son homogéneas (tabla R9). El análisis de la varianza (ANOVA) proporciona un valor de p significativo ( $p=0,000$ ) lo que indica que existen diferencias entre los tres grupos de estudio (tabla R10). Éstas pueden ponerse en evidencia mediante las comparaciones múltiples (post hoc) siguiendo el procedimiento de Tamhane (tabla R11). En concreto, las diferencias son altamente significativas entre el grupo control y los dos experimentales ( $p = 0,00$  en ambas situaciones). En cambio, no habría diferencias significativas entre los dos grupos experimentales puesto que el valor de p es igual a 0,514.

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Megapascuales	Basándose en la media	6,433	2	87	,002
	Basándose en la mediana.	6,384	2	87	,003
	Basándose en la mediana y con gl corregido	6,384	2	82,207	,003
	Basándose en la media recortada	6,353	2	87	,003

*Tabla R9. Prueba De Comprobación De La Homogeneidad De La Varianza Entre Los Tres Grupos De Estudio.*

Variable dependiente: Megapascuales

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	14237,083	2	7118,542	24,187	,000
Intra-grupos	25605,366	87	294,315		
Total	39842,449	89			

*Tabla R10. Prueba De ANOVA*

Variable dependiente: Megapascales  
Tamhane

(I) Tratamiento	(J) Tratamiento	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite superior	Límite inferior
control	Low Edpp	24,007(*)	4,890	,000	11,948	36,067
	High Edpp	28,725(*)	4,566	,000	17,422	40,027
Low Edpp	Control	-24,007(*)	4,893	,000	-36,067	-11,945
	High Edpp	4,718	3,749	,514	-4,514	13,951
High Edpp	Control	-28,725(*)	4,566	,000	-40,027	-17,422
	Low Edpp	-4,718	3,749	,514	-13,951	4,514

\* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.

*Tabla R11. Comparaciones Múltiples (Post Hoc) Entre Los Tres Grupos De Estudio.*

#### VI.4. OTRAS COMPARACIONES FUERA DEL OBJETIVO PRINCIPAL

Como resultado de la aleatorización comprobamos que cada uno de los dientes estudiados pudo ser tratado (una vez seccionado, es decir en forma de hemidiente) de la siguiente manera (tabla R12):

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	Control vs. Low	14	15,6	15,6	15,6
	Control vs. High	30	33,3	33,3	48,9
	Low vs. Low	16	17,8	17,8	66,7
	High vs. High	8	8,9	8,9	75,6
	Control vs. Control	8	8,9	8,9	84,4
	Low vs. High	14	15,6	15,6	100,0
	Total	90	100,0	100,0	

*Tabla R12. Frecuencia De Las Combinaciones De Tratamientos Efectuados En Un Solo Diente.*

Obviamente, los grupos así formados son demasiado pequeños para poder ser debidamente analizados con el fin de extraer resultados válidos en relación a la cuestión de si la distinta calidad de la dentina (propia de cada diente) puede tener una influencia decisiva en los resultados obtenidos previamente.

## VI.-RESULTADOS

Únicamente hay dos grupos que tienen un volumen suficiente para poder ser analizados: uno en el cual los dos hemidientes fueron tratados de forma semejante (es decir, Low Edpp y Low Edpp n=16, High Edpp y High Edpp n=8, y Control con Control n=8), cuyo volumen conjunto daría una N=32 . Y el otro grupo que estaría formado por los dientes cuyas secciones fueron tratadas una mitad con High Edpp y la otra como control (N=30).

No obstante queremos hacer la consideración para este ejercicio, que solamente debe ser valorado como de pura exploración, que ahora se han tenido en cuenta las diferencias obtenidas en cada uno de los dientes.

### VI.4.1. COMPARACIÓN EN DIENTES TRATADOS DE FORMA SIMILAR

Como se ha comentado previamente aquí hemos considerado dos nuevos grupos. Los dientes cuyos dos hemifragmentos fueron tratados sin la aplicación de láser (n=8) y, por otra parte, los dientes cuyas dos mitades habían recibido la aplicación de láser (n=16+8=24). Se ha valorado el comportamiento en conjunto con el fin de tener una idea tanto de la influencia de la calidad de la dentina como de la derivada de la acción del láser. Y también se ha comparado las diferencias que existen respecto a si se ha efectuado, o no, un tratamiento con láser.

Así pues, se ha estudiado un total de 16 dientes (32 hemidientes) (tabla R13). Observamos que la media entre los valores (en megapascales) de la diferencia entre los dos fragmentos de cada diente es de 13,4 con un IC de confianza para la media entre 7,6 y 19,2 (idealmente la diferencia tendría que ser 0). La desviación típica es de 10,9 y el rango de 43,9. (tabla R14)

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Diferencia entre similares	16	17,8%	74	82,2%	90	100,0%

*Tabla R13. Número De Dientes Cuyas Mitades Han Recibido Un Tratamiento Similar.*

		Estadístico	Error típ.
Diferencia entre similares	Media	13,380	2,730
	IC para la media al 95%		
	Límite inferior	7,559	
	Límite superior	19,201	
	Media recortada al 5%	12,415	
	Mediana	12,110	
	Varianza	119,331	
	Desv. típ.	10,923	
	Mínimo	,10	
	Máximo	44,04	
	Rango	43,94	
	Amplitud intercuartil	13,07	
	Asimetría	1,367	,564
	Curtosis	3,253	1,091

*Tabla R14. Descriptiva Para La Diferencia, En Megapascales, Observada Entre Los Dos Fragmentos De Cada Diente Tratado De Forma Similar, Según El Procedimiento Explorer.*

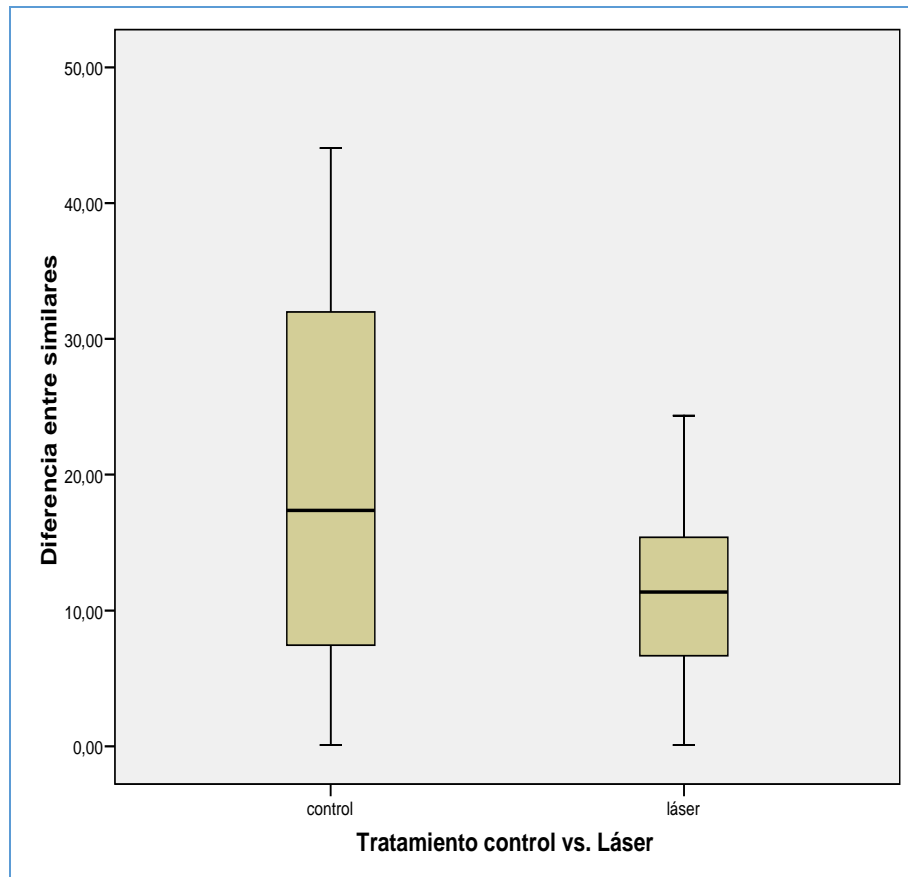
Quando se comparan las diferencias en dientes cuyos dos fragmentos han sido tratados sin láser (n=4) y dientes tratados con láser (n=12) (tabla R15, figura R11), se observa que los valores de las medias son bastante parecidos (19,7 para el grupo control y 11,3 para el grupo láser). No obstante, los valores tanto de las medianas (17,4 vs. 11,4), de la desviación típica (18,3 vs. 7,2) y de los rangos (43,9 vs. 24,3) difieren sensiblemente, aunque esto probablemente está influido por el bajo número de muestras comparadas (tabla R16). La diferencia de las medias, analizada en un test de Student, no es estadísticamente significativa puesto que el valor de p es de 0,189 (tabla R17).

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Diferencia entre control similares	4	100,0%	0	,0%	4	100,0%
	12	100,0%	0	,0%	12	100,0%

*Tabla R15. Número De Dientes Cuyas Mitades Han Recibido Un Tratamiento Similar, Sea Pertenecientes Al Grupo Control, Sea Tratados Mediante Láser.*



## VI.-RESULTADOS



*Figura R11. Diagrama De Cajas Para Los Dientes Cuyas Mitades Han Recibido Un Tratamiento Similar. A La Izquierda Dientes Considerados Como Controles, A La Derecha Dientes Tratados Mediante Láser.*

Tratamiento control vs. Láser		Estadístico	Error típ.	
Diferencia entre control similares	Media	19,722	9,130	
	Lími. inferior	-9,334		
	Límite superior	48,779		
	Media recortada al 5%	19,461		
	Mediana	17,375		
	Varianza	333,453		
	Desv. típ.	18,260		
	Mínimo	,10		
	Máximo	44,04		
	Rango	43,94		
	Amplitud intercuartil	34,23		
	Asimetría	,734		1,014
	Curtosis	1,445		2,619
	Media	11,266		2,087
	Límite inferior	6,672		
	Límite superior	15,860		
	Media recortada al 5%	11,160		
	Mediana	11,355		
	Varianza	52,283		
	Desv. típ.	7,230		
Mínimo	,10			
Máximo	24,35			
Rango	24,25			
Amplitud intercuartil	10,03			
Asimetría	,114	,637		
Curtosis	-,219	1,232		

*Tabla R16. Descriptiva Para La Diferencia, En Megapascales, Observada Entre Los Dos Fragmentos De Cada Diente Tratado De Forma Similar (Sin Láser Y Con Láser).*

## VI.-RESULTADOS

		Prueba de Levene		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bil.)	Dif. de medias	Error típ. dif.	95% IC para la dif.	
									Sup.	Inf.
Dif. entre simil.	Varianzas iguales	3,177	,096	1,381	14	,189	8,455	6,124	-4,680	21,591
	Varianzas desiguales			,903	3,319	,427	8,455	9,365	-19,792	36,704

*Tabla R17. Test De Student Para Las Diferencias Encontradas Entre Hemidientes Tratados De Forma Similar.*

### VI.4.2. COMPARACIÓN LIMITADA A AQUELLOS DIENTES CUYAS HEMISECCIONES FUERON TRATADAS UNA MITAD CON HIGH EDPP Y LA OTRA COMO CONTROL

Cuando se comparan las diferencias en los 15 dientes cuyos dos fragmentos han sido tratados uno sin y el otro con láser High Depp (tabla R18),

Los valores encontrados difieren muy poco de los descritos inicialmente para la muestra global (tabla 6). Por ejemplo, la media para el tratamiento control que era de 55,1 megapascales ha pasado a ser de 56,7; la media de los hemidientes tratados con láser High Depp ha pasado a ser de 25,9 cuando era de 26,4 (tabla R19). Los diagramas de caja son muy parecidos (figuras 4 y 12). La diferencia de las medias, analizada en un test de Student, es estadísticamente significativa puesto que el valor de p es de 0,000 (tabla R20), al igual que se había apreciado en las comparaciones post hoc (tabla R11).

