



Universidad de Granada  
Facultad de Odontología



# INFLUENCIA SOBRE LA ADHESIÓN A DENTINA DEL FACTOR DE CONFIGURACIÓN CAVITARIO Y LA POLIMERIZACIÓN CON TRES FUENTES LUMINICAS DIFERENTES

Cristina de Haro Muñoz  
Granada, 2006









## AGRADECIMIENTOS

Por encima del estudio concreto realizado y los datos obtenidos, una tesis doctoral es para mí un pequeño fragmento de vida, obteniéndose como tal de ella una gran experiencia científica, profesional y sobre todo personal que nos enriquece enormemente.

A mis directores D. Santiago González y D. Francisco de Haro

A Paloma González por el asesoramiento estadístico

A mis compañeros de Facultad

A mi familia

A mis padres

A mis suegros

A Francis

A mi hijo Alberto por todo el tiempo del que le he privado



**SANTIAGO GONZALEZ LOPEZ**

PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

**FRANCISCO DE ASIS DE HARO GASQUET**

PROFESOR ASOCIADO DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

**CERTIFICAMOS:**

Que los trabajos efectuados para la elaboración de la presente Tesis Doctoral, han sido realizados bajo nuestra dirección por Dña. Cristina de Haro Muñoz Licenciada en Odontología y reúne las condiciones académicas para optar con ella al grado de Doctor en Odontología.

Granada, Junio de 2006

Fdo. Dr. Santiago Gonzalez Lopez

Fdo. Dr. Francisco de Haro Gasquet



La presente Tesis Doctoral titulada:

"INFLUENCIA SOBRE LA ADHESIÓN A DENTINA DEL FACTOR DE CONFIGURACIÓN CAVITARIO Y LA POLIMERIZACIÓN CON TRES FUENTES LUMINICAS DIFERENTES"

Ha sido realizadaza por la Licenciada Cristina de Haro Muñoz en el Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada, para aspirar con ella al grado de Doctor en Odontología.

Granada, junio de 2006

Fdo. Cristina de Haro Muñoz



# ÍNDICE



---

<b>1.- INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>1.1.- CONTRACCIÓN Y GENERACIÓN DE ESTRÉS DURANTE LA POLIMERIZACIÓN DEL COMPOSITE</b> .....	4
1.1.1.- El composite o resina compuesta .....	4
1.1.2.- El sistema adhesivo .....	9
1.1.3.- El Factor de Configuración Cavitarío .....	12
1.1.4.- Técnica de obturación de la cavidad.. .....	14
1.1.5.- La polimerización .....	15
1.1.5.1.- Fuentes lumínicas de polimerización .....	18
1.1.5.2.- Modos de polimerización .....	19
<b>1.2.- LA DENTINA COMO SUSTRATO ADHESIVO</b> .....	21
1.2.1.- Histomorfología de la dentina según su profundidad .....	21
1.2.2.- Presión intrapulpar .....	23
<b>2.- JUSTIFICACIÓN</b> .....	25
<b>3.- HIPÓTESIS DE ESTUDIO</b> .....	29
<b>4.- OBJETIVOS</b> .....	33
<b>5.- MATERIAL Y MÉTODO</b> .....	37
<b>5.1.- SELECCIÓN Y CONSERVACION DE LAS MUESTRAS</b> .....	39

<b>5.2.- PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS</b>	39
5.2.1.- Inclusión de las muestras	39
5.2.2.- Corte de los especímenes	41
5.2.3.- Sistema de presión intrapulpar simulada	42
<b>5.3.- CONFECCIÓN DE LAS CAVIDADES ARTIFICIALES</b>	44
5.3.1.- Fabricación de los moldes de cerámica	45
5.3.2.- Fabricación de los moldes de silicona	48
<b>5.4.- ASIGNACIÓN DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO</b>	50
<b>5.5.- OBTURACIÓN DE LAS CAVIDADES ARTIFICIALES</b>	52
5.5.1.- Obturación con los moldes de silicona	55
5.5.2.- Obturación con los moldes de cerámica	59
<b>5.6.- RESISTENCIA ADHESIVA A LA CIZALLA</b>	64
<b>5.7.- VARIABLES DE ESTUDIO</b>	65
5.7.1.- Fuerza de adhesión	65
5.7.2.- Evaluación del tipo de fallo	66
<b>5.8.- ANÁLISIS DE LOS DATOS</b>	66
5.8.1.- Soporte informático	66
5.8.2.- Método estadístico	67

<b>6.- RESULTADOS</b>	69
<b>6.1.- RESISTENCIA ADHESIVA</b>	71
<b>6.1.1.- Análisis de regresión lineal múltiple</b>	71
<b>6.1.2.- Valores de resistencia a la prueba de cizallamiento</b>	71
<b>6.1.3.- Influencia del tipo de molde y de la altura del molde</b>	72
6. 1. 3 .1. Lámpara Heliolux II	72
6. 1. 3. 2. Lámpara Arc Light II	73
6. 1. 3. 3. Lámpara Spectrum 800	74
<b>6.1.4.- Influencia del tipo de lámpara</b>	75
6.1.4.1. Moldes de dos milímetros (cerámica y silicona).	75
6.1.4.2. Moldes de tres milímetros (cerámica y silicona).	76
<b>6.2.- TIPO DE FALLO</b>	78
<b>7.- DISCUSIÓN</b>	79
<b>7.1.- METODOLOGÍA</b>	81
<b>7.1.1.- Las muestras</b>	81
<b>7.1.2.- Exposición de la dentina y profundidad</b>	82
<b>7.1.3.- Presión intrapulpar artificial</b>	83
7.1.3.1. - El líquido empleado	85

<b>7.1.4.- El Factor de Configuración Cavitario</b> .....	86
7.1.4.1- Valores del Factor de Configuración Cavitario .	87
7.1.4.2.- Tipos de moldes empleados .....	88
<b>7.1.5.- Obturación de las cavidades</b> .....	90
7.1.5.1.- Técnica de obturación .....	90
7.1.5.2.- Polimerización del composite .....	91
<b>7.1.6.- Medición de la fuerza de adhesión</b> .....	92
7.1.6.1.- Tipo de prueba .....	93
7.1.6.2.- Intervalo entre la polimerización y la prueba de cizalla .....	94
<b>7.2.- RESULTADOS</b> .....	95
<b>8.- CONCLUSIONES</b> .....	99
<b>9.- BIBLIOGRAFÍA</b> .....	103

# **1. INTRODUCCIÓN**



Las resinas compuestas o composites se empezaron a usar a mediados de los años 60. Estas surgieron como la unión de la molécula de monómero Bis-GMA, desarrollada por Bowen en 1956 <sup>(1)</sup> y un material de relleno o refuerzo de partículas inorgánicas, ya introducido en 1951 por Paffenbarger.<sup>(2)</sup> La combinación de estos dos materiales supuso una importante disminución de la contracción del material durante su polimerización, con respecto a las resinas acrílicas empleadas anteriormente. Esta evolución aseguraba una mayor durabilidad de la restauración en el tiempo, lo que favoreció su incorporación progresiva como material de obturación.

Hoy día su principal inconveniente sigue siendo la contracción de polimerización que ocurre cuando los monómeros se unen a través de enlaces covalentes para formar un polímero desapareciendo el espacio entre ellos. <sup>(3,4)</sup> A pesar de su importante evolución los composites o resinas compuestas siguen contrayendo.<sup>(5, 6, 7)</sup>

Durante la polimerización se genera el llamado estrés de contracción <sup>(8)</sup> fruto de la competencia que se establece entre dos fuerzas antagonistas como son la de contracción por un lado y de adhesión a las paredes cavitarias por otro. Si las fuerzas de contracción superan a las de adhesión la tensión generada en la interfase producirá despegamientos y filtraciones. <sup>(9,10)</sup> Lo deseable es que las fuerzas de adhesión superen a las de contracción, aunque si estas últimas son muy elevadas, en determinadas condiciones de tejido remanente pueden dar lugar de forma inmediata al desplazamiento de estructuras o formación de grietas. <sup>(11,12)</sup>

Las características del composite y el sistema adhesivo, la conformación cavitaria o la forma de fotopolimerizar la resina compuesta, son elementos que durante la realización de una restauración condicionan el desarrollo del estrés de contracción.

Se han propuesto varias alternativas para disminuir estas tensiones, como diferentes técnicas de obturación, para minimizar el efecto de la conformación cavitaria o el uso de diferentes modos y fuentes de fotopolimerización que modifiquen favorablemente el desarrollo del estrés.

La adhesión a la dentina ha dado lugar a intensas investigaciones al tratarse de un sustrato complejo debido a sus características histomorfológicas y fisiológicas.

La variación histomorfológica en función de la distancia a la cámara pulpar o el fluido dentinario particular de su fisiología, son variables importantes dentro de este sustrato que afectan directamente al comportamiento de los materiales restauradores y que han sido tomadas en consideración en nuestro protocolo.

### **1.1. CONTRACCIÓN Y GENERACIÓN DE ESTRÉS DURANTE LA POLIMERIZACIÓN DEL COMPOSITE**

El estrés que producen las resinas compuestas durante su polimerización es uno de los principales factores responsables de los fallos de la interfase adhesiva entre el composite y la estructura dentaria. <sup>(13,14,15)</sup>

Son varios los elementos que durante la realización de una restauración pueden influir en la mayor o menor generación de estrés tras la polimerización del composite. Todos han sido ampliamente estudiados para minimizar en lo posible los efectos de la contracción.

#### **1. 1. 1. El composite o resina compuesta**

Son tres sus componentes principales, una matriz de resina orgánica, un material de relleno inorgánico y una fase interfacial o de unión de los dos componentes anteriores. Según la relación entre los diferentes componentes y según las características de cada uno de estos, encontraremos variación en la contracción y generación de estrés durante su polimerización. <sup>(16)</sup>

#### **La matriz de resina**

Esta formada principalmente por un sistema de monómeros orgánicos, un sistema iniciador de la polimerización, que suele ser la canforoquinona o la fenil-

propandiona en los composites que se activan luminicamente o una amina terciaria con un peroxido de benzoilo en los composites de iniciación química y por ultimo un sistema estabilizador para una adecuada conservación, que inhibe la polimerización durante el almacenaje.<sup>(16)</sup>

Los monómeros orgánicos mas comercializados son el BIS-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato), el UDMA (uretano dimetacrilato) o alguno de sus derivados.

Antes de su polimerización las unidades monoméricas están separadas entre si por una distancia de 0.340 nm. debido a las fuerzas de Van der Waals, lo que le da al composite su característica plástica inicial. Durante la polimerización los monómeros se aproximan y se redistribuyen disminuyendo el espacio intermolecular a la del enlace covalente de 0.154 nm.<sup>(17,4)</sup> formando cadenas de polímeros y convirtiendo en rígido el material. Esta disminución de la distancia interatómica se traduce en una perdida de volumen de un 15%, en una resina sin relleno y entre un 1,35% y 7,1%,<sup>(5,6)</sup> gracias a la adición de partículas de relleno.

Cuanto mayor es el porcentaje de resina en relación al relleno inorgánico mayor es la perdida de volumen del composite. Así la resina es la principal responsable de la contracción de los composites.<sup>(16)</sup> Investigaciones recientes mostraron una contracción de 1,034% y 1,482% para dos composites híbridos convencionales y un 2,463% y 4,136% para dos composites fluidos de mayor contenido en resina.<sup>(7)</sup>

Durante la fase inicial de la polimerización y pérdida de volumen, el composite posee una cierta viscosidad que le permite desarrollar una de sus características más importantes, el flujo o flow, a través del cual se deforma y se adapta no habiendo practicamente generación de estrés ni transmisión de tensiones a la interfase adhesiva o a la estructura dentaria.<sup>(18,19)</sup> Cuando la polimerización avanza el composite se vuelve más rígido hasta llegar al punto de gel, o punto G de las resinas compuestas. A partir de este punto la resina no puede deformarse mas, el flujo desaparece y comienza a desarrollarse el estrés.<sup>(20)</sup>

El modulo elástico de un material, determinara entre otros factores, la cantidad de flujo que pueda experimentar. Durante la realización de una obturación este flujo puede aumentar o disminuir dependiendo de cómo se desarrollen las condiciones que se describirán posteriormente a lo largo de esta introducción.

El peso molecular de los monómeros también supone un diferente grado de contracción y generación de estrés en el material. Cuanto mayor sea el peso molecular de los monómeros, mayores serán las cadenas resultantes de polímeros, que debido a su tamaño chocaran muy pronto entre si durante el desarrollo de la polimerización y el composite dejara de perder volumen. <sup>(21)</sup> Por contra se generara mas estrés en el seno del material ya que la formación de largas cadenas no permite el flujo o flow, ni que todas las moléculas reaccionen entre si, ya que su movilidad esta limitada, siendo por tanto menor el grado de conversión de estas resinas. <sup>(16)</sup>

El grado de conversión de una resina hace referencia a la cantidad de monómeros que pasan a formar cadenas de polímeros. Entre el 25% y 50% de los grupos monoméricos de una resina no reaccionan. Cuanto mayor sea el grado de conversión de una resina, mayor será también la perdida de volumen. <sup>(16)</sup>

La cantidad de poros, presentes en mayor o menor grado en la masa del composite autopolimerizable <sup>(22)</sup> actúa como un área deformable que favorece el flujo y liberación de tensiones del material. <sup>(23)</sup> Es en los cementos de resinas compuestas donde los poros cobran su mayor importancia. La inevitable deformación del material al polimerizar se lleva a cabo a expensas del área libre que proporcionan estos poros y que supone hasta un 25%. <sup>(24)</sup>

El color y la opacidad de una resina influyen directamente sobre el coeficiente de transmisión de la luz, o grado de penetración que consigue la luz que incide sobre un composite fotopolimerizable. Cuanto mayor sea este, mayor será la profundidad de curado, el grado de conversión y consecuentemente la contracción. Los composites más oscuros y opacos transmiten peor la luz. <sup>(16,25)</sup>

La absorción de agua o expansión higroscópica, es otra de las características de la resina. Cuando el material se pone en contacto con la humedad procedente del medio oral o del complejo dentino-pulpar es capaz de absorber agua traducándose esto en una expansión lineal de 0.02-0.6% dependiendo del contenido de monómeros hidrofílicos que posea la resina. <sup>(26)</sup> Esta expansión higroscópica puede contribuir a la relajación gradual del estrés de contracción. <sup>(27,28)</sup>

## El material de relleno

Se compone de partículas de sustancias minerales como cuarzo, silicato de aluminio, vidrio de boro silicato, vidrio de bario, cerámica, fibras de vidrio, sílice fundida, etc. <sup>(29)</sup>

La adición de partículas de relleno a la resina disminuye los efectos adversos de esta sobre la restauración:

- Disminuye la contracción final de la polimerización
- Aumenta la dureza y resistencia a la compresión y a la fractura
- Disminuye la absorción de agua

La cantidad de relleno y el tamaño de las partículas que lo componen están íntimamente relacionados. Un tamaño de partícula pequeño hace posible incorporar un mayor volumen de relleno, estando limitada su cantidad en principio, por el aumento de viscosidad que produce y que llega a hacer imposible el manejo del material.

El tamaño y tanto por ciento de estas sustancias contenidas en el composite, darán lugar a una mayor o menor pérdida de volumen y distintos niveles de estrés.

Durante la polimerización, cuando la matriz de resina disminuye su volumen, las partículas del relleno chocan entre si oponiéndose a la deformación de la superficie libre y esto compensaría el estrés de contracción. <sup>(30,31)</sup> En cambio un exceso de material de relleno, provocaría una gran generación de estrés durante el proceso de la polimerización del material, ya que al haber tantas partículas cercanas contactando de forma inmediata impedirían el flujo y adaptación del material a la cavidad. Los composites con más alto índice de relleno, generan más estrés al polimerizar. <sup>(32)</sup> Si las partículas son pequeñas favorecen la fluencia y adaptación del material a la cavidad. <sup>(10)</sup>

El tamaño de la partícula también influye en el coeficiente de transmisión de la luz de un composite, ya que actúan como una interferencia dispersando la luz que incide sobre ellas. Esta dispersión es máxima cuando el tamaño de la partícula mide la mitad de la longitud de onda de la luz empleada, que corresponde a los composites de menor tamaño de partícula o de microrrelleno. <sup>(16,33)</sup>

Según el tamaño de las partículas de relleno, se establece una de las clasificaciones más empleadas de las resinas compuestas:

### **Resinas compuestas de macrorrelleno**

Fueron las primeras que existieron y se conocen como de macrorrelleno convencionales con partículas de 15-100 $\mu$ . Actualmente se llaman de macrorrelleno de partícula pequeña con un tamaño de partícula inferior a las 5  $\mu$  y tamaño medio de 0,6 micras.

### **Resinas compuestas de microrrelleno**

Su tamaño medio de partícula es de 0,04 micras, y a su vez se dividen en dos: De microrrelleno homogéneas con todo el relleno compuesto por este tipo de partículas, conseguir altas concentraciones de estas partículas en la resina es muy dificultoso por la gran superficie de contacto que presentan, siendo las que menos porcentaje de relleno contienen.

De microrrelleno heterogéneas que surgen para hacer posible que estos composites contengan una mayor cantidad de relleno con este tamaño. Se les añade composite de microrrelleno polimerizado y triturado.

### **Resinas compuestas híbridas**

Su relleno es la mezcla de un microrrelleno y un macrorrelleno con partículas entre las 0.04 y 100 micras y tamaño medio de entre 1 y 15  $\mu$ . Es la formulación que permite añadir una mayor cantidad de relleno con unas adecuadas características de manejo. La mayoría de los composites actuales contienen esta combinación de partículas de relleno.

Desde un punto de vista clínico Jackson y cols. <sup>(34)</sup> clasifican los composites según su consistencia.

### **Resinas compuestas de baja densidad**

Son las resinas fluidas que presentan una baja viscosidad. Su tamaño de

partícula es el mismo que el empleado para las resinas híbridas. La diferencia es una cantidad de carga inferior en peso (45-70%) y volumen (37-54%) y una matriz de resina aumentada para reducir la viscosidad de la muestra.

### **Resinas compuestas de densidad media o convencional**

Corresponden a las resinas de micro relleno, híbridas y micro híbridas, y son empleadas en la mayoría de las situaciones restauradoras. Presentan una viscosidad media, con un relleno en peso del 75-80% y del 60% aproximadamente en volumen.

### **Resinas compuestas de alta densidad**

Son las también llamadas compactables, condensables o empaquetables. Solo se emplean en restauraciones posteriores. Poseen la misma composición que las resinas convencionales, anteriormente descritas, con la diferencia de que cada fabricante modifica o incorpora alguno de sus componentes que la hacen más sencilla de compactar.

Debido al aumento del tamaño de las partículas de relleno, suelen presentar una mayor cantidad de estas que las resinas de densidad media, 75-82% en peso o 61% en volumen.

### **Fase interfacial:**

Es el componente que permite la unión entre la matriz de resina y las partículas del relleno, posibilitando la transmisión de las tensiones generadas durante la contracción, de la resina flexible al relleno inorgánico. Los silanos orgánicos son los más empleados. Como contrapartida al sellar los canales de difusión de la humedad, disminuyendo la absorción de agua o hidratación de la resina del composite, limita la relajación del estrés que proporciona este fenómeno.<sup>(16)</sup>

### **1. 1. 2. El sistema adhesivo**

Es el componente que permite la unión entre el composite y la estructura

dentaria, formando una capa de unión química y micro mecánica entre ambos.

