

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología II



**COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA DE UNIÓN DE
CERÁMICA ADHERIDA A ESTRUCTURA DENTARIA,
DESPUÉS DE UTILIZAR DIFERENTES MODOS DE
FOTOPOLIMERIZACIÓN**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE
DOCTOR POR**

Carmen Virginia Peralta Colombet

Bajo la dirección de los Doctores:

**Juan José Hidalgo Arroquia
José María Vega del Barrio**

Madrid, 2004

ISBN: 84-669-2625-9

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Odontología

Departamento de Estomatología II

Tesis Doctoral

“Comparación de la resistencia de unión de cerámica adherida a estructura dentaria, después de utilizar diferentes modos de fotopolimerización”.

Autora: Dña. Carmen Virginia Peralta Colombet

Directores: Prof. Dr. Juan José Hidalgo Arroquia

Prof. Dr. José María Vega del Barrio

*A mi madre, mi gran apoyo e inmenso amor,
sin su dedicación no hubiera realizado esta tesis.*

*A mi padre, presente en mi corazón,
cuyo recuerdo me da fuerzas para seguir adelante.*

Agradecimientos.

A Dios Todopoderoso y a Jesús Nazareno de Medinaceli, fe y fuerza espiritual las cuales me proporcionan la calma e inspiración necesaria para culminar las metas planteadas.

A la Universidad de Carabobo- Venezuela, a quien pertenezco como personal docente, institución que financió mis estudios doctorales.

Al Departamento de Odontología Conservadora, por ofrecer sus instalaciones y permitir utilizar todo el equipamiento e instrumental necesario para la realización de este trabajo.

Agradezco profundamente al Dr. D. Juan José Hidalgo Arroquia, director de esta tesis, quien además de su asesoramiento científico me brindó su apoyo y amistad en momentos difíciles.

Al Dr. D. José María Vega del Barrio, co-director de esta tesis, por su invaluable ayuda académica y sobre todo, por sus consejos los cuales estarán presentes en todas mis actuaciones futuras.

Agradezco a: D. José Ramón Piñeira, D Angel Molina, D. Fernando Fernández, y Dña María José González, personal de la empresa Ivoclar- Vivadent por la elaboración de los discos de cerámica, dotación de bibliografía especializada y el material necesario para realizar el trabajo de laboratorio.

A D. Ricardo García Mata, analista del Centro de Procesamiento de Datos de la Universidad Complutense de Madrid, por la realización del análisis estadístico de esta investigación.

A la Lic. Dña. Alejandra del Riego, por su paciencia y dedicación en la realización de las traducciones de los artículos científicos utilizados en la elaboración de este documento.

Al personal administrativo del Departamento de Odontología Conservadora, en las personas de: Dña. Silvia Tenenbaum Indachkin, Dña. Paloma Verges Bañón, D. José Valenzuela de las Heras y Dña Mary Carmen Gómez Luseca, por su colaboración y solidaridad.

Al personal de la Biblioteca y Hemeroteca de la Facultad de Odontología de la UCM, especialmente en las personas de: Dña. Teresa Mateo Roque y Dña. Marisol Liberal Madera, por su ayuda en la ubicación y reproducción de la bibliografía relacionada con el tema en estudio.

A Dña. Paloma Galan Santos, responsable de la sala de informática de la Facultad de Odontología de la UCM, por su colaboración y valiosas orientaciones en la transcripción de este documento.

Personalmente, doy las gracias con todo mi afecto a las siguientes personas:

A toda mi familia, por sus palabras de aliento y constantes muestras de cariño.

A Luis Gerardo, sobrino, ex-alumno y colega, el cual me animó y puso todo su empeño en la tramitación de mi incorporación en los estudios de doctorado.

A Elena, amiga incondicional, a quien le agradezco su paciencia y colaboración en momentos de gran contrariedad.

A Olga y Juan Carlos, los cuales me enseñaron el valor de la amistad lejos de la familia y de quienes aprendí lo que significa “el saber vivir”.

A Manuel y Geles, extraordinarias personas y mejores amigos, gran apoyo en estos años fuera de casa.

A Lucía, con quien he compartido hermosos momentos y a la cual admiro como profesional y mucho más como persona.

A todos mis compañeros de doctorado, quienes me han brindado su amistad y compañía, con los cuales he compartido agradables momentos que no olvidaré jamás.

Índice

	Pág.
1.- Planteamiento del problema y Justificación	1
2.-Estado actual del tema	5
2.1.-Consideraciones generales sobre los agentes cementantes	5
2.1.1. Materiales utilizados para la cementación definitiva	6
2.1.2.- Adhesión entre los cementos de resina y diferentes superficies	11
2.2.-Consideraciones generales de las cerámicas dentales	12
2.2.1- Concepto	12
2.2.2.-Composición de las cerámicas dentales	13
2.2.3.-Clasificación de las cerámicas dentales	14
2.2.3.1.-Porcelanas Convencionales.....	15
2.2.3.2.-Porcelanas de concepción moderna o Vitrocerámicas Modernas	16
2.3.-Consideraciones generales de la fotopolimerización y de las fuentes lumínicas usadas en odontología	23
2.3.1.-Espectro de luz visible	24
2.3.2.-Factores que influyen en la fotopolimerización.....	25
2.3.3.1.-Inherentes a la técnica.....	25
2.3.3.2.-Dependientes del material.	26
2.3.3.3.-Dependientes de la unidad de luz.....	26
2.3.3.-Clasificación de las fuentes lumínicas	27
2.3.3.1.-Lámparas halógenas.....	28
2.3.3.2.-Lámparas de Arco de Plasma.....	29
2.3.3.3.-Lámparas Láser	30
2.3.3.4.-Lámpara de Emisión de Diodos (LED.....	31

2.4.-Consideraciones generales sobre ensayos mecánicos para comprobar el grado de polimerización y resistencia de unión	32
3.-Hipótesis de Trabajo y Objetivos.....	36
3.1.- Hipótesis	36
3.2.-Objetivos.....	37
4.-Materiales y Metodología	39
4.1 Materiales	39
4.2. Metodología	53
5.-Resultados	73
6.- Discusión.....	81
6.1.- De los Materiales y Metodología	81
6.2.- De los Resultados.....	94
7.-Investigaciones Futuras	105
8.- Conclusiones.....	107
9. Bibliografía.....	109

Planteamiento del Problema y Justificación

1.- Planteamiento del problema y Justificación.

En la investigación odontológica, la síntesis de nuevos sistemas adhesivos multifuncionales con capacidad de unión a todo tipo de substratos ha sido una constante desde hace años, habiendo evolucionado los conceptos tradicionales, exigiendo al odontólogo nuevos conocimientos, y la adopción de la adhesión como elemento permanente y rutinario de su práctica diaria¹.

En odontología restauradora, los recursos adhesivos han experimentado cambios importantes, desde el acondicionamiento de la superficie dentaria iniciados por Bonocuore en 1955, con la técnica de grabar la superficie del esmalte con ácido fosfórico, hasta el grabado ácido de la porcelana, aporte de John Calamia y Harold Horn en 1983. De esta manera se abrió la posibilidad de adherir restauraciones cerámicas sobre las superficies dentarias².(Fig.1.)

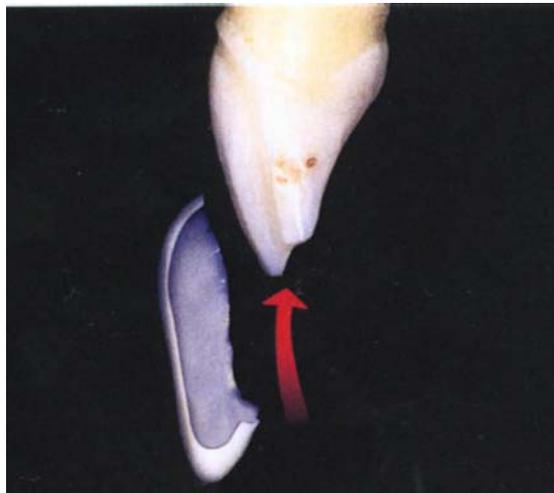


Fig. 1. Inserción de una estructura totalmente cerámica al diente.

J Prosthet Dent. (2000); 83:178

Las restauraciones de cerámica sin metal, son desde algunos años una alternativa importante, y muy difundida, dentro de los tratamientos odontológicos. Hay que resaltar que estas restauraciones constituyen una técnica, donde intervienen varios elementos que pueden determinar el éxito de dicha restauración. Dentro de estos elementos se pueden destacar, la capacidad de adhesión de la restauración cerámica a la superficie dentaria, sea esmalte o dentina, las características y preparación de la superficie cerámica utilizada, el tipo de cemento adhesivo, como los cementos de resina, y por último pero no menos importante el modo de polimerización de dichos cementos.

Un sistema de cementación efectivo debe cumplir los siguientes requerimientos: biocompatibilidad, resistencia a las fuerzas aplicadas sobre la restauración, resistencia a la contracción de polimerización, a las fuerzas de contracción y expansión, así como a desarrollar una unión inmediata y duradera al diente.^{3,4}

En las restauraciones adhesivas de cerámica grabada, intervienen elementos como la integridad de la adhesión entre las superficies (cerámica-superficie dentaria), y a su vez un adecuado curado del cemento de resina. El grado o calidad de la polimerización del cemento, es un factor especialmente crítico. Se ha comprobado que el grado de polimerización de estos materiales disminuye con el espesor del material, y que además el interponer porcelana entre la fuente luminosa y el cemento, puede contribuir a una incompleta polimerización de este, lo que iría acompañado de una disminución de las propiedades mecánicas y de un adecuado rendimiento clínico⁵.

Se podría decir, que el cemento es el material, dentro del complejo diente-cemento-cerámica, más débil y menos duradero.⁶ Pero como la luz debe atravesar una estructura rígida de porcelana que dificulta su paso y aumenta la distancia del foco a la resina, los fracasos en este tipo de restauración no se pueden atribuir solo a la naturaleza y características del agente cementante. Por lo que la adhesión también dependerá en gran medida de un adecuado curado del cemento, ya que una polimerización inadecuada incrementaría la solubilidad de éste y se facilitaría la producción de un fallo adhesivo^{7,8}.

Actualmente, se han desarrollado nuevas fuentes de luz que permiten mayor rapidez, mayor profundidad y mayor factor de conversión del material, mediante el empleo de diferentes modos o protocolos de curado⁴. Sin embargo existen dudas de si

con estos nuevos sistemas y formas de curado, se produce un mayor estrés en la zona de unión del adhesivo al diente y se origina un desajuste marginal de la restauración con la subsiguiente filtración.^{9,10}

También es importante destacar que una adecuada fotopolimerización de los materiales adhesivos no es un fenómeno que ocurre en un momento, sino que se espera que perdure en el tiempo, por lo cual estará afectada tanto por fenómenos físico-químicos de degradación así como por la acción de fuerzas mecánicas que actúan sobre el material⁸.

La mayoría de las investigaciones relacionadas con este campo se centran en la penetración de la luz en espesores de composite, donde se han establecido parámetros de intensidad y tiempo para una correcta fotopolimerización. Sin embargo aunque los clínicos frecuentemente utilizan la luz de polimerización a través de porcelana para polimerizar cementos de resina, existe una carencia en la investigación relacionada con las intensidades mínimas de fotopolimerización y los tiempos necesarios para polimerizar adecuadamente estos cementos adhesivos¹¹.

Tomando en consideración lo anteriormente dicho, en la presente tesis los factores tomados como variables a investigar son: el espesor del material interpuesto y la intensidad de la luz de fotopolimerización. Estudiándose la influencia de estas variables sobre las fuerzas de adhesión.

Se justifica la realización del estudio, tanto por la incertidumbre y controversias que han generado la utilización de una adecuada intensidad de fotopolimerización, así como, la importancia de comprobar si al utilizar diferentes intensidades de lumínicas, éste factor pueda originar diferencias en la fuerza de adhesión, entre una restauración totalmente cerámica y la estructura dentaria.

Estado actual del Tema

2.-Estado actual del tema.

Antes de entrar en detalles, parece oportuno hacer una revisión de todos los elementos y mecanismos que intervienen en el proceso de la fotopolimerización a través de las cerámicas, como son los agentes cementantes, cerámicas dentales, la fotopolimerización y tipos de lámparas, así como también algunos de los procedimientos o ensayos mecánicos empleados para comprobar las propiedades físicas de los materiales dentales, en especial relacionados con el grado de polimerización y la resistencia de unión.

2.1.-Consideraciones generales sobre los agentes cementantes.

Hace casi un siglo los odontólogos comenzaron a cementar restauraciones metálicas con cemento de fosfato; desde casi veinte años disponen también de cementos de ionómero de vidrio; y desde hace diez años las restauraciones no solo se pueden fijar mecánicamente, sino también “químicamente” a la estructura dental, utilizando cementos de ionómero de vidrio reforzados con resina y cementos de resina⁶.

Es difícil desarrollar un material ideal para el cementado, que sea capaz de soportar las condiciones de la cavidad oral a largo plazo. El cemento más soluble de los empleados habitualmente, es el cemento de fosfato de zinc. Los cementos de la nueva generación son prácticamente insolubles en agua. Otro factor importante a tener en cuenta es la liberación de fluoruros por parte de los cementos. En este aspecto los cementos de resina son tan malos como el cemento de fosfato de zinc clásico, sin embargo, los cementos de ionómero de vidrio reforzado con resina son considerablemente mejores⁹.

Un resultado adecuado cuando se realiza una restauración depende de varios factores: resistencia a la compresión y a la tracción, la adhesión a la estructura dentaria, el espesor de la restauración, la estabilidad frente a la caries, la estética y la capacidad para retirarlos¹⁰.

2.1.1. Materiales utilizados para la cementación definitiva.

Se pueden distinguir cuatro grupos de cementos para la cementación definitiva de restauraciones indirectas fijas.

- A. **Cemento de fosfato de zinc:** estos cementos han estado esencialmente invariables durante los últimos 90 años. Son el agente cementante más común y el estándar con el que se prueban otros cementos. A pesar de su amplia utilización clínica presentan varios inconvenientes: falta de adhesión a la estructura dentaria y a la restauración, posible lesión química y térmica sobre la pulpa, mínimo efecto anticariogénico, mala estética, y tasa de disolución en boca relativamente alta^{12,13,14}.
- B. **Cemento de Policarboxilato:** la introducción de este cemento en 1968, constituyó un gran avance hacia una verdadera unión adhesiva mediante una unión molecular con las superficies dentarias. Las ventajas que presenta comparado con los cementos tradicionales son: buena biocompatibilidad, baja solubilidad, y capacidad de adhesión. Los inconvenientes son: las pobres propiedades mecánicas, como la falta de rigidez y la fuerza compresiva baja, mala estética y dificultad de manejo^{12,13,14}.
- C. **Cemento de ionómero de vidrio:** se desarrollaron a finales de los 60, eran derivados de los silicatos y de los cementos de policarboxilato de zinc. Para finales de los 70 se desarrolló el primer cemento para cementación de ionómero de vidrio, los cuales no dieron los resultados esperados: alta solubilidad, viscosidad elevada, e hipersensibilidad. A través de los años se han mejorado sus propiedades físicas. Se pueden distinguir cuatro grupos de cementos de ionómero de vidrio: cementos de ionómero de vidrio que contienen agua (cementos hídricos), cementos de ionómero de vidrio que endurecen en presencia de agua (cementos anhídricos), cementos

de ionómero de vidrio combinados (semihídricos), cementos de ionómero de vidrio modificados con resina (híbridos)^{12,13,14}.

En el **cuadro 1.**, se señalan algunas características de los cementos convencionales. Datos tomados de Dietschi D. y Spreffico R. 1998, y CRA Newsletter 1998.

Propiedades	Fosfato de Zinc	Ionómero de vidrio	Ionómero de vidrio modif. con resina	Policarboxilato
Manejabilidad	Regular	Regular	Sencillo a regular	Sencillo
Adhesión al diente	Ninguna	Baja	Media (alta con adhesivo)	Media
Resistencia a la tracción tras fraguado	Baja	Baja	Baja a regular	Baja a regular
Sensibilidad postoperatoria	Normalmente débil a veces marcada	Normalmente débil a veces marcada	Ninguna	Ninguna
Dureza	Baja	Regular	Regular a elevada	Baja
Sugerencias de uso	Bueno para uso rutinario, en coronas y prótesis. Se sugiere desensibilizar	Bueno para uso rutinario en coronas y prótesis. Se sugiere desensibilizar	Bueno para uso rutinario en coronas y prótesis. Retención de brackest de endodoncia.	Aceptable en retención de coronas y prótesis. Disolución esperable tras un tiempo

Cuadro 1. Características de los cementos convencionales.

D.Cementos de resina.

Los cementos de resina, corresponden el cuarto grupo señalado en este estudio como medio de cementación definitiva. Se puede considerar, como el tipo de cemento para cementación de restauraciones cerámicas, utilizado con más frecuencia en la actualidad.¹⁵

Básicamente la composición de la mayor parte de los cementos de resina, es similar a los materiales para restauración de resina compuesta. Constan de rellenos inorgánicos con un porcentaje en peso, que va de un 40 a un 77%^{16,17,18}, unidos a través de un agente acoplador de silano orgánico. Este relleno, es similar al de las resinas de restauración, pero existen algunas variaciones con respecto al tamaño, la forma y contenido de las partículas^{17,19,20}. Las matrices por lo general, son monómeros de diacrilatos diluidos en monómeros de baja viscosidad de diacrilato²¹.

En estos cementos se reduce su cantidad de relleno para conseguir mejor viscosidad y permitir así una adecuada adaptación de las restauraciones²². Pero por otra parte con niveles mas altos de relleno, se obtienen mejores propiedades mecánicas, elevada resistencia y rigidez, así como también, reducción de la contracción de polimerización, y bajo coeficiente de expansión térmica^{12,18}.

La polimerización de estos materiales se lleva a cabo por un sistema de inducción peróxido-amina o quimiopolimerizables, y los activados por luz o fotopolimerizables. Algunos cementos de resina utilizan ambos mecanismos y se conocen como de doble curado, o curado dual²³.

Con el aumento de la utilización de puentes fijos totalmente cerámicos, carillas de porcelana, inlays y onlays, se han desarrollado este tipo de cemento, teniendo como principales ventajas las altas propiedades mecánicas, baja solubilidad y buena estética. Sus inconvenientes son el relativo elevado grosor de la capa, la contracción de polimerización y la falta de efecto anticariogénico^{24,25}.

Las restauraciones estéticas semidirectas e indirectas se mantienen por adhesión tanto micromecánica como química, entre el cemento adhesivo, los tejidos dentales y el

material restaurador. Todo esto hace al proceso de cementado un paso crítico en el conjunto del tratamiento²⁵.

Algunas desventajas en la utilización de este tipo de cemento son minimizadas con la utilización de un grabado ácido y un agente adhesivo. La utilización de monómeros con propiedades tanto hidrofílicas como hidrofóbicas mejora de forma significativa la fuerza de unión²². Para mejorar la unión a las restauraciones cerámicas, éstas son sometidas a chorreado de arena, grabado ácido y sinalización².

Tipos de cemento de resina.

Los cementos de resina pueden dividirse en los mismos grupos que los composites utilizados para las restauraciones: de macrorrelleno, microrrellenos e híbridos¹⁷. Los mejores para cementado son los cementos de resina de microrrelleno e híbridos finos. Contienen fundamentalmente Bis GMA y/o resinas de dimetacrilato de uretano, y un relleno de vidrio o sílice ahumada.^{24,25}

Para satisfacer los requerimientos clínicos se dispone de diferentes tipos de cementos de resina, como son los de polimerización química, fotopolimerizables y de polimerización dual¹⁵.

- A. *Sistemas de Polimerización química***: la mayoría de estos cementos tienen un tiempo de fraguado de 150-200seg. La ventaja de estos materiales es que pueden polimerizar en zonas donde no llega la luz^{15,26}. Ejemplo de cementos de polimerización química: Panavia®21-Kuraray, C&B Cement Luting Composite®-Bisco, C&B Metabond®-Parkell, etc¹⁵.

- B. *Sistemas Fotopolimerizables***: comienzan a fraguar por efecto de la luz, en presencia de un sistema de canforoquinona-amina. Incluyen una gama amplia de tonos, tintes y opacificadores. Tienen como mayor ventaja el tiempo de trabajo, que facilita la eliminación de excesos antes del fraguado, el mayor inconveniente es que las restauraciones poco transparentes no dejan pasar la suficiente luz por tanto puede no haber una polimerización completa, lo que disminuye

la adhesión. En los casos de inlays con espesores mayores a 2mm, la solución sería prolongar el tiempo de polimerización recomendado por el fabricante^{15,24}. Ejemplo de cementos fotopolimerizables: Rely X Veneer Cement®- 3M Espe, Procelite®- Kerr, Insure®- Cosmedent¹⁵. etc

C. *Sistemas de curado dual*: en estos cementos la reacción química comienza en el momento de mezclar las dos pastas (base y catalizador), Los cementos duales poseen componentes quimioactivadores y fotoactivadores²³, mediante la activación por luz se añade una gran cantidad de radicales químicos al sistema activador-iniciador, lo que acelera la reacción y así, después de la reacción inicial, la polimerización podría continuar en zonas donde la luz no puede alcanzar²⁷. Típicamente están indicados para porcelana, inlays de resina, onlays y coronas. Algunos son radiopacos. Ejemplo de cementos duales^{15,24}: Compolute®-3M Espe, Duo-Link®-Bisco, Panavia® F-Kuraray, RelyX ARC®-3M Espe, Cement-It! ® Universal, Imperva Dual®- Shofu, Calibra®-Dentsply/Caulk, Nexus2®-SDS/Kerr, **Variolink® II-Ivoclar Vivadent**, Ilusion®-Bisco, Lute-It!®-Pentron, Principle®- Dentsply Caulk, etc¹⁵.

Algunas ventajas, desventajas e indicaciones de los cementos de resina se presentan en el siguiente **cuadro 2**. Los datos son tomados de CRA-Newsletter, Febrero 1998.

Cementos de resina	Ventajas	Desventajas	Indicaciones
Autopolimerizable	Alta resistencia. Insoluble. Idóneo para restauraciones de color opaco.	Inhibición por oxígeno. Alguna sensibilidad postoperatoria. Demasiado potente para retirar la corona sencillamente.	Prótesis fijas, incrustaciones, carillas y coronas no translúcidas o restauraciones metálicas poco retentivas.
Dual	Alta resistencia. Insoluble. Idóneo para restauraciones de marcado color dental.	Inhibición por oxígeno. Alguna sensibilidad postoperatoria. Demasiado potente para retirar la corona fácilmente.	Prótesis fijas, incrustaciones, carillas y coronas parcialmente translúcidas no metálicas.
Fotopolimerizable	Alta resistencia. Insoluble. Idóneo para carillas.	Inhibición por oxígeno. Alguna sensibilidad postoperatoria. Debe ser accesible a la luz. Demasiado potente para retirar la corona fácilmente.	Prótesis fijas, incrustaciones, carillas y coronas translúcidas.

Cuadro 2. Características de los tipos de cementos de resina.

2.1.2.- Adhesión entre los cementos de resina y diferentes superficies.

Adhesión entre restauraciones de composite y cementos de resina.

La diferencia que existe en la polimerización de las variedades de restauraciones de composite, influye en las propiedades mecánicas y en la calidad de la unión composite-cemento. Las restauraciones de composite tipo inlay, onlay y carillas que polimerizan mediante calor y presión, suelen estar totalmente polimerizados, por lo que es difícil conseguir una nueva unión química en el momento de la cementación con este tipo de cementos resinosos. Por esta razón la superficie del composite polimerizado debe ser activada de manera que se una química y micromecanicamente a la resina del cemento²⁸.

Adhesión entre superficies metálicas y cementos de resina.

Para esta unión se requiere una retención micromecánica entre la superficie metálica y el cemento. También puede utilizarse un recubrimiento de sílice sobre aleaciones de metales nobles o vulgares, que consiste en aplicar sílice pirógena con una llama de propano²⁸.

Recientemente se ha desarrollado un cemento de resina que permite la adhesión a determinados metales, incluido el acero inoxidable Ej: Panavia®21 EX²⁶.

Adhesión entre restauraciones de cerámica pura y cementos de resina.

Tanto los inlays, los onlays, como las carillas de cerámica se recomienda fijar con cementos de resina, ya que mejora considerablemente el porcentaje de éxitos. La razón de ello reside en las fuerzas de unión mecánica que se crean entre los cementos de resina y las superficies de cerámica grabadas con ácido y silanizadas. La mayoría de las cerámicas pueden grabarse bien con ácido fluorhídrico, por el contrario, en cerámicas compuestas de óxido de aluminio el patrón de grabado creado por el ácido fluorhídrico no es suficiente.^{14,25}

2.2.-Consideraciones generales de las cerámicas dentales.

2.2.1- Concepto.

Un material cerámico es aquel de naturaleza inorgánica o mineral no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego¹⁴. Las porcelanas serían la cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas presentan menor porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y un acabado superficial^{29,30}.

Las porcelanas dentales se componen principalmente de óxidos metálicos y otros materiales cerámicos tradicionales. Estas pueden clasificarse dependiendo de su composición, temperatura de cocción, o por el proceso de fabricación³¹.

2.2.2.-Composición de las cerámicas dentales.