		Casos					
		Válidos		Perdidos		Total	
		N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Valores Control vs. High Laser	Control	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	High Laser	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%

*Tabla R18. Frecuencia De Dientes Cuyos Dos Fragmentos Fueron Tratados Como Control Y Con Láser High Edpp.*

*Influencia De La Densidad De Energía Por Pulso Del Láser De Er,Cr:YSGG En La Adhesión A Dentina. Estudio De La Resistencia A La Fuerza De Cizalla*

*M.J. Pérez Rodríguez*

Control vs. High Laser			Estadístico	Error típ.			
Valores vs. High	Control	Media	56,722	5,435			
		Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior		45,064		
			Límite superior		68,379		
			Media recortada al 5%		56,571		
		Mediana	56,380				
		Varianza	443,123				
		Desv. típ.	21,050				
		Mínimo	22,28				
		Máximo	93,87				
		Rango	71,59				
		Amplitud intercuartil	33,30				
		Asimetría	,048		,580		
		Curtosis	-,692		1,121		
		High Laser	High Laser		Media	25,907	3,804
					Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	
Límite superior	34,067						
Media recortada al 5%	24,322						
Mediana	23,410						
Varianza	217,124						
Desv. típ.	14,735						
Mínimo	9,89						
Máximo	70,46						
Rango	60,57						
Amplitud intercuartil	16,35						
Asimetría	2,020			,580			
Curtosis	5,791			1,121			

*Tabla R19. Valores De La Descriptiva, Para Los Dientes Cuyos Dos Fragmentos Han Sido Tratados Sin Láser Y Con Láser High Depp.*

## VI.-RESULTADOS

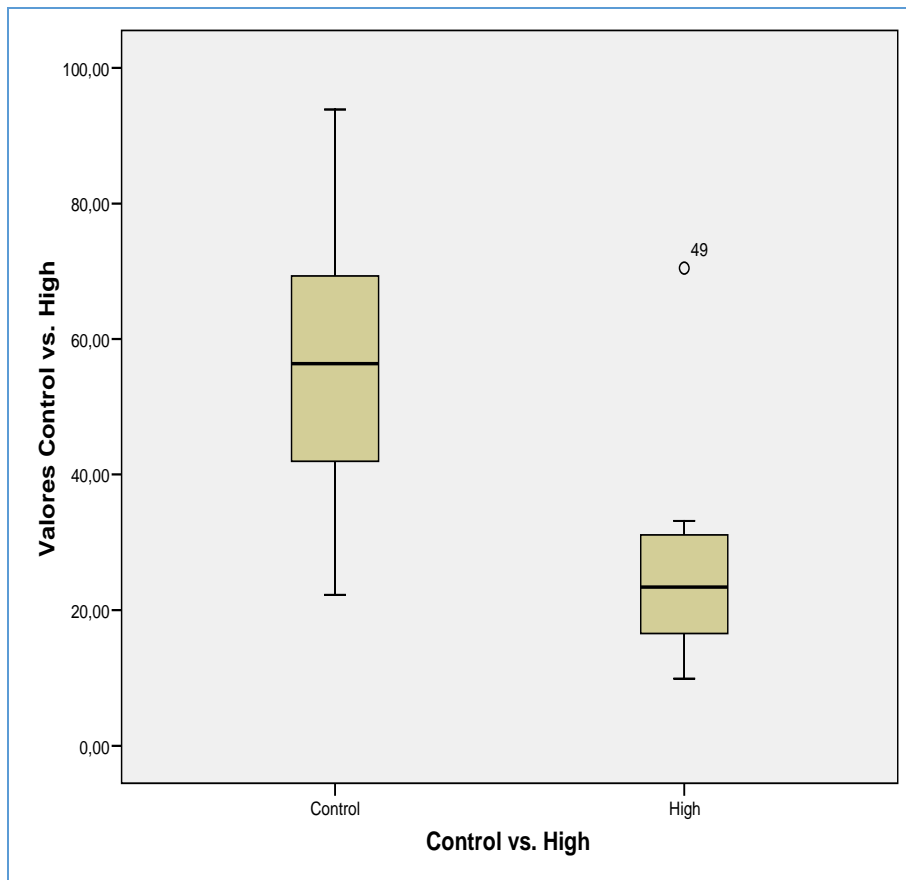


Figura 12. Diagramas De Caja Para Los Especímenes, Tratados Como Control Y Como Láser High Depp, Procedentes De Un Mismo Diente.

		Prueba de Levene	Prueba T para la igualdad de medias									
		F	Si g.	t	gl	Si g. (bil .)	Dif. medias	Err or típ. de la dif.	95% IC para la diferencia			
									Inferior Superior	Inferior Superior	Inferior Superior	Inf.
Valores Control vs. High	Varianzas iguales	2,855	,102	4,645	28	,000	30,814	6,634	17,224			44,404
	Varianzas desiguales			4,645	25,063	,000	30,814	6,634	17,152			44,476

Tabla R20. Prueba De Student Para La Diferencia De Medias En Los Dientes Cuyos Dos Fragmentos Han Sido Tratados Sin Láser Y Con Láser High Depp.

## VII.- DISCUSIÓN







## **VII.- DISCUSIÓN**

Los resultados de nuestro estudio, y según nuestro criterio, son de gran importancia clínica: el profesional que utiliza este tipo de láser en los procedimientos restauradores, no es consciente del factor que la densidad de energía por pulso, así como la elección del sistema adhesivo tienen en el resultado de la adhesión. Clínicamente no se aprecian diferencias a corto plazo por el hecho de utilizar distintas densidades de energía por pulso, y por ello con el fin de invertir menos tiempo en la preparación de una cavidad, la tendencia es la de utilizar mayores densidades de energía por pulso, ya que así se consigue mayor volumen de ablación por pulso y un acortamiento en el tiempo de tratamiento.

En el desarrollo de este trabajo son muchos los aspectos relativos tanto al Er,Cr:YSGG como al sistema de adhesión a dentina, que después de ser actualizados bibliográficamente, nos han llevado al diseño de un experimento "ex vivo". Los resultados del mismo nos ayudan a comprender los parámetros de uso para la práctica clínica diaria.

Quienes expresan su controversia en el uso del láser, se basan en los resultados adversos publicados en algunos estudios para desaconsejar su uso, nosotros creemos que dichos resultados pueden mejorarse cuando los parámetros del láser y el sistema adhesivo utilizados son los adecuados.

Actualmente los sistemas adhesivos comercializados, a pesar de que siguen su carrera ascendente, en cuanto a disminuir el tiempo de aplicación y mejorar su eficacia, están diseñados para el uso clínico del instrumental rotatorio convencional, y todavía no disponemos de un sistema adhesivo pensado para los profesionales que usen los láseres de erbio en la preparación de cavidades.

Ante la gran similitud entre dentina irradiada y dentina fresada sobre la que se ha aplicado ácido ortofosfórico, existen diferencias que hacen que unos sistemas adhesivos sean más favorables que otros.

## VII.-DISCUSIÓN

Este trabajo se ha diseñado en el intento de aclarar hasta qué punto un sistema adhesivo seleccionado adecuadamente, justifica la hipótesis de que la densidad de energía por pulso empleada puede influir en los valores de la fuerza de adhesión.

Abordaremos la discusión, para llegar a las conclusiones de este trabajo. Basándonos en los resultados del mismo, el grupo control ofreció mejores resultados de resistencia a la cizalla que los dos grupos preparados con láser con una diferencia estadísticamente significativa.

Entre los dos grupos de láser no hubo diferencias estadísticamente significativas aunque las muestras del grupo de baja fluence obtuvieron mejores resultados de resistencia a la cizalla que los de mayor fluence.

Para nosotros estos resultados derivan de la elección del adhesivo, que no sería el adecuado para conseguir una buena interfase adhesivo y dentina irradiada con láser.

### VII.1.- MORFOLOGÍA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA DENTINA IRRADIADA CON LÁSER DE ERBIUM

Partiremos de los hallazgos estructurales y químicos que otros autores han destacado previamente (14–16,164,171). La dentina irradiada con láser ofrece un aspecto muy similar a la dentina grabada después de prepararla con instrumental rotatorio convencional. Actualmente algunos estudios revelan el debilitamiento de la capa más superficial de la dentina irradiada (16); debido a la irradiación desde distintos ángulos mostrando las superficies de las paredes con túbulos dentinarios intercalados y áreas cubiertas por superficies fundidas.

El aspecto postirradiación de la dentina ofrece características favorables a la utilización de los sistemas adhesivos autograbantes, como han sugerido algunos investigadores (36,172–174).

Las cavidades preparadas con los láseres de erbio no presentan superficies lisas; la dentina irradiada presenta una superficie irregular, sin barrillo dentinario, con túbulos dentinarios abiertos y prominencia de la dentina

peritubular sobre la intertubular. Lo cual sugiere una morfología microrretentiva favorable a los procesos de adhesión (16,36,155,164,175,176).

La acción del ácido ortofosfórico sobre la dentina fresada, elimina el barrillo dentinario y produce la disolución de algunos minerales presentes, como los cristales de hidroxiapatita. Esto es importante según el sistema adhesivo que se vaya a utilizar; algunos sistemas requieren el grabado para la posterior difusión del monómero, mientras que otros adhesivos van a aprovechar la hidroxiapatita para establecer enlaces químicos (177).

La dentina fresada, cuando es examinada, muestra la presencia de barrillo dentinario (54), el cuál, como hemos descrito previamente, no desaparece tras el lavado con un chorro de agua. Los detritus del fresado quedan retenidos por las propias fibras de colágeno parcialmente arrancadas de la dentina durante la acción mecánica de la fresa (76) Cuando se aplica el ácido ortofosfórico el barrillo 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 imprescindibles para establecer la capa híbrida que describieran Nakabayashi y cols (9,11,71) y Van Meerbeek y cols (12).

La dentina irradiada con láser, no presenta detritus en superficie, ya que las mismas fibras de colágeno también sufren el proceso de ablación a la vez que un daño térmico. La dentina está formada principalmente por colágeno, y sus fibras pueden ser evidenciadas por microscopía electrónica de barrido tras su irradiación, pero no hay matriz desmineralizada en la que evidenciamos la malla de colágeno, tal como ocurre tras el grabado ácido (178).

Distintos autores (16,179,180) en sus estudios morfológicos han reportado que la ablación de los tejidos duros se produce en la subsuperficie por expansión del agua. El mecanismo de corte es la absorción de la energía láser por las moléculas de agua, resultando en una violenta microexpansión, la cual induce fuerzas mecánicas fuertes en la superficie del tejido diana. El resultado de estas fuerzas es la separación mecánica de la superficie calcificada, así como la rápida y limpia remoción mecánica (148).

## VII.-DISCUSIÓN

Lo que es evidente, es que los diferentes tratamientos de la superficie dentinaria (turbina, acondicionado láser) influyen en la efectividad de los sistemas de adhesión a dentina (181,182).

Cuando se evalúa el complejo de la interfase resina y dentina, se aprecian grandes diferencias entre la dentina preparada de uno u otro modo, encontrando en la literatura descripciones tales como la ausencia de capa híbrida (80,183,184). Ghiggi, en su estudio (27) describe la capa híbrida después de la aplicación de láser de Nd:YAG como una capa delgada con muy pocos tags de resina, seguramente debido a la fusión de la dentina superficial. También describe que la aplicación de láser de Er:YAG antes de los procedimientos adhesivos, no se sigue de la formación de capa híbrida pero en este caso si hay formación de tags de resina.

Sin embargo recientemente Aizawa (185,186) ha descrito las diferencias de la dentina irradiada con láser, sus resultados sugieren que ajustes de láser afectan el grosor de capa híbrida, incluso cuando el nivel de energía total es constante. Esto nos lleva a considerar que la dentina irradiada y la dentina fresada no tienen similitudes, y los complejos de unión con la resina son de por sí diferentes. La diferencia fundamental es la exposición de las fibras de colágeno, mayor en la dentina fresada y prácticamente inexistente en la dentina irradiada con láser.

Aunque la superficie irradiada por láser de erbio produce una superficie similar pero sin barrillo dentinario muchos autores recomiendan todavía la alternativa del grabado ácido (120,124,187).

En nuestro estudio damos por segura la distinta morfología y como Raucci-Neto y otros autores (46,180) vamos a emplear bajos niveles de densidad de energía por pulso para no producir daños tisulares, así conseguir un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación.