La adición de partículas de nanorrelleno a determinados sistemas adhesivos, supuso un gran avance en este sentido, ya que permitieron la formación de capas de adhesivo de mayor grosor y elasticidad.<sup>(35)</sup> Si el sistema adhesivo es aplicado con la técnica correcta formara una capa de adhesivo, que podrá compensar en cierta medida las tensiones de contracción acumuladas durante la polimerización del composite.<sup>(36)</sup>

El gran avance de los adhesivos en su elasticidad y fuerza de adhesión, que supera la fuerza generada por el estrés de contracción del material de restauración, ha permitido el desarrollo del concepto de adhesión elástica o amortiguadora.<sup>(37)</sup> El sistema adhesivo forma con el sustrato dentinario (fibras de colágeno desmineralizadas) la conocida capa híbrida,<sup>(38)</sup> que tiene un módulo de elasticidad intermedio entre el composite y la dentina. La resina es resistente a la compresión y el colágeno es moderadamente elástico y resistente a la tracción.<sup>(16)</sup>

El sistema adhesivo no solo amortigua el estrés de contracción del composite, sino que además modifica la dirección de la contracción ya que el composite contrae hacia donde está adherido. El composite se retrae hacia la cavidad originándose en las paredes laterales un aumento del estrés según nos alejamos del margen cavosuperficial y nos acercamos a las líneas angulares, siendo estas zonas las de mayor concentración de estrés de la restauración.<sup>(39)</sup>

Según Van Meerbeek e Inoue,<sup>(40,41)</sup> los adhesivos actuales se valen de tres mecanismos de adhesión por los cuales podemos clasificarlos de forma sencilla:

### **1. Sistemas adhesivos de grabado total**

A su vez pueden ser de dos pasos (grabado, lavado + primer junto a adhesivo) o de tres pasos (grabado, lavado + primer + adhesivo). Ambos eliminan totalmente el barrillo dentinario generado durante la preparación cavitaria y generan en la dentina la capa híbrida y tags de resina que penetran en los túbulos dentinarios.

### **2. Sistemas adhesivos de autograbado**

Se basan en el uso de monómeros ácidos de no-lavado que simultáneamente

acondicionas e impriman la dentina y el esmalte. Al no eliminar el barrillo dentinario producen una hibridación del mismo junto a la dentina.

Pueden aplicarse en dos pasos (primer grabador + resina adhesiva) o en una sola aplicación, los llamados todo en uno, que se presentan en un solo frasco o en dos que se mezclan previamente para una sola aplicación.

También pueden dividirse según el potencial de grabado en medianos con un  $\text{pH}=2$  o fuertes con un  $\text{pH}\leq 1$ . Difieren en su profundidad de hibridación.

### **3. Sistemas adhesivos de resina modificados con monómeros de vidrio**

Este sistema se basa en la interacción química del adhesivo con la estructura dentaria. El barrillo dentinario es retirado con un ácido débil, ácido polialquenoico, que expone las fibras de colágeno a poca profundidad.

Por otro lado, el solvente que incorpora el sistema adhesivo también va a caracterizar el comportamiento de este. <sup>(35)</sup> Son tres los solventes más empleados:

#### **Acetona**

Se evapora con facilidad pudiendo dar lugar a que los monómeros no tengan una suficiente cantidad de vehículo que los transporte al interior de la dentina.

Los adhesivos que la contienen son susceptibles a la técnica de aplicación ya que requieren que la dentina este húmeda sin excesos. Se basan en la técnica de adhesión húmeda, estando expuestos al fenómeno de la sobre humedad a través del cual su eficacia adhesiva se vería afectada negativamente.

#### **Etanol-Agua**

No se evapora tan fácilmente.

Igualmente requiere que la dentina este húmeda para una adecuada penetración, siendo susceptibles a la sobre humectación.

#### **Agua**

Su evaporación es lenta.

Emplean la técnica seca de adhesión a través de la cual la dentina es secada hasta eliminar totalmente la humedad.

Un exceso de humedad procedente de la cámara pulpar puede producir una excesiva disolución de los monómeros que infiltran la dentina, impidiendo su correcta polimerización.

### 1. 1. 3. El factor de configuración cavitario

Según publicaron Feilzer y cols. en 1987, en su artículo "Estrés en las resinas compuestas en relación a la configuración de la restauración",<sup>(42)</sup> el estrés que generan los composites durante su polimerización, aumenta conforme lo hace la superficie cavitaria sobre la que se adhieren en relación a la superficie libre que queda de ellos.

Así describió matemáticamente el factor de configuración cavitario, o también llamado, "Factor C", como:

$$C = \text{superficie adherida} / \text{superficie libre}$$

Así cuanto mayor es el valor de "C", menos favorable es la situación en relación a la cantidad de estrés que se generara en el seno del composite albergado en esa cavidad. Atendiendo a las conclusiones de Feilzer (42) cuando el Factor C se encuentra por encima de 1 la situación podrá considerarse desfavorable y cuando se encuentra por debajo de 1 será favorable, ya que el Factor C es un elemento importante a través del cual puede predecirse el comportamiento de una restauración.

Para comprender mejor este concepto, hemos de tener en cuenta nuevamente el flow del composite, ya que la liberación de estrés que proporciona solo se producirá a través de la deformación de la superficie libre que haya quedado.<sup>(43)</sup>

Así pues, una conformación cavitaria será considerada favorable, cuando proporcione una amplia superficie libre al colocar el material.

Estas consideraciones pueden ayudar a predecir el desarrollo del estrés de un material empleado para obturar una determinada cavidad.

En la practica clínica la configuración de una cavidad pueden ir, desde la perdida únicamente de un ángulo incisal, donde solo una pequeña superficie de composite esta adherido y el resto del esta libre, a una cavidad oclusal pequeña y profunda, donde casi todo el composite se encuentra adherido sin capacidad de fluir, dando lugar esta condición a resultados poco predecibles ya que la fuerza del estrés generado podría ser mayor que la fuerza de adhesión entre composite y

estructura dentaria, pudiendo propiciar fallos en la interfase adhesiva. <sup>(44)</sup>

Autores como de la Macorra, <sup>(45)</sup> han calculado el Factor de Configuración Cavitario de cavidades reales a través de sistemas informáticos dando lugar a los siguientes valores:

Cavidades de clase I =  $4,03 \pm 0,33$

Cavidades de clase II =  $1,85 \pm 0,59$

Erosiones cervicales simuladas =  $1,10 \pm 0,09$

Las características físicas de un composite que polimeriza dentro de una cavidad con alto Factor C, atendiendo a la resistencia a la flexión y al modulo elástico, también se ven afectadas negativamente conforme la configuración se hace mas desfavorable. <sup>(44)</sup> Es en esta situación donde el uso de diferentes técnicas de colocación del material por parte del clínico, que ayuden a la liberación del estrés, cobra gran importancia. <sup>(46)</sup>

Este nuevo concepto supuso un importante avance en el estudio de las tensiones de los materiales colocados en cavidades adhesivas ya que cambio la idea de que la liberación de dichas tensiones por medio del flujo del material no dependía solo de sus diferentes propiedades viscoelásticas, sino también de la configuración de la cavidad.

La siguiente imagen perteneciente al artículo de Feilzer y cols. <sup>(42)</sup> ayuda a comprender mejor gráficamente el desarrollo de este concepto. (Figura 1)

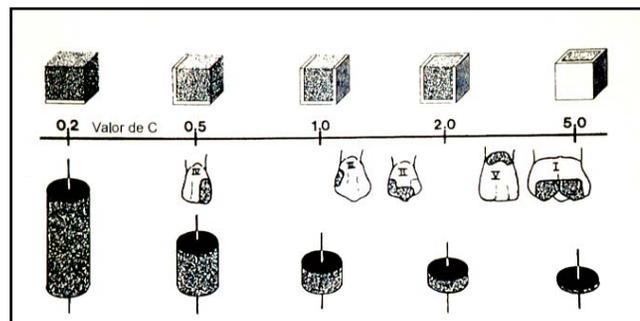


Figura 1. Imagen tomada de Feilzer y cols.

Sin embargo, debemos decir, que no todos los autores comparten esta teoría. Loguercio y colaboradores exponen en sus resultados que el estrés de contracción no disminuía variando la técnica de obturación bajo diferentes configuraciones cavitarias. <sup>(47)</sup>

Ni siquiera la evolución de los propios materiales restauradores, composites de baja contracción, resulto efectiva en la disminución del estrés de contracción, tal y como comprobaron Caheiros y colaboradores, <sup>(10)</sup> en cuyo estudio pudieron observar incluso como uno de estos nuevos composites presentaba una curva de estrés mas acentuada en el tiempo, que los composites convencionales.

### **1. 1. 4. Técnica de obturación de la cavidad**

El material, restaurador debe colocarse de tal forma que contribuya a la reducción de la cantidad de estrés generado durante la polimerización.

Se han desarrollado diferentes técnicas para facilitar la fluencia del material descrita anteriormente. A través de estas técnicas la fluencia se produce a costa de la superficie libre que se va obteniendo al colocar cada incremento de composite. De este modo podemos compensar una configuración cavitaria, que inicialmente pudiera ser desfavorable.

La técnica más extendida hasta hoy es la colocación por capas o incrementos que no deben de superar los 2mm de espesor, <sup>(19)</sup> esto reduce la proporción entre superficie adheridas y libres, lo cual permite aliviar el estrés de la contracción, <sup>(48)</sup> y disminuye el volumen de resina implicado en la polimerización. Un menor volumen de composite determinará menor contracción total de la masa, ya que el valor de contracción es relativo a la cantidad de monómero que reacciona.

Aunque no todos los autores están de acuerdo con esta afirmación, ya que Verluis y cols. concluyen que en cavidades proximales el estrés de polimerización es menor cuando el composite se aplica en un solo incremento. <sup>(49)</sup>

Las técnicas de obturación propuestas actualmente por diversos autores son las siguientes:

- Técnicas de múltiples capas, horizontales, verticales u oblicuas. <sup>(46,49)</sup>
- Utilización de puntas de condensación y polimerización. <sup>(12)</sup>
- Colocación de bloques de cerámica dentro del composite. <sup>(50)</sup>
- Aplicación de liners flexibles. <sup>(46)</sup>

### 1. 1. 5. La polimerización

Actualmente la iniciación de la polimerización de los composites más empleada es la lumínica, por delante de la química o auto polimerización, <sup>(51)</sup> ya que aumenta el tiempo de trabajo tanto como necesite el operador y disminuye considerablemente el tiempo de fraguado.

Mediante este tipo de polimerización la luz penetra en el material e incide sobre el iniciador del proceso químico de la polimerización que es sensible a la luz. Este iniciador suele ser la canforoquinona o la fenil-propandiona. La luz necesaria para activarlas se encuentra dentro del rango de longitud de onda de 360 a 520 nm, con un pico máximo de absorción de luz en los 465 nm y para que sea eficaz requiere una densidad de potencia o intensidad lumínica mínima de 300 mw/cm<sup>2</sup> durante un tiempo mínimo de 20 segundos. <sup>(16)</sup> Otros activadores habituales derivan de la benzoina, la benzofenona y la acetofenona y cada una se excita con una luz de longitud de onda determinada. Por tanto, no todas las lámparas son capaces de polimerizar de forma efectiva todos los composites que contengan activadores diferentes.

Todos los composites necesitan absorber una cantidad de energía determinada para conseguir un grado de conversión máximo que garantice unas adecuadas características físicas y mecánicas finales, aunque como contrapartida, una máxima conversión también supondrá una máxima contracción, <sup>(30)</sup> ya que la mayoría de monómeros habrán formado cadenas de polímeros. Esta conversión máxima suele estar entre un 43.5 y un 73.8%. <sup>(52)</sup> La relación existente entre el grado de conversión y las propiedades físicas del composite ha ocasionado, que numerosas investigaciones se centren en el control de la intensidad lumínica que llega al material. <sup>(53 ,61, 60)</sup>

Una adecuada intensidad de la luz es la que recorriendo toda la masa de composite consigue una grado óptimo de conversión y de características finales. Para esto hay que tener en cuenta varios factores.

- Intensidad inicial de la luz
- Distancia del foco a la superficie del composite
- Espesor de la capa de composite
- Coeficiente de transmisión de la luz del material
- Tiempo de aplicación

**Intensidad inicial de la luz:** Se trata de la intensidad lumínica que puede medirse al salir la luz de la lámpara y viene determinada por sus características comerciales y por la adecuada conservación de esta a lo largo del tiempo.

Las lámparas que pueden encontrarse actualmente en el mercado ofrecen multitud de intensidades lumínicas, pudiendo alcanzar los  $2.400\text{mw}/\text{cm}^2$ , siendo la mínima necesaria de  $300\text{mw}/\text{cm}^2$ . Esta puede ofrecerse como una intensidad única durante un mayor o menor periodo de tiempo, o puede variar según diferentes protocolos preestablecidos en la lámpara o que el propio operador confeccione.

Con el uso de las lámparas alguno de sus componentes puede deteriorarse siendo importante la revisión frecuente de la intensidad de la luz que están generando a través del uso de radiómetros. Según el método de producción de la luz y los elementos necesarios para ello el deterioro será más o menos rápido.

**Distancia del foco a la superficie del composite:** Debe ser la menor posible para garantizar que llegue al composite la intensidad inicial de la luz emitida por la lámpara.

**Espesor de la capa de composite:** La mayoría de fabricantes no recomienda superar los dos milímetros de grosor para asegurar la completa penetrabilidad de la luz.

**Coefficiente de transmisión de la luz del material:** Este es característico de cada composite y se refiere a la diferencia entre la intensidad de la luz incidente y la intensidad de la luz transmitida. Los colores oscuros u opacos atenúan más la luz, <sup>(54)</sup> y las partículas de relleno también actúan como una interferencia para la luz siendo las partículas de 0,25  $\mu\text{m}$  de los composites híbridos submicrónicos y de microrrelleno las que más interferencias provocan.

**Tiempo de aplicación:** La evolución comercial de las unidades de polimerización, con la intención de acelerar todo el proceso, tiende a aumentar la intensidad de salida de la luz, para reducir al mínimo el tiempo necesario de polimerización.

Las lámparas convencionales, tenían una relación tal, entre el tiempo de aplicación y la intensidad de la luz emitida, que permitían una reacción en el composite más lenta y menos violenta, pudiendo desarrollarse un mayor grado de fluencia del material, ya que la fase plástica de la polimerización era mas larga. <sup>(19)</sup>

Según Goracci la velocidad de conversión del composite es directamente proporcional a la intensidad de la fuente lumínica e inversamente proporcional a la distancia entre ellos. <sup>(55)</sup>

El acelerar la velocidad del proceso conlleva dos problemas fundamentales:

- La fase plástica es muy corta. La capacidad de fluencia del composite desaparece en los primeros segundos. Al alcanzarse muy rápido el punto G. comienza a generarse estrés que se transmitirá a la interfase adhesiva, que en estos momentos no es lo suficientemente madura como para compensarlo, pudiendo producirse fallos en ella. <sup>(10)</sup>
- La superficie libre del composite, que es la que en la gran mayoría de las situaciones clínicas se encuentra más cerca de la luz, y a través de la cual la masa del composite libera su estrés al deformarse, es la primera que se bloquea, quedando rígida en primer lugar y sin capacidad de deformarse. <sup>(18,43)</sup>

Así varios estudios han demostrado, que al aumentar la intensidad de la luz y disminuir el tiempo, se ve afectada negativamente la integridad de la adhesión del composite al diente. <sup>(56,57,58)</sup>

### **1. 1. 5. 1. Fuentes lumínicas de polimerización**

En la actualidad podemos distinguir entre las siguientes lámparas de polimerizar:

- Lámparas halógenas
- Lámparas de arco de plasma
- Láser
- LED

#### **• Lámparas halógenas**

Componen el grupo de uso mas extendido. Su luz es producida por el flujo de una corriente eléctrica que discurre a través de un filamento de tungsteno extremadamente delgado. Este filamento funciona como una resistencia que debido a la corriente que lo transita consigue una temperatura de entre 2000 y 3000 °C emitiendo una radiación electromagnética en forma de luz visible y calor, el cual es eliminado a través de una serie de filtros.

#### **• Lámparas de arco de plasma**

En este caso son dos electrodos colocados muy cerca el uno del otro a los cuales se aplica un alto voltaje para que aparezca entre los dos la "luz de arco". Es una tecnología costosa cuyos fabricantes sostiene que su tiempo de aplicación puede ser reducido significativamente, debido a su alta intensidad, sin que las características mecánicas finales del material se vean negativamente afectadas tras su curado.

#### **• Láser**

Dispositivo de amplificación de luz por emisión estimulada de radiación. Los láseres son aparatos que amplifican la luz y producen haces de luz coherente; su frecuencia va desde el infrarrojo hasta los rayos X. Un haz de luz es coherente cuando sus ondas, o fotones, se propagan de forma acompasada. Esto hace que la

luz láser pueda ser extremadamente intensa, muy direccional, y con una gran pureza de color (frecuencia). Esta tecnología desarrolla una longitud de onda que permite polimerizar los composites, pero produce una gran contracción de polimerización y es demasiado costosa

### • Lámparas LED

El LED (LED, acrónimo de Light-Emitting Diode) es un conmutador electrónico que deja fluir corriente en una sola dirección, durante el flujo en la dirección de paso se crea una radiación electromagnética (luz). En su construcción se utiliza una mezcla de fosfuros y arseniuros de galio que permiten obtener la longitud de onda deseada.

Esta longitud de onda producida esta dentro de un estrecho rango y no hay producción de calor (luz fría). Esta característica permite prescindir de sistemas de refrigeración y además conlleva un consumo de energía inferior a las demás ya que la producción de la luz es mucho más eficiente. Esto alarga la vida útil de estas lámparas.

Su principal inconveniente es el estrecho rango de su longitud de onda que hace que esta luz no sea capaz de activar la totalidad de los diferentes fotoiniciadores contenidos en las formulaciones de todos los adhesivos y composites.

## 1 .1. 5. 2. Modos de polimerización

### Técnica convencional

Esta técnica de polimerización consiste en una única aplicación con una intensidad fija y durante un tiempo determinado, que proporcione al composite la energía necesaria para alcanzar el mayor grado de polimerización posible.

Feilzer y cols,<sup>(18)</sup> y Uno y cols,<sup>(59)</sup> a través de este trabajo pusieron de manifiesto la importancia de darle tiempo al composite para fluir y compensar la contracción durante la polimerización, proponiendo por primera vez el concepto de soft-start.

Igualmente numerosos autores han demostrado que la intensidad de la luz y el tiempo de aplicación son factores muy relacionados con el desarrollo del estrés de contracción de los composites, comprobando que una menor intensidad

durante una mayor cantidad de tiempo favorece la adaptación del composite a la cavidad ,<sup>(54)</sup> y disminuye el estrés de polimerización.<sup>(58,60)</sup>

Aunando los conceptos anteriores, se han desarrollado diferentes métodos de aplicación de la luz que combinan las variables, número de aplicaciones, intensidad y tiempo para minimizar los efectos de la contracción favoreciendo la adaptación de la restauración a la cavidad:

### **Técnica Soft-start**

Este concepto de polimerización,<sup>(61)</sup> se basa fundamentalmente en la aplicación inicial de una intensidad baja durante un corto periodo de tiempo seguida de una intensidad mayor durante un mayor número de segundos y son varias las técnicas que lo desarrollan:

### **Técnica Two-step**

Consiste en aplicar una intensidad de luz baja durante un tiempo determinado, seguida de una segunda aplicación de mayor intensidad durante otro periodo de tiempo.

### **Técnica de rampa**

Consiste en una aplicación inicial de luz durante unos segundos con un incremento gradual de la intensidad.

### **Técnica de pulsos**

Consiste en unas aplicaciones sucesivas de luz cada una de las cuales experimenta durante su aplicación un incremento fijo de su intensidad. Otros autores como Lu,<sup>(62)</sup> describen esta técnica como la aplicación de una intensidad baja durante pocos segundos seguida de un intervalo de tiempo sin irradiación y una última aplicación de una intensidad superior durante más tiempo que la primera aplicación.

Al compararla con la polimerización convencional, estas técnicas producen una reducción del estrés de polimerización inicial pudiendo tener importantes beneficios clínicos, ya que a través de su aplicación el estrés de contracción final había disminuido significativamente.<sup>(61)</sup>

Estudios actuales siguen analizando el efecto de las técnicas soft-start ya que

uno de sus mayores inconvenientes es que producen una conversión final del material inferior a la conseguida por la técnica convencional de polimerización, pudiendo deberse a esto la menor generación de estrés durante la polimerización.<sup>(62)</sup>

### **Modo de polimerización rápido**

Consiste en el aumento de la intensidad de polimerización para reducir al mínimo posible el tiempo de aplicación de la luz.