Aunque en párrafos posteriores se explica con más detalle, puede indicarse ahora que las cerámicas dentales están basadas en constituyentes similares a los utilizados en elementos decorativos y de uso diario. Estos son el feldespato, el óxido de silicio, el caolín, la alúmina, etc; la principal diferencia está en la proporción de los ingredientes^{12,31}.

Los componentes básicos de las cerámicas dentales o porcelanas son:

Feldespato: es el nombre genérico de los silicatos aluminicos, que contienen también potasio, sodio y calcio. Da nombre a un grupo de porcelanas convencionales.

Sílice: es el dióxido de silicio (SiO_2), entra en la composición de muchas porcelanas dentales, es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Hay varias formas polimorfas como el cuarzo, la cristobalita, la tridimita y la sílice fundida. Algunas forman parte como agentes refractarios y de la constitución de ciertos revestimientos.

Alumina: es el óxido de aluminio (Al_2O_3) está presente en casi todas las porcelanas y cerámicas dentales. Se reserva el nombre de porcelanas aluminosas a las que tienen altas concentraciones de este componente^{30,31}.

Caolín: se utiliza en las porcelanas dentales en pequeñas cantidades (4%), su principal función es la de ligar las partículas: mezclado con el agua, el caolín se hace pegajoso y ayuda a mantener juntas las partículas de la porcelana húmeda³¹.

Otros componentes: fundentes, colorantes, maquillaje, etc. Los fundentes son aquellos materiales que se agregan a las porcelanas para disminuir su temperatura de cocción. Los pigmentos o colorantes, se derivan de óxidos metálicos que se trituran y se mezclan con el polvo de feldespato. Los óxidos utilizados con más frecuencia son el óxido de estaño para opacificar, óxido de hierro para dar un matiz marrón, óxido de cobre para los tonos verdes, óxido de titanio para el amarillo, óxido de cobalto para el azul, óxido de níquel para el marrón y óxido de magnesio para el morado^{12,30,31}.

2.2.3.-Clasificación de las cerámicas dentales.

Las cerámicas dentales pueden clasificarse según su composición en convencionales o de concepción clásica, y cerámicas de ingeniería avanzada o de concepción moderna.^{29,30,31}.

En el **cuadro 3** se esquematiza una sinopsis de las mismas³⁰:

Porcelanas Convencionales.	Vidrocerámicas Modernas.
Se pueden destacar tres tipos , en función de la temperatura de fusión:	En función del procesado, se pueden dividir en:
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cerámicas de alta fusión: usadas sobre todo para los dientes artificiales, y se cuecen a un intervalo de temperatura que va de los 1260 a los 1400°C. ▪ Cerámicas de media fusión: se emplean en coronas de porcelana, y se cuecen entre 1080 y 1260°C. ▪ Cerámicas de baja fusión: constituyen la mayor parte del material para hacer restauraciones de metal cerámica, suelen cocerse a temperaturas de 900 a 1080°C. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Moldeadas mediante colado. ▪ Moldeadas sobre muñón refractario. ▪ Diseñadas y elaboradas mediante ordenador.

Cuadro. 3. Clasificación de las cerámicas dentales.

Tomado de Vega del Barrio J. M.(1999).

2.2.3.1.-Porcelanas Convencionales.

Composición.

La composición básica de estas porcelanas, consiste en una matriz de feldespato en el que estaban dispersas partículas de cuarzo y menor cantidad de caolín.

Se distinguen varios tipos:

Porcelanas feldespáticas clásicas: contienen una alta cantidad de feldespato, un 60% aproximadamente, un 25% de sílice y el caolín ha sido sustituido por materiales fundentes. Se clasifican según la temperatura de fusión en alta, media y baja fusión.

Porcelanas Aluminosas: debido a su gran fragilidad a las porcelanas feldespáticas de baja fusión se le añadió cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de alúmina, el cual presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que las porcelanas de baja o media fusión, lo que da origen a un material compuesto donde hay un material que funde antes (matriz), mientras que el óxido de aluminio el cual tiene un elevado punto de fusión, queda repartido por toda la masa en forma de pequeñas partículas dispersas.

Porcelanas para unión ceramometálicas: en la unión entre porcelana y metal existen factores de índole químico y factores de naturaleza fisico-mecánica. Los factores químicos significan que reaccionan químicamente entre la superficie de la aleación y la capa más próxima de la porcelana, y esta se realiza a altas temperaturas. Entre los átomos de oxígeno presentes en la porcelana y los metales componentes en la aleación se deben establecer uniones químicas verdaderas y estables formadas por capas de los óxidos metálicos correspondientes. Las uniones de naturaleza fisico-mecánica, se refiere a las uniones secundarias de Van der Waals y por otro, las que se establecen mediante retenciones o trabas mecánicas³⁰.

2.2.3.2.-Porcelanas de concepción moderna o Vitrocerámicas Modernas.

Con el deseo de obtener más biocompatibilidad se desarrollaron los sistemas de cerámica pura. La mayoría de estos sistemas se elaboran de modos distintos: se emplean técnicas de capas, colado, inyección y presión, así como cerámica vítrea. Para aumentar la resistencia se emplean partículas cristalizadas a modo de rellenos de alta estabilidad. Las cerámicas de vidrio suelen tener mejores propiedades físicas, como mayor resistencia a la fractura, al choque térmico y a la erosión^{31,32,33}.

Estas son porcelanas que se fabrican en estado vítreo, no cristalino y se convierten posteriormente al estado cristalino mediante tratamiento calórico¹⁰⁰. Se denomina estructura vítrea a todo fundido que solidifica en forma amorfa, mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta total de simetría y donde ninguna unidad estructural sigue un patrón cristalino. Existe una gran variedad de estas cerámicas y su composición es heterogénea con mezclas muy complejas de diversos materiales³⁴.

Estos materiales han sido introducidos en el mercado para la elaboración de restauraciones puramente cerámicas, tales como incrustaciones, carillas, coronas, incluso puentes cortos, etc. Presentan una muy alta resistencia mecánica, por lo que no necesitan una base metálica previa. Muchas de estas técnicas se basan en colocar capas de distintos cerámicos, con propiedades diferentes. El resultado estético es óptimo, estos compuestos gozan de excelentes propiedades ópticas, en cuanto a translucidez, glaseado superficial, etc^{30,31}.

En lo que respecta a la composición puede indicarse que son mezclas muy complejas, casi todas, con alguna excepción, contienen sílice y alúmina en diversas proporciones. Muchas deben recibir el proceso de ceramización, y otras llevan las partículas ya cristalizadas incorporadas desde su fabricación. Una ventaja es su escasa contracción, lo que las diferencia de las convencionales^{29,30}.

Hay materiales vitrocerámicos que se puede obtener por diversos métodos de procesado, puede centrifugarse (colado), o comprimirse al vacío (inyección) en el interior de un revestimiento empleando el proceso de “cera perdida”, sobre muñón o modelo refractario, o diseñados y elaborados mediante ordenador³⁵.

A. Vitrocerámicos elaborados mediante técnica de colado o inyección.

Se manejan mediante técnicas idénticas a la de los metales, lo que significa elaborar un patrón de cera, que al aplicar de calor suave se elimina dicha cera, para luego introducir en el molde la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, con buenas características de fluidez. Para este proceso se hace necesario un equipamiento especial³⁰.

Ventajas del sistema de inyección.

- La microestructura de la restauración viene definida por el fabricante y solo puede modificarse ligeramente durante el proceso de inyección.
- Debido a la elevada viscosidad durante la fase de fluido se puede evitar la formación de una pronunciada y nada favorable capa de reacción con el revestimiento.
- Un excelente ajuste de la restauración.

Dentro de este tipo de cerámica tenemos:

- ***Cerámica vítrea colada IPS-Empres®.*** Es una cerámica vítrea preceramizada, que se calienta en un molde cilíndrico y a continuación se prensa bajo presión para darle la forma. Esta cerámica contiene una alta proporción de cristales de leucita, lo que le proporciona una mejor resistencia a la fractura y a la flexión³³. Al ser una cerámica vítrea mejora visualmente las propiedades de transmisión de luz^{36,37,31}.

La técnica Empress® esta basada en la técnica tradicional de la cera perdida, y el material restaurador que debe ser comprimido es ceramizado previamente por el fabricante. La restauración con este sistema puede ser mejorada estéticamente mediante la técnica de tinción o la de adición por capas³⁸.

Es una cerámica que funde a unos 1100°C y precisa una máquina especial para efectuar el colado bajo presión. Esta cerámica no precisa ceramización, ya que está presente la leucita (un silicato de aluminio y

potasio) en forma de pequeños cristales repartidos por la masa del material dispensado en forma de pastillas³¹.

- **Cerámica vítrea colada IPS-Empres®II.** En contraste con los cristales de leucita contenidos en la cerámica de vidrio IPS Empress, la fase cristalina de esta cerámica, está formada por disilicato de litio, con propiedades mejoradas comparado con otras cerámicas de vidrio que contienen este componente. Esta cerámica, puede ser, para estructuras o para recubrimiento, esta última por la distribución de los cristales de fluorapatita que contiene, le proporciona propiedades óptimas que se asemejan al diente natural³¹.

Este sistema cubre un amplio campo de indicaciones para la elaboración de restauraciones estéticas sin metal, como se indica en el **cuadro 4**.

	Indicaciones	
	IPS-Empress	IPS-Empress 2
Anteriores		
Carillas	•	
Coronas	•	•
Puentes		•
Posteriores		
Inlay/Onlay	•	
Coronas	•	•
Puentes		•

Cuadro 4. Indicaciones de cerámicas IPS Empress e IPS Empress 2.
Cortesía de Ivoclar-Vivadent.

- **Cerámica vítrea colada Dicor®.** Funde a 1360 °C, entre sus componentes está el sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio, fluoruro de magnesio y óxido de circonio. La fase cristalina se compone de fluoromica tetrasílica, que da fuerza y resistencia a la

fractura. Llega a obtener hasta un 55% de cristalización por un procedimiento que consiste en que después de que la cerámica esta endurecida y enfriada, se somete a una temperatura de 1075°C, durante seis horas, ello proporciona una translucidez adecuada de la masa^{29,30,32}. Recientemente se han desarrollado nuevas generaciones de este tipo de cerámica entre ella se encuentra la cerámica Dicor MGC®, que es una vitrocerámica tallada o torneada³⁹.

- **Cerámica colada de apatita Cerapearl®.** Está compuesta por una cantidad importante de óxido de calcio, seguido de sílice, anhídrido fosfórico, y óxido de magnesio. Su ceramización se realiza a 870°C durante una hora. Esta cerámica tiene la particularidad de que durante el proceso se formen cristales de oxilapatita que posteriormente se transforman en hidroxiapatita; debido a ello la firma productora hace énfasis en la marcada biocompatibilidad del material con los tejidos calcificados del diente³⁰.
- **Cerámica aluminosa Cerestore®.** Consistía en una cerámica muy resistente, rica en alúmina, en la que se empleaban procedimientos de inyección o colado para elaborar el núcleo de la restauración, sobre la que se depositaba una cerámica convencional. Fue mejorada y sustituida por la AL-Ceram®³⁰.

B. Vitrocerámicos elaborados sobre muñón o modelos refractarios.

El moldeado de la cerámica se realiza sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes. Suelen ser necesarios muchos pasos para la obtención de la restauración final⁴⁰.

Entre estas se encuentran:

- **Cerámica HI-Ceram®.** Tiene un alto contenido en alúmina, presenta muy escasa contracción y gran estabilidad, no es necesario equipamiento especial, pero si precisa de varios pasos para su elaboración³⁰.

- **Cerámica In-Ceram®.** Es una cerámica aluminosa, se elabora con aparatología específica, mediante un procedimiento de tres pasos: primero un sinterizado convencional durante 10 horas a 1120°C, a la masa resultante porosa se le somete a un segundo paso de infiltración, durante este la masa que se ha obtenido se coloca sobre una lámina de platino y de aluminio bañada en una masa del vidrio de infiltración más agua. Después de 4-6 horas se obtiene un material duro, rígido y sin porosidad. El tercer paso consiste en colocar capas cerámicas de concepción convencional^{29,30,33}.
- **Cerámica Mirage II Fiber®.** Es una vitrocerámica constituida por dos masas cerámicas diferentes, la primera denominada Fiber® contiene en su estructura filamentos de zirconia, con la que se elaboran las cofias y los núcleos de los pónicos, La segunda es una cerámica feldespática MIRAGE, con la que se recubre la anterior en caso de coronas y puentes, así como en la elaboración de carillas, ilays y onlays^{30,33}.
- **Cerámica Optec®.** Es otra cerámica con fase cristalina a base de leucita, se elabora mediante un proceso de sinterizado, es bastante dura presentando un alto grado de abrasividad frente al esmalte antagonista³⁰.
- **Cerámica Cerinate®.** Es una cerámica que se maneja por técnicas convencionales pero con costes bajos³⁰. Se trata de un material de composición básicamente feldespática, con la que se obtienen resultados estéticos óptimos, junto a una gran resistencia mecánica⁴¹.

Este es un campo en continua expansión, como se puede observar a continuación, en el **cuadro 5**, donde se presentan solo algunos ejemplos de materiales vitrocerámicos existentes en el mercado

Sistema	Material	Método	Procedimiento
Vitadur®-Vita Zahnfabrik	Oxido de aluminio	Sinterizado	Capas
Dicor-Trey®/Densply	Cerámica vítrea	Colado/aposición de cerámica	Tinción
Olympia®-Olympia	Cerámica vítrea	Colado/aposición de cerámica	Tinción
AllCeram®-Innotek	Oxido de aluminio	Presión/sinterizado	Capas
HiCeram®-Vita Zahnfabrik	Oxido de aluminio	Sinterizado	Capas
Mirage II Fiber® Concorde	Cerámica vítrea	Sinterizado	Capas
Optec® Jeneric	Cerámica vítrea	Sinterizado	Capas
In-Ceram® Vita Zahnfabrik	Oxido de aluminio	Sinterizado/ infiltrado	Capas
Empress®-Ivoclar	Cerámica vítrea	Presión	Tinción Capas

Cuadro 5. Ejemplo de vitrocerámicas existentes en el mercado.

Tomado de Schmidseder J. (1999) Atlas de odontología estética.

C. Vitrocerámicos diseñados y elaborados mediante ordenador. (CAD-CAM).

CAD son las iniciales de Computer Aid Desing y CAM son las de Computer Aid Manufacturing. Consisten en procedimientos donde la elaboración de la restauración parte de bloques de materiales ya preparados. Son sistemas diseñados y elaborados para la producción asistida mediante ordenador de restauraciones cerámicas, las cuales trabajan según el principio de la impresión óptica³⁰. Estos sistemas fueron desarrollados para eliminar las microporosidades, la falta de homogeneidad y las contracciones inevitables a altas temperaturas de cocción⁴².

En los últimos años han salido al mercado varios sistemas CAD/CAM para la fabricación de diferentes tipos de restauraciones. Estos sistemas no son exclusivos de los vitrocerámicos, ya que otros materiales como resinas compuestas, metales, etc. pueden ser manejados por estos principios. Pertenecen a este procedimiento los sistemas: CEREC® (Simens), DURET® (Hennison), DENTICAID® (Bego), PROCERA® (Nobelpharma), CELAY® (Microna), DUX® (DCS Denta),^{29,30,32,33}, CERCON SMART® (Degudent)⁴³, etc.

- **Sistema CEREC®:** Mörmann Y Brandestini en 1989 produjeron el CEREC 1 como el primer sistema³³. El procedimiento se lleva a cabo mediante una pequeña cámara que se aproxima a un diente previamente tallado y la imagen se procesa en un ordenador, el cual está conectado a una máquina a donde trasmite la información, a una unidad de fresado (disco de diamante), el cual talla la restauración. La máquina talla, mediante instrumentos rotatorios, a partir de un bloque de material escogido. En sus inicios fue ideado para la elaboración de incrustaciones cerámicas, donde una vez preparada la cavidad se efectúa una lectura óptica con este procedimiento. Se pueden fabricar y colocar en una sola sesión onlays e inlays de cerámica. El material cerámico utilizado para este sistema es cerámica de vidrio (Dicor® MGC), o bien cerámica feldespática (Vitablock® MKII)^{29,42}. Posteriormente, se han incorporado diferentes mejoras en el sistema de mecanizado, lo que ha originado nuevas generaciones que permiten otras alternativas terapéuticas, como la elaboración de coronas y restauraciones más complejas.
- **Sistema CELAY®:** consiste en una máquina capaz de esculpir copias de precisión, directamente en la boca del paciente o indirectamente en el laboratorio⁴². Es un sistema basado en impresión mecánica y elaboración mecánica, diseñado para la elaboración de copias cerámicas de coronas unitarias y puentes cortos. Se modela sobre los muñones una copia mediante un polímero fotopolimerizable, la cual se lleva a un aparato que copia el contorno y talla la restauración mediante un instrumento rotatorio, en un bloque cerámico en frío. Este sistema tiene un

procedimiento secuencial, utiliza primero fresas de grano grueso y luego más finas.^{29,32}

- **Sistema PROCERA®/ALLCERAM:** no es un sistema exclusivamente cerámico ya que se pueden también preparar metales. Para cerámicas el procedimiento consta de un sensor que efectúa una impresión digital del muñón de modelo, la información es almacenada y procesada mediante ordenador y enviada vía “modem” a un laboratorio en Suecia, en el que se elabora el núcleo de la restauración, que es remitida al laboratorio que realizó la lectura, mediante mensajería urgente^{29,32,33}. En el caso de coronas el laboratorio modela el resto de la capas con cerámicas de óxido de alúmina altamente sinterizada y de gran pureza⁴².
- **Sistema CERCON-SMART CERAMIC®:** Cercon® es un sistema que consiste de un aparato de escaneado y fresado controlado por ordenador, pero que al contrario de los demás sistemas no se escanea el muñón, sino el patrón fabricado de la forma habitual. Otra característica de este sistema es que se trabaja con piezas brutas de circonio presinterizadas. La cerámica Cercon®, tiene un sistema de compensación del coeficiente de dilatación térmica, adaptado de forma especial al óxido de circonio⁴³.

2.3.-Consideraciones generales de la fotopolimerización y de las fuentes lumínicas usadas en odontología.

El principio de la fotopolimerización, consiste en la activación mediante energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la fórmula de un material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial al producto final deseado. Esta energía lumínica a su vez, dependerá de la potencia y del tiempo de actuación⁹.

La incorporación en la fórmula de los materiales odontológicos de catalizadores fotosensibles o iniciadores de la polimerización, dio paso a toda una nueva generación de materiales y consecuentemente a mejoras en las técnicas clínicas. Por lo tanto, todos los materiales odontológicos fotopolimerizables como composites, selladores, adhesivos

o cementos son sensibles a una determinada longitud de onda de una fuente de luz, la cual iniciará en el interior de su masa la reacción de polimerización^{44,45,46,47}.

2.3.1.-Espectro de luz visible.

El espectro de las radiaciones electromagnéticas, comienza con valores inferiores al nanómetro, con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro como las ondas de radio o televisión. Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible.

Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior^{48,49}. (Fig.2.)

En el caso de los materiales en los que la reacción de polimerización se realiza dentro de la cavidad bucal, la radiación a emplear debe reunir ciertas características, como el no tener una longitud de onda reducida (Ej: ultravioleta), ya que estas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere, por lo que pueden ser absorbidas por los tejidos y células a los que dañan de diversa forma. La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación de composites en 1976, aunque fue rápidamente reemplazada por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración y riesgos de lesiones oculares y cutáneas ante exposiciones prolongadas^{44,50,51}.

Las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las infrarrojas y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales, produciendo una elevación de la temperatura que puede no ser compatible con la salud de los tejidos⁵⁰.

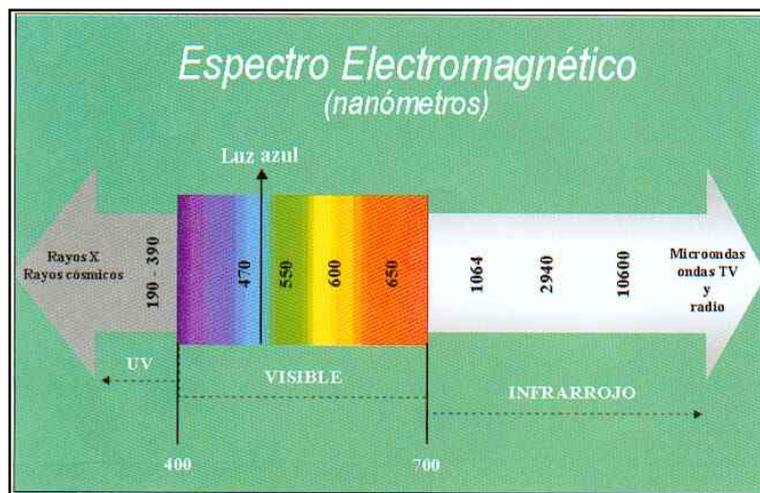


Fig.2. Espectro Electromagnético

Tomado de Cabanes Gumbau G. (2003). Quintessence

2.3.2.-Factores que influyen en la fotopolimerización.

La profundidad de polimerización está afectada por varios factores, incluyendo la intensidad de luz, tiempo de exposición y distancia de la punta de la guía de luz al material, entre otros⁴⁵. Estos factores se pueden clasificar de la siguiente forma:

2.3.3.1.-Inherentes a la técnica.

Tiempo de fotoactivación: si el tiempo es reducido no se genera suficiente polimerización aun cuando la potencia sea elevada. En la práctica los diferentes sistemas combinan tiempo e intensidades.^{45,49}

Distancia luz material: debe ser mínima, pero evitando el contacto material punta. Como la potencia de salida es la misma, al alejar la luz emergente del material se incrementa la superficie irradiada, ello disminuye la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida^{45,52}.

Potencia o intensidad de luz: se mide en mW/cm^2 , se necesita una unidad de polimerización que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie, para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance

sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable, y en una situación clínica determinada^{45,49}.

2.3.2.2.-Dependientes del material.

Composición: la composición de la matriz de la resina, la concentración del inhibidor, la cantidad de acelerador activado por luz, la composición y forma del relleno, así como los índices refractarios del relleno, van a influir en la polimerización. Cuando mayor carga de relleno inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza, ya que muchos de éstos son vidrios que ayudan a transmitir la luz a través del material⁴⁹.

Color de la resina: los tonos más oscuros de composite requieren mayor tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros, esto se debe a que los pigmentos absorben la luz⁵⁰.

Espesor del material: se estima que no debe sobrepasar de 2mm por capa de material a polimerizar. A medida que la luz penetra en la masa de material, ésta es absorbida y pierde la capacidad de polimerizar las zonas más profundas⁴⁹.

2.3.2.3.-Dependientes de la unidad de luz.

Extremo o guía de luz: debe evitarse la acumulación de restos de material en el extremo de la guía de luz, ya que esto disminuye de manera importante la intensidad de polimerización, por lo que es recomendable limpiarla para evitar este problema.

Filtros: todas las unidades deben tener filtros para el rango del color azul y que absorban toda otra longitud de onda no deseada⁴⁶.

Otros factores: son el envejecimiento de las bombillas, los filtros dañados por el calor, el manejo inapropiado de las guías de luz, es decir dependientes de la manipulación y conservación del material⁵².

Los odontólogos tienen a la mano múltiples opciones tecnológicas a la hora de elegir una fuente lumínica adecuada, que cumpla con los requisitos de: poder modificar

la intensidad lumínica en función del material a utilizar, reducir el tiempo de exposición sin alterar la fase de conversión de monómero a polímetro y optimizar la cantidad de energía para poder disponer de las condiciones idóneas para cualquier tipo de material⁴⁵.

El desarrollo tecnológico de las lámparas de fotopolimerización se centra en buscar una fuente lumínica que en virtud de su máxima potencia y espectro luminoso adecuado pueda estimular en el menor tiempo posible, el mayor número de moléculas fotoactivadoras presentes en el compuesto a fotopolimerizar⁴⁸.

2.3.3.-Clasificación de las fuentes lumínicas.

Desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de luz utilizada ha sido la lámpara halógena, la cual ha sufrido pocas modificaciones durante ese período, ya que los esfuerzos científicos se centraron en mejorar la polimerización mediante el desarrollo y evolución de la composición química de los materiales fotocurables. La industria actualmente ha incrementado sus esfuerzos para el desarrollo y la aplicación en odontología de nuevas fuentes de luz cada vez más rápidas y eficaces⁵³.

Así se pueden clasificar de diferentes formas o considerando diferentes modos, según la rapidez con que son capaces de fotopolimerizar adecuadamente un material en:

Lámparas de velocidad de fotopolimerización convencional: grupo constituido por las lámparas halógenas convencionales y las lámparas de diodos (20-40 seg. por capa de 2 mm de composite)⁵³.

Lámparas de velocidad de fotopolimerización rápida: en este grupo se incluyen la lámpara de plasma (3-6 seg. por capa de 2 mm. de composite), la lámpara láser (7-14 seg. por capa de 2 mm. de composite), y la lámpara halógena de alta intensidad (5-10 seg. por capa de 2 mm de composite).

Las lámparas de fotoactivación existentes en el mercado también puede ser clasificadas en función del tipo de fuente lumínica que posean en cuatro grupos: lámparas halógenas que pueden ser: convencionales o de alta intensidad de potencia, lámparas de arco plasma , lámparas láser y lámparas de diodos^{54,55}.