Recientemente se han destacado distintos estudios que han intentado esclarecer los efectos de los láseres de erbio, en las características

moleculares y morfológicas de la dentina; involucrando estos cambios químicos en los resultados de las fuerzas de adhesión (77,188–190).

Cronológicamente Silva Soares (43) nos dice que a 180mJ de energía por pulso se podrían producir cambios en el contenido proteico, fosfatos y carbonatos de la dentina, en este caso el autor no nos dice si estos cambios serían o no favorables a la mejora de las fuerzas de adhesión. Posteriormente Freitas en el 2008 (189), ya nos describe las ventajas de las bajas fluencias ofreciéndonos valores de 8,5J/cm<sup>2</sup> como alternativa para la mejora de la resistencia al ácido del esmalte, las bajas densidades de energía por pulso también producen un efecto cariostático comparable al uso de los dentífricos fluorados. Secilmis en 2009 (190,191), evaluó el contenido mineral del esmalte después de la irradiación con el láser de Er,Cr:YSGG y en este caso a menores energías por pulso que las consideradas por Soares, a 50mJ y a 100mJ no encontró que se afectaran los porcentajes en peso de Ca, K, Mg, Na, o P en ninguno de los dos grupos, observando que las irregularidades morfológicas aumentaban con el aumento de la energía de cada pulso. Sin embargo con energías por pulso similares en dentina, Malkoc y cols.(77) han observado alteraciones en los porcentajes Ca/P presentes en los cristales de hidroxiapatita, lo que produce un cambio en la permeabilidad y solubilidad de la dentina, así mismo está de acuerdo con Soares en que las irregularidades aumentan cuando aumentan los valores de energía por pulso empleados (77,188).

Recientemente en un estudio publicado por Moretto y cols. (192), del grupo de trabajo de Freitas, nos ofrece unos resultados contradictorios a los publicados por ellos anteriormente en este caso refieren unos patrones morfológicos tanto en SEM como en TEM que revelan una alteración de la capa superficial de las fibras de colágeno, junto con una banda sin ninguna alteración. Y según ellos este patrón se correspondería con bajos valores en las fuerzas de adhesión, debido a las alteraciones en la capa híbrida. Para nosotros es normal que hayan obtenido unos resultados negativos, debido a que en este caso las fluencias empleadas han sido muy altas de 90 a 181J/cm<sup>2</sup> (189,192).

## VII.-DISCUSIÓN

En el último estudio sobre las características morfológicas de la dentina irradiada con láser de Er:YAG, que hemos incluido en nuestra discusión (193), la autora hace referencia a la cantidad de túbulos dentinarios abiertos similares a los que se generan en su grupo control. Para este grupo de estudio el número de túbulos sería importante para favorecer la adhesión con adhesivos de un solo paso. En nuestra opinión el estudio ha dado demasiada importancia al parámetro potencia, sin hacer referencia al tiempo de irradiación, ni la superficie y también nos sorprende la angulación de 60° cuando lo ideal es una irradiación perpendicular.

### VII.2.-SISTEMA ADHESIVO

La elección del sistema adhesivo empleado ha sido uno de los pilares fundamentales en nuestro estudio, siguiendo nuestra hipótesis de trabajo, probablemente debido a la morfología diferente que presenta la dentina irradiada con láser, todavía no estamos ante el adhesivo ideal que tenemos que emplear en clínica; pero sí podemos afirmar que debe ir encaminado a conseguir una adhesión por mecanismo químico, y microrretención mecánica.

En primer lugar definimos la estrategia de adhesión a emplear; como describimos en el capítulo de introducción, según las pautas definidas por Perdigao y Stangel, la corriente actual es el empleo de los sistemas autograbantes (4–7). Y dentro de estos sistemas nos inclinamos por un sistema vehiculado en un solo paso. Dentro de las ventajas de estos sistemas adhesivos, está la menor sensibilidad a la técnica clínica y la rapidez en el proceso, a diferencia de los antiguos adhesivos multipasos (177) lo que también hace de estos sistemas que sean muy atractivos en la práctica clínica.

Como hemos reseñado en la lista de monómeros hidrófilos más utilizados, existe una amplia variedad de estos componentes, los empleados en la mayoría de los estudios son HEMA, 10-MDP, GLUMA, 4-META, y Phenil-P (12,84,194).

La existencia de mayor presencia superficial de hidroxiapatita en la dentina irradiada que en la dentina fresada y grabada (195,196), nos decidió a

emplear un sistema adhesivo que entre sus componentes incorporara alguna sustancia capaz de establecer unión química con la hidroxiapatita. Los componentes 4-META interaccionan con la hidroxiapatita logrando una quelación del ión Ca presente en su molécula, es decir estableciendo una unión química (22,197,198).

El mecanismo de acción de estos preparados “all-in-one”, sistemas adhesivos autograbantes de un solo paso, se lleva a cabo en la capa de “smear layer”, produciendo una modificación del barrillo dentinario por la presencia de un ácido débil en su composición (95,199,200). Esto crea un complejo de unión entre la resina, el barrillo dentinario modificado, las fibras de colágeno presentes en el propio barrillo dentinario, los “smear plugs” y la dentina intertubular, peritubular e intratubular (12,42,81).

¿Es necesario el smear layer para el sistema adhesivo autograbante?, para autores como Oliveira es fundamental la presencia de smear layer, pero su estrategia adhesiva está basada en la hibridación con las fibras de colágeno remanentes (201). En nuestro caso no hay presencia de smear layer porque no existen fibras de colágeno que lo retengan y los mecanismos adhesivos deben ir encaminados a las microrretenciones (82,202) y a la unión química con la hidroxiapatita.

Teniendo en cuenta la acción de los 4-META, parecía un contrasentido desmineralizar previamente la dentina, ya que se perdería parte del calcio de la hidroxiapatita presente en el substrato, si bien es cierto que con un tiempo de grabado ácido alto se pueden exponer mayor cantidad de fibras de colágeno favoreciendo una posible adhesión por hibridación tal como se desprende de los trabajos de Bertrand y cols. (203,204). Esto nos inclinó a buscar un sistema adhesivo basado en unión química sin grabado ácido previo.

Recientemente, algunos autores han destacado las fuerzas de adhesión de la interfase resina-dentina y la permeabilidad acuosa de los sistemas “all-in-one”, esta permeabilidad favorecería la difusión de los monómeros en la interfase en el empleo de material rotatorio convencional (205).

## VII.-DISCUSIÓN

Básicamente, podemos distinguir tres tipos de sistemas adhesivos autograbantes por la acidez del “primer”: medios ( $\text{ph}+/-2$ ), intermedios ( $\text{ph}+/-1,5$ ) y fuertes ( $\text{ph}<1$ ) (39). El G-Bond, sistema adhesivo utilizado en este estudio, cuyo componente ácido es un Ester monómero de ácido fosfórico, tiene un pH de 1,5 considerado de acidez intermedia (177).

Las imágenes de la interfase dentina-resina formada por los más recientes “all- in-one”, el G-Bond (GC-Corporation, Tokyo, Japón) y el SSB (Kurakay, Osaka, Japón), son totalmente diferentes a las interfases formadas por los autograbantes desarrollados previamente. En imágenes TEM de estas interfases, se observa la dentina descalcificada sólo ligeramente y una ligera exposición de fibras de colágeno en la interfaz (93,206).

Estas imágenes sugieren que se forma una interfase extremadamente fina de 300nm o menos. Yoshida y cols. (88) han especulado que los monómeros funcionales de algunos adhesivos podrían reaccionar con la hidroxiapatita a un nivel “nanométrico”, formando sales de calcio con diferentes tasas de disolución. Esta adhesión puede ser más fuerte y más duradera que aquellas formadas por otros sistemas de adhesión. Este tipo de adhesión se ha denominado zona de nanointeracción (NIZ) (93). Según esto, tanto el G-Bond como el SSB, que muestran una zona de nanointeracción en su interfase, pertenecen a una nueva categoría de adhesivos “all-in-one”.

Después de toda la bibliografía consultada nuestra elección estaba clara, deberíamos emplear un sistema adhesivo autograbante, de un solo paso, que en su composición tuviera el grupo 4-MET, y produjera una interfase de nanointeracción como hemos descrito previamente. Nos decidimos por el G-Bond porque de los dos posibles, es el G-Bond el único que se encuentra en el mercado español.

Con nuestro estudio ya desarrollado, nuevos autores han avalado la zona de interacción nanomolecular, se ha involucrado en esta nueva hipótesis los monómeros Phenyl-P (207), el 10-MDP (176) y el 4-MET (208) componente fundamental del adhesivo seleccionado en nuestro estudio.



En la composición de la dentina mineralizada un 50% del volumen corresponde a la fase mineral, un 30% a la malla de colágeno y un 20 % al agua (84,197) cuando esta dentina es desmineralizada por la acción del grabado ácido la fase mineral pasa al 0% el colágeno se mantiene, necesario para la formación de la capa híbrida y el volumen de agua pasa al 70%.

Esta segunda proporción no sería la adecuada para una adhesión de dentina irradiada con láser ya que necesitamos la fase mineral y que los espacios interfibrilares no tengan demasiada cantidad de agua para que infiltren bien los componentes monoméricos de la resina. Lo que avala la necesidad de no grabar la dentina irradiada a bajas fluencias y emplear sistemas adhesivos autograbantes.

### **VII.3.-DENSIDAD DE ENERGÍA POR PULSO**

El segundo pilar fundamental de nuestro diseño experimental, es la densidad de energía por pulso o “fluence”, este parámetro no suele destacarse en muchos de los trabajos publicados, intentaremos dejar patente su importancia.

Destacaremos el estudio actual de Bahrami, (46) con el que estamos de acuerdo en su hipótesis, porque es uno de los autores que ha dado importancia a las bajas fluencias considerando valores de  $12,58\text{J}/\text{cm}^2$  como los más eficaces para el acondicionado láser y para mejorar las fuerzas de adhesión al composite. Después de este acondicionado emplearon un “all-in-one”, el Xeno V (DENSTPLY De Trey GmbH, Konstanz, Alemania), del que describen su composición genérica y no específica. En este caso el estudio fue realizado con un láser de Er:YAG, lo cual lo hace similar aunque diferente a nuestra hipótesis con Er,Cr:YSGG (138).

Otros autores como Celik (209,210) empleando el láser de Er,Cr:YSGG con el objetivo de desinfectar la cavidad preparada, emplearon bajas fluencias, obtuvieron una mejoría en las fuerzas de adhesión después del empleo de un sistema adhesivo autograbante. En este caso el autor sólo nos hace referencia potencia de salida 0,75W a 20 Hz, nosotros hemos calculado la energía por

## VII.-DISCUSIÓN

pulso que sería de 37,5mJ pero no podemos calcular la densidad de energía por pulso porque no nos indica que “tip” ha empleado ni el diámetro del spot (210,211).

Así mismo Theodoro y cols. (212) ha demostrado que con el láser de Er:YAG es posible remover cálculo y una capa superficial de cemento infectado sin incrementar la temperatura pulpar; otra de las ventajas de este láser es la capacidad de remover “smear layer” sin causar carbonización o formación de cráteres. Además describe como ventaja del uso de Er:YAG, en la remoción del barrillo dentinario, su alto potencial bactericida con lo cual estamos de acuerdo y ya han tenido en cuenta otros autores (117,213). Para este autor la fluencia de 10,3J/cm<sup>2</sup> era estadísticamente la más efectiva en la remoción de “smear layer”. Nosotros estamos de acuerdo con el manejo de estas fluencias ya que son próximas a nuestro grupo de baja fluencia de 8,2J/cm<sup>2</sup> para la Goldpiece, con la que hemos obtenido los mejores resultados de adhesión.

Un estudio del grupo de Moritz (172) del 2012, también concuerda con nuestra hipótesis de trabajo, del empleo de bajas fluencias como paso previo al acondicionamiento de la dentina su valor de 13,4 J/cm<sup>2</sup>. Difiere el empleo posterior de un adhesivo multibote con el que obtiene sus mejores resultados de adhesión, el Syntac Classic (*Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechteinstein*)

Vamos a destacar varios autores que en sus estudios expresan resultados negativos para la adhesión a dentina, tras la preparación con láser de erbio.

