

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL FALLO ADHESIVO DE 2
SISTEMAS ADHESIVOS A BASE DE 10-MDP COMO MEDIO DE UNIÓN
ENTRE RESINA Y ZIRCONIA**

POR:

C.D. ALAN DOMINGO CASTRO SANDOVAL

**TESIS PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA**

OPCIÓN PROSTODONCIA

CHIHUAHUA, CHIH., MÉXICO

FEBRERO DE 2024



Estudio comparativo de la resistencia al fallo adhesivo de 2 sistemas adhesivos a base de 10-MDP como medio de unión entre resina y zirconia. Tesis presentada por Alan Domingo Castro Sandoval como requisito para obtener el grado de Maestro en Estomatología, ha sido aprobada y aceptada por:

Mtro. Juan Antonio Galache Vega
Director de la Facultad de Odontología

C. D. E. O. Rosa Margarita Aguilar Madrigal
Secretario de Investigación y Posgrado

PhD. Alfredo Nevárez Rascón
Director de Tesis

MPEA C.D. Mayra Magdalena Ramírez Morales
Asesor de Tesis

27/06/2024
Fecha

RESUMEN

Estudio comparativo de la resistencia al fallo adhesivo de 2 sistemas adhesivos a base de 10-MDP como medio de unión entre resina y zirconia

POR:

C.D. Alan Domingo Castro Sandoval

Maestría en Estomatología

Secretaria de Investigación y Posgrado

Facultad de Odontología

Universidad Autónoma de Chihuahua

Director de Tesis: PhD. Alfredo Nevárez Rascón

La odontología restaurativa tiene como objetivo fundamental regresar la funcionalidad a la cavidad oral, sin embargo, existen otros objetivos como el mejorar la estética del paciente y una longevidad adecuada de las restauraciones para asumir que el tratamiento fue exitoso. Respecto a esta última situación, se ha venido creando y difundiendo una filosofía de restauraciones mínimamente invasivas que tengan la capacidad de ser acondicionadas para su cementación adhesiva. Actualmente existen diversos materiales que proveen esta capacidad, sin embargo, existe un material que ofrece muchas características favorables para la restauración de dientes pero, que no permitía una cementación adhesiva, el cuál ha sido objeto de estudio durante los recientes años, este es el óxido de zirconia estabilizado con itrio (Y-TZP), en este trabajo se abordan las técnicas adhesivas sugeridas por la bibliografía, pero principalmente se aborda la capacidad de dos sistemas adhesivos Z PRIME PLUS y MONOBOND PLUS, de los cuales se evaluó el punto de fallo adhesivo por medio de ensayos de tensión en maquina universal Istron, encontrando una diferencia entre ambos sistemas en favor del adhesivo Z PRIME PLUS de la casa comercial BISCO, siendo el tipo de fallo más frecuente el fallo en el cuerpo de las resinas empleadas, con fractura en patrones de desprendimientos en breña. Por lo anterior se concluye que los sistemas adhesivos empleados determinan la capacidad adhesiva de las restauraciones.

ABSTRACT

Comparative study of the resistance to adhesive failure of 2 adhesive systems based on 10-MDP as bonding agent between resin and zirconia.

BY:

C.D. Alan Domingo Castro Sandoval

Restorative dentistry has the fundamental objective of returning functionality to the oral cavity, however, there are other objectives such as improving the patient's aesthetics and adequate longevity of the restorations to assume that the treatment was successful. Regarding this last situation, a philosophy of minimally invasive restorations that have the capacity to be conditioned for adhesive cementation has been created and disseminated. Currently there are various materials that provide this capacity, however, there is a material that offers many favorable characteristics for the restoration of teeth but did not allow adhesive cementation, which has been the object of study in recent years, this is oxide of yttrium-stabilized zirconia (Y-TZP), in this work the adhesive techniques suggested by the literature are addressed, but mainly the capacity of two adhesive systems Z PRIME PLUS and MONOBOND PLUS is addressed, of which the point of failure was evaluated adhesive through tension tests in an Istron universal machine, finding a difference between both systems in favor of the Z PRIME PLUS adhesive from the BISCO commercial company, the most frequent type of failure being failure in the body of the resins used, with fracture in landslide patterns in scrub. From the above, it is concluded that the adhesive systems used determine the adhesive capacity of the restorations.