Esta forma de polimerizar surge como resultado de la demanda de reducir el tiempo de polimerización para economizar en la práctica odontológica.

Según la ecuación de la dosis recibida tras la polimerización (Dosis = intensidad x tiempo), reducir el tiempo de aplicación a la mitad supone aumentar al doble la intensidad lumínica, para que la dosis siga siendo la misma. Para autores como Althoff y Hartung,<sup>(63)</sup> usar altos niveles de intensidad lumínica trae consigo importantes inconvenientes ya que el composite no tiene tiempo para fluir y disipar el estrés de contracción, resultando en un debilitamiento de la fuerza de adhesión y aumento de la microfiltración.

## **1. 2. LA DENTINA COMO SUBSTRATO ADHESIVO**

### **1. 2. 1. Histomorfología de la dentina según su profundidad**

La dentina es un tejido avascular y mineralizado. Es muy elástica y más radiolúcida que el esmalte, esta compuesta principalmente por cristales de fosfato calcico hidrófilos y colágeno, así como por una considerable cantidad de agua que supone un 12% del volumen total.

La composición química de la dentina en base a su peso húmedo es aproximadamente 70% de material inorgánico y 18% de material orgánico con un 93% de colágeno y 12% de agua.

Medidos estos componentes según su volumen, el componente mayor es el

formado por materia orgánica y el agua: 45% y 12% respectivamente.

Como consecuencia de la mineralización progresiva de la dentina durante toda la vida, esta composición variara como es lógico, según la edad del diente.

La parte inorgánica la forman principalmente cristales de hidroxiapatita. También podemos encontrar: fosfatos calcicos amorfos, carbonatos y otros elementos en menores proporciones: F, Cu, Zn, etc..<sup>(64)</sup>

La estructura tubular de la dentina puede servir de retención microscópica, pero hay que tener en cuenta que la densidad de túbulos por mm<sup>2</sup> así como el diámetro es muy variable.

El diámetro tubular oscila entre las 5,72μ<sup>2</sup> en la pared de la cámara pulpar y 0,97 μ<sup>2</sup> en el tercio apical del canal radicular.<sup>(65)</sup>

La densidad de túbulos varia de 50.000/mm<sup>2</sup> en las cercanías de la pulpa, 30.000/mm<sup>2</sup> en la porción media de la dentina y 10.000/mm<sup>2</sup> en la unión con el esmalte.<sup>(66)</sup>

Dourda analiza la densidad tubular de terceros molares jóvenes encontrando 22.000 túbulos mm<sup>2</sup> en la dentina superficial, 37.000 mm<sup>2</sup> en la dentina media y 48.000 mm<sup>2</sup> en la dentina profunda.<sup>(67)</sup>

Conforme aumenta la profundidad en la exposición de la dentina se incrementa la luz tubular y como consecuencia disminuye la dentina intertubular cuyo papel es crucial en los mecanismos de adhesión a la dentina, al estar formada por una maya de fibras de colágena en la cual se imbrica el sistema adhesivo.<sup>(68)</sup>

Al aumentar el número de túbulos también lo hace la dentina peritubular, que forma la pared del túbulo y que carece de las importantes fibras de colágena. La edad provoca un aumento del grosor de la dentina peritubular, llegando incluso a obliterar completamente la luz del túbulo, haciendo que el grosor de dentina infiltrada por el sistema adhesivo sea menor que en la dentina joven.<sup>(69)</sup>

Son varios los autores que han evidenciado la baja fuerza de adhesión a la dentina profunda en comparación con la dentina superficial o el esmalte.<sup>(70,71,72)</sup> Esta disminución de la fuerza se atribuye al aumento del contenido acuoso de los túbulos dada la cercanía pulpar.<sup>(73,74,75)</sup> Aunque no todos los sistemas adhesivos se ven afectados negativamente por el aumento de la profundidad dentinaria.<sup>(76)</sup>

## 1. 2. 2. Presión intrapulpar

Van Hassel, <sup>(77)</sup> determinó tras cientos de experimentos, que la presión intrapulpar en dientes de humanos sanos era de 25 mm.Hg.. No obstante está demostrado que la utilización de anestésicos locales con vasoconstrictor, reduce significativamente esta cifra. Kim y col. <sup>(78)</sup> y Beveridge y col. <sup>(79)</sup> que investigaron sobre este tema, sitúan esta reducción para caninos en un 30%. Para molares, tras anestesia troncular, vieron que se reducía hasta en un 50%, tardando de 15 a 75 minutos en recuperar la presión sus niveles normales.

Otro aspecto a considerar es la conductancia hidráulica, que es el índice de permeabilidad a un fluido tras la preparación cavitaria. Varios trabajos llevados a cabo por diferentes autores demuestran que esta permeabilidad aumenta, a medida que disminuye el grosor dentinario remanente. <sup>(80,81,82)</sup>

La presencia de fluido a presión dentro de los túbulos dentinarios se ha establecido por investigadores como Paschley y cols. <sup>(83,84)</sup> como un importante factor que influye sobre la adhesión a la dentina. La exposición de los túbulos a través del grabado ácido de los sistemas adhesivos, provoca un aumento de la conductancia hidráulica y por tanto de la humedad en la zona donde el adhesivo ejerce su acción. <sup>(85,86)</sup>

Así pues, introducir en los protocolos de experimentación un sistema de presión intrapulpar artificial se ha convertido en un método obligado para simular in vitro las condiciones de la dentina in vivo, en aquellos estudios que evalúan la fuerza de adhesión de los modernos sistemas adhesivos.

La mejora de los conocimientos sobre la naturaleza hidrofílica de la dentina permitió mejorar las propiedades de los sistemas adhesivos aumentando su capacidad de humectación. Kanka, <sup>(87)</sup> y Gwinnett, <sup>(88)</sup> desarrollaron la técnica conocida con el nombre de adhesión húmeda, a principios de los años noventa, que aumentaba la eficacia de hibridación de la dentina por parte de los adhesivos.



## **2. JUSTIFICACIÓN**



Los factores que afectan al pronóstico de las obturaciones de composite son múltiples. Unos derivados de la técnica de aplicación de estos materiales, y otros relacionados con la complejidad del sustrato adhesivo con el que trabajamos, afectando cada uno de ellos de forma diferente a la resistencia final de la restauración.

La contracción que experimentan los composites tras la polimerización y el consiguiente estrés generado, es uno de los problemas de mayor gravedad de este tipo de materiales.

Se buscan constantemente técnicas y materiales que sean capaces de asegurar la perdurabilidad de las restauraciones a través del estudio individualizado de cada uno de los factores que intervienen en una restauración de composite.

En la práctica clínica, existen dos factores sobre los que podemos incidir para compensar el problema del estrés de las restauraciones, como son la utilización de distintas fuentes lumínicas y/o variaciones en la configuración cavitaria.

Nuestro trabajo analizara estos dos factores en unas condiciones de laboratorio en cuanto a humedad y presión intratubular de la dentina, equiparables a las que tendría "*in vivo*" de tal forma que los resultados obtenidos sean extrapolables.



# **3. HIPÓTESIS DE ESTUDIO**



**Hipótesis de estudio:**

- 1.** El aumento del Factor de Configuración Cavitario producirá un mayor estrés de contracción en la cavidad que afectará a la resistencia adhesiva disminuyéndola.
- 2.** El uso de diferentes fuentes e intensidades lumínicas de polimerización influirán sobre la fuerza de adhesión del material restaurador a la superficie dentinaria.
- 3.** La interacción entre diferentes configuraciones cavitarias, y las diferentes fuentes e intensidades de polimerización del material restaurador, afectarán a la resistencia adhesiva del composite a la dentina.



## **4. OBJETIVOS**



**Los objetivos planteados en este estudio han sido los siguientes:**

- 1.** Evaluar la influencia sobre la resistencia adhesiva del composite a la superficie dentinaria de tres Factores de Configuración Cavitaria superiores a 1 y otros tres Factores de Configuración Cavitaria inferiores a 1.
- 2.** Estudiar la interacción entre las diferentes configuraciones cavitarias y las lámparas de polimerizar en relación a la resistencia adhesiva.
- 3.** Evaluar el tipo de fallo del espécimen tras medir la resistencia adhesiva con la técnica de cizalla.



# **5. MATERIAL Y MÉTODO**



## 5. 1. SELECCIÓN Y CONSERVACION DE LAS MUESTRAS

Hemos usado 180 cordales procedentes de exodoncias quirúrgicas, sin ningún tipo de alteración en su integridad anatómica.

Tras la exodoncia se lavaron y cepillaron convenientemente para eliminar cualquier resto de su superficie.

Fueron conservados en una solución de clorhexidina al 5%, Hibimax® (Zéneca farma S.A.) a temperatura ambiente durante un tiempo nunca mayor a tres meses hasta su utilización. (Figura 2)



Figura 2. Terceros molares limpios en solución de clorhexidina

## 5. 2. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

### 5. 2. 1. Inclusión de las muestras

Los molares se incluyeron en bloques de resina para facilitar su fijación en la maquina de corte que debería dejar expuesta la dentina oclusal por una parte y la cámara pulpar por otra, así como para la confección del sistema de perfusión.

Como moldes de inclusión se emplearon jeringas de plástico desechables de 20 ml. (Ico, Italy), cuya parte cónica se eliminó cortándola con el microtomo de tejidos duros Accutom (Estruers, Copenhagen/ Denmark) de tal modo que quedasen abiertas y con el émbolo en su posición habitual.

Posteriormente se pulió a mano el corte para eliminar las rebabas, con una lija de agua Hermes tipo WS-Flex 18-B de grano P-500 (grueso), perpendicularmente al eje axial de la jeringa.

Cada espécimen se colocó en el interior de los moldes centrándolos y fijando las cúspides a la superficie plana del émbolo con varias gotas de resina fotopolimerizable Heliobond (Vivadent, Liechtenstein), con objeto de estabilizarlo en posición vertical y que no fuera desplazado del centro al verter la resina de inclusión. (Figura3)



Figura 3. Molar fijado a su molde de inclusión

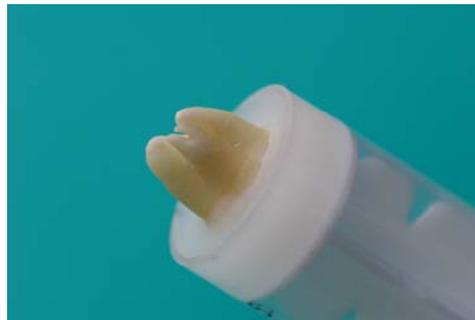


Figura 4. Molar incluido en resina autopolimerizable

Se preparo resina autopolimerizable Orthocryl (Dentaurum, Germany) según las instrucciones del fabricante , y se lleno el molde hasta el limite amelodentinario de los molares dejando expuestas las raíces. (Figura 4)

Tras la completa polimerización de la resina, los bloques cilíndricos así obtenidos, se extrajeron del molde de inclusión presionando el embolo de la jeringa.

### 5. 2. 2. Corte de los especímenes

En cada espécimen se realizaron dos cortes. Uno para exponer la cámara pulpar y otro para la exposición de la dentina oclusal.

El primer corte se realizó con el microtomo de tejidos duros Accutom (Estruers, Copenhagen/ Denmark) y fue perpendicular al eje axial de los molares, localizado a 1mm de la unión amelo-cementaria en dirección apical, (Figura 5) de forma que eliminando las raíces, la cámara pulpar quedase expuesta. (Figura 6)



Figura 5. Corte de las raíces para exponer la cámara pulpar



Figura 6. Exposición de la cámara pulpar tras eliminar las raíces

El tejido pulpar presente se eliminó utilizando bolitas de algodón impregnadas en hipoclorito de sodio al 5% . A continuación se colocó una gota de ácido cítrico al 6% en solución acuosa, dentro de la cámara, y se mantuvo durante un minuto. Posteriormente los especímenes se limpiaron en baño ultrasónico (Ultrasons Selecta) durante 5 minutos.

El segundo de los cortes para exponer la superficie dentinaria oclusal se realizó paralelo a la unión amelo-cementaria a 2-3 mm. de esta en sentido coronal, exponiendo la dentina profunda, con el microtomo de precisión automático Microtomo de tejidos duros Accutom 50 (Estruers, Copenhagen/ Denmark). (Figuras 7 y 8).



Figura 7. Corte de la corona a 2-3 mm. de la unión amelo-cementaria



Figura 8. Exposición de la dentina profunda en un único plano

### 5. 2. 3. Sistema de presión intrapulpar simulada

Para el estudio de los especímenes en ambiente húmedo, bajo presión pulpar positiva, realizamos el siguiente procedimiento.

El extremo troncocónico de una jeringa de plástico desechable de 2ml. (Ico, Italy) se cortó con el microtomo de tejidos duros Accutom y pulió a mano con lija de agua Hermes tipo WS-Flex 18-B de grano P-500 (grueso) para que sirviera de receptáculo y conexión al conducto por donde aplicar la presión hidráulica sobre la cámara pulpar. (Figura 9)



Figura 9. Extremo troncocónico de una jeringa de 2cm que simulará la cámara pulpar artificial

Este extremo troncocónico se fijó con resina fotopolimerizable Heliobond a la base del espécimen donde quedaba expuesta la cámara pulpar, (Figura 10) y se cubrió con resina autopolimerizable Orthocryl, hasta formar un bloque con el resto de la muestra ya incluida, dejando expuesto tan solo el cono de conexión de cánulas. (Figura 11)



Figura 10. Cámara pulpar artificial fijada a la cámara pulpar expuesta

Como molde externo volvieron a emplearse las jeringas de plástico de 20 ml. ya preparadas durante el proceso de inclusión.



Figura 11. Muestra y cámara pulpar artificial incluidos conjuntamente

Los bloques así preparados, se conectaron mediante un tubo flexible a una columna de presión, que contenía el agua destilada (Hifersa S.L), encargada de simular la presión hidráulica intrapulpar.

Para ello utilizamos parte de un sistema clínico de administración de suero Intrafix Air (B. Braun, Melsungen), al que eliminamos la cámara de goteo, conservando el tubo de plástico y el racor de látex. (Figura 12)



Figura 12. Especímen conectado a la columna de perfusión

Este último nos permitió, mediante una jeringa, extraer el aire que quedaba atrapado al realizar la conexión y cargar el sistema con el líquido encargado de simular el contenido intratubular, en nuestro caso el agua destilada.

La presión hidrostática aplicada a todos los especímenes se consiguió mediante la elevación de la columna que contenía el agua destilada, a 21cm. de altura sobre el espécimen, equivalente a una presión intrapulpar *in vivo* de 15mm/Hg.

### **5. 3. CONFECCIÓN DE LAS CAVIDADES ARTIFICIALES**

Para simular las paredes de las cavidades se confeccionaron moldes con forma cilíndrica de 2, 3, y 4 mm. de altura y 5 mm. de diámetro interno y en dos tipos de material diferente.

Unos en cerámica IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) y otros con silicona de adición, siendo el volumen interno de cada molde dentro de cada una de las alturas el mismo, con independencia del material en que se confeccionó, de modo que permitieran trabajar con la misma cantidad de composite pero factores de configuración cavitaria diferentes.

Cuando se empleaban los moldes de cerámica, se obtenía un Factor de

Configuración Cavitario superior a 1 en virtud de la formula preconizada por Feilzer ( $C = \text{superficie adherida de composite} / \text{superficie libre de composite}$ ), ya que su superficie interna, tanto paredes como suelo era adhesiva en su totalidad al haber sido tratadas adecuadamente para ese fin.

Al emplear los moldes de silicona, cuya superficie interna no era adhesiva, el Factor de Configuración Cavitario según la formula antes mencionada, resulta inferior a 1. La superficie dentinaria que constituye el suelo de estas cavidades artificiales, es en este caso la única sobre la que el composite podía adherirse.

### 5. 3. 1. Fabricación de los moldes de cerámica

Los moldes de cerámica se fabricaron empleando el sistema IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), que se basa en el método de la cera perdida, en virtud del cual, con un horno especial, se inyecta la porcelana dentro de la cavidad que deja la cera modelada en el material de revestimiento.

La inyección se realiza bajo presión, en condiciones de vacío y a una velocidad constante.

En su forma original, la porcelana, es una pastilla de 1cm. de altura y 8mm. de diámetro, y que en nuestro caso se denomina TC2 debido a su color. (Figura 13)



Figura 13. Pastillas de porcelana para fabricar los moldes de cerámica

Para la confección de los patrones iniciales, nos valimos de placas de cera calibrada de 0.5mm. de grosor (Refert, Germany), que eran cortadas manualmente con una hoja de bisturí en tiras de 2, 3 y 4mm. de ancho.

Estas tiras eran enrolladas sobre aros de cobre del N° 1 (Dentatus, Sweden),

diámetro externo de 5mm., tipo duro, para darles la forma deseada. Así se conseguían aros huecos de 2, 3 y 4mm. de altura y 5mm. de diámetro interno. (Figura 14)



Figura 14. Fabricación de los patrones de cera para inyectar la cerámica y obtener los moldes de porcelana

Sobre el borde de estos aros de cera, se colocaron conectores de inyección (Figura 15), fabricados con cera especial para esta técnica (Bego, Germany) y se unieron a una base de plástico circular perteneciente al sistema. (Figura 16)

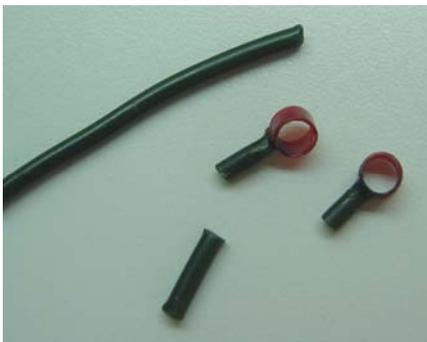


Figura 15. Patrones de cera con los conectores de inyección



Figura 16. Patrones de cera en la base de plástico



Figura 17. Patrones de cera preparados para ser incluidos en el material de revestimiento

En los bordes de la base se adhirió un papel plastificado del sistema IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) que permitía verter sobre el conjunto de la base y los patrones de cera el material de revestimiento, dejando en la parte superior del cilindro una entrada cónica para la inyección de la porcelana fundida. (Figura 17)

El material de revestimiento IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) se compone de la mezcla de un líquido y un polvo exclusivos para esta técnica.

Una vez fraguado el revestimiento, se sometió a una alta temperatura dentro de un horno de precalentamiento, Vulcan 3-550 (Ney, USA). Este proceso hizo desaparecer la cera del interior del material de revestimiento, dejando una cavidad con la forma de los patrones de cera anteriormente fabricados e incluidos.



Sin dejar que el revestimiento se enfriara se colocaron en el horno de inyección IPS Empress EP 600 (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) (Figura18), en el que bajo condiciones de vacío se inyectó a presión una o dos pastillas de cerámica, según el número de patrones de cera que se hubieran revestido. Estas habían sido calentadas previamente en el horno de precalentamiento Vulcan 3-550.

Figura 18. Horno de inyección de porcelana Empress EP 600

Tras sacar del horno de inyección el cilindro, se eliminó todo el material de revestimiento que cubría los aros de cerámica con una chorreadora Mestra modelo 080230 (Mestra, Bilbao, España), que proyecta partículas de óxido de aluminio de tamaño 100-150 $\mu$ , seguido de perlas de brillo de 50  $\mu$ , ambas de la marca Proal (Proal, España). Los conectores de inyección se cortaron con disco de diamante (NTI, Germany).