En los estudios de Cardoso (214–216) tanto sobre esmalte como sobre dentina nos encontramos que sus resultados son negativos, él afirma que tanto en esmalte como en dentina la preparación con láser de Er,Cr:YSGG, empeora la adhesión independientemente del sistema utilizado. Nuevamente nos tenemos que referir a las densidades de energía por pulso empleadas, en esmalte Cardoso nos dice que utiliza una densidad de energía de 107,1J/cm<sup>2</sup>, mientras que en dentina no lo refiere, pero haciendo el cálculo a nosotros nos sale 71,42 J/cm<sup>2</sup>, valor que casi triplica los valores considerados como altas fluencias 25,46J/cm<sup>2</sup>. Teniendo en cuenta estos parámetros es normal que

encuentre microfracturas subsuperficiales, también nos refiere que no hay presencia de “smear layer” y los túbulos dentinarios están completamente abiertos.

Nuestra hipótesis concuerda con la hipótesis de Ramos en su estudio emplea el láser de Er:YAG (217), seguido de un sistema adhesivo autograbante en su caso el Clearfil SE (Kurakay, Osaka, Japon), y aún sin obtener diferencias significativas con el grupo control refiere unos buenos valores de resistencia, en MPa, en el TBST (*Tensile Bond Strength Test*). También en su estudio avala que las altas fluencias,  $128\text{J}/\text{cm}^2$ , presentan una alteración en la subsuperficie dentinal, y sugieren que las bajas energías por pulso son para ellos más eficaces ya que no producirían deterioro ultraestructural de la dentina.

Estamos de acuerdo con los resultados de Gurgan y cols.(218), en este estudio consideran una potencia de salida para preparar la cavidad y otra potencia para producir lo que ellos denominan “laser etched” , el sistema adhesivo empleado en este caso es un autograbante en dos pasos , Adhese (*Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein*). Pero no nos dicen la densidad de energía empleada, con los datos que nos ofrecen Tip  $600\ \mu\text{m}$ , 3 W potencia de salida y 20 Hz de frecuencia, el cálculo de la fluencia sería de  $53,57\text{J}/\text{cm}^2$  Estos valores para nosotros serían considerados altas densidades de energía por pulso teniendo en cuenta que son el doble de los empleados por nosotros en el grupo de alta fluencia,  $25,46\text{J}/\text{cm}^2$ .

De aquí, lo importante que para nosotros es el cálculo del parámetro densidad de energía por pulso, ya que muchos autores sólo se basan en la potencia de salida, y en algunos casos ni nos dicen con qué Tip se ha realizado el estudio o la superficie de aplicación, con lo cual no podemos calcular la fluencia utilizada.

#### **VII.4.-DENSIDAD DE ENERGÍA POR PULSO Y ADHESIÓN**

Tendremos en cuenta que el área de adhesión, cuando la dentina es preparada con los láseres de erbio, presenta un aumento de la superficie de

## VII.-DISCUSIÓN

contacto debido a la estructura irregular que exhibe tras la irradiación láser (14,45,162). Esto es causado por las sucesivas microexplosiones que se producen debido a la interacción del láser con la materia, y que favorecen la ablación termomecánica (18). Presumiblemente por el relleno de estas irregularidades la adhesión a dentina se vea incrementada, al aumentar la superficie de contacto entre ambos.

### VII.4.1.-SISTEMAS ADHESIVOS DE GRABADO TOTAL

En primer lugar haremos referencia a unos cuantos autores que han empleado el láser y en su estrategia adhesiva sistemas “etch-in-rinse”, de grabado total, uno de los últimos referentes ha sido Obeidi y cols.(219,220),él apoya su estrategia en otros autores: Ceballos, Carvallho, Gutknecht, Munck y Bertrand que han sugerido el grabado ácido después de la preparación láser como recomendable para mejorar las fuerzas de adhesión (124,187,205,221,222). En estos casos destacar que su estrategia de adhesión es diferente, están empleando altas densidades de energía, como ejemplo Obeidi que utiliza fluencias de  $53\text{J}/\text{cm}^2$  en dentina y su objetivo adhesivo es conseguir hibridación con las fibras de colágeno que se exponen tras el grabado ácido (219).El mismo objetivo persigue Bertrand y cols. en su estudio (204), la fluencia empleada en este caso ha sido de  $44\text{J}/\text{cm}^2$ , y el sistema adhesivo empleado fue un grabado total.

Estos autores suelen utilizar concentraciones mayores de ácido ortofosfórico así como tiempos más prolongados de aplicación, tal como se refleja en otro artículo de Obeidi y cols., que obtiene un incremento de los valores de adhesión aumentando los tiempos de grabado. Emplea los mismos parámetros que en artículo previo es decir  $80\text{J}/\text{cm}^2$  en esmalte y  $53\text{J}/\text{cm}^2$  en dentina y la misma estrategia de grabado ácido, sus resultados mejoran incrementando el tiempo de grabado. De su protocolo destacábamos el empleo de un excavador para raspar la superficie y eliminar así los detritus de las microexplosiones, criterio este que compartimos y que empleamos en nuestros procedimientos clínicos (220)

Uno de los trabajos más recientes es el de Scatena y cols. (223), en este caso después de la irradiación con láser de Er:YAG, han empleado una estrategia adhesiva de grabado total, y las muestras de estudio han sido molares temporales, lo que nos sorprende de este estudio son sus resultados ya que aumentando la distancia de trabajo, refieren un incremento en las fuerzas de adhesión. También tenemos que destacar que este grupo de estudio sigue la estrategia del láser más sistemas adhesivos de grabado total. La fluencia utilizada, aunque ellos no la especifican y la hemos calculado en función de los valores que dan, sería de  $25,72\text{J}/\text{cm}^2$ , para nosotros considerados altos valores de fluencia. Otros autores como Sasaki y cols han utilizado los mismos parámetros y estrategia pero para el acondicionamiento de esmalte (224).

#### **VII.4.2.-SISTEMAS AUTOGRABANTES “SELF-ETCHING”**

En el trabajo de Aranha y cols. (225) la dentina irradiada independientemente del láser usado, el número y la regularidad de los “tags” de resina fueron tan altos como los observados en dentina tratada convencionalmente, independientemente del sistema adhesivo empleado . Así mismo esta autora (225) también nos dice que los “tags” de resina, formados por los sistemas autograbantes, son largos con numerosas extensiones laterales o “micro-tags”, esto podría deberse a la poca desmineralización que producen los ácidos moderados de los sistemas autograbantes.

Son pocos los estudios que se han llevado a cabo con dentina acondicionada con láser, seguidos de un sistema adhesivo autograbante de un solo paso.

Comenzaremos con un estudio de Oliveira y cols. (201), un estudio comparativo de los distintos sistemas de adhesión, concluyendo que los sistemas adhesivos autograbantes son los sistemas de adhesión más indicados después de la preparación con láser de Er:YAG; esto refrendaría nuestra hipótesis de trabajo pero en su estudio emplean unas densidades de potencia muy altas con una Epp de 250mJ de energía por pulso y una fluencia

## VII.-DISCUSIÓN

de  $83\text{J}/\text{cm}^2$ . Estos parámetros bajo nuestro punto de vista serían correctos en la preparación de cavidades, pero no para el acondicionado con láser previo a la aplicación del sistema adhesivo (83).

Estamos de acuerdo con el estudio reciente de Chen y cols.(208), en el que avalan el preacondicionado de la dentina con el láser de Er:YAG a  $19,10\text{J}/\text{cm}^2$  considerado por ellos como baja fluencia, seguido de la utilización de GC-Bond Plus (que sería una mejora del adhesivo empleado en nuestro estudio). Difiere de nuestro estudio en el test de control que en su caso fue TBS (Tensile Bond Strength). También nos parece interesante que la velocidad de corte en su TBS fue de  $0,5\text{ mm}/\text{min}$  que es lo que nosotros también hubiéramos querido poder modificar en nuestro estudio.

Nos referiremos ahora a un trabajo de Kameyama y cols., en el que consideran la utilización de sistemas adhesivos autograbantes para conseguir buenas fuerzas de adhesión después que la dentina sea irradiada con láser (202). En este caso en lo único que estamos de acuerdo es en esta afirmación, pero el autor dice que el G-Bond sería de todos los sistemas adhesivos de su estudio el que menores fuerzas de adhesión reportaría debido a que no tiene grupo HEMA; actualmente se sabe que el componente del Clearfil SE Bond (Kurakay, Osaka, Japón), que favorece la adhesión es el grupo 10-MDP y no el componente HEMA (91,92).

Pensamos que sus resultados adversos, relativos a las muestras con G-Bond, son debidos no al adhesivo y sí a la densidad de energía por pulso empleada. Aunque no especifica valores de fluencia hemos calculado la misma con los datos que expresa,  $100\text{mJ}$  por pulso a una frecuencia de  $10\text{Hz}$  con un tip de  $600\text{ }\mu\text{m}$ , lo cual nos daría una densidad de energía por pulso de  $35,71\text{J}/\text{cm}^2$ , que es ostensiblemente superior que las que nosotros hemos considerado como alta densidad de energía por pulso, nuestro valor en el grupo de alta densidad ha sido de  $25,46\text{J}/\text{cm}^2$  para la Goldpiece.

Otro estudio que presenta resultados adversos para la adhesión a dentina después de ser irradiada con láser de Er,Cr:YSGG a una fluencia de  $35,38\text{J}/\text{cm}^2$  es el de Tachibana y cols. (226), pero sus resultados se refieren a

dentina afectada por caries, que sería más resistente a la acción de los “primer” de los autograbantes. Los resultados fueron compartidos por otros autores que también obtuvieron resultados adversos sobre dentina infectada y adhesión con sistemas adhesivos autograbantes y esto probablemente sea debido a la desorganización de la matriz colágena (137). En nuestro caso estamos evaluando las fuerzas de adhesión con densidades de energía menores  $8,2\text{J}/\text{cm}^2$ , y en dentina sana que tiene características morfológicas y estructurales diferentes.

En contraste con Esteves-Oliveira y cols.(227), que han desarrollado un estudio para nosotros perfecto, nuestros resultados mejoran a bajas fluencias, ya que los valores en MPa, obtenidos en el “SBS test”, para  $8,2\text{J}/\text{cm}^2$  han sido mejores concluyendo que no siendo estadísticamente significativos, se aproximan a los valores de nuestro control. Creemos que sus resultados adversos se deben a que aunque la autora ha creído emplear bajas fluencias, su fluencia está en  $16\text{ J}/\text{cm}^2$ , que es el doble de la empleada en nuestro estudio, y el adhesivo empleado en este caso ha sido Clearfil SE Bond (Kurakay, Osaka, Japón) y en nuestro caso GC-Bond (GC-Corporation, Tokio, Japón).

También Torres y cols.(228) nos refieren resultados adversos pero sin significación estadística para el empleo de la estrategia de irradiación con Er:YAG seguida de un sistema adhesivo autograbante. En este caso no nos indican el spot empleado, pero teniendo en cuenta el láser que han empleado referido en estudios previos con Scatena y cols. (223), hemos calculado la fluencia, y habrían empleado unos valores de  $96,46\text{J}/\text{cm}^2$ , considerados altas fluencias para nosotros en relación a nuestros parámetros de estudio; en este caso los resultados más favorables deberían haberse conseguido con una estrategia de adhesión que se base en la hibridación, como así expresa la autora en sus resultados. Además hay que tener en cuenta que este estudio ha sido realizado sobre molares temporales y con un sistema autograbante diferente al empleado en nuestro estudio, Adper Prompt (3M/Espe, St. Paul, EE.UU.).

## VII.-DISCUSIÓN

Monteiro Ramos y cols.(176) en un reciente estudio comparativo con láser de Er,Cr:YSGG, empleando fluencias de  $4,5\text{J}/\text{cm}^2$ , y con un sistema autograbante que en este caso fue el Clearfil SE Bond; concluyó que los valores de adhesión conseguidos eran muy bajos respecto al grupo control.