2.3.3.1.- Lámparas halógenas.

Son lámparas donde su luz es emitida por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de la corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera de gas halógeno (grupo VII de la tabla periódica) cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemara⁴⁸. Generan una luz blanca intensa que debe ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita la obtención de una luz azul, con un rango de longitud de onda eficiente para la activación de todos los fotoiniciadores presentes en diversos materiales dentales como las canforoquinonas, lucerina, fenilpropanodiona, etc⁴⁵. El espectro de emisión de estas lámparas es de 360-500 nm., con un pico energético en los 460 nm.⁴⁹.

Estas lámparas presentan como principal ventaja el hecho de ser la tecnología lumínica clásica, por lo tanto, existe mayor experiencia en cuanto a modo de empleo y seguridad clínica. También constituyen la opción más económica. Sus inconvenientes derivan de la pérdida progresiva de eficiencia lumínica producto del envejecimiento de la bombilla y el filtro óptico, así como el amplio rango de longitud de onda que implica la existencia de una importante cantidad de energía lumínica fuera del espectro útil, la cual es desperdiciada y transformada en incremento de calor^{48,53}.

Según su potencia lumínica pueden subdividirse en dos tipos:

- **Halógenas convencionales:** se mantiene como “lámpara tipo”, pues los fabricantes de composites los han diseñado en función de estas lámparas que eran el estándar en su momento⁴⁷. Presentan una intensidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350-700mW/cm². Ejemplos de lámparas halógenas convencionales: Spectrun® 201RE- Dentsplay, Astralis®7, Astralis®5- - Ivoclar Vivadent, Optilux®308- Demetro Kerr, Spectrun®800- Dentsplay/Caulk^{55,56}.
- **Halógenas de alta intensidad de potencia:** con una intensidad de potencia mayor entre 700 y 1700 mW/cm², esta se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” capaces de recoger una

mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña (incremento de hasta un 49% de intensidad frente a una guía de luz estándar). Ejemplo de lámparas halógenas de alta intensidad: Bluelight®-Pro-Mectron, **Optilux501®-Demetron/Kerr**, Hilux250TA®-First Medica, Hilux601®-First Medica, Kreativ Kuring Light® I y II - Welch Allyn, Virtuoso®Phase II-DentMat, Elipar®, HighLigh® y Trilight®-Espe, VIP®-Bisco, Spectrum800®-Dentsply/Caulk, Astralis®10- Ivoclar Vivadent^{57,58}.(Fig.3.)



Fig.3. Ejemplos de lámparas halógenas de alta intensidad.

2.3.3.2.-Lámparas de Arco de Plasma.

Su aplicación en odontología es reciente (1997-1998). Son lámparas que emiten luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos^{48,59}.

La luz generada con este tipo de lámpara es de elevada intensidad de potencia $1400-2700 \text{ mW/cm}^2$, es de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la longitud de onda deseada^{33,51,53}. Sin embargo, el espectro luminoso de estas lámparas, al contrario de lo que sucede con las halógenas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente se trata de un tipo de luz con menor poder calórico, por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización⁴⁸.

El filtrado óptico de éstas lámparas logra un estrecho espectro de emisión mucho más aproximado al de las canforoquinonas, presentando un pico de longitud de onda de elevada intensidad, de 460-480nm, esto conlleva el inconveniente de que estas lámparas no podrían fotopolimerizar de manera adecuada algunos materiales, que posean otro tipo de fotoactivador^{45,48,54}. Ejemplo de lámparas de arco de plasma: Apollo95E®-DMD, Arc Light I y II M-Air® Technique, PowerPac®-ADT, Wavelight®-Schein, Rembrandt Sapphire®-DentMat^{60,61,56}.

2.3.3.3.-Lámparas Láser

De todos los sistemas láser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología, solo existen dos tipos que, a su vez, pueden ser usados como fotoactivadores de materiales odontológicos fotopolimerizables⁴⁸.

- **Láser de argón:** Es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón), emite una luz de 488nm o luz verde de 488-514nm y una intensidad de potencia entre 750-1300 mW/cm². No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la de las canforoquinonas. Posee una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Sin embargo como presentan por lo general un espectro de longitud de onda, de una sola y determinada medida de 476nm puede existir un número considerable de materiales fotopolimerizables no compatibles con este sistema, lo que unido a su elevado precio, explica su escasa difusión^{48,54}. Ejemplo de lámparas de láser de argón: Accucure Elite®- LaserMed , Britesmile®-ILT, Arago®-Premier Laser Systems⁶².
- **Láser de Diodos:** Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes de producción de láser en medicina. Emite una luz roja con longitud de onda entre 830-904nm (espectro infrarrojo). Sus principales aplicaciones en odontología son las terapéutico quirúrgicas y el blanqueamiento dental, pero con geles específicos. Según su fabricante, en el blanqueamiento dental aporta las ventajas de ser una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta, que no

provocará sobrecalentamiento pulpar, con resultados eficaces en una sola sección de 20-60min⁵⁴. Ejemplo de lámpara de láser de diodos: Opus 5®-Opus Dent⁴⁸.

2.3.3.4.-Lámpara de Emisión de Diodos (LED)

Constituyen la tecnología mas reciente. Utilizan como fuente de iluminación los LED (diodos emisores de luz), su tecnología está basada en la utilización de determinados materiales semiconductores, que posee la propiedad de polarizarse al ser atravesados por una corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible.

El color de la luz emitida dependerá del tipo de semiconductor utilizado en la fabricación del LED. En estas lámparas se utilizan varios LED de forma simultánea (7 a 21 diodos) de semiconductor SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de 450-480nm, con un pico en los 470nm y una potencia lumínica de 400 mW/cm^{63,64}.

Estas lámparas tienen algunas ventajas, como son: su pequeño tamaño y por lo tanto son ergonómicas debido al reducido diámetro de la fuente luminosa; son silenciosas, ya que no requiere refrigeración mediante ventilador y poseen bajo consumo eléctrico. Utilizan bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad luminosa por envejecimiento. Emiten luz azul con una longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico.

El principal inconveniente de estas lámparas, es que no permiten tiempos cortos de fotopolimerización debido a su baja densidad de potencia lumínica, por lo que deben ser utilizadas con el mismo protocolo que una lámpara halógena convencional^{48,64}. Ejemplo de lámparas de emisión de diodos: Elipar Freeliht-3MEspe, e-Light-GC, Cool Blu 2® - Dental Systems, The Cure® - Spring Health, Ultra- Lume LED 2® - Ultradent⁴⁵⁶.(Fig.4.)

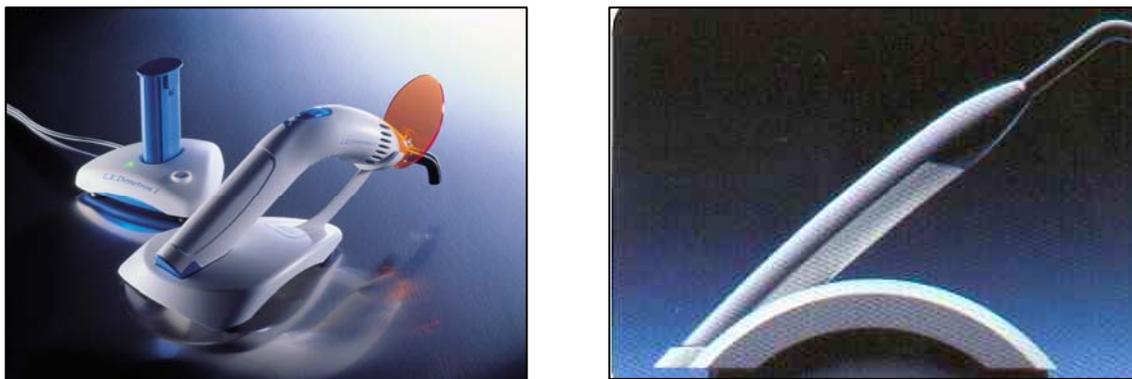


Fig.4. Ejemplos de lámparas LED. a) Demetron® I- Kerr. b) Elipar Freelight®- 3M Espe.

2.4.-Consideraciones generales sobre ensayos mecánicos para comprobar el grado de polimerización y resistencia de unión.

El conocimiento de las propiedades mecánicas de los biomateriales permite una elección más acertada de los materiales a utilizar en clínica, donde las tensiones sufridas durante la masticación suponen una selección más rigurosa⁶⁵.

Las pruebas mecánicas pueden ser muy variadas. Unas están ligadas al tiempo (estáticas y dinámicas); otras al régimen de la carga, etc. Entre ellas pueden citarse:

- **Ensayos de tracción, compresión, flexión, torsión y cizalla:** que determinan la aptitud a la deformación de un material sometido a un esfuerzo constante.
- **Ensayos de dureza:** que proporcionan información sobre la resistencia a la penetración de una pieza dura sometida a un esfuerzo constante (Resistencia superficial).
- **Ensayos de fatiga:** que estudian el comportamiento del material frente a las acciones repetitivas inferiores a la tensión necesaria para romperlo, durante períodos prolongados de tiempo.
- **Ensayos de escurrimiento, “creep”, fluencia, etc:** que miden la deformación de un material bajo una carga constante, en función del tiempo y a una temperatura elevada.

- **Frotamiento interno:** manifiesta la disipación de energía que ejerce un cuerpo en vibración.
- **Resistencia al choque o impacto:** como ejemplo de un ensayo dinámico⁶⁵.

Para el desarrollo de algunos estudios relacionados con la fotopolimerización se han empleado ensayos o pruebas de dureza^{66,67,68,69}, así como ensayos de resistencia al cizallamiento.

La dureza puede definirse como la resistencia que ofrece el material a que se le haga una indentación permanente, o la resistencia que un cuerpo ofrece a ser rayado. Este es un concepto de dureza superficial⁷⁰.

Existen diferentes métodos para medir dureza. Todos se basan en el mismo principio, la diferencia radica fundamentalmente en el tipo de penetrador utilizado. Estos son: Dureza Brinell, Dureza Vickers, Dureza Rockwell, Dureza Knoop, Prueba de microdureza Vickers, Dureza Mohs, Dureza Shore¹²

El ensayo de cizalla, es la máxima tensión que puede soportar un material antes de romperse bajo los efectos de dos fuerzas que se aproximan entre si, contra un material a probar, sobre diferente recta.. Este parámetro tiene una importancia muy especial en el estudio de superficies de unión entre dos materiales, como por ejemplo las restauraciones de porcelana sobre metal, y/o la interfase entre un implante y los tejidos, entre otros. Es una prueba fácil de realizar, muy recomendada y aconsejada¹⁰.

En la figura 6 se esquematiza el ensayo de cizalla utilizado para la realización de la presente tesis.

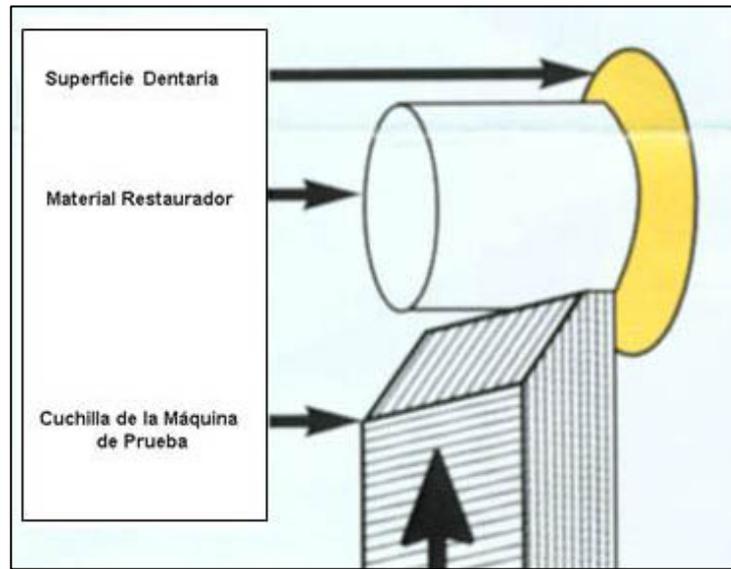


Fig.5. Esquema de un tipo de ensayo de cizalla.

Hipótesis de trabajo y Objetivos

3.-Hipótesis de Trabajo y Objetivos.

3.1.- Hipótesis.

La adhesión de las restauraciones adhesivas de cerámica grabada depende en gran medida de un adecuado curado del cemento de resina, cuando se produce una polimerización parcial, se incrementa la solubilidad del cemento y esto facilitaría el fallo adhesivo.

Se ha comprobado que el grado de polimerización del cemento de resina disminuye con el espesor del material, y si a su vez se interpone porcelana entre la fuente lumínica y el cemento, favorece a una polimerización incompleta, y esto trae como consecuencia una disminución de las propiedades mecánicas⁵.

Tomando en cuenta lo antes expuesto, se trata de comprobar que:

“Cuando se fotopolimeriza un cemento de resina, a través de diferentes espesores de cerámica, empleando modos de fotopolimerización de alta intensidad lumínica, se consigue mayor resistencia de unión, que utilizando modos de menor intensidad lumínica”.

3.2.-Objetivos.

- Medir la resistencia de unión, entre discos de cerámica de 1mm y 2mm de espesor al tejido dentinario, utilizando una lámpara halógena de alta intensidad, a diferentes modos y diferentes tiempos.
- Medir la resistencia de unión, entre discos de cerámica de 1mm y 2mm de espesor al tejido dentinario, utilizando la lámpara halógena de baja intensidad por 40seg.
- Comparar los resultados obtenidos, de las resistencias adhesivas, utilizando los diferentes modos de fotopolimerización a 1mm y 2mm de espesor de cerámica.

Materiales y Metodología

4.-Materiales y Metodología.

4.1 Materiales.

Para la realización de la presente investigación “*in Vitro*” se utilizaron los siguientes materiales:

4.1.1. Se emplearon 128 dientes anteriores (incisivos centrales y laterales), extraídos por causas de lesión periodontal o caries que no haya afectado a la superficie vestibular de la corona.

4.1.2. Pastillas de cerámica **IPS Empress®** - Ivoclar, para técnica de maquillaje, color TC1. (Fig. 7.).

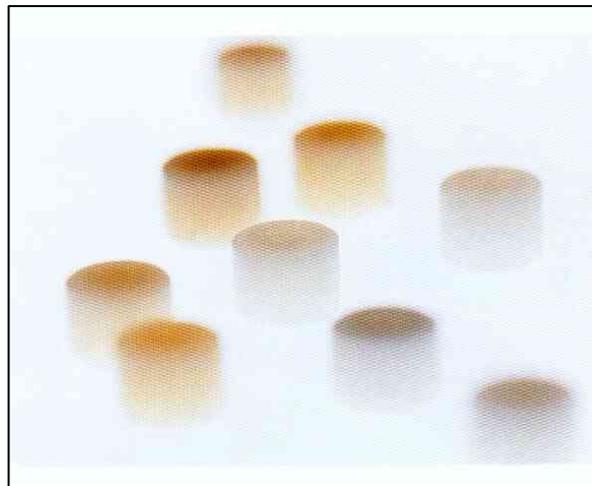


Fig.7. IPS Empress®. Técnica de maquillaje.

Coresía de Ivoclar-Vivadent

El sistema **IPS Empress®** es una cerámica vítrea preceramizada, que se calienta en un molde cilíndrico y a continuación se prensa bajo presión para darle la forma. Esta cerámica contiene una alta proporción de cristales de leucita, lo que le proporciona una mejor resistencia a la fractura y a la flexión^{33,34}.

Composición.

Este material está formado por una cerámica de vidrio reforzada con leucita del sistema $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot SiO_2$ es decir estos materiales están compuestos por cristales de leucita distribuidos de forma homogénea en una matriz de cristal.

En contraste con la cerámica de vidrio IPS Empress®, existe la cerámica IPS Empress® 2, donde la fase cristalina principal está formada por disilicato de litio. Las propiedades ópticas y mecánicas de la cerámica resultante están determinadas por el tamaño de los cristales, así como por la distribución y volumen de los cristales en la matriz cristalina^{37,38}.

Estructura.

La microestructura de este sistema, incluye diferentes matrices de cristal, y diferentes tipos y volumen de los cristales. (Fig. 8).

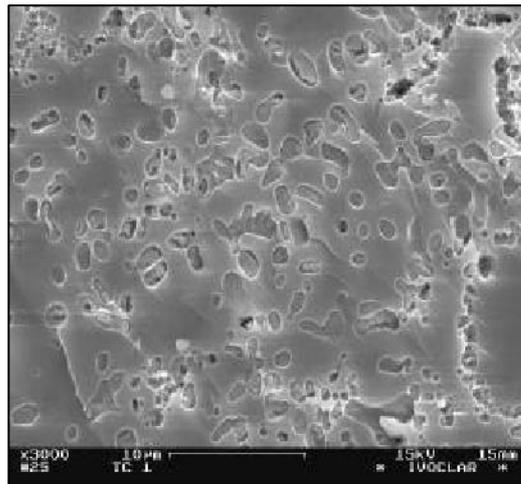


Fig. 8. Cerámica de vidrio IPS Empress® TC1, grabada, x 3000 aumentos.
Cortesía de Ivoclar-Vivadent.

4.1.3. Horno de inyección EP 600®.

Es un horno con sistema inyección electrónica, con sensor de presión y mecanismo automático de apertura del cabezal. (Fig.9).

Los hornos de inyección EP500/EP600 han sido especialmente diseñados para inyectar las pastillas IPS Empress® técnica de maquillaje y técnica de capas, así como las pastillas IPS Empress® 2 técnica de capas. Utilizando el método de la “cera perdida”, esta técnica permite realizar restauraciones con un excelente ajuste y una elevada estética³¹.

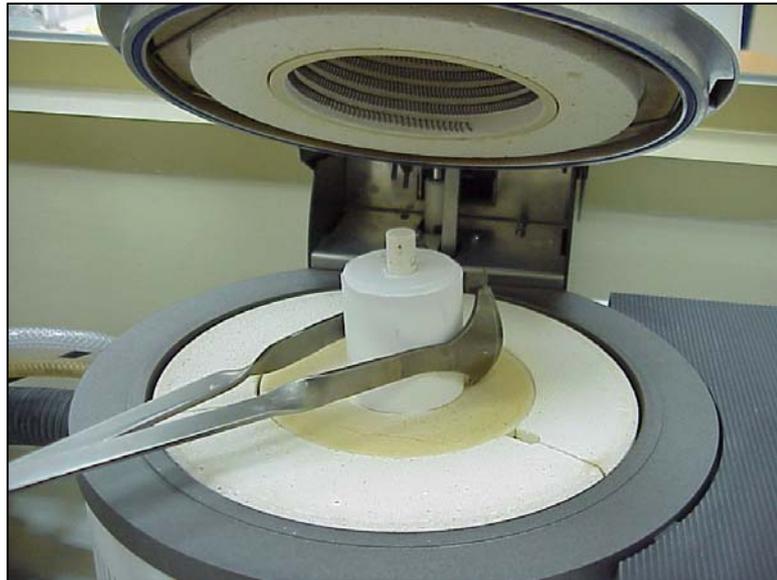


Fig.9. Horno de inyección EP 600®.

4.1.4. Pulidora marca **Struers Dap-7, a 250 rpm. (Fig.10).**



Fig.10. Pulidora Struers Dap-7.

4.1.5. Hojas de lija de agua N° SP5 y PA3

4.1.6. Sistema de adhesión **Variolink II® Ivoclar- Vivadent, pasta base fotopolimerizable transparente.**

El Variolik II®^{71,72} es un sistema de fijación en base a composite radiopaco, fotopolimerizable y autopolimerizable, para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas de cerámica sin estructura metálica, de cerómero y de composite. También puede utilizarse solo con el sistema de fotopolimerización (por Ej. Cementado de carillas), en este caso se utiliza solamente Variolink II® base.

Este cemento está constituido por:

Catalizador: en dos colores (transparente y amarillo) y dos consistencias (muy viscoso y poco viscoso).

Base: en una consistencia y seis colores (blesch XL, transparente, blanco, amarillo, marrón y blanco opaco). (Fig. 11).



Fig. 11. Variolink II®-Ivoclar Vivadent

Composición. (En % del peso)

La matriz de monómero se compone de: Bis-GMa., dimetacrilato de uretano y trietilenglicoldimetacrilato. El material de relleno inorgánico se compone de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorosilicato Ba-Al., y óxidos mixtos esferoidales. Además contiene catalizadores y estabilizadores y pigmentos.

El tamaño de partícula oscila entre 0.04-3.0 μm . A continuación en el **cuadro 6**, se presenta los % de peso y volumen de la pasta base y catalizador.

	<i>% Monómero</i>	<i>% Relleno</i>	<i>% Relleno</i>
	Peso	Peso	Volumen
Base	26.3	73.4	46.7
Catalizador Fluido	27.9	71.2	43.6
Catalizador denso	22.0	77.2	52.2

Cuadro 6. % de peso y volumen del Variolik® II.

Indicaciones

.

Este cemento foto y autopolimerizable, es idóneo para la cementación adhesiva de:

- Inlays, onlays y carillas.
- Coronas.
- Puentes sin estructura metálica.
- Espigas radiculares cerámicas.

Contraindicaciones.

Cuando no sea posible el aislamiento del campo operatorio, cuando el paciente tenga alergia conocida a alguno de los componentes del cemento.

Propiedades físicas.

Elevada resistencia a la abrasión, elevada radiopacidad, buenas propiedades ópticas

4.1.7. Lámpara fotopolimerizadora halógena de alta intensidad **Optilux 501®** (Demeron-Kerr) con terminal o guía de luz curvada Turbo + de 8.0 mm. (Fig.12).



Fig.12. Lámpara Optilux 501® y guía de luz curvada Turbo + de 8.0 mm.

Es una lámpara halógena rápida y de alta intensidad, presenta las siguientes características⁷³.

- Presenta un indicador de vida de la bombilla.
- Ocho teclas de cronometraje.
- Cuatro niveles de fotopolimerización: (Fig.13)
 - ✓ *Nivel Ramp*: es un nivel de 20seg, consiste en una fase inicial de 10seg. manteniendo $100\text{mW}/\text{cm}^2$, seguida de otra fase de 10seg. hasta que supera una intensidad superior a $1000\text{ mW}/\text{cm}^2$.
 - ✓ *Nivel Boost*: con una intensidad superior a $1000\text{ mW}/\text{cm}^2$ por 10seg.
 - ✓ *Nivel Bleach* (Blanqueamiento): es un nivel de alta intensidad superior a $1000\text{ mW}/\text{cm}^2$ durante 30seg, con un tono audible a intervalos de 10seg.
 - ✓ *Nivel Convencional*: el cual marca el tiempo en incrementos de un segundo. La intensidad es superior a $850\text{ mW}/\text{cm}^2$, emitiendo un tono audible cada 10seg.

Para una polimerización Continua, se seleccionan los tempos 10, 20, 30, 40seg. Con una mínima intensidad de 850 mW/cm² y los niveles más altos serán superiores a 1000 mW/cm².

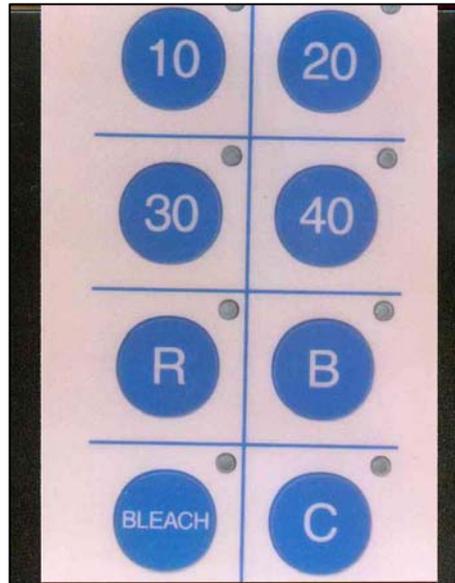


Fig.13.Teclas indicadoras para niveles y tiempos de fotopolimerización de la lámpara Optilux 501[®]-Demetron Kerr.

- Cronómetro del tiempo transcurrido en pantalla.
- Regulador de voltaje.
- Elección de tonos audibles programados y control del volumen Alto-Bajo.
- Bombilla de 80w.
- Selección de guía de luz:
 - ✓ Guía de luz Turbo estándar de 8mm.
 - ✓ Guía de luz de 11mm para grandes restauraciones.
- Radiómetro digital incorporado.

4.1.8. Lámpara fotopolimerizadora halógena de baja intensidad Astralis® 5.⁷⁴

Definición

Lámpara de polimerización de alto rendimiento y sistema modular, manejable para la polimerización de materiales fotopolimerizables de todo tipo. (fig.14).

Indicaciones

- Polimerización de materiales que se utilizan para la polimerización de restauraciones en dientes anteriores y posteriores.
- Para la polimerización de adhesivos, bases y liners.
- Para la polimerización de selladores, cementos y materiales temporales.

Ventajas

- Lámpara halógena de alto rendimiento (75W).
- La intensidad luminosa es regulada en fábrica en unos 530 mW/cm². Esta intensidad dependerá de los conductores de luz utilizados.
- Incremento de la intensidad de luz.
- Regulador de tensión para la compensación de fluctuaciones de red.
- Señal acústica cada 20s.



Fig. 14. Lámpara Astralis® 5. Ivoclar-Vivadent.