Figura 19. Aros de porcelana de 2, 3 y 4mm de altura, limpios de material de revestimiento

Los moldes así obtenidos tenían unas dimensiones de 2, 3 o 4mm de altura, 5mm de diámetro interno y un grosor de 0,5mm. (Figura 19) El proceso de inclusión de los patrones de cera, inyección de la porcelana y eliminación del material de revestimiento de los moldes de cerámica obtenidos fue llevado a cabo por un técnico especialista de

laboratorio de prótesis dental, que siguió las normas del fabricante para el manejo de todos los materiales y técnicas empleadas.

### 5. 3. 2. Fabricación de los moldes de silicona

Como molde externo, para su fabricación, se usó una jeringa de plástico desechable de 20ml. (Ico, Italy) a la cual se le cortó el extremo troncocónico con el microtomo de tejidos duros Accutom (Estruers, Copenhagen/ Denmark) y se pulió el borde para eliminar las rebabas con una lija de agua Hermes tipo WS-Flex 18-B de grano P-500 (grueso), perpendicularmente al eje axial de la jeringa.

Centrados sobre el émbolo de la jeringa se colocó un aro de cobre del número 1, de 5mm de diámetro externo, tipo duro, (Dentatus, Sweden), cortado con el microtomo Accutom, a 2, 3 y 4mm de altura para fabricar los moldes en cada una de sus tres alturas. (Figura 20)

El émbolo se reguló a 2, 3 y 4mm, del borde cortado de la jeringa para cada uno de los segmentos del aro de cobre. (Figura 21)



Figura 20. Aros de cobre cortados a 2, 3 y 4mm de altura empleados como preforma interna para confeccionar los moldes de silicona

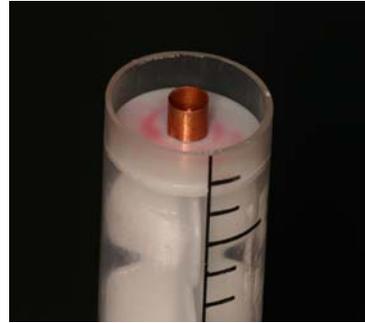


Figura 21. Sección del aro de cobre centrada en la jeringa preparada para la inserción de la silicona

Se mezclaron la base y el catalizador de la silicona pesada Aquasil (Dentsply, Dreieich) según las medidas del fabricante, se puso alrededor de cada aro de cobre y se presionó el conjunto contra una loseta de cristal pulido hasta que la silicona hubo fraguado. (Figura 22)

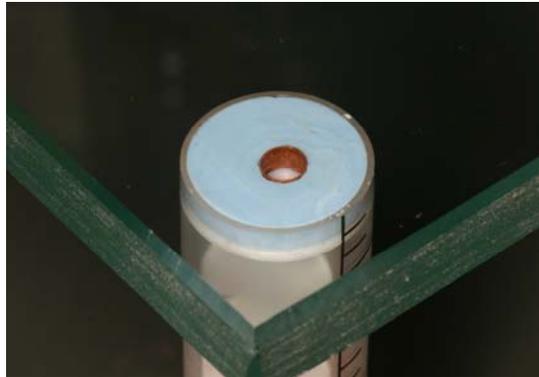


Figura 22. Loseta de vidrio presionando la silicona aun sin fraguar

Presionando el émbolo de la jeringa se sacó el molde de silicona resultante. Tras retirar la sección del aro de cobre y recortando con una hoja de bisturí las rebabas de silicona quedaban listos para su uso. (Figura 23)

Así se confeccionaron moldes de silicona de 2, 3 y 4 mm. de altura y 5 mm. de diámetro interno.



Figura 23. Moldes de silicona de 2, 3 y 4mm de altura ya terminados

#### 5. 4. ASIGNACIÓN DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

Los 180 terceros molares fueron divididos en tres grupos de 60 molares cada uno. En cada grupo se empleó una de las tres lámparas de polimerizar seleccionadas para el estudio, Heliolux II, Arc-Light II o Spectrum 800 respectivamente.

Dentro de cada uno de estos tres grupos ( $n=60$ ), la mitad fueron obturados empleando los moldes de porcelana, 10 para los moldes de 2mm. de altura, 10 para los de 3mm. y otros 10 para los moldes de 4mm.. Los 30 molares restantes fueron obturados con los moldes de silicona de igual modo, 10 para el molde de 2mm. de altura, 10 con el de 3mm. y 10 para el de 4mm.

Esta distribución dio lugar a 18 subgrupos de estudio diferentes, compuesto por 10 muestras cada uno.

El la siguiente tabla, (Tabla 1) se muestra la asignación de molares a cada grupo de estudio

n=180	Lámpara Heliolux II (n=60)	Moldes de porcelana n=30	2mm (n=10)
			3mm (n=10)
			4mm (n=10)
		Moldes de silicona n=30	2mm (n=10)
			3mm (n=10)
			4mm (n=10)
	Lámpara Arc-Light II (n=60)	Moldes de porcelana n=30	2mm (n=10)
			3mm (n=10)
			4mm (n=10)
		Moldes de silicona n=30	2mm (n=10)
			3mm (n=10)
			4mm (n=10)
Lámpara Spectrum 800 (n=60)	Moldes de porcelana n=30	2mm (n=10)	
		3mm (n=10)	
		4mm (n=10)	
	Moldes de silicona n=30	2mm (n=10)	
		3mm (n=10)	
		4mm (n=10)	

Tabla 1. Distribución de las muestras en los diferentes grupos de estudio

## 5. 5. OBTURACIÓN DE LAS CAVIDADES ARTIFICIALES

El sistema adhesivo empleado fue One Coat Bond de la marca Coltene (Switzerland) (Figura 24) y cuya composición se detalla a continuación:

- Ácido fosfórico 15%.
- Adhesivo de base acuosa sin solventes, con la siguiente composición según el fabricante:

Hidroxietilmetacrilato (HEMA)	Sílice ahumada (5%)
Polialkenoato metacrilizado	Uretanodimetacrilato
Hidroxipropilmetacrilato	Ácido silícico amorfo
Dimetacrilato de glicerol	Agua (5%)
Acido poliacrílico de metacrilato modificado	Iniciadores y estabilizadores



Figura 24. Sistema de adhesión dentinaria empleado.

El composite elegido fue Synergy Compact, (Figura 25) también de la marca Coltene (Switzerland), en presentación tipo compul y de color A-2 (según la clasificación de colores Vita) y cuya composición y características más destacables son las siguientes:

BisGMA	Vidrio de estroncio, silanizado
BisEMA	Vidrio de bario, silanizado
TEGDMA	Ácido silícico amorfo, hidrofobizado

Diámetro medio de las partículas de relleno.....	0.6 $\mu\text{m}$ (0.1-2.5 $\mu\text{m}$ )
Porcentaje de relleno inorgánico en volumen.....	59 %
Porcentaje de relleno inorgánico en peso.....	74 %
Volumen de contracción de polimerización.....	2.7%
Profundidad de endurecimiento.....	5.5mm.



Figura 25. Composite empleado en la obturación de todos los moldes

Las lámparas empleadas para la polimerización del adhesivo y composite según el grupo de estudio fueron las siguientes:

---

### **SPECTRUM 800**

---

- Fabricante: Dentsply (Dreieich).
- Producción de luz a través de una lámpara halógena.
- Intensidad máxima de 800  $\text{mw}/\text{cm}^2$ .
- Intensidad y tiempo variables.



---

### **HELIOLUX II**

---

- Fabricante: Vivadent (Liechtenstein).
- Producción de luz a través de una lámpara halógena.
- Intensidad fija de 300  $\text{mw}/\text{cm}^2$ .
- Tiempo de emisión fijo de 20 seg.



---

### **ARC-LIGHT II**

---

- Fabricante: Air Techniques (USA).
- Producción de luz a través de un arco de plasma.
- Intensidad máxima de 1000  $\text{mw}/\text{cm}^2$ .
- Intensidad y tiempo variables.



---

Su correcto funcionamiento fue comprobado, antes de comenzar cada sesión de obturación, con el radiómetro Coltolux (Coltene, Switzerland).

### 5.5.1. Obturación con los moldes de silicona

La distribución de las muestras según la lámpara de polimerizar empleada y la altura del molde de silicona se muestran en la siguiente tabla. (Tabla 2)

Lámpara Heliolux II (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10
Lámpara Arc-Light II (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10
Lámpara Spectrum 800 (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10

Tabla 2. Distribución de las muestras para la obturación con los moldes de silicona

Durante todo el proceso de obturación los molares estuvieron conectados al sistema de presión intrapulpar.

El protocolo de obturación fue el siguiente:

1. La dentina expuesta se grabó con ácido fosfórico al 15% durante 30 segundos, tras lavado con spray de agua y aire durante 20 seg. se secó con jeringa de aire sin llegar a deshidratar la dentina, según las especificaciones del fabricante.
2. Sobre la superficie de la dentina grabada se colocó uno de los moldes de silicona de 2, 3 o 4mm según el subgrupo sobre el que se estuviera trabajando.

Una vez posicionado el molde, sobre la zona central de la muestra, se aplicó el adhesivo sobre la dentina frotando con un pincel durante 20 seg. y se proyectó chorro de aire suave durante 2 segundos, como indica el fabricante. (Figura 26)

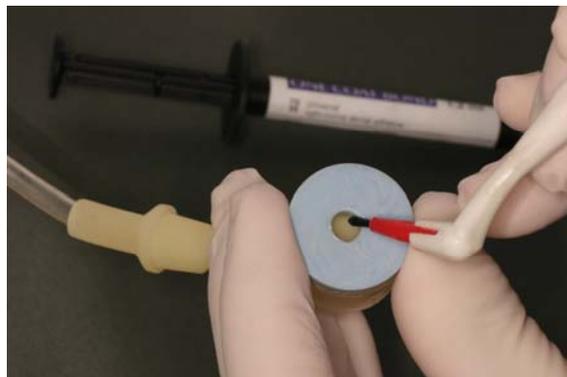


Figura 26. Aplicación del sistema adhesivo One Coat Bond sobre la dentina perfundida empleando los moldes de silicona

La polimerización del adhesivo se realizó con una de las tres lámparas empleadas en el estudio, según el grupo en el que se estuviera trabajando, colocando la guía de polimerización sobre el borde del molde y haciendo incidir la luz de forma perpendicular a la superficie de la dentina.

La intensidad y el tiempo de aplicación para cada lámpara son los recomendados por el fabricante y se exponen en la siguiente tabla. (Tabla 3)

<b>HELILUOLUX II</b>	300mw/cm <sup>2</sup> , durante 20 seg.
<b>ARC-LIGHT II</b>	1000mw/cm <sup>2</sup> , durante 5 seg.
<b>SPECTRUM 800</b>	800 Mw./cm <sup>2</sup> , durante 20 seg.

Tabla 3. Intensidad y tiempo de aplicación para la polimerización del adhesivo, según la lámpara

**3.** Seguidamente se obtuvo en bloque la cavidad artificial con el composite Synergy

compactable, introduciendo la boquilla del compul hasta el fondo y retrocediendo en sentido ascendente, mientras se presionaba la pistola porta compules hasta rellenarla por completo.(Figura 27) Para adaptar bien el material y eliminar las posibles burbujas de aire, se condensó el composite con un instrumento cilíndrico de punta plana "Hu-Friedy" PLG1/2NS.

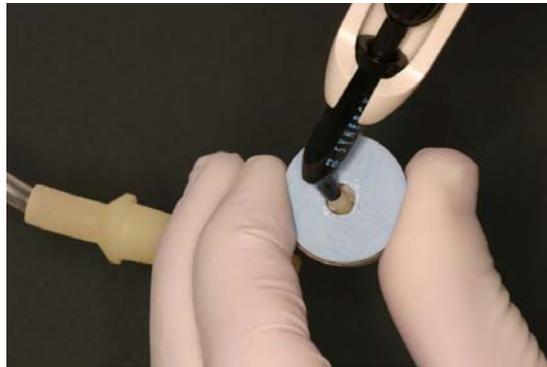


Figura 27. Obturación en bloque del molde de silicona

4. El composite se polimerizó con la misma lámpara empleada para polimerizar el adhesivo, colocando la guía sobre el borde del molde y haciendo incidir la luz de forma perpendicular sobre la superficie del composite.

La intensidad y el tiempo de aplicación para cada lámpara son los recomendados por el fabricante y se exponen en la siguiente tabla. (Tabla 4)

<b>HELILUOLUX II</b>	300mw/cm <sup>2</sup> , durante 40 seg.
<b>ARC-LIGHT II</b>	1000mw/cm <sup>2</sup> , durante 5 seg.
<b>SPECTRUM 800</b>	800 Mw./cm <sup>2</sup> , durante 40 seg.

Tabla 4. Intensidad y tiempo de aplicación para la polimerización del composite, según la lámpara

Seguidamente se retiró el molde de silicona, (Figura 28) y se introdujo el espécimen en agua destilada.

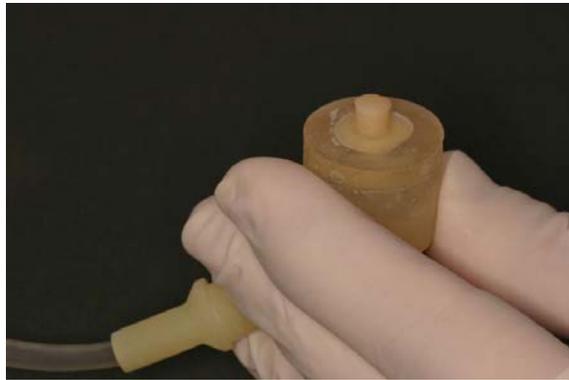


Figura 28. Muestra con el composite adherido tras retirar el molde de silicona

### Calculo del "Factor C"

El "Factor C" para las obturaciones realizadas con los moldes de silicona se calculó de la siguiente manera según la formula preconizada por Feilzer:

$$\text{"Factor C"} = \text{superficie adherida} / \text{superficie libre}$$

**Superficie adherida** = Área de adhesión a la dentina ( $\pi \cdot (r \times 2)$ )

**Superficie libre** = Área interna no adhesiva del molde de silicona ( $2 \pi r h$ ) + Área libre del composite ( $\pi \cdot (r \times 2)$ )

$$\text{"Factor C"} = (\pi (r \times 2)) / (2 \pi r h) + (\pi (r \times 2))$$

La siguiente tabla expone los diferentes valores para el Factor de Configuración Cavitario según la altura de cada uno de los moldes de silicona en función de sus diferentes alturas. (Tabla 5)

ALTURA DEL MOLDE	VALOR DEL "FACTOR C"
2mm	0,38
3mm	0,29
4mm	0,23

Tabla 5. Valores del "Factor C" para cada una de las alturas de los moldes de silicona

### 5. 5. 2. Obturación con los moldes de cerámica

La distribución de las muestras según la lámpara de polimerizar empleada y la altura del molde de cerámica se muestran en la siguiente tabla. (Tabla 6)

Lámpara Heliolux II (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10
Lámpara Arc-Light II (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10
Lámpara Spectrum 800 (n=30)	2mm n=10
	3mm n=10
	4mm n=10

Tabla 6. Distribución de las muestras para la obturación con los moldes de cerámica

Durante todo el proceso de obturación los molares estuvieron conectados al sistema de presión intrapulpar.

Las cavidades artificiales de las diferentes alturas confeccionadas con los moldes de cerámica, fueron obturadas todas con el siguiente protocolo:

- 1.** Los moldes de cerámica se grabaron con gel de ácido fluorhídrico al 9.5% Porcelain Etch (Ultradent, USA) se lavaron con chorro de agua, aire a presión durante 30 segundos, y se secaron con aire a presión, hasta comprobar la eficacia del grabado ácido.
- 2.** A continuación se silanizó la superficie grabada (Silano Ultradent, USA), según las normas del fabricante.
- 3.** La dentina expuesta se grabó con ácido fosfórico al 15% durante 30 segundos, se lavó con chorro a presión de agua aire durante 20 seg. y se secó con aire a presión hasta secar la dentina sin deshidratarla.
- 4.** Sobre la superficie de la dentina grabada se colocó, ayudándonos de unas pinzas metálicas anguladas, uno de los moldes de porcelana de 2, 3 o 4mm según el subgrupo sobre el que se estuviera trabajando. (Figura 29)

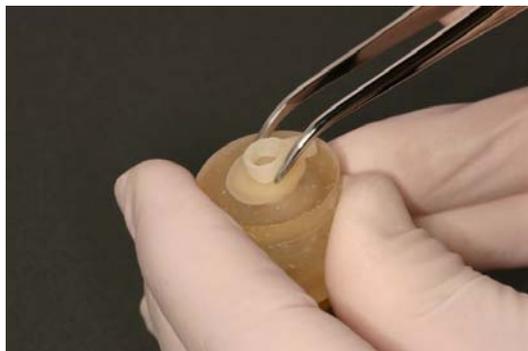


Figura 29. Colocación sobre la dentina del aro de cerámica para ser obturado

5. Una vez posicionado el molde, sobre la zona central de la muestra, se aplicó el adhesivo sobre la dentina y en toda la superficie interna del molde de cerámica frotando con un pincel durante 20 seg.(Figura 30) y se proyectó aire a presión durante 2 segundos para evaporar el solvente.

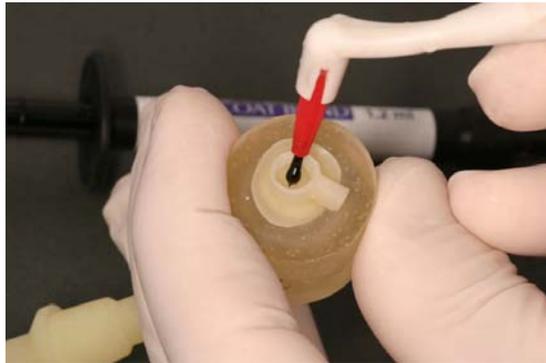


Figura 30. Aplicación del adhesivo sobre la dentina y cara interna del molde de cerámica

6. Seguidamente se polimerizó con una de las tres lámparas según el grupo de que se tratara, colocando la guía de polimerización sobre el borde del molde y haciendo incidir la luz de forma perpendicular a la superficie de la dentina.

La intensidad y el tiempo de aplicación para cada lámpara se exponen en la siguiente tabla. (Tabla7)

<b>HELILUOLUX II</b>	300mw/cm <sup>2</sup> , durante 20 seg.
<b>ARC-LIGHT II</b>	1000mw/cm <sup>2</sup> , durante 5 seg.
<b>SPECTRUM 800</b>	800 Mw./cm <sup>2</sup> , durante 20 seg.

Tabla 7. Intensidad y tiempo de aplicación para la polimerización del adhesivo, según la lámpara

7. Se obturó el molde en bloque con el composite Synergy compactable, introduciendo la boquilla del compul en el fondo del molde de porcelana y retrocediendo en sentido ascendente, mientras se presionaba la pistola porta compules y hasta rellenarlo de una vez. (Figura 31) Para compactar el material y eliminar las posibles burbujas de aire se atacó el composite con un instrumento cilíndrico de punta plana "Hu-Friedy" PLG1/2NS.



Figura 31. Obturación de los moldes de cerámica con el composite Synergy compactable sobre la dentina de las muestras perfundidas

El composite se polimerizó con la misma lámpara empleada para polimerizar el adhesivo, colocando la guía sobre el borde del molde y haciendo incidir la luz de forma perpendicular sobre la superficie del composite.

La intensidad y el tiempo de aplicación para cada lámpara se exponen en la siguiente tabla. (Tabla 8)

<b>HELILUOLUX II</b>	300mw/cm <sup>2</sup> , durante 40 seg.
<b>ARC-LIGHT II</b>	1000mw/cm <sup>2</sup> , durante 5 seg.
<b>SPECTRUM 800</b>	800 Mw./cm <sup>2</sup> , durante 40 seg.