### **¿Por qué en nuestro estudio no hemos obtenido los resultados esperados?**

En base a nuestra hipótesis y después de la bibliografía consultada en distintos trabajos, hay algunos autores (81,95,229) que hablan de la formación de pequeñas droplet (gotitas) de agua en la interfase dentina-resina, que serían las responsables del fracaso en la adhesión. Estas gotas entre la capa de adhesivo de una fase podrían deberse a la absorción de agua a través de la dentina y podría interferir así en la polimerización de la resina

Para Belli y cols. (229) este fenómeno no traduciría fracaso en la adhesión pero sí tendría reducido el límite de fatiga en el G-Bond atribuido a un aumento de los defectos en la capa adhesiva por la separación de la interfase en los primeros momentos de la adhesión.

Así mismo Portillo y cols. (230), también han obtenido mejores resultados de adhesión después de acondicionar la dentina con láser de Er:YAG, con los adhesivos de dos pasos que con los “*all-in-one*”, compartimos su opinión de que los adhesivos de u sólo paso son más hidrofílicos yes esta absorción por el agua afecta la interfase resina-dentina y sus propiedades.

Compartimos el interrogante del estudio de Jiangy cols.(177) que había encontrado el G-Bond como el sistema adhesivo ideal, ya que es considerado un autograbante “medio” que solo disuelve parcialmente la superficie de la dentina, esto traduce una número sustancial de cristales de hidroxiapatita entre la capa hibrida

Yoshida y cols. (88,91,92,170) en sus distintos estudios con este adhesivo, teniendo en cuenta la nanointeraccion y que los grupos carboxilo o fosfato de los monómeros funcionales interaccionan con la hidroxiapatita residual Tras su estudio el G-Bond Plus obtuvo los peores resultados en el



TBS, una de las razones para el autor que compartimos, podría ser la especial técnica de aplicación con el fuerte chorreado de aire, que removería el agua de la interfase comprometiendo así la efectividad de la adhesión.

## **VII. 5.- OTROS FACTORES DE RELEVANCIA**

### **VII.5.1.- CALIBRACIÓN**

Nos parece un punto indispensable en todo método experimental, comprobar la calibración de la unidad emisora de láser. Rara vez se comenta, en los artículos revisados, si se ha efectuado algún tipo de calibración externa de la unidad. Los láseres sólidos sufren un cierto deterioro en el sistema de transmisión de la luz, a la vez que el sistema de bombeo también ve mermada su capacidad. Todo ello se traduce en una pérdida real de potencia, pérdida que no suele ser comprobada en la mayoría de las ocasiones. Son pocos los estudios que incluyen el paso de calibración en su protocolo, y el que lo incluye como el caso de Kameyama (185), no nos dice si obtuvo o no alguna variación.

En un reciente estudio del grupo de Carlos E. De Paula (176) emplean un power-meter y describen una pérdida de potencia del 25%, pero no parece muy claro que hayan aplicado esta pérdida a sus valores de referencia.

Nosotros hemos calibrado dos unidades distintas del mismo tipo de láser Er,Cr:YSGG, (Biolase, Irvine, EE.UU.) empleadas en nuestro estudio y comprobamos que tenían pérdidas diferentes una entorno al 20% y otra del 10%, con esta última fue con la que realizamos nuestro estudio. Además es fundamental comprobar el estado de los "tip", ya que son elementos ópticos que pueden alterar, por reflexión y refracción, el paso de la luz láser. En nuestro estudio con la Goldpiece, se tuvieron que desechar algunos tips MC-12 durante el desarrollo del método experimental, por deterioro de los mismos.

### **VII.5.2.-TAMAÑO MUESTRAL**

Después del estudio estadístico de las fuerza de resistencia a las fuerzas de cizalla "*Shear Bond Strength Test*" y teniendo en cuenta nuestros

## VII.-DISCUSIÓN

resultados, creemos que quizás aumentando el número de muestras se hubiesen podido encontrar diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio relativos al láser.

Ya se ha descrito cómo efectuamos el cálculo del número de muestras en relación a la bibliografía consultada. En un principio nos parecía aceptable incluir 30 muestras en cada grupo de estudio, puesto que en muchos de los trabajos por debajo de este tamaño muestral no se conseguían datos fiables.

Como veremos en las figuras de resumen final los tamaños muestrales son dispares y los números de grupos y subgrupos que han empleado los distintos autores muy variables.

### VII.5.3.- APLICACIÓN DE RESINA FLUIDA

El criterio de aplicar composite fluido previo viene avalado por los resultados de Donadio-Moura (231), en los que sugiere que el uso del composite fluido después de la irradiación láser y aplicación del sistema adhesivo, aumentaría los resultados de adhesión debido a una mejor adaptación de la resina sobre la irregular superficie que ofrece la dentina irradiada.

En nuestro caso hemos empleado la resina fluida y la resina compuesta del mismo fabricante, que son las que se manipulan con el sistema adhesivo elegido de inicio. Procedimiento inverso al que estamos acostumbrados a realizar en clínica, elegimos el material de restauración y con el mismo, el sistema adhesivo que debemos emplear.

### VII.5.4.- OTROS PARÁMETROS DEL LÁSER

Existe otro parámetro relativo a la irradiación, con menor importancia que la densidad de energía por pulso, pero que no siempre es mencionado con exactitud en los estudios consultados. Se trata del caudal del spray de aire y agua. Teniendo en cuenta que tanto el láser de Er:YAG como el láser de Er,Cr:YSGG son altamente absorbidos por el agua, y que la presencia de la

misma sobre la superficie irradiada puede favorecer el efecto ablativo de ambos láseres, deberían ser factores destacados desde el principio.

Destacamos varios autores que han tenido en cuenta el caudal de agua y su efecto sobre la ablación de los tejidos dentarios (129,130,145).

Para terminar este apartado destacamos las tablas 9,10 y 11, resumen de toda la bibliografía consultada y donde reflejamos los diferentes aspectos que enmarcan cada estudio.

Para nosotros hay una gran discrepancia en cuanto a la metodología empleada, ya destacamos la rigurosidad del estudio de Esteves-Oliveira (140), aunque no compartamos su estrategia adhesiva.

#### CONSIDERACIONES PERSONALES

Después de dos estudios uno correspondiente a la Master Thesis con la que termine mi trabajo del European Master Degree in Oral Laser Applications del Grupo EMDOLA al que pertenece la Universidad de Barcelona y este Trabajo que servirá como Defensa en mi Tesis Doctoral por la Universidad de Salamanca, y tras revisar los trabajos publicados por otros grupos considero:

-Que nuestra línea de investigación basada en la Adhesión a dentina preparada con láser de Er,Cr:YSGG a baja Densidad de Energía por pulso es la correcta debido a la morfología de la superficie obtenida.

-Que se debe estudiar más el tipo de adhesivo adecuado para este substrato, teniendo en cuenta minuciosamente toda la composición del sistema adhesivo, ya que actualmente todavía no se dispone de un sistema adhesivo exclusivo para la dentina irradiada.

-Que se deberían realizar distintos estudios multicéntricos bajo los mismos parámetros de estandarización, en cuanto a tamaño muestral, parámetros de láser, sistema adhesivo y tipo de test a analizar para poder tener resultados contrastados estadísticamente.

## VII.-DISCUSIÓN

REFERENCIAS DE ESTUDIOS CON Er, Cr : YSGG								
AUTOR	AÑO	SUSTRATO DENTAL	ADHESIVO	TEST	W	PARAMETROS LASER		
						EmJ	De = J/cm2	Hz
CELIK	2010	30 3°M	CLEARFIL SE / ADPER SINGLE		0,75			20
OBEIDI	2009	60 M	ADPER SINGLE BOND	SB	3	225	53	20
OBEIDI	2009	72 PM	SINGLE BOND PLUS	SB	3	150	53	20
SECILMIS	2009				1	50	17,68	
SCHOOP	2009			SEM	0,6/0,9			
BOTTA	2009		ADPER SINGLE BOND CLEARFIL UP-BOND	TBS	0,25	12,5	2,8	20
CHOU	2009	3° m	ADPER SINGLE BOND 2	SB	5/2,5/ 1,5			30seg
FREITAS	2008	45 3° M		μhhardness	0,75		8,5	20
CARDOSO	2008	35 3°M	OPTIBOND CLEARFIL BOND	μtb	6		107 en esmalte	
CARDOSO	2008	44 3°M	ADPER PROMPT CLEARFIL		6		107 en dentina	
RODRIGUES ROSSI	2008	100C TEMP.	RESINA MODIFICADA: KETAC MOLAR VITREMER	SB	1,5	75	26,8	
					1	50	17,8	
GURGAN	2008	70M	ACIDO + EXCITE ADIIESE 2P	SB	1,25			
					3			
TACHIBANA	2008	40M		μtb	2		35,38	20
EKWORAPOJ	2007	16 3° M	GLASS IONOMER CEM.	μtb				
JORDEHI	2007	40 PM	FUJI-LL VITREMER	μtb	1	50		
LEE	2007		ONE COAT BOND	TBS	3,5			
USUMEZ	2002	60 PM	GRABADO ORTODONCIA	Er Cr	2		5,6	
					1		2,7	
OZER	2008	64 M	GRABADO ORTODONCIA	Er Cr	0,75		2,3	
					1,5		4,6	

Tabla 7. Resumen De Los Artículos Referentes A Er,Cr: YSGG Consultados, Con Los Parámetros Más Relevantes

*Influencia De La Densidad De Energía Por Pulso Del Láser De Er,Cr:YSGG En La Adhesión A Dentina. Estudio De La Resistencia A La Fuerza De Cizalla*

*M.J. Pérez Rodríguez*

REFERENCIAS DE ESTUDIOS CON Er: YAG							
AUTOR	AÑO	SUSTRATO DENTAL	ADHESIVO	TEST	PARAMETROS LASER		
					W	EmJ	De = J/cm <sup>2</sup>
BAHRAMI	2010	60 3°M		TBS	80	12,58	50
RAMOS	2010	69 3°M	SINGLE BOND	TBS	250	80,2	2
SCATENA	2010	60M	ACIDO + SINGLE BOND CLEARFIL	SB TEM/SEM	80		2
YACIZI	2009	66 3°M	FUTURABOND N-R	SB	140		4
BOTA	2009	55 M	CLEARFIL SE BOND	utb		80,3	4
KAMEYAMA	2009	80 incisivos de vaca	AQP BOND PNS				
			G BOND	TBS			
			CLEARFIL TRI- SB	SEM	100		10
			CLEARFIL MEGABOND		200		2
SOUZA-GABRIEL	2009	33 3° M	MORFOLÓGICO	uhardness	300		2
					250		2
TORRES	2009	40C Tempor.	SINGLE BOND				
			ADPER PROMPT	SB	300	NO CONTACTO	2
RAUCCI NIETO	2009	60M 3°M					3
COLUCCI	2009	60 3°M	FLUJO AGUA				
SASAKI	2008	18 3°M	SINGLE BOND	TBS	80		2
YACIZI	2008	60 M	CLEARFIL SE BOND	SB	100	60 S/CM2	3
			CLEARFIL TRI - S				
MIR	2008	Dient. Bovino	FLUJO AGUA				

*Tabla 8. Resumen De Los Artículos Con Er: YAG Con Los Parámetros Más Relevantes*

## VII.-DISCUSIÓN

REFERENCIAS DE ESTUDIOS COMPARATIVOS Er, Cr : YSGG / Er: YAG							
AUTOR	AÑO	SUSTRATO DENTAL	ADHESIVO	TEST	PARAMETROS LASER		
					W	EmJ	De = J/cm <sup>2</sup>
IARIA	2008		LASER + ACIDO				Er, Cr:8 dentina Er, yag: 14 Dentina
ESTEVEZ OLIVEIRA	2007	72M 3°M	CLEARFIL SE	TBS	125 300		Er, Cr: 16j/cm <sup>2</sup> 17 Er Yag
HARASHIMA	2005	22 M	MORFOLOGICO				
APEL	2002	20 3°M					Er,Cr: 305 Er, yag: 260
HOSSAIN	1999	20 Inc	MORFOLOGICO CON/SIN AGUA		5		Er,Cr:56,6
HOSSAIN	1999	20 M	MORFOLOGICO CON/SIN AGUA		3		Er: YAG 33,9
KELLER Y HIBST	1998	195 Dientes	ESTUDIO CLINICO				Er Yag

*Tabla 9. Tabla Sobre Los Estudios Comparativos Relativos A Los Dos Láseres De Erbium, Er:YAG y Er,Cr: YSGG.*

## VIII.- CONCLUSIONES







## **VIII.-CONCLUSIONES**

1.- Medidas y comparadas las diferencias en las fuerzas de adhesión obtenidas por resistencia a la cizalla entre dentina no irradiada y dentina irradiada con láser, con la Golpiece del láser de Er,Cr:YSGG y dos diferentes densidades de energía por pulso para cada una de ellas, y el mismo sistema adhesivo autograbante basado en componente 4-MET; concluimos que los mejores resultados se obtuvieron en el grupo control (diente tratado convencionalmente) encontrando diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y los grupos irradiados con láser.