4.1.9 Radiómetro analógico Demetron modelo 100.

Este aparato mide la intensidad lumínica en mW/cm^2 , proveniente de una lámpara de polimerización, que se encuentra en un rango entre 400-525nm de longitud de onda⁷⁵. Se ha utilizado en esta investigación, previamente a la fotopolimerización de las muestras donde se empleó la lámpara Astralis®5, para controlar en todo momento la intensidad luminosa, y así evitar que hubiese algún cambio producto de fluctuaciones de voltaje en la red eléctrica..(Fig.15).



Fig.15. Radiómetro analógico
Demetron modelo 100.

4.1.10 Máquina de ensayos mecánicos **Hounsfield-HTI**⁷⁶.

Es una máquina preparada para estudios de compresión o tracción, hasta una capacidad máxima de 5000N. La máquina pertenece a la firma Hounsfield Test Equipment-Croydon® (England), n° H 5000 M/794, para ser conectada a 120/240V (50-60Hz) y una potencia de 200W. Está dotado de tres células de carga una de 5000N, otra de 500N, y una tercera de 5N. El recorrido del cabezal es de 825mm sin las mordazas. La velocidad del cabezal es regulable dentro de un rango que parte de 0.5mm/min. como límite inferior. Las condiciones experimentales en este estudio son: célula de carga 500 N, y velocidad del test 1mm/min.

Cada prueba se sigue a través del monitor de un ordenador **IBM 4869**, y los resultados editados a través de una impresora. (Fig.16 y 17).

El H5000M ofrece al usuario la posibilidad de elegir una norma particular dentro de las normas internacionales de carga y alargamiento (libras, newton, Kg, mm, pulgadas).

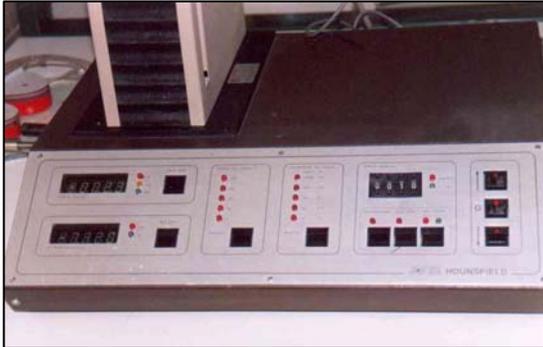


Fig. 16 y 17. Base de máquina para ensayos mecánicos Hounsfield-HTI y ordenador PC IBM.

Mordazas.

Estas mordazas son un aditamento de la máquina Hounsfield-HTI, en las cuales se sujeta el accesorio específico para la prueba (Fig.17). En este accesorio se encuentra un espacio cilíndrico hueco donde se inserta la muestra (Fig.18.), y así poder realizar pruebas de cizalla.



Fig. 17. Mordazas

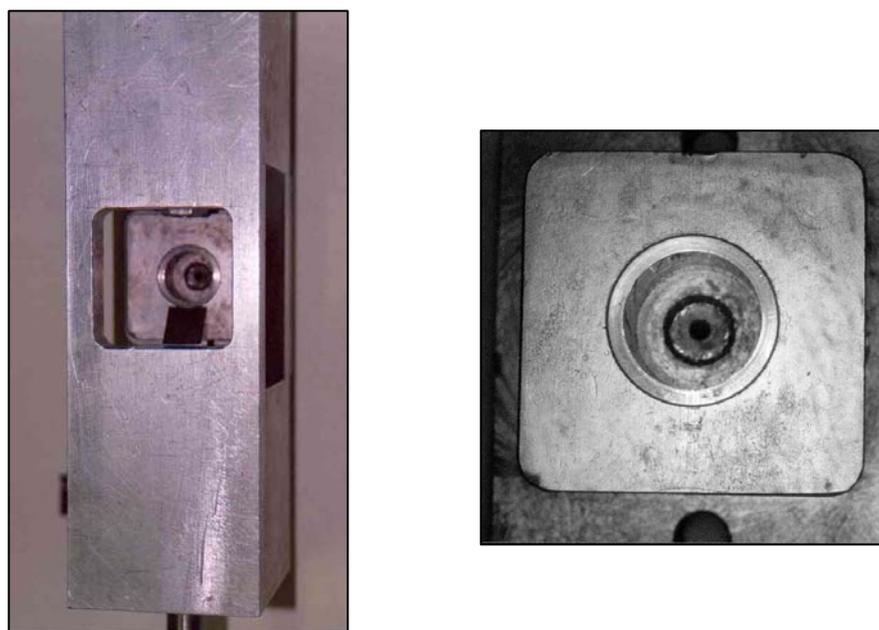


Fig.18. Accesorio para insertar las muestras.

Los aspectos particulares del ensayo, que dependen del material a utilizar, determinarán el tipo de mordazas de sujeción utilizada, el equipamiento adicional, es decir extensómetros, registradores, sistemas de computadora y el software.

La máquina se suministra con los siguientes artículos:

- Células de carga.
- Cable de Red.
- Llave Allen para tornillos 2BA.
- Cuatro tornillos hexagonales 2BA de $\frac{3}{4}$ ".
- Dos clavijas de fijación de las mordazas.
- Mordazas: amplia gama de mordazas neumáticas y mecánicas.
- Manual de funcionamiento.

Medición de Fuerzas.

La medición de fuerzas se puede dividir en tres bloques funcionales:

- Conversión mecánica a electrónica.
- Amplificación de señal.
- Procesado de la señal a forma digital

La conversión mecánica a electrónica se consigue utilizando una célula de carga, esta señal pasa a un amplificador de fuerzas cuya sensibilidad puede cambiarse mediante la selección de unidades.

Con cualquier sistema de medición de fuerzas es necesario poner el display de fuerzas a cero, lo cual permite compensar las variaciones debidas a la colocación de diferentes mordazas y accesorios.

Especificaciones de la máquina.

- *Diseño:* Instrumento sobre mesa de un solo husillo.
- *Capacidad del instrumento:* 5000N (1000 libras), en tensión y compresión.
- *Recorrido del cabezal:* 825mm (32.5 pulgadas) sin las mordazas.

- *Velocidad del cabezal:* 0.5mm/min. a 500mm/min., 0.5% a 500mm/min. hasta $\pm 5\%$ a 0.5mm/min.
- *Unidades de Velocidad:* seleccionable en mm/min. o pulg. /min.
- *Células de carga:*
 - 0-5 N
 - 0-50N
 - 0-500N
 - 0-5000N

4.2. Metodología.

La metodología empleada para realizar el estudio “*in Vitro*” se llevó a cabo de la manera siguiente:

- Preparación y distribución de las muestras.
- Confección de los discos de cerámica.
- Acondicionamiento de las superficies (dentarias y cerámicas).
- Cementación.
- Fotopolimerización de los discos en la superficie dentaria.
- Ensayo de cizalla.
- Análisis estadístico.

4.2.1. Preparación y distribución de las muestras.

Los dientes recopilados se incluyeron en un molde con resina epoxi marca Kerr, con la cara vestibular libre para su posterior tratamiento. Los moldes de silicona donde se prepararon las muestras son duplicados de las bases empleadas para realizar las pruebas de cizallamiento.

Las muestras permanecieron en agua destilada a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización. (Fig.19).



Fig.19. Muestras almacenadas.

Las muestras se prepararon desgastando la superficie vestibular del diente con fresas de diamante grano grueso, N° 6850, de 125 μm de tamaño de grano, marca Komet. El descaste se realizó hasta llegar a tejido dentinario. Luego se lijaron para lograr una superficie lisa, en la pulidora **Struers Dap-7**, a 250 rpm, utilizando primero una lija de agua N° SP5 y luego una N° PA3. (Fig. 20 y 21). Tanto el fresado y el lijado fue realizado refrigerando con agua de manera continua.



Fig.20. Preparación de las muestras en la pulidora.



Fig.21. Muestra preparada

La distribución de las muestras ya preparadas se realizó de la siguiente forma: dos grupos de 64 muestras, correspondientes a cada espesor cerámico. A su vez cada grupo es distribuido en cuatro subgrupos de 16 muestras para cada intensidad de curado a utilizar.

4.2.2. Confección de los discos de cerámica.

Se realizaron, según el proceso de cera perdida, 128 discos de cerámicos mediante la técnica de maquillaje:

- Se colocaron el revestimiento y el bebedero en el patrón de cera cilíndrico, con un diámetro de 3 mm (Fig. 22.). Este diámetro se condicionó a la obtención de la mayor cantidad posible de dentina en cada muestra.

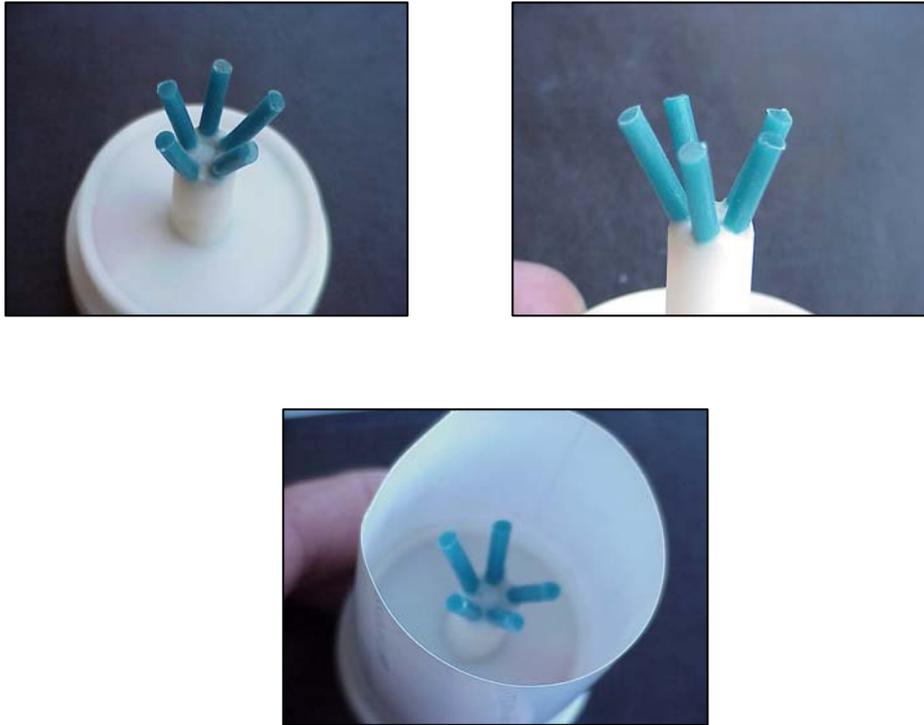


Fig.22. Patrones de cera y bebederos

- Los lingotes o pastillas de cerámica **IPS Empress®** color **TC1** fueron ajustados a una cubeta refractaria y se usó un rodete cerámico como dispositivo tipo pistón para empujar la cerámica dentro del espacio de revestimiento.



Fig.23.Horno de precalentamiento

- Luego de quemar el patrón de cera, el lingote cerámico calentado junto con el cilindro de material refractario en el horno de pre-calentamiento (Fig.23.), se colocaron en un horno de inyección, concretamente el **EP 600®**, que calentó a una temperatura de 1075 °C, y aplicó presión sobre el pistón durante 50min, inyectando la cerámica fundida en el espacio creado por el patrón de cera.
- Se retiró cuidadosamente el revestimiento enfriado (Fig.24.).



Fig. 24. Retirado del revestimiento enfriado.

- Los cilindros cerámicos resultantes fueron cortados y se obtuvieron los discos. (Fig.25.).

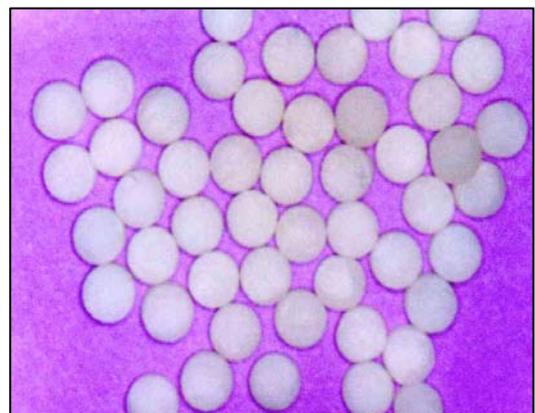


Fig.25. Cilindros y Discos cerámicos.

- Cada disco se sometió a un tratamiento de arenado con partículas de óxido de aluminio, de 110 μm ., a una presión de 2 Kg. (Fig26). Para este procedimiento se utilizó una máquina IVO-FK50. (fig. 27)



Fig.26. Presión utilizada para el arenado de los discos de cerámica.



Fig 27. Máquina IVO-FK50, para realizar el arenado de cerámica.

- Los espesores finales de cada disco cerámico se ajustaron con una piedra abrasiva a baja velocidad, y con lija de agua (Fig.28.), luego se comprobó el espesor con un calibrador, obteniendo 64 discos de 1mm y 64 discos de 2mm de espesor.(Fig. 29).



Fig.28. Lijado de disco cerámico.

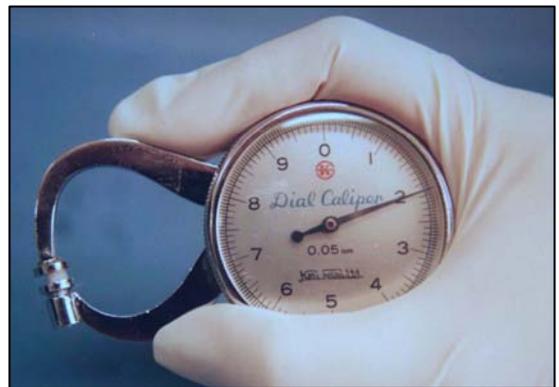


Fig.29. Discos calibrados a 1mm y 2mm.

Se identificó convenientemente la superficie del disco cerámico que contactará con el terminal de la lámpara.

4.2.3. Acondicionamiento de las superficies (dentinarias y cerámicas).

4.2.3.1. Preparación de la superficie dentinaria.

- Se aplicó ácido fosfórico al 37% durante 15 seg. (Fig.30).

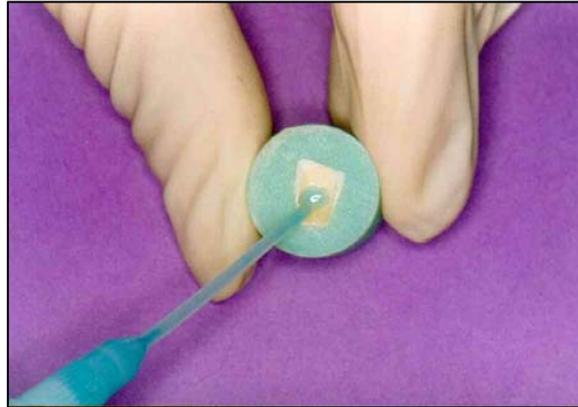


Fig.30. Grabado de la superficie dentinaria.

- Se aclaró por 5 seg.
- Se secó por 1 ó 2 seg.
- Se aplicó el adhesivo **Excite®DSC-Vivadent**, según instrucciones del fabricante. (Fig. 29.).
- Se fotopolimerizó por 10 seg. (Fig.31.).



Fig.31. Excite DSC Vivadent.

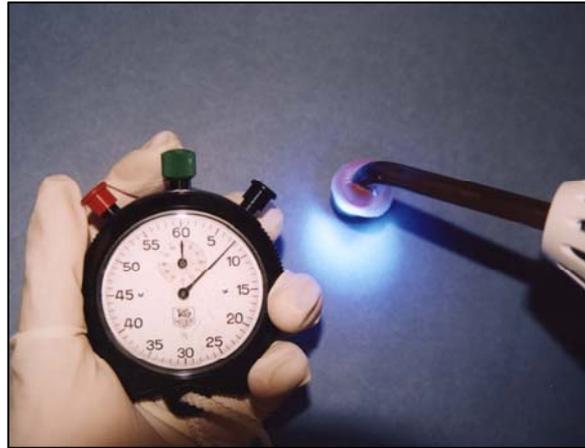


Fig.32. Fotopolimerización del adhesivo

4.2.3.2. Preparación de los discos de cerámica.

- Se realizó el grabado ácido de la superficie a adherir, con **IPS Ceramic® Gel Vivadent**, (ácido hidrofúorhídrico al 5%), durante 60 seg. (Fig.33.).

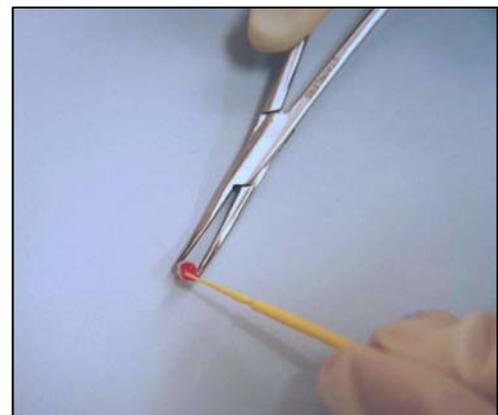
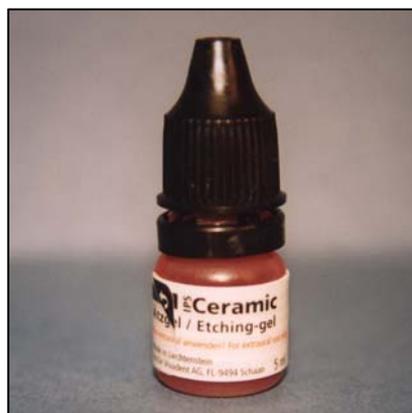


Fig.33. a) Ceramic Gel Vivadent y b) Grabado de la superficie cerámica.

- Se aclaró y secó con aire.
- Se silanizó con **Monobond-S® Vivadent**. (Fig.34.).
- Se secó con aire.
- Se aplicó el adhesivo **Excite® DSC Vivadent**.
- No se fotopolimerizó y se protegió de la luz.



Fig.34. Monobond Vivadent

4.2.4. Cementación. (Fig.35.).

- Se colocó una pequeña cantidad de pasta base transparente, **Variolink® II Vivadent** sobre la cara del disco preparada.
- Se ubicó el disco sobre la superficie dentinaria.
- Se hizo presión y se eliminó el exceso.
- Se fotopolimerizó con la intensidad correspondiente.

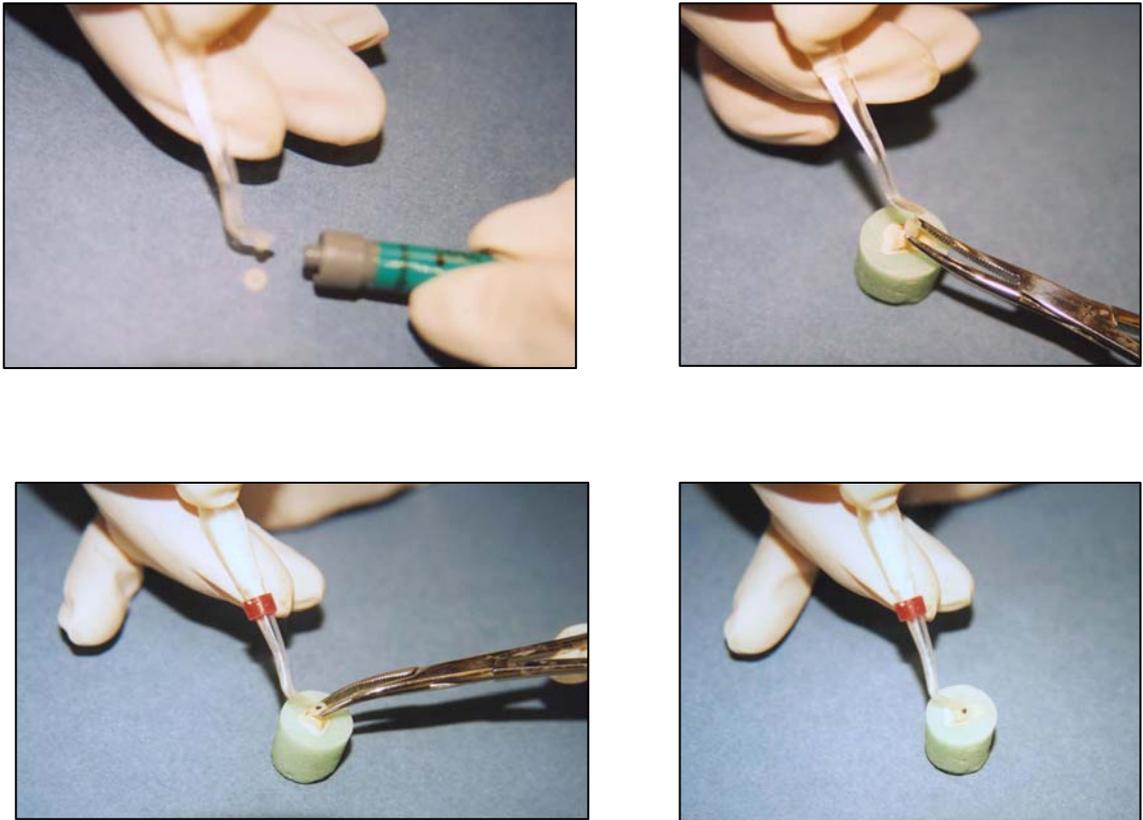


Fig.35. Protocolo de Cementación.

4.2.5. Protocolo de Fotopolimerización.

El protocolo de curado seguido en el estudio puede esquematizarse como se muestra en el siguiente cuadro:

Modo de Curado	Espesor Cerámico	Intensidad (mW/cm ²)	Tiempo de exposición (seg.)
Lámpara Optilux®			
Bleach	Disco cerámico de 1mm	1000*	30
Bleach	Disco cerámico de 2mm	1000*	30
Continuo	Disco cerámico de 1mm	950*	70
Continuo	Disco cerámico de 2mm	950*	70
Convencional	Disco cerámico de 1mm	950*	40
Convencional	Disco cerámico de 2mm	950*	40
Lámpara Astralis®5			
Convencional	Disco cerámico de 1mm	530**	40
Convencional	Disco cerámico de 2mm	530**	40

Cuadro 7. Protocolo de curado seguido en el estudio.

* Medida con el radiómetro incorporado en la lámpara.

** Medida con el radiómetro Demetron- Kerr.

A. Para los procedimientos de alta intensidad se utilizaron tres modos de curado con la lámpara Optilux ®501:

- Para el curado rápido y de alta intensidad, se utilizó el modo Bleach, el cual permite polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa mayor de 1000 mW/cm^2 , durante 30seg.
- Curado de alta intensidad Continúo, que permite polimerizar el cemento mediante radiación continua, con una intensidad luminosa de 950 mW/cm^2 , por un tiempo de 70seg.
- Curado de alta intensidad Convencional, que permite polimerizar el cemento mediante radiación continua, con intensidad luminosa de 950 mW/cm^2 , por un tiempo de 40seg.

El curado Continuo se diferencia del Convencional en que no es fijo, ya que el cronómetro comienza a contar en incrementos de 1seg., pudiéndose interrumpir en el tiempo determinado.

B. Para los procedimientos de baja intensidad, se utilizó una lámpara halógena convencional Astralis®5, con intensidad de fotopolimerización 530 mW/cm^2 por 40seg.

Para mayor comodidad se han empleado las abreviaturas B-1, B-2 para el curado Bleach; CT-1, CT-2, para el curado continuo; CV-1, CV-2 para el curado convencional. Para el curado con la lámpara Astralis®5, las abreviaturas utilizadas fueron: HCN-1 y HCNV-2. Estas abreviaturas aparecerán posteriormente en los apartados de Resultados y Discusión.

Las condiciones ambientales de temperatura y humedad fueron controladas en todo momento, mediante el termómetro de pared de 22°C (Fig. 36); y una humedad relativa de 40 %.



Fig. 36. Termómetro de pared.

4.2.6. Ensayo de cizalla.

Luego de la fotopolimerización del cemento de resina a través de los discos cerámicos, con la combinación establecida de espesor cerámico e intensidad de curado, se procedió al ensayo de cizalla.

Previamente se siguieron los siguientes pasos:

- Se fijó el accesorio específico para el ensayo en las mordazas a cada uno de los extremos, y se ajustó de tal manera para que no haya ningún movimiento indeseado, y lograr paralelismo con el eje principal de la máquina.
- En la pantalla del ordenador se utilizó una clave para dar comienzo al programa. La primera pantalla nos pregunta una serie de datos: nombre del producto, lote, fecha, temperatura, humedad. Una segunda pantalla hace alusión a los siguientes valores célula de carga, velocidad del experimento, rango, extensión, anchura.
- En el tablero de control de la máquina de ensayos **Hounsfield-HTI**, se introdujeron los siguientes valores: Fuerza en 0, desplazamiento en 0, rango de fuerza en 100, rango de extensión en 0, velocidad en 0010.

- Se coloca la muestra en el cilindro hueco del accesorio para el ensayo. (Fig.37).

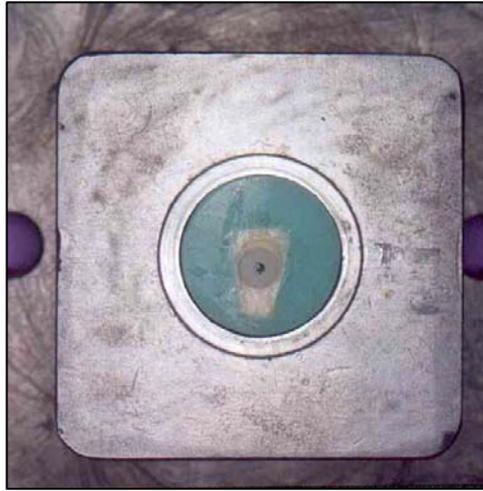


Fig.37. Muestra preparada en el cilindro.