Tabla 8. Intensidad y tiempo de aplicación para la polimerización del composite, según la lámpara

### Calculo del "Factor C"

El "Factor C" para las obturaciones realizadas con los moldes de porcelana se calculó de la siguiente manera, aplicando la formula preconizada por Feilzer:

$$\text{"Factor C"} = \text{superficie adherida} / \text{superficie libre}$$

**Superficie adherida** = Área interna del molde de porcelana ( $2 \pi r h$ ) + Área de adhesión a la dentina ( $\pi \cdot (rx^2)$ )

**Superficie libre** = Área libre del composite ( $\pi \cdot (rx^2)$ )

$$\text{"Factor C"} = (2 \pi r h) + (\pi \cdot (rx^2)) / (\pi \cdot (rx^2))$$

La siguiente tabla expone los diferentes valores para el Factor de Configuración Cavitario según la altura de cada uno de los moldes de porcelana en función de sus diferentes alturas. (Tabla 9)

ALTURA DEL MOLDE	VALOR DEL "FACTOR C"
2mm	2,6
3mm	3,4
4mm	4,2

Tabla 9. Valores del "Factor C" para cada una de las alturas de los moldes de porcelana

## 5. 6. RESISTENCIA ADHESIVA A LA CIZALLA

Tras la obturación de cada espécimen, estos eran desconectados del sistema artificial de presión intrapulpal y almacenados en agua destilada a temperatura ambiente, durante un periodo de tiempo de 5 minutos.

Los moldes de silicona eran retirados de los especímenes antes de introducirlos en el agua destilada.

Tras los 5 minutos los especímenes eran colocados en una mordaza, (Figura 32) especialmente diseñada para albergar los moldes de inclusión y ejercer una fuerza de cizalla sobre la interfase adhesiva entre la muestra y el bloque de composite adherido a través de un aditamento móvil. (Figura 33)

Esta mordaza era conectada a la máquina de ensayo Electrotest mod. 500 (Ibertest, España), la parte que contenía el espécimen en la parte inferior fija y el aditamento móvil a la parte móvil de la máquina de ensayo que ejerce la tracción. (Figura 34)

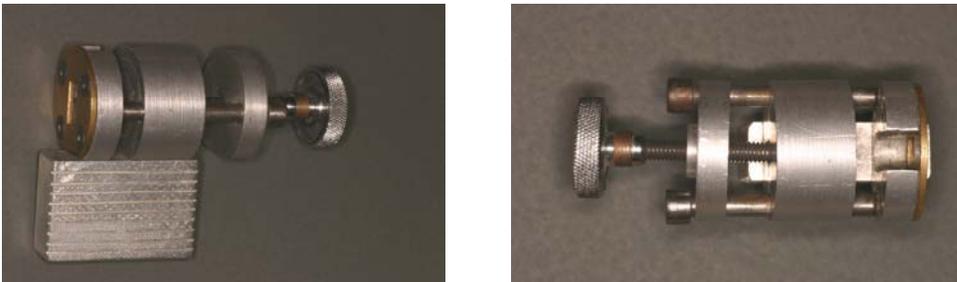


Figura 32. Vista superior y oblicua de la mordaza que era conectada a la máquina de ensayos tras colocar en su interior el espécimen



Figura 33. Elemento móvil de la mordaza encargado de transmitir la fuerza de cizalla a la interfase adhesiva

La evaluación se inició con el desplazamiento del aditamento móvil de abajo hacia arriba, con una carga constante y a una velocidad de travesaño de 5mm/min. La maquina fue calibrada para registrar el valor máximo obtenido a una escala de 1/10, para obtener una mayor sensibilidad de registro.



Figura 34. Vista del espécimen dentro de la mordaza junto al elemento móvil y su desplazamiento. Posicionamiento de la mordaza, elemento móvil de esta y espécimen en la maquina de ensayos

## 5. 7. VARIABLES DE ESTUDIO

Finalizada la prueba de resistencia adhesiva se anotaron los valores máximos registrados y el tipo de fallo tras desmontar los especimenes de la maquina de ensayo y ser observados.

### 5. 7. 1. Fuerza de adhesión

La fuerza de adhesión en MPa fue calculada multiplicando por 10 los valores máximos registrado para obtener los resultados en Newton y seguidamente se dividieron entre el área de adhesión, en mm<sup>2</sup>, para obtener MPa, según la siguiente fórmula:

$$\text{MPa} = \text{Newton} / \text{Área de adhesión } (\pi r^2)$$

$$\text{Área de adhesión } (\pi r^2) = \pi 2,5^2 = 19,625 \text{ mm}^2$$

### 5. 7. 2. Evaluación del tipo de fallo

Después de la obtención de las medidas de resistencia adhesiva a la cizalla, la superficie dentinaria y la superficie despegada del composite fueron evaluadas con una lupa de 10X de ampliación. Las fracturas obtenidas fueron clasificadas, de acuerdo con su localización, en cuatro tipos tal como se describe en la tabla siguiente. (Tabla 10)

<b>FRACTURA</b>	<b>FALLO</b>
Fractura adhesiva	Interfase, sin fragmentos de composite o dentina
Fractura cohesiva del composite	Presencia de composite adherido a la interfase
Fractura mixta	Presencia de dentina o composite
Fractura cohesiva de la dentina	Presencia de dentina adherida a la interfase

Tabla 10. Clasificación de los diferentes tipos de fallo tras la prueba de cizalla

## 5. 8. ANÁLISIS DE LOS DATOS

### 5. 8. 1. Soporte informático

Para el tratamiento de los datos se utilizaron los siguientes programas:

Programas Microsoft Word 2003.

Programa de Estadística SPSS Windows versión 12.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois).

## **5. 8. 2. Métodos estadísticos**

Se han utilizado métodos descriptivos generales, analíticos y regresión lineal múltiple.

### **A) Métodos descriptivos generales**

Media aritmética y desviación estándar.

### **B) Métodos analíticos**

Análisis de la Varianza (ANOVA), unifactorial y de dos factores con interacciones.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov (con corrección de Lilliefors) para comprobar la Normalidad. En caso de  $n < 50$  se calculó el  $\lambda$ -estadístico de Shapiro-Wilks.

Test de Mann-Whitney para comparar dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal.

Test de Kruskal-Wallis para comparar  $n$  medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal.



## **6. RESULTADOS**



## 6.1. RESISTENCIA ADHESIVA

### 6.1.1. ANÁLISIS DE REGRESIÓN LINEAL MÚLTIPLE

En primer lugar se analizó la influencia del tipo de lámpara (Heliolux II, Arc-Light II, Spectrum 800), del tipo de molde (silicona, cerámica) y de la altura del molde (2, 3 y 4 mm) en la adhesión a dentina, mediante un diseño ANOVA factorial completo (Tabla 1); incluyendo los factores principales (lámpara, molde, altura), así como las interacciones de segundo orden (lámpara x molde, lámpara x altura y molde x altura), y la interacción de tercer orden (lámpara x molde x altura) Ésta última no fue significativa, y tras excluirla se obtuvo el modelo final, en el que dos interacciones de segundo orden fueron significativas (lámpara x molde, lámpara x altura) y la tercera interacción (molde x altura) fue no significativa (también se excluyó del modelo). Derivado de ello se procedió, a continuación, a un análisis estratificado: se analizó el efecto del tipo de molde y de la altura del molde para cada nivel de la variable lámpara, y viceversa, el efecto de la lámpara en cada tipo de molde y de altura de molde.

Tabla 1. Influencia del tipo de lámpara, del molde y de la altura del molde en la adhesión a dentina.

<b>Factores</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Lámpara	70,715	0,000
Molde	5,595	0,019
Altura	78,653	0,000
Lámpara x Molde	5,057	0,007
Lámpara x Altura	5,108	0,001

### 6.1.2. VALORES DE RESISTENCIA A LA PRUEBA DE CIZALLAMIENTO

En la Tabla 2 se presentan los valores medios obtenidos por cada lámpara en las pruebas de resistencia al cizallamiento. Las lámparas Heliolux II y Arclight II obtuvieron valores de adhesión igual a cero cuando se utilizaron los moldes de cerámica y de silicona de cuatro milímetros de altura para adherir el composite.

Spectrum 800 fue la lámpara que obtuvo los mejores resultados tanto con el molde de cerámica de 2 mm ( $\bar{x}=13,879$ ), 3 mm ( $\bar{x}=10,834$ ), y 4 mm de altura ( $\bar{x}=6,241$ ); como con el molde de silicona de 2 mm ( $\bar{x}=13,794$ ), el de 3 mm ( $\bar{x}=6,729$ ), y el de 4 mm de altura ( $\bar{x}=3,485$ ). Heliolux II obtuvo los mejores resultados con los moldes de silicona de 2 mm ( $\bar{x}=5,120$ ) y de tres milímetros ( $\bar{x}=5,399$ ). En cambio, Arclight II mostró mejor comportamiento al utilizar moldes de cerámica para polimerizar el composite, tanto de dos milímetros de altura ( $\bar{x}=7,987$ ), como de tres milímetros ( $\bar{x}=6,926$ ).

Tabla 2. Resultados de la prueba de cizallamiento (MPa).

Molde	Heliolux II		Arclight II		Spectrum 800	
	Cerámica ( $\bar{x} \pm s$ )	Silicona ( $\bar{x} \pm s$ )	Cerámica ( $\bar{x} \pm s$ )	Silicona ( $\bar{x} \pm s$ )	Cerámica ( $\bar{x} \pm s$ )	Silicona ( $\bar{x} \pm s$ )
2 mm	3,96 ± 1,76	5,12 ± 3,24	7,99 ± 3,49	4,75 ± 2,79	13,88 ± 5,49	13,79 ± 5,49
3 mm	3,72 ± 2,16	5,40 ± 1,76	6,93 ± 2,95	4,30 ± 1,60	10,83 ± 5,75	6,73 ± 2,55
4 mm	-----	-----	-----	-----	6,24 ± 2,76	3,49 ± 1,26

$\bar{x}$  : Media aritmética. s: Desviación estándar.

### 6.1.3. INFLUENCIA DEL TIPO DE MOLDE Y DE LA ALTURA DEL MOLDE

#### 6.1.3.1. Lámpara Heliolux II

A continuación se presentan las comparaciones de los resultados obtenidos por la lámpara Heliolux II entre alturas de moldes de distinto material y entre los dos moldes del mismo material (Tabla 3).

En cuanto a la comparación entre alturas de moldes de diferente material se puede observar que el molde de cerámica de 2 mm y el de silicona de igual altura presentan un comportamiento muy similar, no existiendo diferencias estadísticamente significativas en los resultados obtenidos con ambos ( $p = 0,597$ ). Cuando la

altura del molde se eleva hasta los tres milímetros existen diferencias significativas entre la cerámica y la silicona ( $p = 0,049$ )

Tabla 3. Comparación de los resultados obtenidos por la lámpara Heliolux II. Influencia del tipo y la altura del molde.

<b>Heliolux II</b>	<b>Cerámica</b>	<b>Silicona</b>	<b>Comparación<sup>1</sup> (<math>p</math>)</b>
2 milímetros	3,96 ± 1,76	5,12 ± 3,24	0,597
3 milímetros	3,72 ± 2,16	5,40 ± 1,76	0,049
<b>Comparación<sup>1</sup> (<math>p</math>)</b>	0,450	0,762	

<sup>1</sup>: Test de Mann-Whitney [comparación de dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

Al comparar los resultados obtenidos con el molde de cerámica de 2 milímetros frente a los del molde de 3 mm no se obtienen diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0,450$ ); al igual que al comparar las dos alturas (2 mm *versus* 3 mm) del molde de silicona ( $p = 0,762$ ).

### 6.1.3.2. Lámpara Arclight II

En la Tabla 4 se muestran las comparaciones de los resultados obtenidos por la lámpara Arclight II a igualdad de alturas de moldes de distinto material y entre moldes del mismo material.

En la comparación entre el molde de cerámica de dos milímetros frente al de silicona de la misma altura se observan diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0,034$ ); al igual que al comparar los resultados obtenidos con los dos tipos de moldes de 3 mm de altura ( $p = 0,034$ ).

En cuanto a la altura, las comparaciones entre moldes del mismo tipo de material no muestran diferencias estadísticamente significativas ni en los de cerámica ( $p = 0,326$ ), ni en los de silicona ( $p = 0,545$ ).

Tabla 4. Comparación de los resultados obtenidos por la lámpara Arclight II. Influencia del tipo y la altura del molde.

<b>Arclight II</b>	<b>Cerámica</b>	<b>Silicona</b>	<b>Comparación<sup>1</sup> (p)</b>
2 milímetros	7,99 ± 3,49	4,75 ± 2,79	0,034
3 milímetros	6,93 ± 2,95	4,30 ± 1,60	0,034
<b>Comparación<sup>1</sup> (p)</b>	0,326	0,545	

<sup>1</sup>: Test de Mann-Whitney [comparación de dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

### 6.1.3.3. Lámpara Spectrum 800

Por último se presentan las comparaciones de los resultados obtenidos con la lámpara Spectrum 800 entre tipos de moldes utilizados y entre alturas de los moldes (Tabla 5). Recordar que con esta lámpara sí se obtuvieron resultados con moldes de cuatro milímetros de altura.

Tabla 5. Comparación de los resultados obtenidos por la lámpara Spectrum 800. Influencia del tipo y la altura del molde.

<b>Spectrum 800</b>	<b>Cerámica</b>	<b>Silicona</b>	<b>Comparación<sup>1</sup> (p)</b>
2 milímetros	13,88 ± 5,49	13,79 ± 5,49	0,940
3 milímetros	10,83 ± 5,75	6,73 ± 2,55	0,102
4 milímetros	6,24 ± 2,76	3,49 ± 1,26	0,017
<b>Comparación global<sup>2</sup> (p)</b>	0,011	<0,001	
2 mm <i>versus</i> 3 mm <sup>1</sup>	0,369	0,007	
2 mm <i>versus</i> 4 mm <sup>1</sup>	0,003	<0,001	
3 mm <i>versus</i> 4 mm <sup>1</sup>	0,063	0,016	

<sup>1</sup>: Test de Mann-Whitney [comparación de dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

<sup>2</sup>: Test de Kruskal-Wallis [comparación de *n* medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

Las comparaciones entre tipos de molde muestran que no existen diferencias estadísticamente significativas en los resultados obtenidos con moldes de 2 mm de altura ( $p = 0,940$ ), ni con moldes de 3 mm ( $p = 0,102$ ); pero cuando se utilizan moldes de cuatro milímetros se observan diferencias estadísticamente significativas entre la cerámica y la silicona ( $p = 0,017$ ).

En cuanto a la influencia de la altura, las comparaciones entre moldes de cerámica sólo muestran diferencias significativas cuando se comparan los moldes de 2 mm frente a los de cuatro ( $p = 0,003$ ).

Al comparar las diferentes alturas de los moldes de silicona se observan diferencias estadísticamente significativas en las tres comparaciones: 2 mm *versus* 3 mm ( $p = 0,007$ ), 2 mm *versus* 4 mm ( $p < 0,001$ ) y 3 mm *versus* 4 mm ( $p = 0,016$ ).

#### **6.1.4. INFLUENCIA DEL TIPO DE LÁMPARA**

##### **6.1.4.1. Moldes de dos milímetros (cerámica y silicona)**

En la Tabla 6 se muestran las comparaciones de los resultados obtenidos con las diferentes lámparas al utilizar moldes de dos milímetros de altura, tanto de cerámica como de silicona.

Cuando se utilizaron moldes fabricados en cerámica, los resultados de las tres lámparas difieren entre sí ( $p < 0,001$ ). Al realizar las comparaciones por parejas también se obtienen diferencias significativas entre ellas: Heliolux II *versus* Arclight II ( $p = 0,013$ ), Heliolux II *versus* Spectrum 800 ( $p < 0,001$ ) y Arclight II *versus* Spectrum 800 ( $p = 0,023$ ).

Los resultados obtenidos con los moldes de cerámica también difieren entre si al comparar Heliolux II *versus* Spectrum 800 ( $p = 0,002$ ) y Arclight II *versus* Spectrum 800 ( $p = 0,002$ ).

Tabla 6. Comparación de los resultados obtenidos en los moldes de dos milímetros de altura. Influencia del tipo de lámpara.

Lámpara	Molde 2 milímetros	
	Cerámica	Silicona
Heliolux II	3,96 ± 1,76	5,12 ± 3,24
Arclight II	7,99 ± 3,49	4,75 ± 2,79
Spectrum 800	13,88 ± 5,49	13,79 ± 5,49
<b>Comparación global<sup>2</sup> (p)</b>	<0,001	0,002
Heliolux II <i>versus</i> Arclight II <sup>1</sup>	0,013	0,650
Heliolux II <i>versus</i> Spectrum 800 <sup>1</sup>	<0,001	0,002
Arclight II <i>versus</i> Spectrum 800 <sup>1</sup>	0,023	0,002

<sup>1</sup>: Test de Mann-Whitney [comparación de dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

<sup>2</sup>: Test de Kruskal-Wallis [comparación de *n* medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

#### 6.1.4.2. Moldes de tres milímetros (cerámica y silicona)

Las comparaciones de los resultados obtenidos por las tres lámparas cuando se usaron moldes de tres milímetros de altura, tanto de cerámica como de silicona, se presentan en la Tabla 7.

El empleo de moldes de cerámica de tres milímetros dio como resultado diferencias estadísticamente significativas entre las tres lámparas ( $p = 0,003$ ). Las comparaciones por parejas también muestran diferencias significativas al comparar Heliolux II frente a Arclight ( $p = 0,014$ ) y frente a Spectrum 800 ( $p = 0,003$ ). Pero, Arclight II no muestra diferencias estadísticamente significativas al compararla con Spectrum 800 ( $p = 0,094$ ).

Los resultados obtenidos con moldes de silicona de tres milímetros no muestran diferencias entre lámparas ( $p = 0,082$ ), salvo cuando se compara Arclight II frente a Spectrum 800 ( $p = 0,034$ ).

Tabla 7. Comparación de los resultados obtenidos en los moldes de tres milímetros de altura. Influencia del tipo de lámpara.

Lámpara	Molde 3 milímetros	
	Cerámica	Silicona
Heliolux II	3,72 ± 2,16	5,40 ± 1,76
Arclight II	6,93 ± 2,95	4,30 ± 1,60
Spectrum 800	10,83 ± 5,75	6,73 ± 2,55
<b>Comparación global<sup>2</sup> (<math>p</math>)</b>	0,003	0,082
Heliolux II <i>versus</i> Arclight II <sup>1</sup>	0,014	0,199
Heliolux II <i>versus</i> Spectrum 800 <sup>1</sup>	0,003	0,257
Arclight II <i>versus</i> Spectrum 800 <sup>1</sup>	0,094	0,034

<sup>1</sup>: Test de Mann-Whitney [comparación de dos medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

<sup>2</sup>: Test de Kruskal-Wallis [comparación de  $n$  medias aritméticas de muestras independientes que no siguen una distribución normal].

## 6.2. TIPO DE FALLO

El tipo de fallo mas frecuente en todas las lámparas empleadas y para todos los valores del Factor de Configuración Cavitaro fue el adhesivo, salvo al emplear la lámpara Arc-Light II junto al molde de 3mm de porcelana donde el 60% de los fallos fueron de patrón mixto y para la lámpara Spectrum 800 y el molde de silicona de 2mm cuyo mayor porcentaje perteneció a los fallos cohesivos de la resina.

Solo se obtuvieron fallos cohesivos de la dentina al emplear la lámpara Spectrum 800 junto a los moldes de mayor Factor de Configuración Cavitaro y el molde de 3mm de silicona, comprendiendo solo el 10% de fallos. (Tabla 8)

Tabla 8. Tipo de fallo tras la prueba de cizalla.

Molde	Altura	Heliolux II				Arc-Light II				Spectrum 800			
		A	CR	M	CD	A	CR	M	CD	A	CR	M	CD
Cerámica	2mm	100	-	-	-	80	20	-	-	80	10	-	10
	3mm	100	-	-	-	40	-	60	-	70	20	-	10
	4mm	-	-	-	-	-	-	-	-	90	-	-	10
Silicona	2mm	90	10	-	-	70	30	-	-	20	50	30	-
	3mm	100	-	-	-	80	20	-	-	60	-	30	10
	4mm	-	-	-	-	-	-	-	-	100	-	-	-

(A): fallo adhesivo. (CR): fallo cohesivo de la resina. (M): fallo mixto. (CD): fallo cohesivo de la dentina.