2.- Aunque no hay diferencias significativas entre los grupos láser estudiados, si podemos afirmar que el grupo de baja densidad de energía por pulso igual a  $8,2 \text{ J/cm}^2$ , correspondiente al GRUPO 2-LOW-GOLD, es el que mejores resultados ha presentado y el que se aproxima a los valores obtenidos con el grupo control sin irradiación láser.

3.- Además los valores de los grupos considerados como altas densidades de energía por pulso han dado peores resultados, en el test de resistencia a la cizalla o "Shear Bond Strenght".



## IX.- BIBLIOGRAFÍA





1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec; 34(6):849-53.
2. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. *US Pat.*1962;3,066,112.
3. Mamaladze M, Sanodze L, Vadachkoria D. Main concepts of dentin adhesion (review). *Georgian Med News.* 2009 Mar;(168):31-7.
4. Perdigão J, Duarte S, Lopes MM. Advances in dentin adhesion. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995).* 2003 Aug;24(8 Suppl):10-6; quiz 61.
5. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333-57.
6. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010;26(2):e24-37.
7. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):677-94, vii.
8. Alemany IC. La evolución de la adhesión a dentina. *Av Periodon Implant.* 2004;20(1):11-7.
9. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.
10. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):133-8.
11. Nakabayashi N. The hybrid layer: a resin-dentin composite. *Proc Finnish Dent Soc Hammaslaakariseuran Toim.* 1992;88 Suppl 1:321-9.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

12. Van Meerbeek B, Dhem 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 Feb;72(2):495-501.
13. Espana-Tost A J. Estudio comparativo de las fuerzas de adhesión obtenidas sobre dentina preparada con láser Er, Cr:YSGG. Tesis doctoral. Barcelona: Ed. Universitat de Barcelona; 2006.
14. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997;20(1):32-8.
15. 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 Jun;17(3):105-9.
16. Harashima T, Kinoshita J-I, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg.* 2005 Feb;23(1):52-5.
17. Eversole LR, RizoIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23(12):41-7.
18. Correa Aranha AC, Eduardo CDP, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech.* 2007;70(8):745-51.
19. Lee BS, Jeng JH, Lin CP, Shoji S, Lan W-H. Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge the root canals. *Photomed Laser Surg.* 2004 Jun;22(3):191-7.
20. Chou J-C, Chen C-C, Ding S-J. Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surg.* 2009 Jun;27(3):481-6.
21. Bachmann L, Diebold R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim actaPart A, Mol Biomol Spectrosc.* 2005 Sep;61(11-12):2634-9.

22. Piemjai M, Nakabayashi N. Effect of dentin conditioners on wet bonding of 4-META/MMA-TBB resin. *J Adhes Dent.* 2001 Jan;3(4):325-31.
23. García Barbero J, Kessler Nieto F. *Patología y terapéutica dental. Parte II: Operatoria dental.* Madrid: Síntesis; 1997.
24. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751-70.
25. Steiner R. New laser technology and future applications. *Med Laser Apl.* 2006;21:131-40.
26. Steiner R. *Laser and IPL technology in dermatology and aesthetic medicine.* Raulin C, Karsai S, editores. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011.
27. Ghiggi PC, Agnol RJD, Junior LH, Borges GA, Spohr AM. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: A scanning electron microscopy study. *Photomed Laser Surg.* 2009 Oct.
28. Espana-Tost AJ, Arnabat-Dominguez J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. *Aplicaciones del láser en Odontología.* RCOE. 2004;9(5):497-511.
29. Guinot-Moya R, Espana-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. *Utilización de otros láseres en Odontología: Argón, Nd: YAP Y Ho: YAG.* *Real Cons Odontol y Estomatólogos.* 2004 Sep;9(5):581-6.
30. Wigdor H a, Walsh JT, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. *Lasers in dentistry.* *Lasers in surgery and medicine.* 1995. 103-33 p.
31. Convissar RA. *Lasers in general dentistry.* *Oral maxillofac. Surg Clin North Am.* 2004 May;16(2):165-79.
32. Fasbinder DJ. *Dental laser technology.* *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ)* 1995). 2008 Oct;29(8):452-4, 456, 458-9; quiz 460, 462.
33. Miserendino LJ, Abt E, Wigdor H, Miserendino CA. Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. *Lasers Surg Med.* 1993;13(1):83-8.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

34. 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(4):338-44.
35. Espana-Tost AJ, Vivancos CV, Escoda CG, Aytés LB, Domínguez JA. Aplicaciones del Láser de CO2 en Odontología. 1995. 151 p.
36. 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 Dec;19(6):297-303.
37. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 1999 Feb;17(1):7-12.
38. Yu J, Jia X, Qiao L. A scanning electron microscopy study on morphological changes of Er, Cr: YSGG laser-cutted dental hard tissue. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2003 Oct;21(5):356-8.
39. George R, Rutley EB, Walsh LJ. Evaluation of smear layer: a comparison of automated image analysis versus expert observers. *J Endod.* 2008;34(8):999-1002.
40. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part II. *SADJ.* 2005 Feb;60(1):8,10,12-3.
41. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ.* 2004 Nov;59(10):413,415-7,419.
42. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001;14(4):205-10.
43. Soares LES, Resende EBPS, Brugnera A, Zanin FAA, Martin AA. Combined FT-Raman and SEM studies of the effects of Er:YAG laser irradiation on dentin. *Photomed Laser Surg.* 2007 Aug;25(4):239-44.
44. Yazici a R, Karaman E, Ertan A, Ozgunaltay G, Dayangac B. Effect of different pretreatment methods on dentin bond strength of a one-step self-etch adhesive. *J Contemp Dent Pract.* 2009 Jan;10(1):41-8.



45. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Jr JTW. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75(1):599-605.
46. Bahrami B, Askari N, Tielemans M, Heyselaer D, Lamard L, Peremans A, et al. 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.* 2010 Mar;26(2):187-91.
47. Real Academia Española. *Diccionario de lengua española.* Pozuelo de Alarcón: Espasa Calpe; 2009.
48. ISO/TS 11405 dental materials: testing of adhesion to tooth structure= Produits dentaires: essai d'adhésion à la structure de la dent. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.
49. Moodley D, Grobler SR. Dentine bonding agents--a review of adhesion to dentine. *SADJ.* 2002 Jun;57(6):234-8.
50. Meerbeek B Van, Munck J De, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
51. Munck J De, Landuyt K Van, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-32.
52. Carrascal E. *Anatomía e histología humanas, histología.* Salamanca: Librería Cervantes, 2006.
53. Carrascal E. *Cuaderno de prácticas de Biología.* Salamanca: Universidad de Salamanca, 1982.
54. 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(6):Suppl:1359-68.
55. Butler WT. Macromolecules of extracellular matrix: determination of selective structures and their functional significance. *Connect Tissue Res.* 2008;49(6):383-90.

## *IX.-BIBLIOGRAFÍA*

56. Butler WT. Dentin matrix proteins and dentinogenesis. *Connect Tissue Res.* 1995;33(1-3):59-65.
57. Albaladejo A. Estudio in vitro de factores que afectan la durabilidad de la adhesión a dentina. Tesis Doctoral. Granada: Universidad de Granada; 2006.
58. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-62.
59. 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 May;45(5):355-61.
60. Berkovitz B, Holland G, Moxham B. Atlas en color y texto de anatomía oral, histología y embriología. Madrid: S.A. Elsevier; 1995.
61. Mohsen MM, Shabka AA. Dentine roughness after different surface treatments. *Egypt Dent J.* 1993;39(1):363-6.
62. Ten Cate A. Histología oral. Desarrollo, estructura y función. Buenos Aires: Panamericana; 1986.
63. Orban B. Histología y Embriología Bucal. Mexico D.F.: La Prensa Mexicana; 1980.
64. De Paz Lugo P. Estimulación de la síntesis de colágeno en cultivos celulares. Tesis Doctoral. Granada: Universidad de Granada; 2006.
65. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Lenarda R Di, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008;24(1):90-101.
66. Lehninger A. Principios de Bioquímica. Barcelona: Omega; 1986.
67. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: A critical review. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2009;88(2):558-78.

68. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5(5):81-94.
69. Rotenberg Y, Boruvka L, Neumann A. Determination of surface tension and contact angle from the shapes of axisymmetric fluid interfaces. *J colloid interface ....* 1983.
70. Meerbeek B Van, Dhem 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.* febrero de 1993;72(2):495-501.
71. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res.* 1996 Sep;75(9):1706-15.
72. Gwinnett AJ. Qualitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent.* 1991;3(4):133-8.
73. Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am J Dent.* 1996;9(4):140-4.
74. Oliveira SS., Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):758-67.
75. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(3):306-35.
76. Berry E a, von der Lehr WN, Herrin HK. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc.* 1987 Jul;115(1):65-7.
77. Malkoc MA, Taşdemir ST, Ozturk a N, Ozturk B, Berk G. Effects of laser and acid etching and air abrasion on mineral content of dentin. *Lasers Med Sci.* 2011 Jan;26(1):21-7.
78. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int.* 1993 Sep;24(9):606-17.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

79. Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodriguez-Valverde MA, Gonzalez-Lopez S, Cabrerizo-Vilchez MA. Wettability and bonding of self-etching dental adhesives. Influence of the smear layer. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):994-1000.
80. Barceleiro MO, de Mello JB, Porto CL, Dias KR, de Miranda MS. Hybrid layer thickness and morphology: Influence of cavity preparation with air abrasion. *Gen Dent.* 2011;59(6):242-7.
81. Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010 Jan; 15(1):e112-8.
82. Kameyama A, Kato J, Aizawa K, Suemori T, Nakazawa Y, Ogata T, et al. Tensile bond strength of one-step self-etch adhesives to Er:YAG laser-irradiated and non-irradiated enamel. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):386-91.
83. Oliveira SS, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Jr GWM. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(4):376-83.
84. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):1-16.
85. Sartori N, et al. Permeation of intrinsic water into ethanol- and water-saturated, monomer-infiltrated dentin bond interfaces. *Dent Mater.* 2015 Sep <http://www.dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.159>
86. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979;58(4):1364-70.
87. Landuyt KL Van, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, Munck J De, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87(8):757-61.
88. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 2004 Jun;83(6):454-8.

89. Malyk Y, Kaaden C, Hickel R, Illie N. Analysis of resin tags formation in root canal dentine: a cross sectional study. *Int Edodontic J.* 2010;43:47-56.
90. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 2004 Jun;83(6):454-8.
91. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater.* septiembre de 2010;6(9):3573-82.
92. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Kamenoue S, Okihara T, et al. Novel Fluoro-carbon Functional Monomer for Dental Bonding. *J Dent Res.* 2014;93(2):189-94.
93. Koshiro K, Sidhu SK, Inoue S, Ikeda T, Sano H. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: the nanointeraction zone. *J Biomed Mater Res B, Appl Biomater.* 2006 May;77(2):401-8.
94. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *J Prosthet Dent.* 2006 Jun;95(6):472.
95. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007 Sep;28(26):3757-85.
96. Nikolaenko SA, Frankenberger R. Evaluation of the modern self-etching adhesives efficacy. *Stomatologia.* 2006;85(3):4-7.
97. Van Dijken JW V. A randomized controlled 5-year prospective study of two HEMA-free adhesives, a 1-step self etching and a 3-step etch-and-rinse, in non-cariou cervical lesions. *Dent Mater.* 2013 Nov;29(11):e271-80.
98. Guven Y, Aktoren O. Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 2013 Aug.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

99. 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 Jan;10(1):49-57.
100. Banomyong D, Palamara JE, Messer HH, Burrow MF. Sealing ability of occlusal resin composite restoration using four restorative procedures. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(6):571-8.
101. Gutknecht N. Proceedings of the first international workshop of evidence based dentistry on lasers In dentistry. Berlin: Quintessence Publishing Company; 2007. 239 p.
102. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, et al. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz; 2006. 547 p.
103. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J.* 2007;202(1):21-31.
104. Hibst R, Stock K, Gall R, Keller U. Controlled tooth surface heating and sterilization by the Er:YAG laser. *Proc SPIE.* 1996;2922:119-26.
105. 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(4):345-51.
106. Coluzzi D. Fundamentals of lasers in dentistry: Basic science, tissue interaction, and instrumentation. *J Laser Dent.* 2008;4-10.
107. Arnabat-Dominguez J. Efecto bactericida del laser Er, Cr:YSGG en el interior del conducto radicular. Tesis Doctoral. Barcelona: Universitat de Barcelona, 2005.
108. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry, separating science from hype. *JADA.* 2004;135:204-12.
109. Bateman KG. Dental lasers for hard and soft tissues procedues. *Dent T.* 2001;
110. Revilla-Gutiérrez V, Arnabat-Dominguez J, Espana-Tost AJ, Gay-Escoda C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er, Cr:YSGG en Odontología. *RCOE.* 2004;9(5):551-62.