- En el tablero del ordenador se presionó la barra espaciadora para dar comienzo al test.
- El extremo inferior de la máquina sube, y se acercó la cizalla a la muestra, entre la unión del disco cerámico y el diente paralelo a la interfase de adhesión, con una carga y una velocidad de 1mm/min., hasta que se produjo la descementación de la porcelana y/o la fractura (Fig. 38.). Así se obtuvieron los valores correspondientes en Kg. de la Resistencia a la Adhesión.
- Estos datos fueron convertidos a Mpa., aplicando la siguiente fórmula, donde:

$$1 \text{ Kg} = 9.8 \text{ N} , 1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2 . \quad \text{y}$$

$$\text{MPa} = 9.8 * \text{Kg} / \text{S en mm}^2$$

Para calcular la superficie del disco, se aplicó la fórmula de área del círculo donde: $S = \pi * r^2$, por lo tanto: $\text{MPa} = 9.8 * \text{Kg} / \pi * r^2$

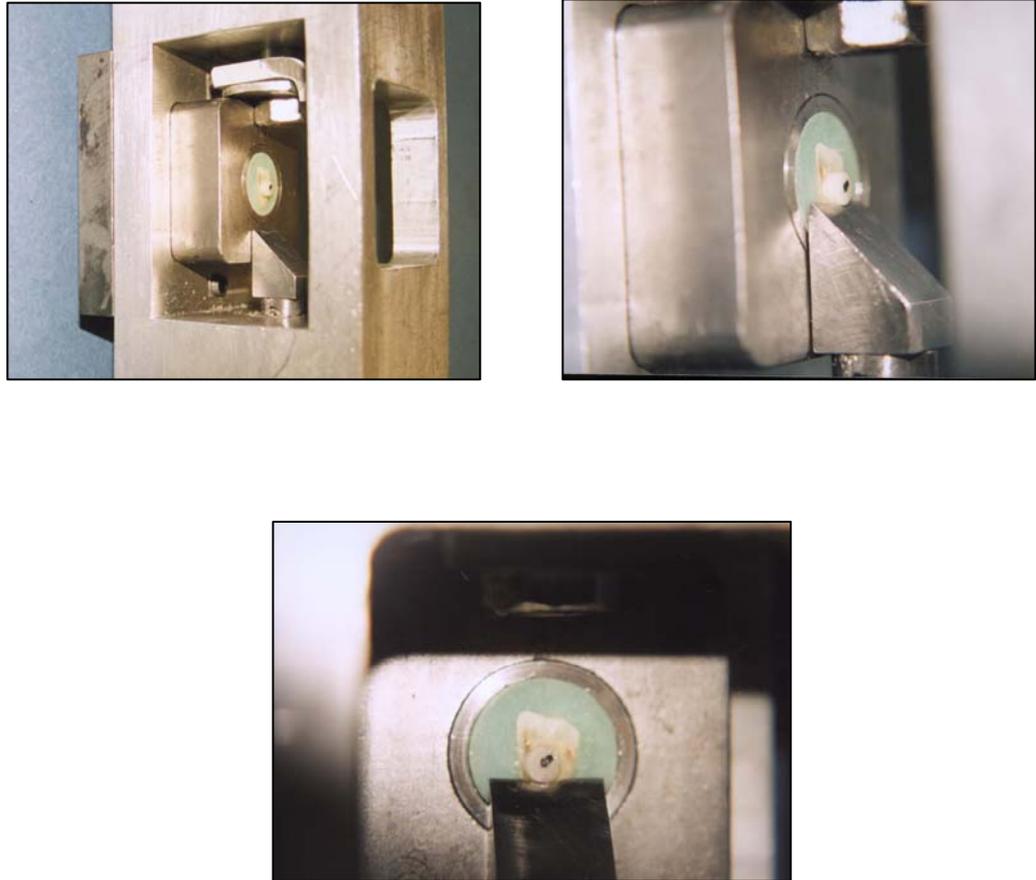


Fig.38. Ubicación de la cizalla en la muestra.

- En la pantalla del ordenador se observó la gráfica y la medición correspondiente para cada caso.
- Se imprimieron los resultados.
- Se realizaron todos los ensayos, quedando impresos los resultados y gráficas, que se archivaron en carpetas, así como también se almacenaron las muestras ya descementadas para observaciones, conclusiones y futuras investigaciones.

4.3. Análisis estadístico.

A un nivel de significación del 5%, se aplicaron las siguientes pruebas estadísticas:

- Estadística descriptiva.
- Análisis de la Varianza (ANOVA) Bifactorial con Interacción

Resultados

5.-Resultados.

Los cálculos estadísticos fueron realizados por el Centro de Calculo de la UCM, se efectuaron utilizando el programa SAS System versión 8.2⁷⁷.

En la **Tabla.I**, se establece la distribución del tamaño muestral de 128, las cuales se dividieron en dos grupos de 64, correspondientes a cada espesor cerámico (1mm. y 2mm.). A su vez cada grupo es distribuido en ocho subgrupos de 16 muestras para cada intensidad de curado y espesor cerámico utilizado.

Para las intensidades empleadas se utilizaron las siguientes letras:

- **B**: para el modo **Blech a 30seg.** de una lámpara halógena de alta intensidad de curado, la Optilux® 501.

- **CT**: para el modo **Continuo a 70seg.** de una lámpara halógena de alta intensidad de curado, la lámpara Optilux® 501.

- **CV**: para el modo **Convencional a 40seg.** de una la lámpara halógena de alta intensidad de curado, la Optilux® 501.

- **HCN**: para la intensidad **Convencional a 40seg** utilizando una lámpara halógena convencional, la Astralix® 5

Los números **1** y **2** corresponden a los espesores cerámicos de 1mm. y 2mm. respectivamente.

Tabla. I. Distribución de las muestras

ESPESOR	INTENSIDAD				Total
	B	CT	CV	HCN	
1	16	16	16	16	64
2	16	16	16	16	64
Total	32	32	32	32	128

El procedimiento estadístico, se basó en las siguientes mediciones: primero, se realizó una estadística descriptiva y un contraste de hipótesis para comprobar la normalidad. Luego para evaluar el efecto del espesor de los discos de cerámica y la intensidad de fotopolimerización en la fuerza de adhesión se realizó un Análisis de Varianza (ANOVA.) de dos factores con interacción.

El estudio ha sido planteado formulando una hipótesis nula de igualdad de las medias de las variables analizadas en los grupos, y una hipótesis alternativa de diferencia, a un nivel de significación del 5% ($p < 0.05$) para el error tipo I, de rechazo de una hipótesis nula (H_0).

4.1.-Estadística Descriptiva.

En la **tabla. II**, se muestra las medias de las fuerzas de adhesión medidas en Mpa, obtenidas para cada espesor de cerámica e intensidad de curado, las desviaciones estándar, así como los valores máximos y mínimos.

Tabla. II. Estadística Descriptiva.

ESPESOR	INTENSIDAD	N	Media*	Desv. Estand*.	Mínimo*	Máximo*
1	B	16	24.06	10.89	7.77	40.67
	CT	16	20.80	7.90	8.33	23.04
	CV	16	18.53	8.52	5.00	37.48
	HCN	16	18.21	5.71	6.52	27.48
2	B	16	22.73	8.20	12.49	41.09
	CT	16	21.36	9.86	8.19	37.62
	CV	16	21.93	6.40	9.16	31.65
	HCN	16	20.95	8.59	6.94	32.07

*Expresada en Mpa

La media más alta corresponde a la intensidad B (modo Bleach a 30seg.) con un espesor cerámico de 1mm. (24.06Mpa.), la media más baja está ubicada en la intensidad HCN (Lámpara halógena convencional a 40seg.), con un espesor de cerámica de 1mm. (18.21Mpa.).

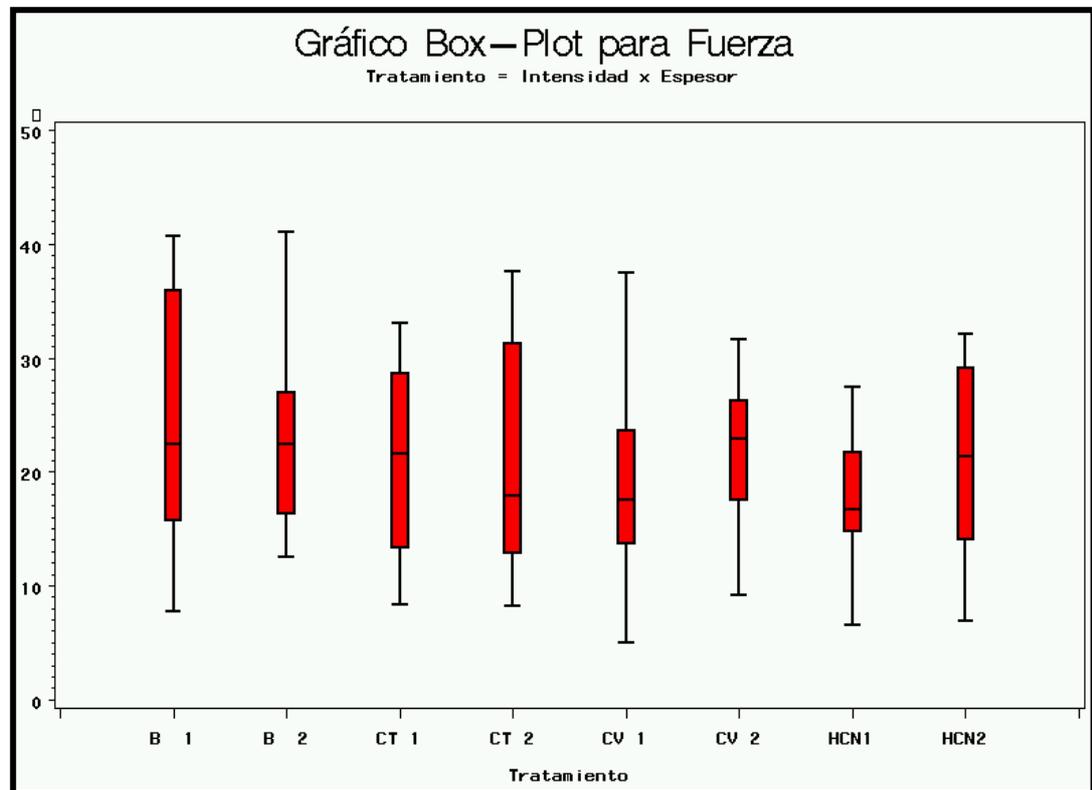
Con respecto a los valores mínimos y máximos, en la intensidad CV (modo convencional a 40seg.), con un espesor cerámico de 1mm. se observa el menor valor (5.00Mpa.). El valor máximo (41.09 Mpa.), se logró con la intensidad B (modo Bleach a 30seg.) a un espesor cerámico de 2mm.

En el **Gráfico. I**, se representa la distribución de los resultados en diagramas de cajas (Boxplot), donde se puede observar la tendencia central, dispersión y asimetría, de los valores de fuerza de adhesión obtenidos en cada intensidad aplicada y en cada espesor cerámico.

Se evidencia una marcada dispersión en algunos grupos, como en B2, en CV1 y en Hconv2, así como una asimetría en los grupos B1, CT2, HCN1.

A pesar de ello al aplicarse las pruebas de normalidad, el valor de p indica una diferencia estadísticamente no significativa entre la distribución observada y la ley normal, por lo que pueden aplicarse pruebas paramétricas .

Gráfico I. Diagrama de Cajas (Boxplot).



4.2.-ANOVA Bifactorial con Interacción.

A continuación se realizó un ANOVA bifactorial con interacción, para determinar si hay diferencias entre las medias de las fuerzas de adhesión con relación a la intensidad de curado, y al espesor cerámico.

Al evaluar los dos efectos (espesor e intensidad) sobre la fuerza, así como la interacción entre ambos, los p valores son estadísticamente no significativos en todos los casos, por lo que se concluye que no hay diferencias observables. Por lo tanto no se rechaza la hipótesis de igualdad.

Tabla. III. Anova Bifactorial con Interacción

	GL	Anova SC	Media de Cuadrados	F	Pr > F
Espesor	1	57.6785160	57.6785160	0.82	0.3682
Intensidad	3	266.2638736	88.7546245	1.26	0.2929
Interacción					
Espesor-intensidad	3	111.5360434	37.1786811	0.53	0.6653

$\alpha = 0.05$; GL: grados de libertad; SC: Suma de Cuadrados.

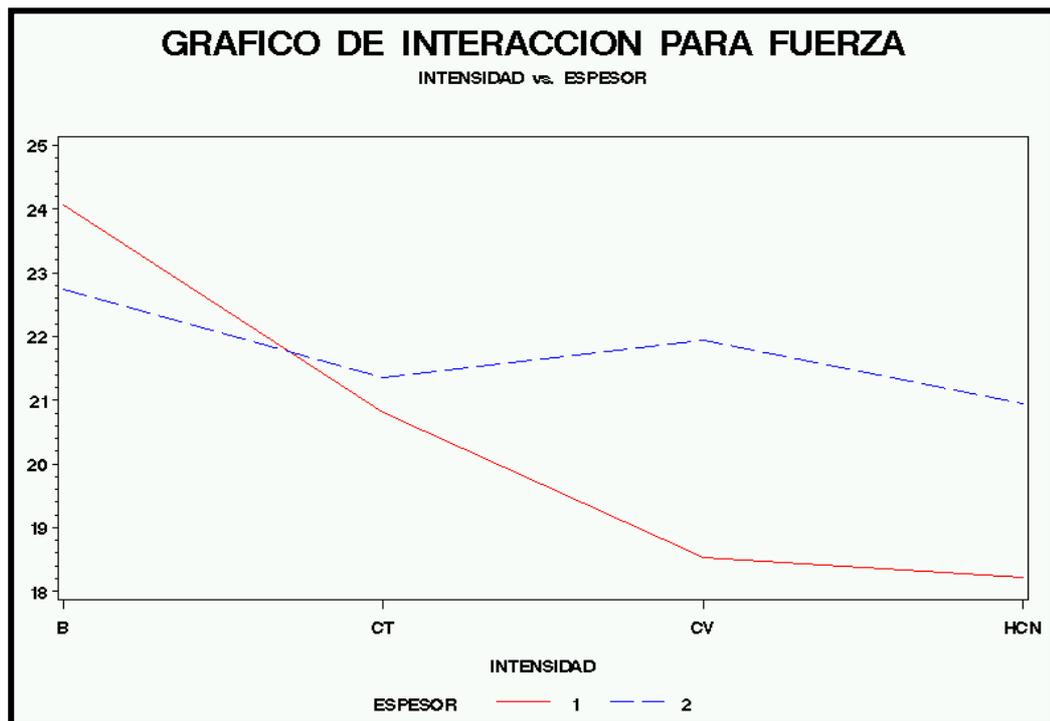
En el **Gráfico.II**, se observa la distribución de las fuerzas de adhesión logradas a diferentes intensidades de los dos espesores cerámicos utilizados en el estudio.

En las muestras estudiadas donde se adhieren el espesor cerámico de 1mm., para la intensidad B, se alcanzan los mayores valores de fuerza de adhesión, luego va decreciendo en intensidad CT, en intensidad CV, y en intensidad HCN se registran los valores más bajos.

Con respecto a los espesores cerámicos de 2mm., se observan pocos cambios en las fuerzas de adhesión registradas, sin embargo, los valores más altos se obtienen con la intensidad B, descenden los valores en intensidad CT, los valores en intensidad CV tienden a subir, y en la intensidad HCN se registran los valores más bajos.

El gráfico muestra cierta interacción entre espesor e intensidad, pues las líneas no son paralelas, pero este efecto no llega a ser significativo.

**Gráfico.II Interacción de intensidad y espesor
con respecto a la fuerza de adhesión**



Discusión

6.- Discusión.

6.1.- De los Materiales y Metodología.

En el presente trabajo, todas las muestras fueron preparadas tratando de mantener las mismas condiciones ambientales de humedad y temperatura. Además fueron preparadas por el mismo operador y los discos cerámicos confeccionados por el mismo técnico dental. Con esto, se intenta evitar cambios en los factores que intervienen en la investigación, y por lo tanto no interferir o no introducir sesgos en los resultados.

6.1.1.- De la selección y tratamiento de las superficies dentarias.

Para la realización del estudio experimental, se utilizaron incisivos centrales y laterales extraídos por patología periodontal, y libres de caries en la cara vestibular. Los dientes recopilados, se incluyeron en un molde con resina epoxi^{78,79} con la cara vestibular libre para su posterior tratamiento.

La selección específica de incisivos, como muestras para el estudio, se debe a la morfología de estos. Los incisivos presentan una cara vestibular plana, permitiendo con ello predecir una superficie de adhesión plana y con un diámetro apropiado, siendo esto más difícil lograr con las superficies convexas, como por ejemplo la de los terceros molares, que son los dientes mayormente utilizados en investigación por la facilidad de obtención.

Como superficie dentaria, para la adhesión de los discos cerámicos se utilizó únicamente superficie dentinaria.

Con respecto a esto se hace necesario aclarar, que la adhesión a dentina se considera más difícil de llevar a cabo, ya que comparando con la estructura del esmalte, la dentina presenta elementos que pueden afectar a la adhesión^{80,81}. Esto se debe a la composición heterogénea de la dentina, ya que esta tiene menos estructura calcificada y un contenido en agua mucho mayor^{80,81,82}. Por otra parte, el sustrato dentinario presenta una variabilidad importante del grosor de dentina residual, que depende de la edad del individuo, así como también de las reacciones patológicas que haya tenido que

soporta dicha dentina.⁸². Otra característica es la presencia en su superficie de la capa de barrillo (smear layer) formada como consecuencia de la preparación cavitaria^{63,80,81,83}. Por lo que podría decirse que en la dentina no existe una técnica estandarizada de adhesión como en el esmalte, ya que esta dependerá del tipo de dentina y del sistema de unión utilizado⁸⁰.

Es importante tener en cuenta, la presencia de humedad en la superficie dentinaria tras el tratamiento con ácido, lo que condiciona el resto de la técnica restauradora. El grado de hidratación de la superficie dentinaria debe ser perfectamente controlada, este dependerá principalmente del solvente presente en el adhesivo. Cuando el solvente sea acetona o alcohol puede haber mayor flexibilidad en la presencia de humedad, no así cuando el solvente sea agua^{63,82}.

Debido a todo lo citado anteriormente las técnicas de adhesión dentinaria ha presentado una constante evolución. La simplificación en el manejo de los nuevos sistemas adhesivos, junto con la aparición de los adhesivos monocomponentes y los sistemas autograbantes, constituyen la evolución mas importante de las mismas⁸².

Como se ha dicho anteriormente, para algunos autores la adhesión de cementos de composite al esmalte es considerada más eficaz^{84,85}.

En esta misma línea Çelik y Gemalmaz (2002) en un estudio “*in Vitro*” realizado recientemente, elaboraron preparaciones para veneers intraesmalte de un espesor uniforme de 0.5mm⁷⁹. De la misma manera Garber (1993), recomienda una reducción vestibular de tan solo 0.5mm de superficie dentaria, asegurándose una superficie lisa en esmalte, para crear una mayor superficie de adhesión⁸⁶.

Para Fradeani (1996), las preparaciones de una carilla de porcelana, deberían entrar dentro de los tratamientos conservadores, e implicar una reducción parcial de esmalte³⁸. De igual manera Horn(1983) recomienda que se debe evitar la exposición de la dentina, ya que el cemento de resina se une de forma más predecible al esmalte que a la dentina⁸⁷.

De hecho los dentistas en su mayoría eliminan 2/3 ó más del esmalte vestibular, en la preparación del diente para una carilla de porcelana sin metal, evitando si es posible la eliminación de todo el esmalte⁸⁸.

Sin embargo, con respecto a la utilización de la dentina como sustrato de adhesión, existen estudios que así lo avalan. Como el realizado por Yoshikawa (2001), para evaluar si el método de curado con luz podía influir en el sellado marginal y la adaptación de composite a la pared de una cavidad. Para ello, se utilizaron cincuenta incisivos inferiores de bovinos, en los que el esmalte vestibular fue tallado, utilizando un cortador, bajo agua corriente, con la finalidad de exponer una superficie plana de dentina, luego se les dio un acabado con una lija de 600-grit SiC⁸⁹.

De la misma manera, Cavalcanti (2000) seleccionó treinta y dos dientes temporales extraídos, libres de caries y sin defectos obvios, para realizar pruebas de resistencia adhesiva, donde las superficies vestibulares se desgastaron hasta exponer una superficie plana de dentina periférica (próxima al esmalte), lograda con ruedas abrasivas de grano 200, 400 y 600, refrigeradas por agua⁷⁸.

En las investigaciones realizadas por Solá y cols (2001) referentes a restauraciones de laminados de porcelana demuestran que en la mayoría de los casos han de abarcar amplias zonas de dentina subyacente puesto que a veces se requieren tallados de 0.5-0.8mm de espesor y que el grado de reducción dentaria dependerá de dos parámetros: el cambio de morfología y el color de la dentina subyacente⁹⁰.

Se consideró importante en la presente tesis, realizar el procedimiento adhesivo de los discos cerámicos sobre una superficie totalmente homogénea, para evitar combinaciones de tejidos dentarios, que pudieran influir en los resultados.

Para la preparación de la superficie vestibular de las muestras en el presente estudio, se realizó el desgaste con fresas cilíndricas de diamante hasta llegar a dentina, y luego un lijado con lijas de agua n° SP5 y n° PA3 a 250rpm hasta dejar una superficie lisa y pulida.

Se aconseja la ausencia de rugosidades en las superficies a adherir, porque al estar presentes, sería imposible que las superficies tanto dentaria como la de la restauración a adherir entren en contacto estrecho. Y esto haría muy probable la aparición de burbujas de aire en la superficie del tejido dentario o en el cemento adhesivo²⁴. Por lo tanto, los tres factores que pueden favorecer la adhesión son el contacto estrecho, ausencia de burbujas de aire, y buena humectancia, estas condiciones se consiguen más fácilmente con superficies planas y pulidas⁹¹.

En cuanto al tratamiento de la superficie dentinaria se siguió el protocolo recomendado por varios autores y casas fabricantes^{25,31,33,37,38,72}, para la adhesión de una restauración cerámica: grabado con ácido fosfórico, y aplicación de un adhesivo dentinario. El adhesivo utilizado fue el Excite® DSC^{92,93}, un adhesivo monocomponente de polimerización dual y de solvente el etanol.

6.1.2.- Del medio de conservación de las muestras.

Hay que considerar, el medio de almacenamiento de las muestras tras su selección y la duración del mismo, ya que esto podría influir en los resultados de la fuerza de adhesión^{94,95}.

Sin embargo investigaciones como la de Dewald y cols. 1994, Dewald y cols 1995., Jorgensen y cols. (1985), y más recientemente Kono y cols. (2003), concluyen que los medios y el tiempo de conservación no tienen efecto significativo sobre la resistencia adhesiva^{96,97,98,99}.

Se han empleado una gran variedad de medios de almacenamiento, entre los que se encuentran: la cloramina, la formalina, el hipoclorito de sodio, el timol, el alcohol, y el glutaraldehído, como medios que poseen propiedades bactericidas y bacteriostáticas^{91,95,10,101,102,103}. También se han utilizado el autoclave y la irradiación γ como medios descontaminantes^{96,97,104,10,106}.

Existen trabajos de investigación que avalan la utilización del agua destilada a temperatura ambiente como medio de conservación, aunque no presenta propiedades descontaminantes, así como también la solución salina, o la congelación^{78,89,99,107,108,109,110,111}.

Los dientes utilizados para este estudio, se introdujeron en resina^{78,79} con la finalidad de confeccionar cilindros, los cuales se almacenaron en agua destilada a temperatura ambiente.

Es importante destacar, que al ser éste un trabajo experimental “*in Vitro*”, y a pesar de haber mantenido la humedad en las muestras con agua destilada, nos obliga a no tener en cuenta la presión intrapulpar, lo que puede influir negativamente en la adhesión^{112,113}. Por lo que los valores resultantes del ensayo, no son valores transferibles

a situaciones clínicas. El principal objetivo de esta investigación es únicamente comparar los datos de fuerza adhesiva obtenidos, en relación a las variables estudiadas: diferentes modos de fotopolimerización y diferente espesor cerámico.

6.1.3.-De la elección de la cerámica.

Las cerámicas dentales son tan solo un pequeño grupo dentro de todas las cerámicas¹¹⁴. En este campo no obstante, se han producido en los últimos años considerables aportaciones.

Los objetivos de las investigaciones referentes a las cerámicas dentales, están en mejorar la estética, la resistencia mecánica y la adhesión al diente^{34,114}. Se puede decir que tres son las técnicas desarrolladas para lograr estructuras cerámicas que mejoren estas características: elaboraciones sobre muñón o modelo refractario, técnica de colado o inyección y cerámicas diseñadas y elaboradas por ordenador¹¹⁵.

La cerámica utilizada en la presente investigación es la IPS Empress®, que es una vitrocerámica de alta resistencia (según su composición química), moldeada por inyección (según su técnica de elaboración). La selección de esta cerámica, se debe a que tanto su composición como su estructura, influyen favorablemente en la transmisión luminosa, y por lo tanto en el curado del cemento de resina subyacente^{116, 117}.