Numero de fallos expresados en tantos por ciento (%).

# 7. DISCUSIÓN



## 7. 1. METODOLOGÍA

### 7. 1. 1. Las muestras

Con objeto de homogeneizar la histología dentinaria de las muestras y hacer comparables las fuerzas de adhesión obtenidas en cada uno de los especímenes, se emplearon terceros molares humanos sanos que pertenecían a individuos dentro de un mismo rango de edad, individuos jóvenes de entre 22 y 30 años.

Prati en su investigación sobre la infiltración de los adhesivos en dentinas jóvenes, viejas y escleróticas, llega a la conclusión de que la resina infiltra la dentina joven de una forma más homogénea en relación a su grosor y que presenta menos defectos. Este autor considera joven la dentina de pacientes entre 22 y 33 años. <sup>(69)</sup>

Al-Salehi y Leloup ponen de manifiesto en sus revisiones meta-analíticas sobre métodos empleados en los test de adhesión y los factores que influyen la adhesión dentinaria respectivamente, que la dentina oclusal de los molares humanos es la más empleada en estudios de adhesión. <sup>(89,90)</sup>

Los terceros molares son empleados por numerosos autores para estudiar las fuerzas de adhesión dentinarias junto a variables como: la configuración cavitaria la presencia de presión intrapulpal artificial <sup>(91,92,93,94)</sup> las diferentes profundidades de exposición dentinaria o la combinación de varios de estos factores comunes a nuestro estudio. <sup>(95,96,75)</sup>

A nivel de la dentina profunda el número de túbulos dentinarios presentes en los terceros molares es de 48.000 por  $\text{mm}^2$  <sup>(67)</sup> que no difiere mucho de los 50.000 por  $\text{mm}^2$  que pueden encontrarse en la dentina del resto de las piezas dentarias. <sup>(66)</sup>

Puede decirse por tanto, que los terceros molares son piezas que se consiguen sanas con facilidad, que son empleadas por numerosos autores y que dada su homogeneidad histológica los resultados obtenidos al testar diferentes sistemas adhesivos son perfectamente comparables entre sí.

### 7. 1. 2. Exposición de la dentina y profundidad

En 1993 Van Meerbeek describió la llamada "técnica de la superficie única libre", a través de la cual se expone la dentina en un único plano para realizar sobre ella pruebas de adhesión.<sup>(97)</sup>

Decidimos emplear esta superficie plana de dentina dentro de nuestro protocolo ya que nos permitía colocar cómodamente sobre ella los moldes que darían lugar a las cavidades artificiales, y obturarlas asegurando el contacto con la dentina, siendo esta una técnica comúnmente empleada por otros autores para la adhesión de composite.<sup>(93,47,98,99,92,91)</sup>

Los autores consultados cuando llevan a cabo la exposición de la llamada dentina superficial lo hacen a través del pulido de la cara oclusal del molar, con lijas de agua de grano grueso, o mediante el corte con discos para la total eliminación del esmalte y la exposición de una capa uniforme de dentina.<sup>(93,125)</sup>

Para la exposición de la llamada dentina profunda los procedimientos que siguen es la realización de un corte con disco, perpendicular al eje axial del molar a nivel de la corona, procedimiento empleado por Sengun,<sup>(100)</sup> y Yoshikawa,<sup>(75)</sup> o bien mediante abrasión con discos de agua de grano grueso tal como hace Moll.<sup>(91)</sup> hasta una distancia de la unión amelo cementaria de 2 a 3 mm. Price,<sup>(126)</sup> también utiliza el procedimiento de abrasión llegando hasta aproximadamente la mitad de la distancia entre la unión amelo dentinaria y la pulpa.

El procedimiento elegido para este estudio ha sido el corte con disco a una distancia media de 2 a 3 mm. de la unión amelo cementaria, que expone la llamada dentina profunda por considerarla representativa de la profundidad media de una cavidad típica.<sup>(126)</sup>

Entre los trabajos que si especifican la cantidad de dentina remanente cuando trabajan sobre dentina profunda, hemos podido comprobar la gran discrepancia entre los valores comunicados para el espesor de la dentina remanente, que pueden oscilar entre 0,5mm. y 2,5mm. no describiendo en ninguno de estos casos el método seguido para la medición de esta dentina.<sup>(91)(98)(100)(46)(70)</sup>

### 7. 1. 3. Presión intrapulpar artificial

La aplicación de presión intrapulpar artificial ayuda a simular las condiciones *in vivo* de humedad intrínseca de las muestras empleadas que, tal y como describió Pashley en dos de sus artículos, adquiere una especial importancia a la hora de estudiar fuerzas de adhesión. <sup>(101,102)</sup>

Leloup, observa en su meta-análisis, sobre 75 autores, que solo 22 de las 466 muestras empleadas fueron sometidas a presión intrapulpar artificial. La fuerza media de adhesión era de 9,9 MPa cuando se aplicaba presión intrapulpar y de 13,6 cuando no se empleaba. <sup>(90)</sup>

Tay y colaboradores, comprobaron que la humedad era beneficiosa dentro de unos límites fuera de los cuales los valores de adhesión eran muy pobres. <sup>(103)</sup> Así podemos observar como la presión intrapulpar artificial disminuye significativamente la fuerza de adhesión de algunos sistemas adhesivos. <sup>(104,105)</sup>

Lucena, que aplica en su estudio las mismas condiciones de humedad intrínseca que para nuestras muestras, concluye que los adhesivos cuyo solvente es el agua desarrollan fuerzas de adhesión mucho menores bajo estas condiciones ya que el fluido de los túbulos dentinarios diluye excesivamente los monómeros impidiendo su completa polimerización. Al contrario de lo que sucede cuando el solvente es la acetona, ya que esta se vale de la humedad para vehiculizar los monómeros del adhesivo al interior de la malla colágena, encontrando los mejores resultados con estos adhesivos. <sup>(98)</sup>

Puede concluirse que la aplicación de presión intrapulpar artificial aunque complica el procedimiento y disminuye el valor de los resultados obtenidos dependiendo del grado de humedad en la dentina expuesta y del tipo de adhesivo empleado, la consideramos imprescindible para el estudio de la resistencia adhesiva si queremos acercarnos a las condiciones de adhesión del diente *in vivo*.

La presión intrapulpar artificial fue simulada a través de la conexión de una columna de agua a la cámara pulpar que se expuso a través de un corte y cuyo tejido pulpar había sido eliminado totalmente, tal y como han descrito y aplicado estudios previos. <sup>(104,106,107,108,109,110,119)</sup> El sistema de columna de agua esta ampliamente respaldado bibliográficamente y el resto de elementos que componen nuestro sistema de presión intrapulpar lo hacen sencillo de reproducir y de aplicar

a las muestras durante todo el proceso de adhesión y testado de la fuerza obtenida.

Autores como Lucena han empleado este sistema para comparar cinco sistemas adhesivos.<sup>(98)</sup>

El sistema empleado por Zheng y del Nero,<sup>(92,93)</sup> es similar al nuestro al emplear un tubo de plástico, que atraviesa en el centro una fina placa de metacrilato que tapa la cámara pulpar expuesta y crea a su vez una columna de 15 cm. de agua destilada.

Moll emplea un tubo de plástico rígido para generar la columna de presión.<sup>(91)</sup>

Técnicas como la empleada por Gwinnett y colaboradores, que pretenden simular la hidratación interna de la dentina sumergiendo las muestras 24 horas en agua antes de la adhesión,<sup>(111)</sup> o la de Field que simula el flujo intradentinario a través de la colocación de una bolita de algodón en la cámara pulpar,<sup>(112)</sup> no nos parecen apropiadas porque son incapaces de reproducir el fluido intratubular a una presión constante.

Autores como Moll,<sup>(91)</sup> aplican a dentina profunda una presión de 30 cm de agua para imitar una pulpa inflamada y sin la aplicación de ningún anestésico ya que en la situación clínica *in vivo*, según el autor, una caries muy avanzada que requiere la exposición de esta dentina profunda siempre provocara una hiperemia pulpar que elevara el valor normal de la presión intrapulpar. En este estudio la fuerza de adhesión disminuía significativamente cuando esta presión era aplicada.

Del Nero,<sup>(93)</sup> aplica en sus muestras la mayor presión referenciada, una presión hidrostática artificial de 32,5 cm de agua, obteniendo valores de adhesión muy bajos siendo el mas alto de 3,96 MPa.

Sengun,<sup>(100)</sup> compara la fuerza de adhesión a la dentina obtenida por un adhesivo autograbante bajo condiciones de presión intrapulpar y sin esta. La presión intrapulpar aplicada fue de 15 cm de agua, inferior a la empleada en nuestro protocolo. La diferencia entre los dos grupos fue estadísticamente significativa ( $p < 0,001$ ), siendo la media de los valores de  $5,64 \pm 3,29$  MPa cuando la presión era positiva y de  $11,83 \pm 4,98$  MPa cuando no se aplicaba presión intrapulpar.

Igualmente Zheng,<sup>(92)</sup> aplicando a la mitad de las muestras una presión de 15 cm de H<sup>2</sup>O, comprueba que para todos los compómeros estudiados las fuerzas de

adhesión disminuyen cuando la presión intrapulpar esta presente. En el grupo donde no se aplicaba presión intrapulpar los valores de adhesión varían desde los  $29,4 \pm 9,6$  a los  $22,8 \pm 3,3$  MPa y en el grupo con presión intrapulpar  $26,1 \pm 9,5$  a  $13,8 \pm 5,3$  MPa según el compómero empleado.

La mayor o menor presión hidráulica aplicada no es el único factor que determinara el grado de humedad de la dentina expuesta, el grosor y las características histológicas de la dentina remanente hacen variar la conductancia hidráulica, o resistencia al paso del liquido de perfusión, que afecta directamente al grado de humedad que encontraremos en la dentina expuesta. Cuanto mas nos alejamos de la unión amelo-dentinaria mayor es esta conductancia, <sup>(113,114,115)</sup> ya que los túbulos dentinarios aumentan en numero y diámetro conforme disminuye la distancia a la pulpa.<sup>(116.)</sup> La esclerosis tubular y la formación de dentina secundaria también disminuye la conductancia hidráulica de la dentina. <sup>(117)</sup>

Gernhardt, corta la dentina a una distancia de 3,5 mm de la pulpa,<sup>(94)</sup> y aunque emplea una presión de 30 cm de agua los efectos de esta quedan amortiguados al tratarse de dentina superficial, obteniendo fuerzas de adhesión superiores a las nuestras.

Así teniendo en cuenta los estudios de Beveridge, Kim y Harrington, <sup>(78,79,118)</sup> que investigan la presión intrapulpar existente tras 25 minutos de la inyección de un anestésico con vasoconstrictor para una pieza cuya pulpa esta sana, fijándola en 15 mm. de mercurio y que representan una situación clínica habitual, y las presiones usadas por el resto de autores en sus trabajos, que llegan a un máximo de 32,5 cm. de agua, se decidió aplicar una presión hidráulica intermedia de 20 cm, en una columna de agua.

### **7. 1. 3. 1. El líquido empleado**

El agua destilada empleada en nuestro protocolo es un medio de uso habitual en la mayoría de los estudios que aplican presión intrapulpar en sus muestras, <sup>(93,92,91,100)</sup> siendo de este modo comparables nuestros datos con otros ya existentes en la bibliografía, ya que no todos los medios de perfusión tienen la misma repercusión sobre la fuerza de adhesión resultante, como ponen de manifiesto los trabajos de Nikaido, <sup>(119)</sup> y Gernhardt, <sup>(94)</sup> que encontraron diferencias significativas en la fuerza de adhesión cuando usaban suero salino, humano o bovino.

### 7. 1. 4. El Factor de Configuración Cavitario

Desde que Feilzer en 1987<sup>(42)</sup> describiera el Factor de Configuración Cavitario o Factor C y su efecto sobre el estrés de contracción de los composites autopolimerizables, son múltiples los trabajos que siguen estudiando su efecto con los nuevos materiales existentes.

Bouillaguet, opina que debe ser tomada en consideración en los protocolos la variación del Factor de Configuración Cavitario y pone de manifiesto en su estudio, que la fuerza de los adhesivos puede estar sobreestimada dado que la gran mayoría de los estudios in Vitro se hacen sobre superficies planas de dentina, sin tener en cuenta la gran variación de conformaciones cavitarias que pueden darse en la clínica.<sup>(96)</sup>

Aun habiéndose producido desde entonces una importante evolución de los materiales de obturación y de todos los elementos que rodean las aplicaciones de las nuevas técnicas, hay autores que consideran que el aumento del valor del Factor C sigue teniendo un efecto negativo sobre la generación de estrés durante la polimerización, la fuerza de adhesión del material a la estructura dentaria y sobre la propia estructura dentaria.<sup>(75,47)</sup>

Por otro lado hay trabajos que no encuentran la relación antes mencionada o que la obtienen en sentido inverso atribuyendo sus resultados a la presencia de otras variables.

Bouschlicher, resalta en su trabajo la importancia del volumen de composite polimerizado. Encontró la mayor generación de tensiones cuando el Factor C era igual a 1, que según su protocolo se correspondía con el mayor volumen de composite. Con Factores C de 3 y 5 correspondientes a los volúmenes de composite menores las tensiones fueron menores, con diferencias estadísticamente significativas.<sup>(122)</sup>

Igualmente Miguel A. y De La Macorra, encuentran en sus resultados una asociación inversa entre el valor del Factor C y la generación de tensiones. Altos valores del Factor C generaron tensiones bajas. Atribuyendo estos resultados a las variaciones en el volumen de composite.<sup>(123)</sup> Watts con un protocolo similar obtuvo los mismos resultados para los Factores de C 4,16 y 6,25.<sup>(124)</sup>

Con respecto a la resistencia adhesiva Shirai, concluye en su trabajo que dos de los seis sistemas adhesivos testados no se vieron afectados por la polimerización bajo una configuración cavitaria muy desfavorable.<sup>(95)</sup>

### 7. 1. 4. 1. Valores del Factor de Configuración Cavitarío

Hemos trabajado con seis valores diferentes para el Factor de Configuración Cavitarío o Factor C.

Tres de estos valores, menores que 1 o bajos, 0,23, 0,29 y 0,38 y otros tres mayores que 1 o altos 2,6, 3,4 y 4,2. Todos ellos obtenidos a través de la confección de cavidades artificiales de distintas alturas.

Se dividieron en estos dos grupos: Factor C de valores bajos y Factor C de y valores altos teniendo en cuenta los estudios de Feilzer que situaba las cavidades cuya adhesión era predecible, por debajo del valor 1 para el Factor C, y por encima del valor 1 aquellas cavidades en las cuales el composite no se adheriría satisfactoriamente. <sup>(42)</sup>

La mayoría de los estudios consultados, que trabajan comparando fuerzas de adhesión con Factores de Configuración diferentes, emplean solo dos valores, consiguiendo además el valor menor, de control, a través de la adhesión sobre una superficie plana de una columna de composite sin paredes cavitarias. <sup>(125)</sup>

El primero de ellos, Loguercio, usa dos Factores de configuración Cavitaria. Un Factor C=3 conseguido a través del tallado de una cavidad cúbica cuyas dimensiones son 4 X 4 X 2mm, y un Factor C= 0,3 adhiriendo el composite a una superficie plana. <sup>(47)</sup>

Nikolaenko y colaboradores, realizan cavidades en la superficie oclusal de molares humanos con Factor C=4 y adhesión de columnas de composite a superficies planas de dentina obteniendo un Factor C=0,4. <sup>(146)</sup>

T.Yoshikawa, Trabaja con dos valores para la configuración cavitaria, C=1 al adherir el composite a la superficie plana de la dentina y C=3 tallando una cavidad en la propia muestra. <sup>(75)</sup>

Price y cols. también emplean solo dos valores diferentes para el Factor C; 2.2 y 4.1 siendo ambos superiores a 1. <sup>(126)</sup>

Byoung, estudia la contracción de los composites empleando tres valores de Factor C ; 0, 1,9 y 4,8 para cavidades artificiales. <sup>(43)</sup>

Todos los autores referenciados encontraron diferencias significativas en sus resultados al variar el valor de C. Si la variación de este valor es mas amplia

seguiremos encontrando comportamientos diferentes según la restauración y además abarcaremos un mayor número de posibilidades clínicas.

#### **7. 1. 4. 2. Tipos de moldes empleados**

Los estudios que emplean en sus protocolos de adhesión el Factor de Configuración Cavitario pueden dividirse fundamentalmente en dos atendiendo a la forma de generar los diferentes valores para este factor: los que realizan las cavidades en los mismos especímenes o adhiriendo columnas de composite en la superficie plana de su dentina, y los que emplean diferentes moldes artificiales para simular éstos valores.

Entre los que realizan cavidades en los mismos especímenes se encuentran autores como Shirai,<sup>(95)</sup> Yoshikawa,<sup>(75)</sup> y Armstrong,<sup>(125)</sup> Costa Pfeifer,<sup>(127)</sup> Loguercio,<sup>(47)</sup> Nikolaenko<sup>(46)</sup>, Bouillaguet,<sup>(96)</sup> Choi KK,<sup>(128)</sup> que obturan cavidades de distintas dimensiones realizadas en las propias muestras y adhieren columnas de composite a una superficie de dentina expuesta en un plano. Prácticamente todos los autores realizan las cavidades a mano con fresas de diamante o acero sin comprobar las dimensiones finales de estas cavidades. Tan solo lo hace Choi a través de un calibre electrónico, y Armstrong, que realiza sus cavidades a través de un sistema informatizado que denomina máquina CNC.

En todos estos estudios la resistencia adhesiva se midió a través de pruebas de microtensión.

Los autores que emplean cavidades artificiales utilizan diferentes materiales y dimensiones en función del valor de Configuración Cavitaria que se deseen obtener.

Hasegawa, evalúa la fuerza de adhesión y la microfiltración de varios adhesivos empleando moldes de teflón no adhesivos para dar lugar a cavidades de bajo Factor de Configuración.<sup>(129)</sup>

Lucena y colaboradores, emplean moldes no adhesivos de vinil polixiloxano, un material semejante a la silicona pesada, de 5 mm de diámetro interno y 3mm de profundidad.<sup>(98)</sup>

Sengun, sin intención de adherir a las paredes de sus moldes emplea tubos de plástico transparente. <sup>(100)</sup>

Price, también emplea moldes cilíndricos para simular las cavidades de diferente Factor C, realizados en composite abrasionados en su interior para conseguir tras la aplicación del sistema adhesivo una superficie adhesiva, con 6,6mm de diámetro externo, 3,2mm de diámetro interno y 1 y 2,5mm de profundidad respectivamente. <sup>(126)</sup>

Haller y colaboradores, emplean también moldes pero de cobre en esta ocasión, que silanizan en su interior para hacerlos adhesivos y conseguir un Factor C de valor 4. <sup>(130)</sup>

Por otra parte autores como Bouschlicher y colaboradores <sup>(122)</sup> o Calheiros y colaboradores, <sup>(10)</sup> miden el estrés de polimerización empleando diferentes Factores de Configuración, adhiriendo el composite a los extremos de dos varillas cilíndricas de vidrio de 5mm de diámetro, enfrentadas a una distancia variable, que son grabadas con ácido fluorhídrico y silanizadas.

Byoung, mide la contracción de polimerización adhiriendo el composite dentro de anillos de cristal que chorrea, graba y les aplica un adhesivo, con dimensiones de 3,2mm de diámetro interno y 3mm de profundidad. <sup>(43)</sup> Choi KK <sup>(128)</sup> también emplea para su propósito, cavidades artificiales de diferentes dimensiones fabricadas en cristal que son microarenadas, silanizadas y cubiertas del sistema adhesivo.

Así pues nos pareció que la fabricación de cavidades artificiales era el método más adecuado para estandarizar todas las cavidades, eliminando la variación en las dimensiones que puede suponer el realizar cavidades a mano en muestras diferentes.