111. Sanchez F, Espana-Tost AJ, Morenza JL. ArF excimer laser irradiation of human dentin. *Lasers Surg Med.* 1997;21(5):474-9.
112. Artés-Ribas M, Arnabat-Dominguez J, Puigdollers a. Analgesic effect of a low-level laser therapy (830 nm) in early orthodontic treatment. *Lasers Med Sci .* 2013 Jan;28(1):335-41.
113. Larrea-Oyarbide N, España-Tost a. ., Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser de diodo en Odontología. *Rcoe.* 2004;9:529-34.
114. Yague-Garcia J, Espana-Tost AJ, Berini-Aytes L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele- scalpel versus CO2 laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009 May.
115. Moor RJ De, Delme KI. Laser-assisted Cavity Preparation and Adhesion to Erbium-lased Tooth Structure: Part 2. Present-day Adhesion to Erbium-lased Tooth Structure in Permanent Teeth. *J Adhes Dent.* 2009 Sep;12(2):91-102.
116. Moor RJ De, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 2009;11(6):427-38.
117. Lopes RM, Trevelin LT, da Cunha SRB, de Oliveira RF, de Andrade Salgado DMR, de Freitas PM, et al. Dental Adhesion to Erbium-Lased Tooth Structure: A Review of the Literature. *Photomed Laser Surg.* 2015;33(8):393-403.
118. Carroll JD, Milward MR, Cooper PR, Hadis M, Palin WM. Developments in low level light therapy (LLLT) for dentistry. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):465-75.
119. Haldeman S, Carroll L, Cassidy JD, Schubert J, Nygren A. The Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders: executive summary. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009 Feb;32(2 Suppl):S7-9.
120. Iaria G. Clinical, morphological, and ultrastructural aspects with the use of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in restorative dentistry. *Gen Dent.* 2008;56(7):636-9.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

121. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004 Oct;48(4):889-922, vii.
122. Olivi G, Genovese MD, Caprioglio C. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry: review and outlook. *Eur J Paediatr Dent.* 2009 Mar;10(1):29-40.
123. Cozean C, Arcoria CHJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st Century? *J Am Dent Assoc.* 1997;128:1080-7.
124. Bertrand M-F, Rocca J-P. Er:YAG laser and conservative dentistry. *EMC-Stomatologie.* 2005;1(2):104-15.
125. Roshkind DM. The practical use of lasers in general practice. *Alpha Omegan.* septiembre de 2008;101(3):152-61.
126. Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. *Gen Dent.* 2009;57(1):47-59.
127. Hoke JA, Jr EJB, Gomes ED, Wolbarsht ML. Erbium:YAG (2.94  $\mu\text{m}$ ) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl.* 1990;2(3-4):61-5.
128. Kang HW, RizoIU I, Welch a J. Hard tissue ablation with a spray-assisted mid-IR laser. *Phys Med Biol.* 2007;52(24):7243-59.
129. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 1992 Jun;67(6):847-51.
130. 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 Oct;23(4):451-7.
131. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor H a. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med.* 1996;18(3):294-300.
132. Gow AM, McDonald A V, Pearson GJ, Setchell DJ. An in vitro investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water cooling. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999;7(2):71-7.



133. Kreisler M, Hoedt BD. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg oral Med oral Pathol.* 2002;93:730-5.
134. Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers Med Sci.* 2012 Mar;27(2):339-42.
135. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent.* 2003 Nov;90(5):447-51.
136. Park NS, Kim KS, Kim ME, Kim YS, Ahn SW. Changes in intrapulpal temperature after Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2007 Jun;25(3):229-32.
137. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg.* 2002 Feb;20(1):17-21.
138. Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci.* 2013 Jan;28(1):139-42.
139. Coluzzi DJ. What Laser Does Your Practice Need? Advantages, Considerations, and Practice Integration of Laser Dentistry. *Alpha Omegan.* 2008;101(4):202-5.
140. Coluzzi DJ. Soft tissue surgery with lasers-learn the fundamentals. *Contemp Esthet Restor Pract.* 2007;1-7.
141. Magid KS, Strauss RA. Laser use for esthetic soft tissue modification. *Dent Clin North Am.* abril de 2007 Apr;51(2):525-45, xi.
142. Romanos G, Nentwig GH. Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg.* 1999 Oct;17(5):193-7.
143. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F, Dejardin J, Hasson R, Merard R, et al. Treatment of dental decay by CO2 laser beam: preliminary results. *Lasers Surg Med.* 1984;4(4):311-21.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

144. Fried D, Ashouri N, Breunig TM, Shori R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Laser Surg Med.* 2002 Sep;31(3):186-93.
145. Colucci V, Do Amaral FLB, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: Effects on dental tissues. *Lasers Med Sci.* 2009;24(5):811-8.
146. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent.* 2006 Mar;34(3):245-51.
147. Arnabat-Dominguez J, Espana-Tost AJ, Berini-Aytes L, Gay-Escoda C. Erbium:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(1):104-12.
148. Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;86(2):220-3.
149. 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 May;30(5):515-21.
150. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet].* 2002 Dec;122(6):649-56.
151. Sağır S, Usumez A, Ademci E, Usumez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2013 Nov;83(6):973-80.
152. Ozer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Aug;134(2):193-7.
153. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;90(1):24-30.

154. Jacobson B, Berger J, Kravitz R, Ko J. Laser pediatric Class II composites utilizing no anesthesia. *J Clin Pediatr Dent.* 2004;28(2):99-101.
155. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998 Nov;26(8):649-56.
156. Fornaini C, Brulat N, Milia G, Rockl A, Rocca J-P. The use of sub-ablative Er:YAG laser irradiation in prevention of dental caries during orthodontic treatment. *Laser Ther.* 2014 Sep;23(3):173-81.
157. Renvert S, Roos-Jansåker A-M, Claffey N. Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *J Clin Periodontol [Internet].* 2008 Sep;35(8 Suppl):305-15.
158. Arnabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Erbium:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jan;18(1):104-12.
159. Kreisler M, Kohnen W, Beck M, Haj H Al, Christoffers AB, Gotz H, et al. Efficacy of NaOCl/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> irrigation and GaAlAs laser in decontamination of root canals in vitro. *Lasers Surg Med.* 2003;32(3):189-96.
160. Gordon W, Atabakhsh VA, Meza F, Doms A, Nissan R, Rizoiu I, et al. The antimicrobial efficacy of the erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial emitting tips on root canal dentin walls infected with *Enterococcus faecalis*. *J Am Dent Assoc.* 2007 Jul;138(7):992-1002.
161. Inamoto K, Horiba N, Senda S, Naitoh M, Ariji E, Senda A, et al. Possibility of root canal preparation by Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(1):e47-55.
162. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.* 1998 Jun;77(6):1404-14.
163. Arnabat-Dominguez J, Escribano C, Fenosa A, Vinuesa T, Gay-Escoda C, Berini L, et al. Bactericidal activity of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals. *Lasers Med Sci.* 2010 Jun;25(6): 805-10.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

164. Apel C, Schäfer C, Gutknecht N. Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Laser-Prepared Enamel Cavities in vitro. *Caries Res.* 2003;37(1):34-7.
165. Gutknecht N. *A Odontología e o Laser.* Quintessence Ed Ltda. 2004.
166. Castro G. Estudio de las aplicaciones clínicas del láser de diodo InGaAsP (980 nm) en periodoncia e implantología. Tesis Doctoral. Santiago de Compostela: Universidad de Santiago de Compostela, 2006.
167. Heavens O. Lasers--basic principles and future potential. *Phys Med Biol.* 1969
168. Robledo H. *Interacciones laser tejido.* Vigo: 2001.
169. Meire M, Delmé K, Nammour S, Moor RJ De. Lasers: Principles, characteristics and tissue interactions. *Rev belge ....* 2008;64(2):60-6.
170. Nagakane K, Yoshida Y, Hirata I, Fukuda R, Nakayama Y, Shirai K, et al. Analysis of Chemical Interaction of 4-MET with Hydroxyapatite Using XPS. *Dent Mater J.* 2006 May;25(4):645-9.
171. Giachetti L, Russo DS, 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 Feb;22(1):35-41.
172. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J, Moritz A. Morphology of resin-dentin interfaces after Er,Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers Med Sci.* 2012;27(4):835-41.
173. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent.* 2003 Sep;31(7):469-77.
174. 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 Oct;82(4):451-5.

175. Kang Y, Rabie ABM, Wong RWK. A review of laser applications in orthodontics. *Int J Orthod Milwaukee* . 2014 Jan;25(1):47-56.
176. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Esteves-Oliveira M, de Paula Eduardo C. Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med Sci*. 2014 Mar;29(2):565-73.
177. Jiang Q, Chen M, Ding J. Comparison of tensile bond strengths of four one-bottle self-etching adhesive systems with Er:YAG laser-irradiated dentin. *Mol Biol Rep*. 2013 Dec;40(12):7053-9.
178. Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, et al. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol*. 2011 Mar;11(3):2421-6.
179. Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci*. 2003;18(1):25-31.
180. Raucci-Neto W, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Ablation rate and morphology of superficial and deep dentin irradiated with different Er:YAG laser energy levels. *Photomed Laser Surg*. 2008 Dec;26(6):523-9.
181. Manhaes L, Oliveira DC, Marques MM, Matos AB. Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomed Laser Surg*. 2005 Jun;23(3):304-12.
182. Oliveira DC, Manhaes LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg*. 2005;23(2):219-24.
183. de Barceleiro MO, Dias KR, Sales HX, Silva BC, Barceleiro CG. SEM evaluation of the hybrid layer after cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent*. 2008;33(3):294-304.
184. 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(5):385-90.

## *IX.-BIBLIOGRAFÍA*

185. Aizawa K, Kameyama A, Kato J, Amagai T, Takase Y, Kawada E, et al. Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* 2006 Jun;24(3):397-401.
186. Aizawa K, Kameyama A, Kato J, Oda Y, Hirai Y. Nano-Hardness of Adhesive Interface between Er:YAG Laser-Irradiated Dentin and 4-META/MMA-TBB Resin. *Photomed Laser Surg.* 2008;26(2):107-11.
187. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002 Feb;81(2):119-22.
188. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N. Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci.* 2010 Nov;25(6):849-54.
189. de Freitas PM, Rapozo-Hilo M, Eduardo CDP, Featherstone JDB. In vitro evaluation of erbium, chromium:yttrium–scandium–gallium–garnet laser-treated enamel demineralization. *Lasers Med Sci.* 2010 Mar;25(2):165-70.
190. Secilmis A, Usumez A, Usumez S, Berk G. Evaluation of mineral content of enamel prepared by erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser. *Lasers Med Sci.* 2010 Jun;25(4):467-72.
191. Secilmis A, Altintas S, Usumez A, Berk G. Evaluation of mineral content of dentin prepared by erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser. *Lasers Med Sci.* 2008 Oct;23(4):421-5.
192. Moretto SG, Azambuja N, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Eduardo CDP, et al. Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech.* 2011 Oct;74(8):720-6.
193. Cvikl B, Lilaj B, Franz A, Degendorfer D, Moritz A. Evaluation of the Morphological Characteristics of Laser-Irradiated Dentin. *Photomed Laser Surg.* 2015;33(10):pho.2015.3949.
194. 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(1):90-101.