El tipo de cerámica, bajo la cual es curado un cemento de resina, parece ejercer una influencia considerable en el grado de polimerización alcanzable^{118,119}. Basándose en esto, en un estudio realizado por Le Denmat y cols (1990), donde se emplearon varios tipos de cerámica (Dicor®, Optec® y Ceramco®), y se concluyó que la estructura de la cerámica determina la absorción de fotones en una longitud de onda determinada, donde el tamaño, y la propagación de las fases cristalinas producen obstáculos en la propagación del haz luminoso¹¹⁶. En otra investigación se constató que la cerámica de vidrio colada, Dicor®, permitía mayor transmisión luminosa y valores de curado mayores que la porcelana Colorlogic®¹²⁰. De igual manera, en otro estudio, dos tipos de cementos de resina desarrollaron mejores patrones de curado bajo la cerámica vítrea Dicor®, que bajo una porcelana feldespática Vita VMK 68¹¹⁷. Recientemente, Rasetto y cols. (2001) evaluaron la eficacia de tres fuentes de luz para polimerizar un cemento

resinoso de curado con luz, bajo tres tipos de veneers de porcelana. Las cerámicas fueron una feldespática (Ceramco®), una de cerámica inyectada (IPS Empress®) y una cerámica aluminosa (Vitadur Alpha®). Los resultados indicaron que el valor de dureza Knoop del cemento, varió dependiendo de la cerámica empleada¹²¹.

No se ha utilizado la cerámica IPS Empress® II en la realización de esta tesis, porque sus indicaciones son principalmente para la elaboración de restauraciones que requieren mayor espesor cerámico, como estructuras de puentes fijos, coronas e incrustaciones³⁷. Hasta espesores de 2mm se suele utilizar la técnica de maquillaje, utilizada en la IPS Empress®³⁸. En este sentido Solá (2001) afirma que la técnica de maquillaje de la cerámica de inyección por presión, es la utilizada en la confección de frentes laminados debido a los finos espesores, comparado con los de las coronas completas⁹⁰.

6.1.4.-Del espesor y la preparación de los discos de cerámica.

El proceso de elaboración de la cerámica IPS Empress®, es la inyección a altas temperaturas dentro de un revestimiento, empleando el proceso de “cera perdida”.

a). Del espesor de los discos.

Con respecto al grosor de los discos cerámicos, se eligieron los espesores de 1mm y 2mm, por considerarlos espesores empleados en algunas situaciones clínicas de restauraciones con material cerámico. Otro elemento a además de considerar en la elección de estos espesores, fue el diámetro seleccionado de 3mm, este diámetro facilitó una adhesión total a la estructura dentinaria, ya que correspondía con las medidas de las superficies vestibulares de los incisivos utilizados en la investigación.

En relación a este aspecto del espesor cerámico, hay que tomar en cuenta algunas situaciones clínicas, donde las restauraciones de porcelana reconstruyen una mayor superficie dentaria. Como es, en los casos de las malformaciones dentarias, fracturas, así como en tinciones graves por tetraciclina, reconstrucciones de la guía anterior, dientes vestibularizados, lingualizados, diastemas de diferente magnitud,

etc^{122,90}. En estos casos la porcelana puede ser considerablemente más gruesa, lo que obliga a realizar tallados mayores³⁵.

En esta misma línea de investigación, para determinar la eficacia de lámparas de curado McLean y Fasbinder (2000), emplearon espesores cerámicos de 2 y 3mm, de tres porcelanas diferentes, Procera®, IPS Empress® y Vitadur-N®¹²³.

Algunos autores han empleado espesores similares a los utilizados en esta tesis. Cardash y cols. (1993), afirman que para conseguir una mejor microdureza de un cemento de resina, consideran preferible la utilización de espesores cerámicos de 2mm¹²⁴. Solá y cols. (2001), recomienda, que la reducción del borde incisal, será la que permita un espesor de porcelana en esa zona, de 1 a 1.5mm en la arcada superior y de 1.5 a 2mm en la arcada inferior⁹⁰. Y en las regiones posteriores se requiere un grosor mínimo de cerámica de 1.5 a 2mm, especialmente en el istmo de la preparación y en las alturas cuspídeas^{38,84}. Para Fradeani y Barducci (1996), el espesor cerámico recomendado para carillas es como mínimo de 0.8mm, para conseguir resultados estéticos óptimos³⁸.

Existen investigadores que afirman, que el nivel de opacidad de una restauración veneers de cerámica de tono claro no determina el tiempo de exposición a la luz apropiado, la condición primordial es el espesor de la porcelana^{8,31}.

b). De la preparación de los discos cerámicos.

Los discos cerámicos utilizados en esta investigación, fueron tratados con arenado, ácido fluorhídrico, silano y adhesivo dentinario sin fotopolimerizar, procedimiento recomendado la algunos de los autores consultados, y por las casas fabricantes, como mecanismos que favorecen la adhesión de restauraciones cerámicas a la estructura dentaria^{79, 90,125}.

En la superficie interior de las facetas de porcelana se recomienda crear microrugosidades que ayuden a la retención, por lo que se trata con ácido fluorhídrico, el cual es capaz de atacar la molécula de sílice de la cerámica; luego se aplica una capa de silano, durante un minuto, y se seca con aire. El mecanismo de acción del silano, es mediante un efecto humectante que favorece la penetración de la resina en las

microretenciones de la porcelana. La aplicación de una resina sin relleno, sin polimerizar, se hace con la finalidad de no crear un efecto de capa que pueda impedir el asentamiento perfecto de la faceta⁹⁰.

El arenado más el uso de un agente acoplador, como el silano proporciona incrementos retentivos de hasta 2.35Mpa¹²⁶.

Por lo que respecta al uso de ácido fluorhídrico, esta técnica es eficaz en algunos materiales cerámicos, pero en aquellos que tienen como componente principal el óxido de aluminio el efecto no es apreciable (Ej.: Im Ceram, Procera), también en estas cerámicas al silanizarlas disminuye la fuerza de adhesión entre la restauración y el cemento¹²⁷.

Para Shimada y cols. (2002), el grabado con ácido fluorhídrico durante 30seg no provee mayor adhesión al cemento resinoso que las rugosidades originadas por chorro de arena.. Pero el uso de un agente de acoplamiento de silano aumentó los valores de la fuerza de adhesión del cemento resinoso¹²⁸.

Tomando en cuenta el comportamiento del cemento resinoso, al acondicionar la superficie cerámica, los trabajos de Awliya y cols (1998) y Jung y cols. (2000), llegaron a la conclusión de que el arenado de cerámica con partículas de alúmina era el método más eficaz para mejorar el comportamiento de los cementos de resina^{129,130}.

Se podría afirmar que previo al cementado se hace necesario el pretratamiento de la porcelana^{131,132}. En relación a esto en un estudio realizado por Thompson (1998), se demostró que el uso del silano y del grabado con ácido fluorhídrico sobre la superficie de la cerámica proporciona una mejor adaptación del cemento de resina sobre la superficie cerámica¹³³. Esto corrobora lo afirmado por Lu y cols. (1992), los cuales comunicaron que el silano promueve el fluido del cemento dentro de las grietas de la cerámica producidas por el grabado ácido¹³⁴. Donde los monómeros del cemento resinoso penetran en las irregularidades creadas por el ácido fluorhídrico en la superficie cerámica, estableciéndose un sistema de retención micromecánica¹³⁵.

La importancia de la utilización de silano, se debe, que al ser un molécula bifuncional, actúa sobre la superficie cerámica uniéndose por uno de sus extremos a la superficie cerámica, creando una monocapa, y por el otro extremo se une a los monómeros del cemento y copolimeriza. Por lo que diversos estudios afirman que esta

capa bifuncional permite mejorar de forma considerable la fuerza de adhesión entre el cemento y la cerámica^{135,136,137}.

6.1.5.- De la selección del cemento de resina.

En el cementado de restauraciones cerámicas, se han utilizado múltiples materiales, como: el cemento de oxifosfato de zinc, ionómero de vidrio^{131,138} y más recientemente las resinas compuestas^{131,132,139,138,140}. Los compómeros, han dejado de utilizarse en la cementación de estructuras totalmente de porcelana, debido a que sufren expansión higroscópica, que pueden producir fractura de la misma^{132,141}.

Los cementos que utilizan los sistemas de adhesión a la estructura dental ofrecen mayor resistencia a la cizalla que los que emplean la retención puramente mecánica, como es el caso del fosfato de zinc^{142,143,144}. Hay que tener en cuenta, que a pesar de lo antes afirmado, los cementos resinosos necesitan una técnica clínica minuciosa y depurada, la cual podría influir directamente en el proceso de adhesión dental, y en la supervivencia de la restauración¹⁴⁵. Sin embargo a pesar de la técnica de utilización de los cementos de resina Olio G. (1991), demostró que el cemento de resina Super Bond C&B alcanzaba una potencia retentiva de 6.40Mpa, cifra superior a la obtenida por los cementos de vidrio ionomérico(3.08 Mpa) y fosfato de zinc (3.12Mpa) utilizados en el mismo estudio¹⁴⁶.

Básicamente, los cementos de resina son composites modificados, principalmente usados para adherir restauraciones indirectas de resina y totalmente de cerámica¹⁴⁷. Los cementos de resina solucionan las desventajas de solubilidad y de falta de adhesión que podrían presentar otro tipo de cementos¹⁴⁸.

En un estudio realizado recientemente por Jimenez-Planas y cols (2003), afirman que para el cementado de restauraciones de porcelana, como coronas jackets, incrustaciones, o carillas el material más utilizado fue el cemento de resina (83,5%)¹⁴².

Para la mayoría de los dentistas, la elección para la cementación de facetas de porcelana, son los cementos de resina fotopolimerizables de viscosidad media, para asegurar una estabilidad del color a largo plazo y su capacidad de permitir al operador controlar el tiempo de trabajo¹⁴.

En una evaluación “*in Vitro*” de la fuerza de adhesión, mediante la resistencia a la cizalla, se utilizaron los cementos resinosos Variolik® II, Geristore®, y Natural-flow®. Se llegó a la conclusión de que los tres materiales probados se pueden usar como sistemas de adhesión de veneers de porcelana¹⁴⁹. En un estudio realizado por Adamczak y cols. (2000) también utilizó el Variolik® II como cemento resinoso de curado dual, cementando discos de cerámica aluminosa¹⁵⁰.

Para la realización de la presente investigación, se eligió el cemento de resina Variolik® II (Vivadent), específicamente la pasta base fotopolimerizable transparente. Se trata de un composite híbrido, con partícula de relleno de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorsilicato de Ba-Al y óxidos mixtos¹⁵. Con mayor carga de relleno, que representa el 73,4% en peso, y 46.7% en volumen⁷².

Referente a esto, los cementos híbridos son composites de macrorrelleno de partícula pequeña (0.6-5µm.), que presentan incorporadas en su matriz partículas de microrrelleno de 0.04 µm. Los cementos híbridos introducidos más recientemente presentan tamaños de partículas mas pequeñas³⁵. El grado de polimerización de las resinas compuestas, y por lo tanto de los cementos resinosos, va a depender del tamaño de las partículas de relleno inorgánico.

Silikas y cols. (2000), comprobaron que la cantidad de luz emitida por una lámpara, disminuía al aumentar el tamaño de las partículas de sílice, reduciéndose la dureza de forma significativa. Por lo cual el tamaño de las partículas de relleno podría influir en el grado de polimerización, aunque relacionado con otros factores mas importantes como: intensidad de luz, tiempo de exposición y espesor del material sobrepuesto¹⁵¹.

Con respecto al porcentaje de relleno, en el trabajo realizado por Celik y col. (2002), para examinar la integridad marginal de dos tipos de veneers, cerámico y de composite, se utilizaron dos tipos de cemento resinoso de polimerización dual, de diferente porcentaje de relleno y viscosidad en peso: Variolik® High Viscosity (Vivadent) y Variolik® Ultra (Vivadent), considerando que el empleo de cemento resinoso con mucho relleno no aumentó la anchura marginal de los veneers⁷⁹.

Christgau y cols. informaron en 1999 que no existía una diferencia significativa entre cementos de resina de diferente viscosidad y la adaptación marginal alcanzada por ellos¹⁵².

En este estudio para tesis se ha utilizado la pasta base únicamente (fotoactivación), ya que en el caso de la presentación dual se trata de dos pastas (base y catalizador), y como estas deben ser mezcladas, se podría cometer un error de cantidades y variar la proporción exacta. También nuestro interés, principalmente se centró, en valorar la eficacia de los modos de fotopolimerización utilizados a través de espesores cerámicos, sin la influencia de la polimerización química.

Se empleó el color transparente, que es el más claro de su gama, por su elevada traslucidez, con lo que se aproxima a la situación clínica ideal para las facetas de porcelana, reduciendo así la absorción luminosa que podría ocasionar la presencia de pigmentos⁸.

Con respecto al tipo de activación de los cementos de resina, los de polimerización dual desarrollan mejores propiedades mecánicas, ya que la fotopolimerización a través de la porcelana reduce las propiedades mecánicas de los cementos de resina fotopolimerizables, no así la de las duales¹³².

Los cementos de resina de curado dual son los utilizados mayormente para la cementación de restauraciones hechas completamente de cerámicas¹⁵³.

Jung y cols (2000), utilizando Variolik® II con y sin catalizador, en un estudio polimerizando a través de restauraciones cerámicas (IPS Empress® 2- Vivadent)) a diferentes intensidades, concluye que el uso del catalizador produjo siempre mayor dureza y mayor profundidad de curado con todos los métodos de polimerización utilizados¹²⁹.

El catalizador químico mejoró la dureza de los cementos resinosos de curado dual, lo que indicó un mayor grado de conversión del monómero, sin embargo, el uso de un catalizador en la cementación de una carilla veneers es problemático debido al potencial de decoloración⁸.

6.1.6.-De las lámparas y modos de fotopolimerización utilizadas.

Con respecto a las lámparas de polimerización utilizadas en esta investigación, se han escogido una lámpara halógena de alta intensidad, la Optilux® 501 (Demetron-Kerr), y una lámpara halógena convencional Astralis® 5 (Ivoclar-Vivadent).

La lámpara Optilux® 501, se empleó debido a que dispone de un terminal Turbo+, con el cual se logra una mayor intensidad o potencia luminosa.

Dentro de la gama de modos de curado que dispone ésta lámpara, se escogieron los modos Blech a 30seg a pesar de ser un modo de blanqueamiento, el Continuo a 70seg, y el modo Convencional a 40seg debido a que en una investigación anterior en la línea de investigación del Departamento de Estomatología II, empleando discos cerámicos y midiendo eficacia de polimerización, a través de pruebas de dureza Vickers, los resultados fueron significativos para estos modos, tanto en intensidad como en tiempos utilizados¹⁵⁴.

La lámpara Astralis® 5, fue empleada en esta tesis por ser una lámpara de intensidad convencional continua (530Wm/cm^2), a un tiempo de 40seg. Tanto la intensidad como el tiempo empleado, se consideró un modo de uso habitual en la práctica clínica.

Los sistemas de luz halógena son los más usados actualmente en la clínica diaria. El iniciador más utilizado es la canforoquinona y el pico de mayor sensibilidad a la luz es cuando esta tiene una longitud de onda en torno a los 450-470nm., y un tiempo de aplicación de la luz de 40seg⁹³.

Sin embargo, se ha vinculado la polimerización por fuentes luminosas de alta intensidad a una mayor profundidad de curado y mejores propiedades mecánicas¹⁵⁵.

Otros autores sugieren terminar la polimerización con alta intensidad, para conseguir un mayor grado de conversión y una mayor profundidad de curado¹⁵⁶. Por lo que con una polimerización inicial del composite con baja intensidad, seguido de alta intensidad, se obtienen resultados superiores¹⁵⁷.

En contraposición a lo antes señalado, en un estudio reciente realizado por Silikas y cols. (2000), se afirma que con la técnica progresiva no se obtiene una reducción de la contracción de polimerización¹⁵¹. También se podría establecer una relación lineal entre la contracción de polimerización y la intensidad de luz¹⁵⁸. Sin embargo a mayor intensidad hay mayor grado de conversión y mejores propiedades físicas y mecánicas^{159,160}.

En el estudio de Feilker (1990), se observó que la polimerización con baja intensidad crea una adaptación marginal significativamente mejor, que atribuye a una mejor adaptación del material durante la polimerización¹⁶¹.

En las investigaciones realizadas por Paz y cols. (2003) y de Suñol y cols. (1999), donde utilizaron diferentes intensidades de polimerización, pudieron observar mejores resultados con la alta intensidad, ya sea aplicada desde un principio con la lámpara de plasma o precedida de una polimerización con baja intensidad^{93,44}.

Con respecto al tiempo de polimerización de los cementos resinosos a través de porcelana, Blackman y cols. (1990), concluyeron que las muestras de cemento Procelite® curado a través de vitrocerámica colada con espesores de 1mm o menos, éste polimeriza profundamente a un tiempo de exposición de 60seg¹¹⁷.

Pawluk y cols. (2000) y Rasetto y cols (2001), afirman que las lámparas de curado de alta intensidad pueden polimerizar adecuadamente los cementos resinosos a través de cerámica, en un tiempo de exposición más corto que las lámparas convencionales^{162,121}.

El interés despertado por las lámparas llamadas rápidas, reside en la disminución del tiempo de polimerización y por otra parte, algunos han comprobado que no ocasionan aumentos significativos en la contracción de polimerización ni en la fragilidad^{163,164}, pero el tema sigue siendo polémico.

La eficacia de toda lámpara de polimerización está en función de la intensidad luminosa que emite, la cual se relaciona directamente con el grado de dureza obtenida por el material, que está en función del tiempo y profundidad de polimerización. Con las lámparas halógenas se precisa un tiempo de exposición de 20 a 40seg. El tiempo de endurecimiento depende no solo del propio material sino también de la longitud de onda con la que reacciona¹⁶⁵.

Por otra parte, existen ciertos composites que endurecen menos con lámparas de plasma, debido a discordancias entre la intensidad luminosa y los sistemas iniciadores de polimerización presentes en el composite¹⁶⁵.

6.1.7.-Ensayo de cizalla.

El ensayo utilizado en esta investigación fue el ensayo de cizalla. Este ensayo mide la fuerza, por unidad de superficie, necesaria para romper la adhesión entre dos superficies adheridas¹⁶⁶.

Se consideró un ensayo poco complejo, que cubría las condiciones para lograr los objetivos planteados. Tiene la gran ventaja, que es un procedimiento que objetiva realmente la resistencia de unión entre dos materiales.

Se debe tener en cuenta que la fuerza ejercida por una máquina de ensayos mecánicos es única, continua y unidireccional y no contempla el factor fatiga. Por lo tanto el estudio difiere de la realidad del sistema estomatognático, ya que las fuerzas masticatorias no son unidireccionales, y además las fuerzas de torsión y laterales no son componentes reproducibles por esta máquina¹³⁹.

El ensayo de cizalla, utilizando una máquina de ensayos mecánicos, es una prueba utilizada y recomendada por varios autores para determinar fuerzas de adhesión^{78,85,99,128,139,166,167,168,169,170,171,172}.

Sin embargo, en la literatura consultada, el ensayo de cizalla no es utilizado como prueba para valorar eficacia en la polimerización de cementos resinosos a través de cerámicas. A pesar de ello, se planteó en esta investigación utilizarlo, no como método para valorar eficacia de polimerización del cemento resinoso, sino como respuesta a la inquietud de comparar los resultados de resistencia adhesiva utilizando diferentes modos de fotopolimerización y diferentes espesores cerámicos. Por lo tanto los valores absolutos de la resistencia de adhesión no son importantes en este estudio.

En relación al tiempo transcurrido entre la fotopolimerización y el ensayo de cizalla, se realizó el ensayo de manera inmediata después de la fotopolimerización de las muestras. En contraposición a esto, existen investigaciones en las cuales las muestras ya preparadas (realizado el procedimiento adhesivo), las someten a termociclado a diferentes tiempos y ha diferentes condiciones^{90,107,166,167, 171}. En esta investigación se consideró importante los valores conseguidos una vez realizada la fotopolimerización del cemento a través de la cerámica, sin tomar en cuenta los elementos externos que pudieran influir o no en la adhesión.

6.2.- De los Resultados.

Una polimerización adecuada es un factor crucial para obtener propiedades físicas óptimas de un compuesto, por lo que una polimerización insuficiente puede ocasionar entre otros inconvenientes, disminución en la fuerza de adhesión, absorción de agua, así como fallo en la estabilidad del color^{136,173,75,174}.

Para Foxton R. y cols (2000), un aumento en intensidad y tiempo de fotopolimerización, pueden aumentar la fuerza de adhesión de un cemento resinoso, pero los incrementos en los espesores de cerámica pueden producir disminución en los valores de fuerza de adhesión entre la cerámica y el cemento resinoso¹⁵³.

En relación a esto, en la presente tesis se planteó la hipótesis de que al fotopolimerizar con lámparas halógenas de alta intensidad, se podían lograr valores de resistencia de unión elevados. Estas intensidades habían sido previamente valoradas a través de pruebas de dureza en una investigación anterior de este departamento¹⁵⁴, y los resultados mostraron mayores valores de polimerización..

En la presente tesis se utilizaron dos espesores cerámicos adheridos sobre dentina, y cuatro modos de fotopolimerización: Bleach, Continuo y Convencional; con modos de alta intensidad, y una intensidad halógena convencional de baja intensidad. Inmediatamente después de la adhesión, se realizaron pruebas de cizalla, donde el valor del fallo adhesivo, indicado en Mpa, fue el indicador de la resistencia de unión entre la cerámica, el cemento de resina y la superficie dentaria.

En base a las condiciones establecidas en esta investigación, los resultados indicaron que el espesor de la cerámica, y los modos de fotopolimerización utilizados, no fueron factores determinantes para lograr diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencias de unión, al producir el fallo adhesivo. Sin embargo se pueden realizar comparaciones entre los resultados obtenidos en esta investigación .

El mayor valor promedio de resistencia adhesiva, de todas las combinaciones realizadas, se obtuvo con el modo de fotopolimerización Bleach ($>1000 \text{ mW/cm}^2$), con un espesor cerámico de 1mm, fue de 24.06 Mpa. Seguido de un valor de 22.73 Mpa obtenido con el modo de fotopolimerización Bleach ($>1000 \text{ mW/cm}^2$), con un espesor cerámico de 2mm.

Los valores mas bajos de resistencia adhesiva se obtuvieron con la lámpara halógena de baja intensidad (Astralis® 5) cuya intensidad lumínica es de 530 mW/cm^2 , con los dos espesores de cerámica utilizados. Estos fueron de 18.21 Mpa con 1mm, y 20.95 Mpa con 2mm.

Se puede afirmar, que la metodología seguida en este estudio, es apropiada. En ella se siguieron las pautas establecidas por las casas fabricantes, y a su vez, se relacionaron las variables con las cuales se lograban los objetivos planteados. El incluir otras variables hubiera originado una investigación mucho más compleja, donde habría sido muy difícil determinar qué factor era el responsable de los valores obtenidos en los resultados del ensayo.

Es importante destacar, que los resultados obtenidos en esta investigación son difíciles de contrastar con otras investigaciones previamente llevadas a cabo. Algunos autores han estudiado y valorado la resistencia a la adhesión de cerámicas, realizando ensayos de cizalla, pero no existen referencias de trabajos donde se hayan utilizado las mismas intensidades de fotopolimerización^{175,176,177,27}, en algunos casos la adhesión no es sobre tejido dentario¹⁷⁸, no emplean el mismo tipo de cerámica, ni el mismo tipo de cemento, diferencias estas importantes para poder realizar comparaciones^{179,163,27,180,181}.

En conclusión las investigaciones realizadas, relacionadas con el problema planteado, difieren tanto en los objetivos planteados, como en los materiales y en la metodología utilizada.

Sin embargo, se describirán trabajos, donde se han estudiado el fenómeno de la resistencia de adhesión a través de ensayos de cizalla, de cerámicas adheridas a través de cementos de resina, tratando de comparar con algunas similitudes, en caso de haberlas, y con las diferencias que existan en relación con los resultados logrados.

Para ello se han clasificado las investigaciones consultadas tomando en cuenta el propósito del estudio en : relacionados a intensidades de fotopolimerización, relacionados a tipos de polimerización de los cementos de unión y relacionados al efecto del tratamiento de las superficies cerámicas sobre la resistencia de unión.

6.2.1.-Relacionados con las intensidades de fotopolimerización.

Okamoto y cols.(2003) realizaron ensayos de cizalla adhiriendo cerámica sobre estructura dentaria. Los resultados mayores de fuerza adhesiva, fueron de 20Mpa utilizando una lámpara de arco de plasma, antes de termociclado, y 27 Mpa después de termociclado. Sin embargo estos resultados no fueron significativos¹⁷⁶.

En la presente tesis, a pesar de utilizar los mismos espesores cerámicos de 1mm y 2mm, e igualmente realizar la adhesión sobre dentina, se evidencian diferencias con la investigación de Okamoto y cols. donde, las intensidades comparadas no fueron las mismas, además el cemento de resina empleado fue fotopolimerizable y otro elemento a destacar fue la comparación de los valores obtenidos en el ensayo de cizalla con y sin emplear termociclado. En este estudio hay que destacar que no señalan el tipo de cerámica utilizada, donde se podría afirmar que este factor podría influir en los resultados.