Además al ser nuestro propósito la evaluación de la resistencia adhesiva de la restauración en conjunto, bajo la influencia del Factor C, las cavidades artificiales permitían colocar el conjunto de la muestra con el composite adherido a esta y a las paredes cavitarias en la máquina de ensayos.

Para los valores de Factor C más bajos, los moldes para simular cavidades artificiales, de paredes no adhesivas, se realizaron empleando silicona pesada ya que este material en su estado inicial, puede ser manipulado para obtener las

dimensiones deseadas y cuando fragua se obtiene un material sólido que permite ser rellenado sin deformarse ni adherirse, pudiendo ser retirado fácilmente tras la obturación.

Para los valores de Factor C mas altos, los moldes para simular las paredes adhesivas de una cavidad artificial se fabricaron en cerámica de inyección reforzada con leucita IPS Empress ya que este material permite obtener las dimensiones deseadas y la fuerza de adhesión sobre el es igual a la que se obtiene sobre la dentina según autores como Matos y cols.<sup>(131)</sup> permitiendo reproducir unas condiciones lo mas parecidas posibles a una cavidad real.

## **7. 1. 5. OBTURACIÓN DE LAS CAVIDADES**

### **7. 1. 5. 1. Técnica de obturación**

La técnica incremental o por capas,<sup>(132)</sup> se ha empleado habitualmente para reducir el estrés de contracción durante la obturación de una cavidad con un composite fotopolimerizable, ya que este podía tener efectos negativos sobre la interfase adhesiva,<sup>(133,134)</sup> o sobre la propia estructura dentaria.<sup>(12)</sup>

Igualmente Carvalho,<sup>(15)</sup> Davidson y Feilzer,<sup>(4)</sup> en los primeros estudios sobre la materia, exponían que la técnica incremental debía ser empleada para contrarrestar el efecto del Factor C de la cavidad minimizando los efectos del estrés de polimerización en la interfase adhesiva.

Resultados recientes de Nikolaenko y colaboradores, en un amplio estudio sobre técnicas de obturación encuentran que a través de la técnica incremental por capas horizontales obtienen mayor fuerza de adhesión que con la obturación en bloque.<sup>(46)</sup>

Por otra parte, Byoung, en su estudio sobre la contracción mediante la deformación del material, describe como las obturaciones en bloque provocaron grietas en el cristal de las cavidades artificiales donde el composite se adhería al fotopolimerizar, efecto que no se observo con la técnica incremental.<sup>(43)</sup>

Por el contrario Versluis, tras un análisis de elementos finitos, concluye que la técnica incremental produce un elevado estrés de polimerización en la interfase adhesiva al compararla con la obturación en bloque.<sup>(135)</sup>

Así pues, teniendo en cuenta todo lo expuesto anteriormente, y dado que nuestro objetivo era el análisis de la influencia sobre la fuerza de adhesión, de unos determinados valores del Factor C, se decidió obturar las cavidades en bloque, ya que la aplicación de una técnica incremental podía desvirtuar los resultados.

Investigaciones actuales para el estudio del Factor C, como las de Loguercio,<sup>(47)</sup> Nikolaenko,<sup>(46)</sup> Costa,<sup>(127)</sup> Kishikawa,<sup>(136)</sup> o Braga<sup>(137)</sup> contienen protocolos de obturación, mediante técnica en bloque.

### **7. 1. 5 .2. Polimerización del composite**

Al ser obturadas las cavidades en bloque, las profundidades de polimerización fueron de 2, 3 y 4mm.

Los tiempos de polimerización e intensidades luminosas empleadas fueron los siguientes:

Lámpara halógena 1; se polimerizo durante 40 seg. a una intensidad de 300 mW/cm<sup>2</sup>.

Lámpara halógena 2; se polimerizo durante 40 seg. a una intensidad de 800 mw/cm<sup>2</sup> .

Lámpara de arco de plasma; se polimerizo durante 5 seg. a una intensidad de 1000 mW/cm<sup>2</sup>.

Hay numerosos estudios que analizan diferentes fuentes lumínicas e intensidades.

Hofmann,<sup>(138)</sup> que compara la luz halógena con la de plasma resultando que esta ultima fue la que mejor compenso el estrés de polimerización usando la técnica de aplicación Soft-Start. Al estar en entredicho este modo de aplicación por

la menor conversión del composite según Lu,<sup>(139)</sup> nosotros la hemos aplicado de la forma convencional.

Kishikawa,<sup>(136)</sup> Realiza cavidades cúbicas de 5x5x5mm de profundidad, polimerizando 40 seg. con lámpara halógena pero no indica la intensidad.

Nikolaenko, emplea cavidades cuyas dimensiones son 4X4X4mm de profundidad obturadas en bloque y polimerizadas durante 40 seg. a una intensidad de 400 mW/cm<sup>2</sup> con luz halógena.<sup>(46)</sup>

Byoung polimeriza cilindros de 3,2mm de diámetro y 3mm de profundidad, obturados en bloque, con una lámpara halógena (Optilux) durante 40 segundos con una intensidad de 500 mW/cm<sup>2</sup>.<sup>(43)</sup>

Sengun y colaboradores,<sup>(100)</sup> polimerizan cilindros de composite de 2,5mm de diámetro y 3mm de profundidad aplicando 40 segundos de luz con una intensidad no determinada.

Algunos de los estudios consultados como los de Loguercio,<sup>(47)</sup> y Yoshikawa,<sup>(75)</sup> no suelen superar la profundidad de los 2mm de composite para su polimerización.

### **7. 1. 6. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE ADHESIÓN**

La aplicación de distintos protocolos para comprobar las fuerzas de adhesión resultantes en los especímenes, puede dar lugar a la obtención de resultados diferentes.

Las diferentes formas de medir la fuerza de adhesión pueden diferir en varios aspectos de los cuales destacaremos el tipo de prueba de medición empleado ya sea tensión, microtensión o cizalla y el tiempo transcurrido desde la iniciación de la polimerización hasta que se realiza la medición.

### 7. 1. 6. 1. Tipo de prueba

Las pruebas que son empleadas habitualmente para medir la fuerza de adhesión resultante son las de tensión, microtensión y cizalla. <sup>(140,141,142)</sup>

Øilo y Austrheim concluyen en su artículo que tanto las pruebas de tensión como las de cizalla son igualmente representativas de las fuerzas de adhesión resultantes. <sup>(140)</sup>

Según el metaanálisis de al-Salehi realizado en 1997 sobre los métodos usados para testar la adhesión a dentina, el 80% de los estudios empleaban la cizalla para medir la resistencia adhesiva. <sup>(89)</sup>

Hoy día la microtensión es una prueba cada vez mas extendida que basándose en la teoría de Griffth, mide la fuerza de adhesión en áreas de 1 mm<sup>2</sup> para minimizar el numero de defectos en la interfase adhesiva que pudieran iniciar su ruptura y provocando que el resultado no fuera representativo de la fuerza de adhesión del sistema adhesivo. <sup>(143)</sup>

Además, según su precursor Sano H, esta prueba permite ejercer la fuerza exactamente en la zona adhesiva que se quiere evaluar, evitando de esta forma los fallos cohesivos que pudieran tener su origen en la dentina o el material restaurador. <sup>(142)</sup>

No obstante, artículos recientes que emplean técnicas de cizalla convencional encuentran que la mayoría de los fallos son adhesivos, obviando una de las posibles ventajas de la técnica de microtensión. Moll mide a través de cizalla en un área de 7,07mm<sup>2</sup>. y la mayoría de los fallos, observados con microscopia electrónica, eran adhesivos. <sup>(91)</sup>

Al igual que Sengun, que testa una superficie de 4,9 mm<sup>2</sup> (a una velocidad de tracción de 1mm/min) obtiene un 100% de fallos adhesivos. <sup>(100)</sup>

Sin especificar que tipo de fallos obtiene, la técnica de cizalla sobre una superficie igual a la nuestra, 19,6mm<sup>2</sup>, es el método empleado por Lucena. <sup>(98)</sup>

Price, al igual que en nuestro protocolo aplica la fuerza de cizalla a todo el conjunto de la muestra y cavidad artificial obturada. <sup>(126)</sup>

Shirai, observa con microscopia electrónica tras realizar test de microtensión que la mayoría de los fallos eran mixtos, adhesivos y cohesivos de de la resina. <sup>(95)</sup>

Akagawa, <sup>(76)</sup> y Toba, <sup>(144)</sup> comparan en sus artículos las fuerzas de adhesión a dentina superficial y profunda de molares, con el mismo adhesivo, diferenciándose únicamente en el método de obtención de fuerza de adhesión. Akagawa con un método de tracción similar al nuestro, obtiene una resistencia adhesiva de 23MPa en dentina superficial y 13MPa para la dentina mas profunda. Toba con el mismo adhesivo pero con micro tracción obtiene unas fuerzas de 40MPa y 30MPa respectivamente. Puede observarse que el comportamiento adhesivo es similar en los dos casos ya que la fuerza disminuye con la profundidad de exposición de la dentina, pero con la micro tensión los resultados son casi el doble que para la cizalla convencional.

El desarrollo de las tensiones, por parte del composite, dentro de la cavidad, cobra una especial importancia en nuestra investigación, ya que la hipótesis de partida se basa en que la modificación de estas tensiones, al variar la configuración cavitaria, afectara de forma diferente a la interfase adhesiva, según puede desprenderse del análisis fotoelástico del estrés de contracción de los composites que realiza Kinomoto. <sup>(39)</sup> Si estas tensiones residuales, del composite tras la polimerización, son eliminadas por la realización de los necesarios cortes para la microtensión, desapareciendo por tanto las paredes cavitarias, los resultados adhesivos podrían ser diferentes.

Así se decidió emplear la prueba de la cizalla sobre toda la superficie adherida a la dentina, junto a la cavidad artificial en el caso de los moldes de porcelana.

### **7. 1. 6. 2. Intervalo entre la polimerización y la prueba de cizalla**

La fuerza de adhesión inicial generada por un sistema adhesivo, en los primeros minutos de la polimerización, es crucial ya que es en este momento de la polimerización en el que se desarrolla casi la totalidad del estrés de contracción de un composite fotopolimerizable que tiende a despegarlo de la cavidad que lo alberga. <sup>(15)</sup>

Existe una relación directa entre el estrés de contracción y la micro filtración de las muestras, <sup>(145)</sup> así si la fuerza de adhesión inicial es superior a la fuerza generada por la contracción del composite, es de esperar que la interfase adhesiva permanezca íntegra.

Los primeros datos sobre estrés de contracción se encontraban entre los 13 y 17 MPa, <sup>(14)</sup> difíciles de superar por los adhesivos de la época. Kinomoto, <sup>(39)</sup> en su estudio fotoelástico encuentra una fuerza desarrollada por el estrés de hasta 23 MPa. Los estudios más recientes encuentran fuerzas entre los 9 y los 3 MPa. <sup>(145,32)</sup>

Dada la importancia de esta adhesión temprana, se decidió probar la fuerza de adhesión a los 5 minutos, ya que es el intervalo de tiempo en que los composites, de características similares al empleado en este estudio, han desarrollado todo su cambio volumétrico <sup>(7)</sup> y prácticamente la totalidad del estrés de contracción. <sup>(32)</sup>

Price compara las fuerzas de adhesión cuando los especímenes son testados a los 10 minutos de la polimerización del composite y tras su almacenaje durante 7 días en agua a 37°C. Las fuerzas de adhesión aumentaban tras ser almacenados, independientemente de cual fuera el valor de C. <sup>(126)</sup>

Probablemente la absorción de agua disipe el estrés de contracción pudiendo variar los resultados de nuestro trabajo que dependen del estrés generado bajo las diferentes condiciones en las que se hace polimerizar al composite. <sup>(27,15)</sup>

Al-Salehi y Buerque recomiendan que se mida la resistencia adhesiva entre los 5 y 10 minutos tras la irradiación del composite tal y como hemos hecho en este trabajo. <sup>(89)</sup>

## 7. 2. RESULTADOS

Los valores de fuerzas de adhesión obtenidos en nuestro trabajo, no siguen un patrón de distribución ligado a la variación del Factor C, tal y como lo hacen en los estudios de, Yoshikawa <sup>(75)</sup>, Armstrong <sup>(125)</sup>, Price <sup>(126)</sup>, Nikolaenko <sup>(46)</sup>, Choi <sup>(44)</sup> y Loguercio <sup>(47)</sup> sino que más bien se asemeja al encontrado por Bouschlicher, <sup>(122)</sup> que analizando el volumen de composite polimerizado descubre que con un Factor C=5 obtiene un estrés de contracción menor que con Factor C=1. o Braga, cuyas

conclusiones están en consonancia con Bouschlicher. Shirai <sup>(95)</sup> y Kishikawa <sup>(136)</sup> no encuentran diferencias en las fuerzas de adhesión al aumentar el Factor C.

En este mismo sentido apunta la formula desarrollada por Miguel A <sup>(123)</sup> y de la Macorra para predecir el estrés de contracción. En esta encuentran una relación inversa entre Factor C y la generación de tensiones y dan gran importancia al volumen del composite envuelto en la reacción, a la deformación de las paredes y a las características físicas del material empleado, para poder predecir y entender el estrés generado en una restauración.

Determinadas combinaciones de tiempo de aplicación de la luz e intensidad lumínica son las que nos han proporcionado los mejores resultados. Un aumento de la intensidad por encima de determinados niveles, altera efectivamente los valores de adhesión, pero no en el sentido que cabria esperar.

La lámpara Spectrum 800 con una intensidad de  $800\text{mW/cm}^2$  es la que obtiene los mejores resultados incluso en la polimerización de la profundidad de 4mm.

El aumento de la intensidad a  $1000\text{ mW/cm}^2$  con la lámpara de arco de plasma Arc-Light II supone una disminución de todos los valores de adhesión hasta el punto de no conseguir ninguna adhesión a la profundidad de 4 mm al igual que ocurrió con la lámpara Heliolux 2 de  $300\text{ mW/cm}^2$  aunque en este caso parece estar justificado por la baja intensidad de la misma.

Tal y como describe Bouschlicher,<sup>(122)</sup> el aumento de la intensidad provoca un mayor estrés de polimerización generado durante el primer minuto de la polimerización. Durante estos primeros segundos de la polimerización la interfase adhesiva no ha alcanzado su máxima fuerza y si es sometida a excesivas fuerzas por parte de la contracción del material, o estrés de polimerización, la adhesión resultante puede ser deficiente.<sup>(47,43,146)</sup> Esto podría explicar los bajos o nulos resultados de adhesión de la lámpara de alta intensidad.

Los resultados nulos correspondientes a especímenes ya preparados y que no pudieron ser testados, hemos decidido recogerlos siguiendo lo que consideramos un criterio acertado de autores como Nikolaenko SA,<sup>(46)</sup> y Shirai K,<sup>(95)</sup> que consideran este proceder como una honesta manera de describir cualitativamente algunas deficiencias del procedimiento.

Akagawa,<sup>(76)</sup> estudia las fuerzas de adhesión de dos adhesivos en dentina superficial, media y profunda, a través de un método de tracción similar al nuestro. En dentina profunda obtiene un valor medio de adhesión de 13 MPa, empleando un adhesivo de grabado total. Este valor es similar al más alto obtenido por nosotros, probablemente debido a que este autor no incluye en su protocolo conformaciones cavitarias tan desfavorables ni presión intrapulpar artificial. De hecho empleando el segundo adhesivo este autor obtiene unos resultados aun mayores de 30 MPa para todas las profundidades. Sengun,<sup>(100)</sup> empleando este mismo adhesivo en dentina profunda, pero aplicando una presión hidrostática de 15 cm de agua obtiene solo 5,64 MPa.

La aplicación conjunta de presión intrapulpar artificial y la exposición de dentina profunda, explican la obtención de fuerzas de adhesión bajas.

Lucena,<sup>(98)</sup> aplica una presión de 20 cm de agua y realiza la exposición de la dentina a 1mm de la cámara pulpar, es decir un protocolo igual al nuestro y las fuerzas de adhesión van de  $5,9 \pm 3,7$  a los  $16,3 \pm 4,9$  MPa, según el adhesivo.

Moll,<sup>(91)</sup> aplica una presión de 30 cm de agua en una dentina remanente de entre 1,5 y 2mm obteniendo 1,4MPa para el valor mas bajo y 23,6MPa para el mas alto.

Conforme aumenta el grosor de la dentina remanente y disminuye la presión hidráulica aplicada, las fuerzas de adhesión aumentan, tal y como Zheng,<sup>(92)</sup> comprueba aplicando 15 cm de H<sup>2</sup>O en dentina superficial y obteniendo entre  $26,1 \pm 9,5$  y  $13,8 \pm 5,3$  MPa.

Del Nero,<sup>(93)</sup> aplica 32,5 cm de agua a la dentina superficial de 43 terceros molares, encontrando la resistencia adhesiva mas alta en 3,96 MPa.

No creemos que el hecho de haber obturado en bloque haya influido en los valores de adhesión obtenidos. Hay estudios que demuestran la nula influencia de esta tecnica. Trabajos de autores como Loguercio,<sup>(47)</sup> que comparan las fuerzas de adhesión resultantes tras obturar en bloque o mediante capas horizontales, no encontraron diferencias entre las dos técnicas ya fueran estas aplicadas en cavidades de bajo Factor C (0,3) o alto Factor C (3) de configuración Cavitario.

Nikolaenko,<sup>(46)</sup> en este estudio, también obtura en bloque cavidades de 4x4x4 mm, sin presión intrapulpar y con una dentina remanente de  $2 \pm 0,5$  mm hasta la

cámara pulpar, obteniendo resultados de  $11,8\pm 8,8$  y  $8,7\pm 10,9$  MPa para adhesivos con solvente etanol/agua y  $5\pm 11,3$  para un adhesivo autograbante.

En relación al composite empleado, estudios como el de Fernanda Calbro<sup>(145)</sup> en el que estudia el estrés de contracción y la microfiltración de varios composites, muestran un buen comportamiento de un composite, Z-250 muy similar al empleado en nuestro estudio, en relación a su porcentaje de relleno y tamaño de partícula, siendo mejores los resultados que para Aelite LS e Inten-S, composites especialmente diseñados para desarrollar un bajo estrés de contracción. Así pareció ser un composite capaz de tener un adecuado comportamiento incluso bajo las exigentes condiciones de nuestro estudio. Por otra parte Chen HY,<sup>(32)</sup> atribuye un mayor estrés de contracción a los composites compactables que a los composites híbridos convencionales.

Se decidió emplear el adhesivo One Coat Bond por ser un adhesivo actual con altos valores de adhesión. Los valores de referencia para este adhesivo según los autores que lo emplean son:  $21,9\pm 5,6$ MPa, sobre dentina superficial y microtensión,<sup>(147)</sup>  $20,4\pm 2$ MPa, sobre un corte dentinario paralelo a los túbulos dentinarios y prueba de tensión<sup>(148)</sup> y 25,57 MPa sobre dentina y empleando pruebas de cizalla.<sup>(149)</sup>

Su composición no era de gran importancia para esta investigación, aunque el solvente si que pudo influir en los resultados. A pesar de que Van Meerbeek,<sup>(40)</sup> demostrara la eficacia de los adhesivos con el agua como solvente, tanto en dentina seca como húmeda en los estudios consultados, cuyos autores emplean este tipo de adhesivos, se han demostrado mucho menos efectivos bajo condiciones similares de humedad a nuestro estudio, ya que esta humedad diluye los monómeros del adhesivo impidiendo su completa polimerización. Lucena y Col.<sup>(98)</sup> concluyen en su estudio que los adhesivos con solventes como la acetona y el etanol obtienen fuerzas de adhesión mayores cuando las muestras están conectadas a un sistema de presión intrapulpar artificial.