195. Ayad MF, Rosenstiel SF, Farag AM. A pilot study of lactic acid as an enamel and dentin conditioner for dentin-bonding agent development. *J Prosthet Dent.* 1996 Sep;76(3):254-9.
196. Kato G, Nakabayashi N. Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. *Dent Mater.* 1996 Jul;12(4):250-5.
197. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5:125-30.
198. Zarif Najafi H, Oshagh M, Torkan S, Yousefipour B, Salehi R. Evaluation of the Effect of Four Surface Conditioning Methods on the Shear Bond Strength of Metal Bracket to Porcelain Surface. *Photomed Laser Surg.* 2014 Dec.
199. Daneshmehr L, Matin K, Nikaido T, Tagami J. Effects of root dentin surface coating with all-in-one adhesive materials on biofilm adherence. *J Dent.* 2008 Jan;36(1):33-41.
200. Ikemura K, Jogetsu Y, Shinno K, Nakatsuka T, Endo T, Kadoma Y. Effects of a newly designed HEMA-free, multi-purpose, single-bottle, self-etching adhesive on bonding to dental hard tissues, zirconia-based ceramics, and gold alloy. *Dent Mater J.* 2011 Oct;30(5):616-25.
201. de Oliveira MT, de Freitas PM, de Paula Eduardo C, Ambrosano GM, Giannini M. Influence of Diamond Sono-Abrasion, Air-Abrasion and Er:YAG Laser Irradiation on Bonding of Different Adhesive Systems to Dentin. *Eur J Dent.* 2007 Jul;1(3):158-66.
202. Kameyama A, Aizawa K, Kato J, Hirai Y. Tensile Bond Strength of Single-Step Self-Etch Adhesives to Er:YAG Laser-Irradiated Dentin. *Photomed Laser Surg [Internet].* febrero de 2009 Feb;27(1):3-10.
203. Lupi-Pégurier L, Bertrand M-F, Genovese O, Rocca J-P, Muller-Bolla M. Microleakage of resin-based sealants after Er:YAG laser conditioning. *Lasers Med Sci.* 2007;22(3):183-8.
204. Bertrand M-F, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca J-P. 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 Jul ;38(6):615-23.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

205. Munck J De, Meerbeek B Van, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(4):322-9.
206. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005 Dec;84(12):1160-4.
207. Chigira H, Yukiitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, et al. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *J Dent Res.* 1994 May;73(5):1088-95.
208. Chen M, Ding J, He Y, Chen Y, Jiang Q. Effect of pretreatment on Er:YAG laser-irradiated dentin. *Lasers Med Sci.* 16 de agosto de 2015 Aug;30(2):753-9.
209. Çelik Ç, Özel Y, Bağış B, Erkut S. Effect of Laser Irradiation and Cavity Disinfectant Application on the Microtensile Bond Strength of Different Adhesive Systems. *Photomed Laser Surg.* 2010 Apr;28(2):267-72.
210. Ergucu Z, Celik EU, Turkun M. Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent.* 2007;55(1):27-32.
211. Celik EU, Ergucu Z, Turkun LS, Turkun M. Effect of different laser devices on the composition and microhardness of dentin. *Oper Dent.* 2008;33(5):496-501.
212. Theodoro LH, Zezell DM, Garcia VG, Haypek P, Nagata MJ, de Almeida JM, et al. Comparative analysis of root surface smear layer removal by different etching modalities or erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. A scanning electron microscopy study. *Lasers Med Sci.* 2010 Mar; 25(4):85-91.
213. Franzen R, Esteves-Oliveira M, Meister J, Wallerang A, Vanweersch L, Lampert F, et al. Decontamination of deep dentin by means of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation. *Lasers Med Sci.* 2009;24(1):75-80.
214. Cardoso M V., Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):492-501.



215. Cardoso M V, Munck J De, Coutinho E, Ermis RB, Landuyt K Van, de Carvalho RC, et al. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent.* 2008;33(4):448-55.
216. Cardoso M V, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Landuyt K Van, Munck J De, et al. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2008 Feb;10(1):25-33.
217. Ramos ACB, 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 Mar;25(2):181-9.
218. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 2009;24(1):117-22.
219. Obeidi A, Liu P-R, Ramp LC, Beck P, Gutknecht N. Acid-etch interval and shear bond strength of Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel and dentin. *Lasers Med Sci.* 2010 May;25(3):363-9.
220. Obeidi A, McCracken MS, Liu P-R, Litaker MS, Beck P, Rahemtulla F. Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Surg Med.* 2009 Aug;41(6):454-62.
221. de Carvalho RC, de Freitas PM, Otsuki M, de Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci.* 2008;23(2):117-24.
222. Yazici E, Gutknecht N, Imazato S. Effects of erbium:yttrium-aluminum-garnet and neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser hypersensitivity treatment parameters on the bond strength of self-etch adhesives. *Lasers Med Sci.* 2009;1-6.
223. Scatena C, Torres CP, Gomes-Silva JM, Contente MM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, et al. Shear strength of the bond to primary dentin: influence of Er:YAG laser irradiation distance. *Lasers Med Sci.* 2011;26(3):293-7.

## IX.-BIBLIOGRAFÍA

224. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, Watanabe I-S, Villaverde AB, Tanaka CS-I, et al. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Braz Dent J.* 2008 Jan;19(1):57-61.
225. Correa Aranha AC, Eduardo CDP, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech.* 2007;70(8):745-51.
226. Tachibana A, Marques MM, Soler JMP, Matos AB. Erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci.* 2008 Oct;23(4):435-41.
227. Esteves-Oliveira M, Sc M, Zezell DM, Ph D, Apel C, Turbino ML, et al. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2007 Oct;25(5):373-80.
228. Torres CP, Gomes-Silva JM, Borsatto MC, Barroso JM, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated primary dentin. *J Dent Child (Chic).* 2009;76(1):67-73.
229. Belli R, Baratieri LN, Braem M, Petschelt A, Lohbauer U. Tensile and bending fatigue of the adhesive interface to dentin. *Dent Mater.* 2010;26(12):1157-65.
230. Portillo M, Lorenzo MC, Moreno P, García a, Montero J, Ceballos L, et al. Influence of Er:YAG and Ti:sapphire laser irradiation on the microtensile bond strength of several adhesives to dentin. *Lasers Med Sci.* 2013 May;(3).
231. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, de Freitas PM, Navarro RS, Powell LG, Cde PE. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Surg Med.* junio de 2005;36(5):351-5.

## X.- GLOSARIO





## **X.- GLOSARIO DE ACRÓNIMOS Y TÉRMINOS**

### **10-MDP-**

10 -"Metacryloyloxi-decyl-dhydrogen-phosphate"

### **4-MET-**

"4-Metacryloyloxyethyl trimellitate acid"

### **4-META**

"4-Metacriloyloxyethyl trimellitate anhydride"

### **CO<sup>2</sup>**

Dióxido de Carbono.

### **Depp**

"Fluence". Densidad de energía por pulso.

### **Er,Cr:YSGG**

Cristal de tipo Granate de Itrio, Escandio y Galio, contaminado con Erblio y cromo.

### **Er: YAG**

Cristal de tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Erblio

### **FDA**

"Food and Drug Administration". Es la agencia del gobierno de los Estados Unidos responsable de la regulación de alimentos, cosméticos, aparatos médicos, productos biológicos y derivados sanguíneos.

### **HEMA**

"2-Hidroxyethyl metacrylate". Es una resina hidrofílica.

### **HLLT**

"High Level Laser Therapy". Láseres de alta densidad de potencia, de uso primordialmente quirúrgico.

### **Ho:YAG**

Cristal de tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Holmio.

### **Hz**

Hercio, o Hertz unidad de frecuencia del Sistema Internacional de Unidades.

## *IX.-BIBLIOGRAFÍA*

### **ISO**

“International Standardization Organization”, la entidad internacional encargada de favorecer normas de fabricación, comercio y comunicación en todo el mundo.

### **$\lambda$**

Longitud de onda. La distancia que recorre la onda en el intervalo de tiempo transcurrido entre 2 puntos máximos consecutivos. Se expresa en nanómetros o  $\mu$ metros. Parámetro específico de cada unidad láser y no modificable.

### **LASER**

“Light amplification by stimulated emission of radiation”. Amplificación de luz por emisión estimulada de radiación.

### **LLLT**

“Low Level Laser Therapy”. Laseres de baja densidad de potencia, fundamentalmente terapéuticos.

### **MASER**

“Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation”. Es un amplificador de microondas por la emisión estimulada de radiación.

### **M**

Media es un valor estadístico, que se calcula a partir de la media aritmética de un conjunto de valores de una variable aleatoria.

### **MEB**

Microscopio Electrónico de Barrido.

### **mJ**

Milijulio. =  $10^{-3}$  Julios. Submúltiplo de la unidad de energía.

### **MPa**

Megapascal =  $10^6$  Pa. Múltiplo de la unidad de presión Pa (la presión que ejerce una fuerza de 1 newton sobre una superficie de 1 metro cuadrado).

### **Nd:YAG**

Cristal tipo Granate de Itrio y Aluminio, contaminado con Neodimio.

**NIZ**

Zona de Nanointeracción. Los monómeros funcionales reaccionan con la hidroxiapatita en un nivel “nanométrico” formando sales cálcicas con diferentes tasas de disolución.

**SB**

“Shear Bond Test”. Test de Resistencia a la cizalla.

**SD**

Desviación Estándar. Se define como raíz cuadrada de la varianza de la variable.

**SEM**

Microscopio Electrónico de Escaneado.

**SPSS**

“Statistical Package for the Social Sciences” o “Statistical Product and Service Solutions”. Software Estadístico.

**TBS**

“Tensile Bond Strenght”. Test de Resistencia a la tracción.

**ADHESION:**

La fuerza de atracción que mantiene unidas las moléculas de distintas especies químicas.

**ALL IN ONE**

Sistemas autograbantes de un solo paso, en el que están todos los componentes un agente grabador débil, un imprimador y una resina

**CAPA HÍBRIDA:**

“Hybridlayer”. (Nakabayasi, 1982), los monómeros de baja viscosidad se colocan sobre la superficie difusa en la región desmineralizada para formar una zona de interdifusión dentina-resina.

**CUARTILES:**

Son los 3 valores de la variable que dividen a un conjunto de datos ordenados en cuatro partes iguales.

Q1, Q2 y Q3 determinan los valores correspondientes al 25%, 50% y 75% de los datos. Q2 coincide con la mediana.

**ETCH-IN-RINSE**

Sistemas de Grabado Total, Grabado Acido, Secado y Adhesión.

## *IX.-BIBLIOGRAFÍA*

### ***PRIMER:***

Imprimador. Penetra y moja toda la zona descalcificada para facilitar el contacto de la resina adhesive con el colágeno desmineralizado.

### ***PRUEVA DE LEVENE:***

Se emplea para contrastar si las muestras tienen la misma varianza.

### ***PRUEBA DE TUKEY:***

Sirve para probar todas las diferencias entre medias de tratamientos en un estudios de comparaciones múltiples.

### ***PRUEBA DE KOLMOGOROV-SMIRNOV:***

Se aplica para contrastar la hipótesis de normalidad de la muestra.

### ***PRUEBA DE TAMHANE:***

Se emplea en el análisis de varianzas no homogéneas.

### ***SMEAR LAYER:***

Barrillodentinario, es la capa de restos o residuos en la superficie dental cuando el diente es cortado con un instrumento rotatorio. (Eick,1970).

### ***TAG DE RESINA***

La penetración de la resina en los tubúlosdentinarios.

### ***TEST DE SHAPIRO-WILK:***

Test estadístico empleado para contrastar la normalidad de un conjunto de datos. Requisito, se emplea en muestras menores de 50.

### ***SELF-ETCHING***

Sistemas autograbantes de dos pasos y de un paso.