En el estudio de Watanabe y cols (2002), donde igualmente compararon intensidades de fotopolimerización, utilizando una lámpara halógena convencional por 60seg, y una lámpara de arco de plasma por 6seg, los resultados de fuerza adhesiva resultaron similares para ambas intensidades¹⁷⁸.

Los trabajos de estos autores, presentan similitud con la investigación realizada en esta tesis, en relación a no encontrar diferencias de fuerza de adhesión, con respecto a los resultados siendo de igual manera estadísticamente no significativos. Pero esta semejanza no puede destacarse, porque las intensidades comparadas no son las mismas, el modo de polimerización del cemento es diferente, y estos autores utilizan termociclado antes de realizar el ensayo.

En el trabajo realizado por Usumeiz y cols (2004), se evaluó la eficacia de polimerización, de un cemento de resina a través de cerámica, fotopolimerizando con diferentes fuentes de luz. Este estudio difiere con la presente investigación para tesis, en la metodología empleada, y en los resultados obtenidos, donde se registraron mejores valores de resistencia a la adhesión con una intensidad de fotopolimerización menor.

La metodología empleada por estos autores se basó en utilizar una lámpara halógena convencional durante 40seg. con una intensidad de 550 mW/cm², la Hilux® 350, y una de arco de plasma durante 6seg., a una intensidad de 1200-1500 mW/cm², la Power PAC. Utilizaron carillas de cerámica IPS Empress® 2 glaseadas, con un espesor de 1mm, adheridas a esmalte, con cemento de resina de polimerización dual, el Variolik® II, mezclando un 25% de pasta base amarilla, un 25% de pasta base blanca y un 50% de catalizador. Los especímenes después de la adhesión son conservados en agua destilada durante 24 horas, e inmediatamente a esto realizado el ensayo de cizalla. A través de los resultados obtenidos concluyeron que la eficacia de curado del cemento de resina, con respecto a los valores de fuerza de cizalla, fueron mejores utilizando una intensidad halógena convencional (20.15 Mpa). Los valores obtenidos con la lámpara de arco de plasma fueron mas bajos (15.07 Mpa)¹⁷⁶.

Algunos autores han comparado la eficacia del curado de las lámparas de arco de plasma y han reportado resultados contradictorios^{182,183}. A este respecto, Jung y cols (2001), Mac Lean y Fassbinder (1999), afirman que tanto la dureza como la profundidad de curado, después de una polimerización con una luz halógena convencional, fueron significativamente mayores que utilizando una luz de arco de plasma^{129,123}.

Se podría pensar que los valores altos obtenidos con bajas intensidades en el estudio de Usumez y cols (2004), podrían ser debido a la diferencia tan marcada en el tiempo de polimerización utilizados (6seg con arco de plasma y 40seg. con halógena convencional)¹⁷⁷. A este respecto varios autores están en desacuerdo, y consideran que el aumento del tiempo de exposición no mejora los valores de polimerización de los cementos de resina^{66,5,184}.

Por el contrario Myer y cols (1994), recomiendan la polimerización de cemento de resina, a través de espesores cerámicos variables de 0.5 a 3mm, utilizando una lámpara halógena convencional, por un tiempo de entre 40 y 60seg, para así optimizar el curado del cemento¹²⁰.

6.2.2.-Relacionados con diferentes tipos de polimerización de los cementos de unión.

Tomando en consideración, lo contradictorio y confuso de la literatura, con respecto al cemento de adhesión más apropiado, para producir mayor fuerza de adhesión y una unión más duradera entre la cerámica y el diente, Stewart y cols (2002), realizaron un estudio utilizando discos de porcelana Ceramco®II de 10mm de diámetro y 4mm de espesor, adheridos a dentina con cuatro tipos de cemento de resina de diferente tipo de curado. Todas las muestras fueron cementadas en dentina, y sometidas a cargas de cizalla hasta registrar la fractura. Este ensayo fue realizado a las 24 horas y después de 6 meses de almacenamiento en solución salina. Los cementos de autocurado y fotocurados fueron asociados a fuerzas mayores de adhesión a la dentina, que las obtenidas con cemento de polimerización dual.

Es importante destacar que en el trabajo de Stewart y cols (2002), a pesar de utilizar una metodología compleja, el uso de diferentes cementos y varios tipos de tratamiento a la superficie dentaria, utiliza solo un tipo de cerámica feldespática de concepción clásica (Ceramco® II), poco utilizada para la confección de restauraciones totales de porcelana. Otro elemento a destacar es que no menciona el tipo de intensidad de luz para polimerizar los cementos fotocurados utilizados¹⁷⁹.

En este estudio a pesar de utilizar el ensayo de cizalla como prueba para determinar resistencia a la adhesión entre cerámica y superficie dentaria, no pueden contrastarse los resultados con la presente tesis ya que su propósito y metodología son diferentes.

Otros autores, al realizar comparaciones del tipo de polimerización del agente cementante con las fuerzas de adhesión, obtienen resultados no significativos. Chang y cols (1998), compararon la resistencia de la fuerza de adhesión de una porcelana vítrea Dicor® adherida a esmalte utilizando cuatro cementos de resina de polimerización dual. Utilizaron una lámpara halógena convencional Optilux 400 por 40seg. Los especímenes fueron almacenados en agua a 37°C por 24 horas y termociclados. Los resultados obtenidos de fuerza de adhesión, con los cuatro cementos de polimerización dual utilizados, se ubicaron entre los rangos medias de 14.90 Mpa y 18.35Mpa, siendo estadística mente no significativos¹⁶³.

Los resultados de este estudio, difieren con los resultados obtenidos en la presente tesis, donde al utilizar una intensidad halógena convencional, se obtuvo una media de 18.21 Mpa con 1mm, y 20.95 Mpa con 2mm. A pesar de utilizar también una cerámica vítrea, el espesor utilizado es de 3mm, y además los cementos duales fueron mezclados tanto la base como el catalizador. La comparación de las resistencias adhesivas se basó en el uso de diferentes cementos de resina y no en diferentes modos de fotopolimerización como lo planteado en esta tesis.

De igual manera en el estudio de Barceiro y cols (2003), donde comparan la fuerza de adhesión de dos tipos de cemento de resina, uno de curado dual (Variolik®II) y uno fotopolimerizable (Natural-Flow®), adhiriendo discos de porcelana (VITA®), de 2mm de espesor, a esmalte bovino, se concluye que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los dos cementos utilizados.

Estos autores realizaron ensayos de cizalla después de aplicar termociclado. los valores de resistencia a la cizalla, utilizando cemento de resina de curado dual, fueron de 9.66 Mpa, y los obtenidos utilizando el cemento fotopolimerizable fueron de 10.53 Mpa¹⁸⁵.

Se podría decir que los resultados obtenidos de fuerza de adhesión en la presente investigación fueron mayores, que los logrados por estos autores. Esto se debe a diferencias en la metodología utilizada, donde se empleó un cemento de resina de curado dual, tanto la pasta base como el catalizador, un tipo de cerámica diferente, y también se fotopolimerizó con solo una intensidad, de tipo halógena convencional. El proceso de adhesión se realizó sobre esmalte, y luego fueron sometidas a termociclado, todas estas diferencias justifican los valores opuestos registrados en este estudio.

Por el contrario en el trabajo de Braga y cols. (1999), donde evaluaron la fuerza adhesiva, a través de ensayos de cizalla, uniendo porcelana a dentina, con tres tipos de cemento, dos de curado dual y otro de polimerización química, se concluyó que los cemento de curado dual produjeron mayores fuerzas de adhesión que el cemento de autocurado²⁷.

En relación a estos resultados algunos autores afirman que los cementos de polimerización dual se desarrollaron por un esfuerzo de combinar las propiedades de la polimerización química y la polimerización a través de luz, proporcionando con ello una polimerización adecuada en áreas más profundas con tiempos de curado más cortos^{19,186,187}.

El estudio de Braga y cols. utilizaron espesores cerámicos de 3 mm, de una cerámica feldespática Ceramco®II, la fotopolimerización de cemento de curado dual, se realizó con baja intensidad ($450\text{mW}/\text{cm}^2$). Los especímenes antes del ensayo fueron almacenados en agua a 37°C , y realizada la prueba en diferentes tiempos²⁷. Diferencias, éstas, suficientes para no poder realizar comparaciones con la presente investigación.

Hofmann y cols (2001), también obtienen mejores resultados utilizando cementos de polimerización dual, al realizar diferentes ensayos mecánicos con diferentes tipos de cementos resinosos. Utilizaron cementos de polimerización dual con y sin catalizador, fotopolimerizables y autocurados. La fotopolimerización se realizó, a través de porcelana vitrea reforzada con leucita de 2mm de espesor.

Las propiedades mecánicas a determinar fueron: módulo de elasticidad, dureza, y resistencia a la flexión. Los resultados concluyeron que los cementos de polimerización dual, polimerizados a través de porcelana, reflejaron los mayores valores de propiedades mecánicas, en los diferentes ensayos aplicados.

En esta investigación al utilizar curado con luz a través de porcelana, utilizando solo la pasta base de un cemento de polimerización dual, se redujo significativamente las propiedades mecánicas estudiadas¹³². Otros autores han reportado observaciones similares^{117,66}. En contraposición, Breeding y cols (1991), afirmaron que la combinación del curado con luz y el curado químico de los cementos duales, registran los mayores porcentajes de valores de dureza¹⁸⁸.

La ventaja en la utilización de un cemento de resina de polimerización dual, es que al realizar la fotopolimerización, esta proporciona la fijación inicial del cemento a la restauración, y la activación química es la responsable de la adhesión final¹⁸⁹

Se han recomendado los cementos de resina de polimerización dual para cementar inlays de cerámica o de composite, con la finalidad compensar la atenuación de la luz que llega al fondo de la cavidad, y permitir una completa polimerización del material¹³².

Sin embargo, existen autores que consideran que no hay evidencia de que en los cementos duales ocurra una polimerización química posterior a la fotoiniciada¹⁹⁰, esto se puede explicar, ya que la luz produce una rigidez inicial de la matriz del cemento de resina, que evita el desplazamiento molecular necesario para que ocurran curado químico adecuado¹⁹¹.

También se pueden señalar otras investigaciones, donde los resultados en el uso de un tipo de cemento de resina, con respecto a las fuerzas de adhesión, son contradictorios. En los trabajos realizados por Peters y Meiers (1996), Matmura y cols (1997), y Witzel y cols (2003), el cemento de resina de polimerización dual originó resultados significativamente mayores de fuerza adhesiva, a través de porcelana^{192,193,194}. Por el contrario Swift y cols (1998), realizando ensayos de cizalla con cementos de curado dual y cementos de autocurado, logró mejores resultados de resistencia de unión con el cemento de resina autocurado¹⁹⁵.

Esta diferencia en los resultados puede ser consecuencia de la aplicación de diferentes metodologías, por ejemplo en el trabajo de Matmura y cols (1997), compararon fuerzas adhesivas antes y después de termociclado; Peters y Meiers (1996), compararon los resultados obtenidos después de aplicar los ensayos a diferentes tiempos; y Witzel y cols (2003) y Swift y cols (1998), realizaron adhesiones sobre dentina, pero el primero almacenó los especímenes en agua destilada a 37°C por 24 horas, antes de efectuar el ensayo^{192,193,194,195}.

6.2.3.-Relacionados con el tratamiento de la superficie cerámica.

La evaluación del efecto de los métodos de acondicionamiento en las superficies cerámicas, sobre las fuerzas de adhesión de los cementos resinosos, es el propósito de varios estudios, como el de Ozcan y Vallittu (2003), donde concluyeron que las fuerzas de adhesión del cemento de resina sobre porcelanas dentales sometidas a métodos de acondicionamiento de la superficie, varía dependiendo del tipo de cerámica. El ácido fluorhídrico resultó ser más eficaz, en las cerámicas con matriz de vidrio en su estructura. La abrasión por el chorro de partículas produjo fuerzas de adhesión más elevadas en las cerámicas de alto contenido de alúmina, y los valores aumentaron significativamente tras el revestimiento con silano, en todos los casos¹⁸⁰.

Saygili y Sahmali (2003), evaluaron las fuerzas adhesivas de dos tipos de vitrocerámicas de diferente composición, In Ceram® e IPS Empress® de 1mm y 2mm de espesor. Utilizaron dos tipos de cemento, Panavia® F, de polimerización dual, y Clearfil Se Bond®, fotocurado. Las superficies cerámicas fueron sometidas a diferentes tratamientos. La polimerización del cemento dual se realizó con intensidad halógena convencional por 40seg. Antes del ensayo de cizalla los especímenes fueron divididos en grupos y conservados a diferentes tiempos en agua a 37°C. Los resultados dieron

mejores valores de fuerza de adhesión con las muestras de cerámica In Ceram® (alto contenido de alúmina), con cemento fotocurado en todos los sistemas de acondicionamiento¹⁸¹.

En este trabajo, a pesar de coincidir con esta tesis en lo referente a los espesores cerámicos, y en uno de los tipos de cerámica vítrea utilizada, los valores obtenidos en el ensayo, fueron inferiores (10.31Mpa). Esto puede deberse a que la metodología utilizada por estos autores difiere con la utilizada en esta tesis, y por lo tanto no se hace posible realizar comparaciones.

En esta misma línea, Roulet y cols (1995), investigaron la influencia de la composición de la cerámica, con diversos métodos de tratamiento de superficie, diferentes tratamientos de silano, y la influencia de la temperatura, sobre la fuerza de adhesión a través de ensayo de cizalla. La adhesión se realizó uniendo dos cilindros cerámicos, con cemento de resina. Los resultados mostraron que el método de chorro de arena ejercía mayor influencia en la fuerza de adhesión, independientemente del tipo de cerámica utilizado.

Este estudio de Roulet y cols (1995), difiere en la metodología utilizada con la investigación de esta tesis, y además la adhesión no se realizó sobre estructura dentaria, por lo que sus resultados no pueden ser contrastados¹⁷⁸.

Otros autores como Thurmond y cols (1994), consideran que el tratamiento con aire abrasivo en combinación con ácido fluorhídrico aumentan la fuerza de adhesión del cemento¹⁹⁶. Para Spohr y cols (2003), y Filho y cols (2004), el uso del silano potencia la fuerza de adhesión en combinación con otros tratamientos en la superficie cerámica^{197,198}.

En la realización de la presente tesis, a diferencia de los trabajos antes citados. El acondicionamiento de la superficie realizado fue el recomendado por el fabricante. Se trataron los discos con una abrasión con chorro de partículas de óxido de aluminio de 110 µm a una presión de 2Kg. Se hizo un grabado con ácido fluorhídrico al 5%, y luego se aplicó el silano.

Es necesario destacar, que se trató de cuidar de una manera muy precisa los tiempos de aplicación de los diferentes tratamientos, y estos fueron realizados en todos los discos de cerámica a ser utilizados en el estudio y sometidos al ensayo. Por lo tanto, los resultados obtenidos no pueden ser comparados con los de estos autores, ya que la

influencia del acondicionamiento de la cerámica, sobre la fuerza adhesiva, no era el propósito planteado en esta tesis.

Investigaciones Futuras

7.-Investigaciones Futuras.

Tomando en cuenta las variables estudiadas, espesor cerámico, e intensidad de fotopolimerización, relacionados con la resistencia de adhesión a estructura dentaria.

Se podría recomendar continuar con esta línea de investigación, incorporando otros elementos como:

- La utilización de diferentes tipos de porcelana, para así evaluar la influencia de la composición de la cerámica en la fotopolimerización del cemento de resina y en su posterior adhesión.
- Espesores cerámicos mayores, relacionados con restauraciones de cerámica más extensas, como coronas, inlays y onlays.
- Modos de fotopolimerización, con intensidades de tipo progresiva, o de mayor intensidad como las de Arco de Plasma o LED.
- Diferentes tratamientos en las superficies de la cerámica, para determinar su influencia en las fuerzas adhesivas.
- Diferentes tipos de cementos de resina: como los fotopolimerizables, los autopolimerizables, los de curado dual, y de diferentes viscosidades, etc.
- Variar la superficie dentaria de adhesión (a esmalte, o a dentina), y comparar las fuerzas de adhesión.
- Realizar pruebas de eficacia de polimerización, como las pruebas de dureza, previo a los ensayos de resistencia de unión. Realizadas en la misma investigación.

Conclusiones

8.- Conclusiones.

Considerando los objetivos planteados, y los resultados obtenidos en esta investigación, se puede concluir:

1. La utilización de diferentes modos de fotopolimerización de alta intensidad, para polimerizar un cemento de resina a través de cerámica, no determinaron diferencias estadísticamente significativas en los resultados de resistencia de unión, al aplicar ensayos de cizalla.

2. El modo de fotopolimerización Bleach, de una lámpara halógena de alta intensidad, produjo mayores valores de resistencia de unión, tanto en el espesor de cerámica de 1mm, como en el de 2mm, aunque estos no son estadísticamente significativos.

3. La utilización de una lámpara de intensidad halógena convencional, para polimerizar un cemento de resina a través de cerámica, no determina mayor eficacia de resistencia de unión, aplicando ensayos de cizalla.

4. En los espesores de cerámica de 1mm y 2mm, las diferentes intensidades de fotopolimerización aplicadas en esta investigación, no han condicionado valores significativos de resistencia de unión.

5. A tenor de los resultados, se puede comprobar que la hipótesis de trabajo planteada, no se ha cumplido. La utilización de modos de alta intensidad lumínica, así como con el empleo de intensidades halógenas convencionales, a través de cerámica de diferentes espesores, no ha determinado diferencias significativas en la resistencia de unión del cemento de resina, mediante pruebas de cizallamiento.

Bibliografía

9. Bibliografía.

1. **Saravia M. (2000).** “Adhesión a sustratos no dentarios” en *Operatoria dental y Biomateriales*. 98-99.
2. **Saavedra M. (2000).** “Procedimientos clínicos para carillas” en *Operatoria dental y Biomateriales*. 107-8.
3. **Vadiakas GP., Oulis C. (1994)** “A review of dentine-bonding agents and an account of clinical applications in paediatric dentistry” *Int J Paed Dent*; 4:209-224.
4. **Burke FJT., McCaughey AD. (1995).** “The four generation of dentin bonding”. *Am J Dent*; 8: 88-92.
5. **Uctasli S., Hasanreisoglu U. Y Wilson H.J. (1994).** “The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements”. *J Oral Rehabil*; 21: 565-75.
6. **Dietschi D., Spreafico R. (1998).** “Técnicas indirectas” en *Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores*. Ed. Masson S.A.
7. **Joubert R. (2000).** “Adhesión y estética en odontología restauradora”. *Operatoria dental y Biomateriales*. 71-2.
8. **Linden J.J., Swift E.J., Boyer D.B. y Davis B. K. (1991).** “Photo-activation of cement through porcelain veneers”. *J. Dent. Res.*; 70(2): 154-57.
9. **Schmidseder J. (1999).** “Fundamentos de la polimerización” en *Atlas de Odontología Estética*. Ed. Masson.
10. **Edelberg M. (2000).** “Agentes cementantes en odontología restauradora”. *Operatoria dental y Biomateriales*. 29-31.
11. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2000).** “Lámparas polimerizadas de resina”. *CRA Newsl*; 14(7): 1.
12. **Craig R. (1998).** *Materiales de odontología restauradora*. Décima Edición. Harcourt- Brace.

13. **Macchi R.L (2000)**. “Agentes Cementantes” en *Materiales Dentales*. 3° ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana. 311-17.
14. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (1998)**. “Cementos 1998”. *CRA Newsl*; 12(2): 1.
15. **Reality (2002)**. ”Resin Cements”. Ed. Reality Publishing Company. 16:503-627.
16. **Darr A. H. y Jaacobsen P.H. (1995)**. “Conversion of dual cure luting cements”. *J Oral Rehabil*; 22: 43.
17. **Inokoshi S., Willems G., Van Meerbeek P., Lambrechts M., Braem M. y Van Herle G. (1993)**. “Dual-cure luting composites. Part I: filler particle distribution”. *J Oral Rehabil*; 20:133-146.
18. **Craig RG. (1988)**. “Cementos” en *Materiales de odontología restauradora*. Décima Edición. Harcourt- Brace.
19. **Pautzfeld A. (1994)**. “Effect of the ultrasonic insertion technique on the seating of composite inlays”. *Acta Odont. Scand.*; 52: 51-55.
20. **Rees J. y Jacobsen P. H. (1992)**. “Stressed generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays”. *J Oral Rehabil*; 19: 115-122.
21. **Phillips R. (1993)**. “Cementos dentales: su uso en cementación” en *La ciencia de los materiales dentales de Skinner*. 9ª ed. Ed. Interamericana. Mexico.
22. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (1993)**. “Cementos de resina- Actualizacióm”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*; 7(7):4.
23. **Reality (2002)**. ”Resin Cements”. Ed. Reality Publishing Company. 16:503-627.
24. **Van Zeghbroeck L. (1995)**. “Cementos. Parte I: Consideraciones teóricas”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*; 5(6):16-26.
25. **Dietschi D., Spreafico R. (1998)**. “Cementado” en *Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores*. Ed. Masson S.A.
26. **Schmidseder J. (1999)**. “Cementos y cementado” en *Atlas de Odontología Estética*. Ed. Masson.

27. **Braga R., Ballester R. y Carrilho M. (1999).** “Pilot study on the early shear strenght of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements”. *J. Prosthet. Dent*; 81:285-289.
28. **Schmidseder J. (1999).** “Adhesion” en *Atlas de Odontología Estética*. Ed. Masson.
29. **Vega del Barrio J.M. (1999).** “Porcelanas y cerámicas actuales” *RCOE*; 4(1):41-54.
30. **Vega del Barrio J.M.(1996).** “Materiales en Odontología. Fundamentos Biológicos, Clínicos, Biofisicos y Fisico-Quimicos”.Ediciones Avances. Madrid.
31. **Ivoclar Vivadent. Investigación y desarrollo. Departamento científico (2003).** “Sistema IPS Empress® - El Original”. Documentación científica.
32. **Touati B., Miara P. Y Nathanson D. (2000).** “Sistemas cerámicos actuales” en *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. Ed. Masson S.A.
33. **Schmidseder J. (1999).** “Restauraciones de metal-cerámica y de cerámica pura” en *Atlas de Odontología Estética*. Ed. Masson.
34. **Craig RG. (1988).** “Cerámica” en *Materiales de odontología restauradora*. Décima Edición. Harcourt- Brace.
35. **Crispin BJ. (1998).** “Materiales y técnicas de restauración estética con cerámica” en *Bases prácticas en la odontología estética*. 1ª ed. Ed. Masson. Barcelona.
36. **Adair P.J., Grossmann D.G. (1984).** “The castable ceramic crown”. *Int. J. Periodontics Restorative Dent*; 2:33-45.
37. **Fradeani M., Barducci G. (1996).** “Versatilidad de las restauraciones de IPS Empress® Parte I: Coronas”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*; 6(6):26-34.
38. **Fradeani M., Barducci G. (1996).** “Versatilidad de las restauraciones de IPS Empress® Parte I I: Carillas, Inlays y Onlays”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*; 7(2):24-31.
39. **Alvares M., Peña J., González I. y Olay M. (2003).** “Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal”. *RCOE*; 8(5):525-546.
40. **Touati B., Miara P. Y Nathanson D. (2000).** “Cerámicas dentales y procedimientos de laboratorio” en *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. Ed. Masson S.A.

-
41. **Ausín E. y Romano N. (2001).** “Nuevas cerámicas: estética, resistencia y adhesión”. RCOE; 6(n° especial):63.
 42. **Blatz Markus B. (2003).** “Éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas sin metal en el sector anterior”. Quintessence (ed. Esp.); 16(5):294-307
 43. **Bünemann J. (2001).** “Clever and Smart”. Labor Dental Técnica; 4(10).
 44. **Suñol L., Cid A. y Gaseni M. (1999).** “Sistema de polimerización mediante radiaciones ionizantes de gas xenón. Luz plasma”. Quintessence (ed.esp.); 12(5): 317-20.
 45. **Koellensperger P. (2003).** “Fotopolimerización: entre dudas y realidades”. New&Now. 1: 26-27.
 46. **Abalos C., Martín J., LLamas R. y Jiménez A. (1999).** “Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización”. RCOE; 4(1): 25-38.
 47. **Castillo F. y Zafra J.A. (2001).** “Estudio comparativo “in vitro” de la filtración entre composite y dentina al polimerizar con luz halógena “Vs” con luz de plasma”. ”. RCOE; 6(2): 141-46.
 48. **Cabanes Gumbau G. (2003).** “Fuentes lumínicas para la fotoactivación”. Quintessence (ed. Esp.); 16(3): 171-77.
 49. **Macchi R.L (2000).** “Unidades para fotopolimerización” en Materiales Dentales. 3° ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana. 97-102.
 50. **Albers H. (1988).** “Efectos secundarios de la luz de polimerización” en Odontología Estética. 1ª ed. Labor S.A.
 51. **Roth F., (1994).** “Lámparas de Fotopolimerización” en Los Composites. Ed. Masson S.A.
 52. **Pires J., Cvitko E., Denehy G. y Swift E. (1995).** “Efectos de la distancia de la punta de fotopolimerización sobre la intensidad de la luz y la microdureza de las resinas compuestas”. Quintessence (ed. esp.); 8(3): 154-58.
 53. **Rueggeberg FA., Caugh Man WF. (1998).** “Factors affectng light transmission of single-usse, plastic light-curing tips”. Operative Dentistry; 23:179-184.