Cuando el solvente es la acetona, esta se vale de la humedad para vehiculizar los monómeros al interior de la maya colágena, encontrando los mejores resultados con estos adhesivos en dentina húmeda.<sup>(87)</sup>

## **8. CONCLUSIONES**



Teniendo en cuenta los resultados obtenidos y tras la discusión de los mismos, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

- 1.** Los valores de resistencia adhesiva obtenidos para los Factores de Configuración Cavitaria superiores a 1, no fueron menores que los obtenidos para los Factores de Configuración Cavitaria inferiores a 1.
- 2.** La lámpara Spectrum 800 fue la que proporcionó valores de adhesión más altos, con independencia del Factor C. Los valores de adhesión más bajos se obtuvieron con la lámpara Heliolux II.
- 3.** Los valores de adhesión obtenidos con la lámpara Heliolux II, siguieron una distribución inversa al aumento del Factor de Configuración Cavitario.
- 4.** Los valores de adhesión obtenidos con la lámpara Arc Light II, aumentaron cuando el Factor de Configuración Cavitario fue superior a 1.
- 5.** Los valores de adhesión obtenidos con la lámpara Spectrum 800 siguieron una distribución que no se corresponde con las variaciones del Factor C y sí con las variaciones del volumen de composite empleado en cada muestra: se alcanzaron los valores de adhesión más altos con volúmenes de composite más bajos.
- 6.** El fallo adhesivo fue el que con más frecuencia se observó tras la prueba de cizalla.



## **9. BIBLIOGRAFÍA**



1. Bowen RL. Use of epoxy resin in restorative materials. *J Dent Res*, 1956;35(3):360-9.
2. Paffenbarger GC, Wolcot RB y Smith DL. Direct resinous filling materials: an investigation of Vitro-filling. *J Am Dent Assoc*, 1951;42(3):253-63.
3. Macorra JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odont cons*, 1999; 2(1): 24-35.
4. Davidson CL y Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 1997;25:435-40.
5. De Gee AJ, Davidson CL y Smith A. A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *J Dent*, 1981; 9: 36-42.
6. Puckett AD y Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Pros Dent*, 1992; 68: 56-58.
7. Oberholzer T, Grobler S, Pameijer C, Rossouw R. A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials. *Meas Sci Technol*, 2002;13:78-83.
8. Unterbrink G y Liebner W. Flotable resin composites as "filled Adhesives" Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 1999;30:249-57.
9. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeed B et al. A field emission SEM comparison of four post-fixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mat Res*, 1995; 29: 111-20.
10. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with micro-leakage in class V restorations. *J Dent*, 2004;32:407-12.

11. Meredith N y Setchell J. In Vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent*, 1997;25(3,4):331-7.
12. Gonzalez S, Lucena C, de Haro F, Vilchez MA y de Haro C. Influence of different composite restoration techniques on cuspal deflection: an in vitro study. *Oper Dent*, 2004;29(6):656-60.
13. Bausch JR, De Lange K, Davidson CL, Peters A y De Gee AJ. Clinical significance of the polymerization shrinkage of composite resins. *J Pros Dent*, 1982;48:59-67.
14. Davidson CL, De Gee AJ y Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*, 1984;63:1396-99.
15. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M y Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 1996;21:17-24.
16. Toledano M. Arte y ciencia de los materiales odontológicos. Ed. Avances Medico Dentales S.L. 2003.Ed.1ª, Cap.7 y 10.
17. Macorra JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odont cons*, 1999; 2(1): 24-35.
18. Feilzer AJ, De Gee AJ y Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*, 1990;6:167-71.
19. Davidson CL y De Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 1984;63(2):146-48.
20. Davidson CL. Resisting the curing contraction with the adhesive composites. *J Pros Dent*, 1986;55(4):446-7.
21. Vega del Barrio JM. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-mecánicos. Ed. Avances. Madrid. 1996.

22. Ogden AR. Porosity in composite resin-an Achilles' hell?. J Dent, 1985;13:331-40.
23. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A y Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. J Dent Res, 1992;71(9):1619-22.
24. Miguel A, Saralegui A y de la Macorra JC. Estudio de la porosidad interna en los cementos de resina compuesta. Av odontoest,1997;13(5):315-21.
25. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ y Erdilek N. The effect of curing Light variations on bula curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. Dent Mater, 1997;13:344-52.
26. Martin N y Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. Biomat, 1998;19:77-83.
27. Feilzer AJ, De Gee AJ y Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. J Dent Res, 1990;69(1):36-9.
28. Segura A, Donly KJ. In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. Journal of Oral Rehabilitation 1993;20(5):495-9.
29. Burdairon G. Manual de biomateriales dentarios. Ed. Masson.1991
30. Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH y Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent, 1992; 20: 178-182.
31. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP y Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater, 1992; 8: 310-319.

- 32.** Chen HY, Manhrt J, Hickel R y Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in Light-cured Packable composite resins. *Dent Mater*, 2001;17:253-9.
- 33.** Garcia J. Patología y terapéutica dental. Editorial Síntesis, 1997.
- 34.** Jackson R y Morgan M. The new posterior resins and a simple placement technique. *JADA*, 2000;131:375-83.
- 35.** Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumens M, Lambrechts P y Vanherle G. Adhesive and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent Suppl*, 2001;6:119-44.
- 36.** Moon PC, Chang YH. Effect of DBA layer thickness on composite resin shrinkage stress. *J Dent Res*, 1992; 71: 275 (abstr #1357).
- 37.** Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P y Vanherle G. Mechanisms of dentine bonding. State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding. *Proceeding of the International Symposium Euro Disney, Paris 1993: 145-170.*
- 38.** Nakabayashi N, Kojima K y Mashuara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J Biomed Mater Res*, 1982;16:265-73.
- 39.** Kinomoto Y y Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*, 1998;26(2):165-71.
- 40.** Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Pick JD y Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res*, 1998;77:50-59.
- 41.** Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H y Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin *J Adhes Dent*, 2001;3(3):237-45.

42. Feilzer AJ, De Gee AJ y Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 1987; 66: 1636-1639.
43. Byoung I, Suh MS y Yantong Wang BS. Determining the direction of shrinkage in dental composite by changes in surface contour for different bonding configurations. *Am J Dent*, 2001;14:109-13.
44. Choi kk, Ferracane JL, Ryu GJ, Choi SM, Lee MJ ynPark SJ. Effects of cavity configuration on composite restoration. *Oper Dent*, 2004;29(4):462-9.
45. De la Macorra JC y Gomez S. Quantification of the configuration factor in class I and II and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont Res Dent*;4(1):29-33.
46. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W y Frankenberger R. Influence of C-Factor and layering technique on micro-tensile bond strength to dentin. *Dent Mater*, 2004;20:579-85.
47. Loguercio AD, Reis A y Bayester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater*, 2004;20:236-43
48. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biomed*, 1995; 6: 302-318.
49. Versluis A, Douglas W, Cross M y Sakaguchi R. Does and incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?. *J Dent Res*, 1996;75(3):871-8.
50. Strobel WO, Petschelt A, Kemmoona M y Frankerberger R. Ceramic inserts do not generally improve resin composite margins. *J Oral Rehabil*, 2005;32(8):&06-13.
51. Dietschi D y Spreafico R. Restaurations esthetiques collees. *Quintessence Int*, 1997;cap. 3, 4 y 6.

52. Cheng KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*, 1990;69(3):852-6.
53. Yoshikawa T, Burrow MF y Tagami J. A Light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001;17:359-66.
54. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ y Erdilek N. The effect of curing Light variations on bula curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*, 1997;13:344-52.
55. Goracci G y Mori G. Scaning electrón microscopio evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations, 1996;27(2):129-35
56. Feilzer AJ, Dooren LH, De Gee AJ, Verhey JC y Davidson CL. Marginal continuity of composite restorations versus curing light intensity. *J Dent Res*, 1995; 74(3): 930 (abstr#155).
57. Suh B, Cripe CA y Yin R. Light intensity and exposure time effects on light-cured composites. *J Dent Res*, 1998; 77 (abstr#73).
58. Bouschlicher MR, Vargas MA y Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *A J Dent*, 1997;(10)2:88-96.
59. Uno S y Asmusen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 1991;99:440-4.
60. Lu H, Stansbury JW y Bowman CN. Impact of curing protocol on conversión and ahrinksge stress. *J Dnet Res*, 2005;84(9):822-6.
61. Watts DC y al Hindi A. Intrinsic "soft-start" polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin composite. *Dent Mater*, 1999;15(1):39-45.

62. Lu H, Stansbury JW y Bowman CN. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *J Dent Res*, 2005;84(9):822-6
63. Althoff O. y Hartung M. Advances in Light curing. *Am J Dent* 2000;13:77D-81D
64. Berkovitz; Holland y Moxham. Atlas a color y texto de Anatomía Oral. Aspecto microscópico de los tejidos de la boca y dientes. *Dentina. Year Books Medical Publs.* 1979.
65. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A y cols. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*,2000;13:120-7.
66. Brannstrom M, Garberoglio R. the dentinal and the odontoblast processes. A scanning electron microscope study. *Acta Odont Scand*, 1972;30:291-311.
67. Dourda AO, Moule AJ y Young WG. A morphometric analysis of the cross-sectional area of dentine occupied by dentinal tubules in human third molar teeth. *Int Endod J*, 1994;27(4):184-9.
68. Nakabayashy N, Nakamura M y Yasuda M. Capa híbrida como mecanismo de adhesión a la dentina. *J Esther Dent (Ed. Española)*, 1991;1:18-23.
69. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G y Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. *Oper dent*, 1999;24:66-72.
70. Prati C, Simpson M, Mitchem J, Tao L y Paschley DH. Relationship between bond strength and microleakage measured in the same class I restorations. *Dent Mater*, 1992;8:37:41.
71. Paschley EL, Tao L, Matthews WG y Paschley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater*, 1993;9:19-22.

- 72.** Mc Cabe JF y Rugby S. Dentine bonding agents-characteristics bond strength as a function of dentine depth. *J Dent*, 1992;20:225-30.
- 73.** Tagami J, Tao L y Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resin. *Dent Mater*, 1990;6:45-50.
- 74.** Prati C y Pashley DH. Dentin wetness, permeability, thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent*, 1992; 5(1):33-8.
- 75.** Yoshikawa T, Sano H, Tagami, Pashley DH. Effect of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*. 1999;78(4):898-905.
- 76.** Akagawa H, Nikaido T, Takada T, Burrow MF y Tagami J. Shear bond strengths to coronal and pulp chamber floor dentin. *Am J Dent*, 2002;15(6):383-8.
- 77.** Van Hassel HJ, Physiology of the human dental pulp. *O Surg*, 1971; 32:126.
- 78.** Kim S, Edwal L, Trowbridge H ,Chien S. Effects of local anesthetics on pulpar blood in dogs. *J Dent Res*, 1984; 63: 650-2.
- 79.** Beveridge EE , Brown AC. The measurement of human dental intrapulpal pressure and it response to clinical variables. *Oral Surg Oral Med Oral pathol*, 1965; 19: 655-8.
- 80.** Reder Ow, Walton Re, Livingston Mj, Pashley Dh. Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res*, 1978; 57: 187-93.
- 81.** Stevenson TS. Fluid movement in human dentine. *Arch Oral Biol*. 1965; 10: 935-44.
- 82.** Prati C, Erickson R, Tao L, Simpson M, Pashely DH. Measurement of dentin permeability and wetness by use of the Periotron device. *Dent Mater* 1991;7:268-273.

83. Paschley DH, Ciucchi B, Sano H et Al. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence int.*, 1993; 24: 618-31.
84. Paschley DH, Carvalho RL. Dentine permeability and dentine adhesion. *Revió. J Dent*, 1997; 25: 355-72.
85. Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effect of smear layer removal. *Journal of prosthetic Dentistry*, 1981; 46:531.
86. Ericsson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operative dentistry*, 1992; 17(suppl 5):81.
87. Kanka J. Resin bonding to wet substrate I. Bonding to dentin. *Quintessence Int*, 1992;23:39-41.
88. Gwinnett Aj. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*, 1992;5:127-9.
89. Al-Salehi SK. Y Burke FJ. Methods used in dentin bonding test: an analysis 50 investigation on bond strength. *Quintessence Int*, 1997;28:717-23.
90. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 2001;80(7):1605-14.
91. Moll K y Haller B. Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine. *J Oral Rehab*, 2000;27:149-64.
92. L.Zheng, Pereira PNR, Somphone P, Nikaido T, Tagami J. Effect of Hydrostatic pressure on regional bond strengths of compomers to dentine. *J Dent*, 2000;28:501-8.

93. Del Nero MO, de la Macorra JC. Sealing and dentin bond strengths of adhesive systems. *Oper Dent*, 1999;24:194-202
94. Gernhardt CR, Schaller HG y Kielbassa AM. The of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different Light-curing materials. *Am J Dent* ,2005;18(5):318-22
95. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H y Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater*, 2005;21:110-24.
96. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Huata JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in Vitro. *Dent Mater*, 2001;17:316-21.
97. Van Meerbeek B y Prati C. Mechanims of dentine bonding. *Proceedings of the international symposium Euro Disney. Paris. 1993; 193-203.*
98. Lucena C, Gonzalez MP, Ferrer CM, Robles V, Navajas JM. Study of shear bond strength of five one component adhesives under simulated pulpal pressure. *Oper Dent*, 1999;24:73-80.
99. Belli S, Unlu N, Ozer F. Bonding strength to two different surfaces of dentin under simulated pulpal pressure
100. Sengun A, Ozturk B, Ozer F. The effect of intrapulpal pressure on bond strength to enamel and dentine. *J Oral Rehabil*, 2003;30:550-5.
101. Pashley DH. In Vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*, 1991;4:237.

- 102.** Pashley DH, Sano H, Giugghi B, Yoshiyama M y Garvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995;11:117.
- 103.** Tay FR, Gwinnett AI, Pong KU, Wei SHI. The overwet phenomenon, an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid etched, resin-dentin interface. *Am J Dent*, 1995; 9:43-8.
- 104.** Prati C, Pashley DH, Montanari G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater*, 1991;7:54-8.
- 105.** Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil*, 1993;20:291-300.
- 106.** Tao L, Pashley DH. Dentin perfusion effect on the shear bond strength of bonding agents to dentin. *Dent Mater*, 1989;5:181.
- 107.** Tao L, Tagami J, Pashley DH. Pulpal pressure and bond strength of SuperBond and Gluma. *Am J Dent*, 1991;4:73
- 108.** Mitchem JC, Gronas DH. Adhesión to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness. *J Prost Dent*, 1991;66:619
- 109.** Paul S, Schärer P. Intrapulpal pressure and thermal cycling: effect on shear bond strength of eleven modern dentin bonding agents. *J Esthet Dent*, 1993;5:179.
- 110.** Elhabashy A, Swift EJ, Boyer DB, Denehy GE. Effects of dentin permeability and hydration on the bond strengths of dentin bonding systems. *Am J Dent*, 1993;6:123
- 111.** Gwinnett AJ, Dickerson WG y Yu S. Adhesión a dentina, resistencia a las fuerzas de cizallamiento y microinfiltración de Syntac/Heliomolar: compa-

- ración entre grabado total y según el fabricante. *JEsthet Dent* (Ed. Española), 1993;3:10-5.
- 112.** Friedl KH, Powers JM, Hiller KA, Schmalz G. Composite/dentin bond following the application of dentin adhesive systems. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 1995;50:577.
- 113.** Pashley DH, Ciucci B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int*, 1993;24:618.
- 114.** Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater*, 1993;9:19.
- 115.** Pashley DH, DMD, PhD<sup>a</sup>. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent*, 1991;66:777-81
- 116.** Garberoglio R and Bránstróm M. Scanning electron microscopy investigation of human dentinal tubules. *Archives of Oral Biology*, 1976;21:355
- 117.** Pashley EL, Talman R, Horner JA, Pashley DH. Permeability of normal versus carious dentin. *Endodontics and Dental Traumatology*, 1991;7:207.
- 118.** Harrington GW, Brown AC y Van Hassel HJ. Effects of local anesthetics on intrapulpal pressure. *J Dent Res*, 1970; 48-141 (abstr 370)
- 119.** Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T. Effect of pulpal pressure on adhesion on resin composite to dentin: bovin serum versus saline. *Quintessence Int*, 1995;26:221.
- 120.** Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Huata JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in Vitro. *Dent Mater*, 2001;17:316-21.

- 121.** Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Huata JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in Vitro. *Dent Mater*, 2001;17:316-21.
- 122.** Bouschlicher MR, Vargas MA y Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *A J Dent*, 1997;(10)2:88-96.
- 123.** Miguel A y de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater*, 2001;17:241-6.
- 124.** Watts DC, Maroua AS y Al-Hidi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater*, 2003;19:1-11.
- 125.** Armstrong SR, Keller JC y Boller DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*, 2001;17:268-76.
- 126.** Price RB, Déran T, Andreou P, Murphy DG. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater*, 2003;24:1013-21.
- 127.** Costa PC, Braga RR y Capel CP. Influence of cavity dimension, insertion technique and adhesive system on microleakage of class V restorations. *JADA*, 2006;137:197-202.
- 128.** Choi KK, Ferracane JL, RyuGJ, Choi SM, LeeMJ y Park SJ. Effects of cavity configuration on composite restoration. *Oper Dent*, 2004;29(4):462-9.

- 129.** Hasegawa T, Retief DH, Russel CM y Denys FR. Shear bond strength and qualitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J Prosthet Dent*, 1995;73:432-8.
- 130.** Haller B, Klaiber B, Betz T y Dobersch S. Shear bond strength to dentin by simulation of three-dimensional V cavity configuration. *Dent Mater*, 1991;7:206-10.
- 131.** Matos AB, Kuramoto M Powers JM y Eduardo C de P. Bond strength of a resin based composite to leucite-reinforced ceramic and dentine. *Am J Dent*, 1999; 12(3): 113-5.
- 132.** Rupp NW. Clinical placement and performance of composite resin restorations. *J Dent Res*, 1979;58:1551-7.
- 133.** Koenigsberg S, Fuks A y Grajower R. The effect of three filling techniques on marginal leakage around class II composite resin restorations in Vitro. *Quint Int*, 1989;20:117-21.
- 134.** Neiva IF, De Andrada MA, Baratieri LN, Monteiro Jr S y Ritter AV. An in Vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Oper Dent*, 1998;23:282-9.
- 135.** Versluis A, Douglas WH, Cross M y Sakaguchi RL. Does an incremental technique reduce polymerization shrinkage stresses?. *J Dent Res*, 1996, 75:871-8.
- 136.** Kishikawa R, Koiwa A, Chikawa H, Cho E, Inai N y Tagami J. Effect of cavity form on adhesion to cavity floor. *Am J Dent*, 2005;18:311-4.

- 137.** Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL y Singer JL. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volumen and "C" factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater*, article in press.
- 138.** Hofmann N, Denner W, Hugo B y Klaiber B. The influence of plasma vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent*, 2003;31:383-93.
- 139.** Lu H, Stansbury JW y Bowman CN. Impact on conversion and shrinkage stress. *J Dent Res*, 2005;84(9):822-6.
- 140.** Øilo G y Austrheim EK. In Vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand*, 1993;51:263-9.
- 141.** Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA y Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1999;1:299-309.
- 142.** Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho RM y Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 1994;10:236-40.
- 143.** Griffith AA. The Phenomena of rupture and flow in solids. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 1920; A221:168-98.
- 144.** Toba S, Veerapavati W, Shimada Y, Nikaido T y Tagami J. Micro-shear bond strengths of adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. *Am J Dent*, 2003;16, spec N°:51A-56<sup>a</sup>.

- 145.** Calabró Calheiros F, Tranchesi Sadek F, Ruggiero Braga R, Capel Cardoso P E. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent*, 2004;32:407-12.
  
- 146.** Sakaguchi RL, Douglas WH y Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 1992;20:183-8.
  
- 147.** Tanumiharja M, Burrow MF y Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 2000;16(3):180-7.
  
- 148.** Spohr AM, Conceicao EN y Pacheco JF. Tensile bond strength of four adhesive systems to dentin. *Am J Dent*, 2001;14(4):247-51.
  
- 149.** Gallo JR, Comeaux R, Haines B, Xu X y Burgués JO. Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Oper Dent*, 2001;26(1):44-7.