-
54. **Galán Ruiz C. (2000).** “La luz de polimerización rápida: criterios de selección”. *Gaceta Dental*; 108:70-2.
55. **Reality (2001).** ”Curing Light”. Ed. Reality Publishing Company. 15:149-68.
56. **Reality (2002).** ”Curing Light”. Ed. Reality Publishing Company. 16:160-75.
57. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2001).** “Lamparas Polimerizadoras de Resina, Halógenas Rápidas”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*; 15(7):1-2.
58. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (1999).** “Rapid Curing Light & Resin Initiator Imcompatibility”. *CRA Newsl*; 23(12): 1-2.
59. **Arias J.R., Azabal M. e Hidalgo J.J. (2001).** “Estudio “In Vitro” de la profundidad de polimerización de dos composites polimerizados con lámpara de arco de plasma y de luz halógena”. *Rev. Eur. Odontoestomatol*; XIII(6): 330-38.
60. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2000).** “Lamparas Polimerizadoras de Resina, Julio 2000”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*; 14(7):1-2.
61. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2001).** “Lamparas Polimerizadoras de Resina, Diodos emisores de luz LED”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*; 15(12):1-2.
62. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2002).** “Lamparas LED Polimerizadoras de Resina - Avanse 2002”. *CRA Newsl. (ed. esp.)*; 15(5):1-2.
63. **Toledano Pérez M., Osorio Ruíz R., Sánchez Aguilera F., Osorio Ruiz E. (2003).** “Adhesión en Odontología” en *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. Ediciones Avances Médico Dentales SL. Madrid.
64. **Kurachi C., Tuboy A., Magalhães D. y Bagnato V. (2001).** “Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices”. *Dent. Mat.*; 17:309-315.
65. **Burdairon G. (1991).** “Propiedades mecánicas de los biomateriales” en *manual de Biomateriales Dentarios*. 1 ed. Barcelona. Ed. Masson. 33-52.
66. **Warren K. (1990).** “An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain”. *J Oral Rehabil*; 174: 327-34.

-
67. **Von Beetz M., Nicander J. y Sundström F. (1993).** “Microhardness and porosity of class 2 light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand”. *Oper Dent*; 18: 103-09.
68. **Unterbrink G.L. y Muessner R. (1995).** “Influence of light intensity on two restorative systems”. *J. Dent. (ed. esp.)*; 5(6): 183-89.
69. **Dannheimer M.F.G., Marais microhardness J.T., Germishuys P.J. y Becker L.H. (1998).** “Light-curing time and light intensity influence on composite resins hardness”. *J. Dent. Res.*; 77 (5): 1104 (Abstract A-284).
70. **Macchi R.L (2000).** “Propiedades de los Materiales” en *Materiales Dentales*. 3° ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana. 18-34.
71. **Vivadent. (2001).** Variolink® II. Documentación Científica.
72. **Ivoclar-Vivadent Clinical.** Variolink®II. Instrucciones de uso.
73. **Sydron Dental Speciaties Kerr. (2000).** Optilux® 501. Manual informativo.
74. **Ivoclar-Vivadent Clinical.** www.ivoclarvivadent.com.
75. **Pires J., Cvitko E., Denehy G. y Swift E. (1995).** “Efectos de la distancia de la punta de fotopolimerización sobre la intensidad de la luz y la microdureza de las resinas compuestas”. *Quintessence (ed. esp.)*; 8(3): 154-58.
76. **Equipamiento de Ensayos Hounsfield-H5000M.** Manual de Instrucciones. Quality Control Instruments. Metrotec S.A.
77. **SAS/STAT®. (1999).** User’s Guide, Version 8.2, Cary NC: SAS Institute Inc.
78. **Cavalcanti A.L y Turbino M.L (2000).** “Fuerza de unión a dentina de dientes temporales de sistemas adhesivos de pasos múltiples y simplificados”. *EJDR*; 5:23.
79. **Çelik C. y Gemalmaz D (2002).** “Comparación de la integridad marginal de restauraciones de veneers de cerámica y de composite cementados con dos resinas diferentes: estudio in vitro”. *R Int. de Prótesis Estomat.*; 4(4):250-355.
80. **Bluck U. Y Haller B. (2001).** “Clasificación de los sistemas de adhesión (Sistemas bonding)”. *Quintessence (ed. esp.)*; 14(3):129-139.
-

81. **Touati B., Miara P. Y Nathanson D. (2000).** “Desarrollo y mecanismos de los procedimientos dentales adhesivos” en *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. Ed. Masson S.A.
82. **Basnault C. y Colon P. (2001).** “La adhesión a los tejidos dentarios”. *Rev. Eur. Odont. Estom.*; 8(5):279-282.
83. **Van Meerbeek B. (1999).** “Factores que influncian el éxito clínico de la adhesión a la dentina y esmalte(I)”. *Maxilaris. Ciencia y Práctica*; 26-36.
84. **Fuzzi M., Carnevale G. y Tonelli M. (1996).** “Restauraciones adhesivas de cerámica: El camino hacia la estética natural”. *J. Esthet. Dent.* 6(2) 3-11.
85. **Chan DCN., Jensen ME., Shet J. Y Sigler T. (1987).** “Shear bond strengths of etched porcelain bonded with resin to enamel”. *J. Dent. Res.*; 66:245. (Abstr 1109).
86. **Garber D. (1993).** “Carillas de porcelana: diez años después. Parte I: preparación del diente”. *J. Esthet. Dent. (ed. esp.)*; 3(5):3-19.
87. **Horn HR. (1983).** “Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel”. *Dent. Clin. North Am.*; 27:671-684.
88. **Clinical Reserch Associates (CRA) Newsletter. (2002).** “Tratamiento con carillas de varios materiales directos”. *CRA Newsl.*; (ed. esp.). 12(4):4.
89. **Yoshikawa T., Burrow M. y Tagami J. (2001).** “A light curing method for improving marginal sealig and cavity wall adaptation of resin composite restorations”. *Dental Material*; 17:359-366.
90. **Solá- Ruíz MF., Labaig-Rueda C. y Granell-Ruíz M. (2001).** “Frentes laminados de porcelana: discusión de los procedimientos clínicos y de laboratorio”. *RCOE*. 6(5):551-565.
91. **Button GL., Barnes RF. y Moon PC. (1985).** *J. Prosthet Dent.*; 53:34-38.
92. **Exite®DSC. (2001).** “Scientific Documentation”. Ivoclar Vivadent AG.
93. **Paz Pumpido F., Piñero Varela S., Gómez Gómez B., Barciela Castro N., González Bahillo J., Martín Biedma B. y Varela Patiño P. (2003).** “Estudio comparativo de microfiltración con cuatro sistemas de fotopolimerización”. *Rev. Eur. Odon. Estom.*; 15(1):39-42.

-
94. **Lam May Chung JA. Y Gulabivala K. (1996).** “Influence of storage conditions of extracted teeth on dentine removal by standardised method of filing”. *Endod. Dent. Traumat.* 12(1):25-32.
95. **Retief DH., Wendt SL., Bradley EL. y Denys FR. (1989).** “The effect of storage media and duration storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin”. *Amer. J. Dnt.*; 2:269-273.
96. **Dewald JP., Nakajima H., Milam S. y Iacopino A. (1994).** “Desinfection/sterilization of extracted teeth: Effect on dentin bond strengths”. *J.Dent. Res.*; 73:224. Abstract 984.
97. **Dewald JP., Nakajima H. y Iacopino A. (1995).** “Examination of desinfected/sterilized dentin for composite resin bonding”. *J.Dent. Res.*; 74:30. Abstract 146.
98. **Jorgensen KD., Itoh K., Munksgaard EC. y Asmussen E. (1985).** “Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents”. *Scand. J. Dent. Res.*; 93:276-979.
99. **Konno AN., Sinhoreti MA., onsani S., Correr Sobrinho L. y Consani RL. (2003).** “Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems”. *Braz. Dent. J.* 14(1):42-47.
100. **Boyd A. (1976).** “Enamel structure and cavity margins”. *Oper. Dent.*; 1(1):13-28.
101. **Causton BE. y Johnson NW. (1979).** “Changes in the dentine of human teeth following extraction and their implication for in vitro studies of adhesion to tooth substance. *Arch. Oral. Biol.*; 24:229-232.
102. **Aquilino SA., Williams VD. y Svare CW. (1987).** “The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin”. *Dent Mater.*; 3:131-135.
103. **McGukin RS. y Pashley D. (1990).** “The effect of desinfection/sterilization treatments on Guma-mediated dentin shear bond strengths”. *Am. J. Dent.* 3:278-282.
104. **Pashley EL., Tao L. y Pashley D. (1993).** “Sterilization of human teeth: Its effect on permeability and bond strength”. *Am. J. Dent.*; 6(4):189-191.
105. **Goodis H., Marshall J., White J., Gee L., Hornberger B. y Marshall S. (1993).** “Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths”. *Dent. Mater.*; 9:79-84.

-
106. **Ponzio P., Holtan J., Hanson R., Hardie N. y Lua M. (1995).** “Shear bond strength of sterilized and non-sterilized enamel and dentin”. *J. Dent Res.* 75:31 Abstract 157.
107. **Crespo M. Faus V. y Pallarés A. (1999).** “Carillas de porcelana y de resina : estudio comparativo de su interfase con la superficie dentaria”. *Odont. Conservadora*; 2(1):15-23.
108. **Raadal M. (1978).** “Bond strength of composites applied to acid etched enamel”. *Scand. J. Dent. Res.*;86:157-162.
109. **Brannstrom M., Coli P. y Blixt M. (1992).** “Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass ionomer/composite restorations. *Dent Mater.*; 8:327-331.
110. **Nakabayashi N. y Takarda K. (1992).** “Effect of HEMA on bonding to dentin”. *Dent. Mater.*; 8:125-130.
111. **Camps J., Baudry X., Bordes V., Dejoux J., Pignoly C, y Ladeque P. (1996).** “Influence of cryopreservation and storage time on microleakage”. *Dent. Mater.*; 12:121-126.
112. **Stefan J. y Scharer P. (1994).** “Efecto de la presión intrapulpar y el termociclaje sobre la resistencia a la tracción de once adhesivos dentinarios modernos”. *J. Esthet. Dent.*(ed. esp.); 1:34-40.
113. **Eliades G., Tirad, Spencer P. y Moore D. (1990).** “Surface reactions of adhesives on dentin”. *Dent. Mater.*; 6:208-216.
114. **Alvarez M., Peña J., González I. y Olay M. (2003).** “Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal”. *RCOE*; 8(5): 525-46.
115. **Ausín E. y Romano N. (2001).** “Nuevas cerámicas: estética, resistencia y adhesión”. *RCOE*; 6 (nº especial): 63.
116. **Le Denmat D., Estrade D. y Fleiter B. (1990).** “Photopolymerisation a trevers la ceramique” *Rev. FR. Prothes. Dent.*; 17:39-45.
117. **Backman R., Barghi y Duke E. (1990).** “Influence of ceramic thickness on the polimerization of light-cured resin cement. *J. Prostrhet. Dent.*; 63(3):295-300.
118. **Matsumoto H., Gres J., Marker V., Okabe T., Ferracane J. y Harvey G. (1986).** “Depth o cure of visible light-cured resin: clinical simulation”. *J. Prosthet. Dent.*; 55:574-578.
-

-
119. **Ferracane J., Aday P., Matsumoto H. y Marker V. (1986).** “Relations between shade and depth of cure for light activated dental composite resins”. *Dent. Mater.*; 2:80-84.
120. **Myers ML., Caughman WF. Y Rueggeberg FA. (1994).** “Effect saturation composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement”. *J. Prostodont.*; 3(3):149-157.
121. **Rasetto FH., Driscoll CF. y Von Fraunhofer JA. (2001).** “Curing efficiency of resin polymerized through veneers with various light”. *J. Prostodont.*; 10(3):133-139.
122. **Ibsen R. y Oullet A. (1993).** “Restauración de la dentición desgastada”. *J. Esthet. Dent.*; 2:5-10.
123. **Mc Leean M. y Fasbinder D. (2000).** “Polymerization effectiveness of high intensity curing light through different ceramic materials”. *J. Dent Res.*; Abstract 3182:541.
124. **Cardash H., Baharav H., Pil R. y Ben- Amar A. (1993).** “The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement”. *J. Prosthet. Dent.*; 69(6):620-623.
125. **Al Edris, Cooley R., Barghi. (1990).** “SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains”. *J. Prosthet. Dent.*; 64(4):734-739.
126. **Madani M., Chu F., Mc Donald A. y Smales R. (2000).** “Effects of surface treatment on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J. Prosthet. Dent.*; 83:644-647.
127. **Knobloch L., Kerby R., Seghi R y Van Putten. (1999).** “Two body wear resistance and degree of conversion of laboratory processed composite materials”. *Int. J. Prostodont.*; 12(5):432-438.
128. **Shimada Y., Yamaguchi S. y Tagami J. (2002).** “Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics”. *Dent. Mater.* 18:380-388.
129. **Jung H., Friedl K., Haller A y Schmalz G. (2000).** “Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations”. *J. Dent. Res.*; Abstract 3183:541.
130. **Awliya W., Oden A., Yaman P., Dennison J. y Razzoog M. (1998).** “Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions”. *Act. Odont. Scand.*; 56:9-13.

131. **Casson AM., Glyn Jones JC, Youngson CC. Y Wood DJ. (2001).** “The effect of luting media on the fracture resistance of the flame sprayed all-ceramic crown”. *J. Dent.*; 29(8):539-544.
132. **Hofmann N., Papsthart G., Hugo B. y Klaiber B. (2001).** “Comparison of photoactivation versus chemical or dual curing of resin- based luting cements regarding flexural strength , modulus and surface hardness”. *J. Oral. Rehabil.*; 28(11):1022-1028.
133. **Thompson J., Rapp M. y Parker A. (1998).** “Microscopic and energy dispersive x-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surface”. *J. Prosthet. Dent.*; 79:378-383.
134. **Lu R., Harcourt J., Tyas M. y Alexander B. (1992).** “An investigation of the composite resin/porcelain interface”. *Aust. Dent.*; 37:12-19.
135. **Abreu R. (2003).** “restauraciones indirectas parciales. Sistemas cerámicos y de resina”. *Rev. Int. Prot. Estomat.*; 5(1):9-18.
136. **Asmussen E. (1982).** “Restorative resin: Hardness and strength vs quality of remaining double bonds”. *J. Dent Res.*; 90(6):484-489.
137. **Lacy A., Laluz J. y Dellings M. (1988).** “Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite”. *J. Prosthet. Dent.*; 60(3):288-291.
138. **Malament KA. y Socransky SS. (2001).** “Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 year. Part III: effect of luting agent and tooth-substitute core structure. *J. Prosthet. Dent.*; 86(5):511-519.
139. **Monterde S. y Seara A. (2003).** “Influencia del cemento en la resistencia a la cizalla e los dientes no vitales restaurados con espigas prefabricadas”. *Rev. Eur. Odont. Estom.*; 15(5):246-250.
140. **Ferrari M., Mannocci F., Mason P. y Kugel G. (1999).** “In vitro leakage of resin-bonded all porcelain crown”. *J. Adhes. Dent.*; 1(3):233-242.
141. **Kramer N., Lohbauer U. y Frankenberger R. (2000).** “Adhesive luting of indirect restorations”. *Am. J. Dent.*; 13:60D-76D.

-
142. **Jiménez- Planas A., Martín A., Esteban I, y Abalos C. (2003).** “Materiales de Cementado. Encuesta sobre 367 profesionales de la Comunidad Autónoma de Andalucía”. *Rev. Eur. Odont. Estom.*; 15(3):119-127.
143. **Mendoza D. (1997).** “Root reinforcement with a resin bonded performed post. *J. Prosthet. Dent.*; 98:10-14.
144. **Sandlee J. y Caputo A (1992).** “Endodontic dowel retention with resinous cements” *J. Prosthet. Dent.*; 68:913-917.
145. **Mendoza D. y Eakle W. (1994).** “Retention of post cemented with various dentinal bonding cement”. *J. Prosthet. Dent.*; 72:591-594.
146. **Olio G. (1991).** “Luting Cement: A review and comparison - *Int. Dent. J.*; 41:81-88.
147. **Stefan K. (2000).** “Materiales en cementación definitiva”. *Labor Dental Clinica*; 1:1-12.
148. **Badis Y. y Rueggeberg F. (1997).** “Effecto post-cure temperature and heat duration on monomer conversion of foto activated dental resin composte”. *Dent. Mater.*; 13(6):377-380.
149. **Sindel J., Krämer N. y Petschelt A. (1999).** “Crack formation of all ceramic crowns dependent on difeent core build up and luting materials”. *J. of Dentistry.*; 27(3):175-181.
150. **Adamczak E., Arvidson K., Blixt M., Linden L. y Oden A. (2000).** “ Hardness and cement conversion dependance on light transmittance thoug alumina”. *J. Dent. Res.*; Abstract 3179:542.
151. **Silikas N., Eliades G. y Watts D.C.(2000).** “Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrikage strain”. *Dent. Mater.*; 16: 292-96.
152. **Christgau M., Friedl K., Schmalz G. y Resch U. (1999).** “Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to dentin in vitro”. *Operative Dent.*; 24:137-146.
153. **Foxton R., Perira P., Nakajima M., Tagami J. y Miura H. (2000).** “Effect of light -curing and ceramic thickness on microtensile bond strength”. *J. Dent. Res.*; Abstract 3181:541.
154. **Reviejo M. (2002).** “Eficacia de polimerización de una moderna lámpara halógena a través de cerámica”. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Departamento de Estomatología II. Tesis Doctoral.

-
155. **Roulet J. (1997)**. "Longevity of glass ceramic onlays and amalgam results up to 6 year". *Clinic. Oral Invest.*; 1(1):40-46.
156. **Dennison J., Yaman P., Seir R. y Hamilton J. (2000)**. "Effect of variable light intensity on composite shrinkage". *J. Prosthet. Dent.*; 84:499-505.
157. **Uno S. y Asmusen E. (1991)**. "Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate". *Scand. J. Dent.; Res.* 99:440-444.
158. **Koran P. y Kürschner R. (1998)**. "Effect of sequential vs continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization". *Am. J. Dent.* 10:17-22.
159. **Sakaguchi R., Douglas W. y Peters M. (1992)**. "Curing light performance and polymerisation of composite restorative materials". *J.Dent.*; 20:183-188.
160. **Venhoven B., De Gee A. y Davidson C. (1993)**. "Polymerization contraction and conversion of light-curing Bis-GMA-based methacrylate resins". *Biomaterials.*; 14:871:875.
161. **Feilker A., De Gee A. y Davidson C. (1990)**. "Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations". *Dent. Mater.*; 6:167-171.
162. **Pawluk J. y Fasbinder D. (2000)**. "Polymerization effectiveness of high intensity curing light through ceramic materials". *J. Dent. Res.*; Abstract 3180:541.
163. **Chan KC. y Boyer DB: (1989)**. "Curing light activated composite cement through porcelain". *J. Dent. Res.*; 68(3):476-80.
164. **Clinical Research Associates (CRA) Newsletter. (1999)**. "Newest design resin curing lights". *CRA Newsl.*; 23(5): 5-6
165. **Clinical Research Associates (CRA) Newsletter. (1999)**. "Problems associated with resin curing-June 1999". *CRA Newsl.*; 23(6): 1-10.
166. **Clinical Research Associates (CRA) Newsletter. (2002)**. "Adhesivos, ¿Una estadística alta significa un éxito clínico?". *CRA Newsl.(ed. esp.)*; 16(8): 1-3.
167. **Mondragon E. Soderholm KJ. (2001)**. "Shear strength of dentin and dentin bonded composites". *J-Adhes-Dent.*; 3(3): 227-36.

-
168. **Kato H. Matsumura H. Ide T. y Atsuta M. (2001).** “Improved bonding of adhesive resin to sintered porcelain with the combination of acid etching and a two-liquid silane conditioner”. *J-Oral-Rehabil.*; 28(1):102-8.
169. **Sato K. Matsumura H. y Atsuta M.(1999).** “Effect of three-liquid bonding agents on bond strength to a machine-milled ceramic material”. *J-Oral-Rehabil.*; 26(7): 570-4.
170. **Reifeis PE. Cochran MA. y Moore BK. (1995).** “An in vitro shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems on enamel”. *Oper-Dent.*; 20(5): 174-9.
171. **Jones ML. y Pizarro KA. (1994).** “A comparative study of the shear bond strengths of four different crystal growth solutions”. *Br-J-Orthod.*; 121(2):133-7.
172. **Stewart GP., Jain P. y Hodges J. (2002).** “Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin”. *J Prosthet. Dent.*; 88(3):277-284.
173. **Reyter I.E. (1985).** “Monomer Systems and polymerization. International Symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Dentistry”.; 18:48.
174. **Oberländer K.H., Friedl G., Schmalz K.A., Hiller y A. Kopp. (1999).** “Clinical performance of polyacid-modified resin restoration using “soft start-polymerization””. *Clin. Oral. Investig.* ; 3: 55-61.
175. **Okamoto M., Mine A., Watanabe K., Kawahara D. y Yatani H. (2003).** “Porcelain veneer bonding to dentin and the curing performance of plasma-arc light with respect to porcelain thickness”. *Dent. Mater. J.*; 22(3): 313-20.
176. **Usumez A., Ozturk A. N., Usumez B. y Ozturk. (2004).** “The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers.” *J. Oral Rehabil*; 31:160-65.
177. **Watanabe K., Ohnishi E., Kaneshima T., Mine A y Yatan H. (2002).** “Porcelain veneers bonding to enamel with plasma-arc light resin curing.” *Dent. Mater J*; 21(1): 61-8.
178. **Roulet J.F., Soderholm K.J. y Longmate J. (1995).** “Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength.” *J. Dent. Res.*; 74(1): 381-7.
179. **Stewart G. P., Jain P. y Hodges J. (2002).** “Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin.” *J. Prosthet. Dent*; 88(3): 277-84.
-

-
180. **Ozcan M. y Vallittu P.K. (2003).** “Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics.” *Dental Mater.*; 19: 725-31.
181. **Saygili G. y Sahmali S. (2003).** “Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials.” *J. Oral Rehabil.*; 30(7): 758-64.
182. **Ozyesil A.G., Usumez A. y Ganduz B. (2004)** “The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration.” *J. Prosthetic Dent.*; 91(2): 151-57.
183. **Burgess J. O., Degoes M., Walker R. y Curtis J. W. Jr. (1999).** “An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing.” *Pract. Periodont. Aesthet. Dent.*; 11(19): 125-32.
184. **O’Keefe K.L., Pease P.L. y Herrin H.K. (1991).** “Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples.” *J. Prosthetic Dent.*; 66: 434.
185. **Barceleiro MO., Dias K. y Sekito T. (2000).** “Use of flowable composite as porcelain laminate veneers bonding system”. *J. Dent. Res.*; Abstract A-324:542.
186. **Caughman W. F. y Rueggeberg F. A. (2002).** “Shedding new light on composite polymerization”. *Oper. Dent.*; 27: 636-38.
187. **el-Mowafy O: M., Rubo M.H. y el-Badrawy W.A. (1999).** “Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay.” *Oper. Dent.*; 24(1): 38-44.
188. **Breeding L.C., Dixon D.L. y Caughman W.F.. (1991).** “The curing potential of light-activated composite resin luting agents.” *J. Prosthet. Dent.*; 65(4): 512-18.
189. **Hasegawa E. A., Boyer D. B. y Chan D. C. N. (1991).** “Hardening of dual cured cements under composite resin inlays.” *J. Prosthet. Dent.*; 66:187.
190. **Rueggeberg F. y Caughman W. (1993).** “The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements.” *Op. Dent.*; 18: 48-55.
191. **De la Macorra J. C. (1999).** “La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas.” *Odont. Conserv.*; 2(1) 24-35.
192. **Peters A. D. y Meiers J.C. (1996).** “Effect of polymerization mode of dual-cured resin cement on time dependent shear bond strength to porcelain.” *Am. J. Dent.*; 9(6): 264-68.
-

193. **Matsumura H., Kato H. y Atsuta M. (1997).** “Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments.” *J. Prosthet. Dent.*; 78(5): 511-17.
194. **Witzel M. F., Braga R. R., Siger J de M. y Azevedo C. L. (2003).** “Bond strength between polymerization mode and early cyclic loading.” *Int. J. Prosthodont.*; 16(2): 145-49.
195. **Swift E.J. Jr., May K. N Jr. y Wilder A. D. Jr. (1998).** “Effect of polymerization mode bond strengths of resin adhesive/cement systems.” *J. Prosthodont.*; 7(4): 256-60.
196. **Thurmond J. W., Barkmeier W.W. y Wilwerding T.M. (1994).** “Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain.” *J. Prosthet. Dent.*; 72(4): 355-59.
197. **Spohr A. M., Sobrinho L. C., Consani S., Sinhoteti M. A. y Knowles J. C. (2003).** “Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic.” *Int. J. Prosthodont.*; 16(3): 277-82.
198. **Filho A. M., Vieira L. C., Araujo E. y Monteiro Junior S. (2004).** “Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength.” *J. Prosthodont.*; 13(1): 28-35.