CONTENIDO

RESUMEN.....	ii
ABSTRACT	v
CONTENIDO	vi
LISTA DE TABLAS	vii
LISTA DE GRÁFICAS	viii
LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE ABREVIACIONES.....	x
INTRODUCCIÓN.....	1
2. REVISION DE LA LITERATURA	3
2.1 Materiales restauradores	3
2.2 Descripción General de la Zirconia	5
2.3 Antecedentes del acondicionamiento de la superficie de zirconia.....	7
2.4 Tipos de restauraciones.....	9
2.5 Tipos de restauraciones según su procesado.....	10
2.6 Tipos De Restauraciones De Acuerdo Con Sus Extensiones	15
2.7 Tipos De Materiales De Restauración Indirecta	18
2.8 Cementación	24
2.9 Sistemas Adhesivos	28
Concepto APC.....	31
MATERIALES Y MÉTODOS.....	34
6.1. Confección De Las Muestras.....	34
RESULTADOS	40
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	50
LITERATURA CITADA	51
ANEXO 1.....	57
ANEXO 2.....	69

LISTA DE TABLAS

Tabla		Página
1	Condiciones experimentales aplicadas durante los análisis de resistencia adhesiva	39
2	Valores máximos de resistencia tensil soportados por las muestras adheridas con Mono bond, hasta el punto de fallo	43
3	Valores máximos de resistencia tensil soportados por las muestras adheridas con Z PRIME PLUS, hasta el punto de fallo	43

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfica		Página
1	Gráficos representativos de los niveles de estrés máximos soportados por las muestras, hasta el punto de fallo	42

LISTA DE FIGURAS

Figura		Página
1	Muestra el conformador de cera para las muestras del cemento resinoso	37
2	Muestras de circonia sinterizadas	37
3	Muestra los materiales utilizados para realizar las pruebas.	38
4	Muestra C-R 1 a 16x	38
5	Muestra C-R 1 a 35x	39
6	Maquina Universal Istron empleada en la experimentación	40
7	Tipo de Maquina Universal Istron empleada	41
8	Muestra montada en las mordazas de la Maquina Universal Istron	41
9	Muestra C-R 1 a 35x con medición de la zona de inter fase de 9 micras	42
10	Muestras fracturadas posteriormente a los ensayos de tracción en la Maquina Universal Istron	44
11	Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en el adhesivo	44
12	. Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en la resina	45
13	Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en el adhesivo	45
14	Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en el adhesivo y patrones de grietas de hasta 2.07mm	45
15	Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 1.24mm	46
16	Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 0.833mm	46
17	Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 1.24mm	46

LISTA DE ABREVIACIONES

Concepto	Término
10-MDP	Metacril-oylioxidecilo fosfato dihidrogenasa
Y-ZTP	Polígonos tetragonales de Zirconia estabilizados con itrio
MPa	Mega Pascales
CAD	Diseño asistido por computadora
CAM	Manufactura asistida por computadora
FDP	Prótesis parcial fija
C-R	Zirconia-resina

INTRODUCCIÓN

En el presente estudio se aborda el tema de la adhesión relacionada con las capacidades restaurativas de la zirconia el proceso de fabricación de la misma y las grandes ventajas que esta supone, también se mencionan las desventajas adhesivas de los materiales que ha sugerido y existido a través del tiempo, sin embargo, el principal tópico de este trabajo será el conocimiento de los protocolos adhesivos para las restauraciones de zirconia, la capacidad adhesiva que esta tiene y en específico la utilización de dos sistemas adhesivos que dicen cumplir las necesidades que se tienen para este tipo de material restaurativo. Estos sistemas son el sistema universal para todo tipo de restauraciones que en su contenido esté el 10-MDP y el sistema adhesivo específico para restauraciones metal cerámicas que su contenido puro es el 10-MDP.

Por otra parte, los materiales de restauración cerámicos consisten en una fase cristalina y una fase vítrea, esta última permite el acondicionamiento de la superficie interna para lograr un proceso adhesivo en la cementación a diferentes sustratos. La zirconia al inicio de su uso presentó fallas de retención de la restauración a los diferentes sustratos, pues al no tener matriz vítrea no es posible preparar la su superficie para ser adherida con las técnicas habituales con grabado ácido. Los estudios recientes muestran que realmente es posible la adhesión a la zirconia, principalmente a través del uso de sistemas de cementación adhesivos a base de 10-MDP. Estos, son relativamente nuevos y han surgido versiones específicas para su uso con zirconia, por lo que se busca comparar la eficiencia de los dos sistemas (Z-Prime Plus de Bisco y MonoBond

Plus de Ivocalr) para determinar cual tiene mayor resistencia al desplazamiento o desprendimiento. Por todo lo anterior surge la siguiente pregunta: ¿Qué sistema de cementación adhesiva con imprimadores de 10-MDP, entre Mono Bond Plus y Z Prime Plus, tiene mayor resistencia al desplazamiento, como medio de unión entre Zirconia y resina?

2. REVISION DE LA LITERATURA

2.1 Materiales restauradores

La odontología restauradora ha evolucionado rápidamente durante los últimos años, respecto a técnicas y materiales, que intentan satisfacer de manera estética y simplificada las necesidades biológicas y físicas en una rehabilitación oral. Actualmente los materiales de restauración estéticos, en su mayoría se componen de una fase vítrea y otra cristalina, que los dotan de sus propiedades físicas y ópticas. El óxido de zirconio es un material poli cristalino que no tiene fase vítrea, lo que le da gran fortaleza. Inicialmente era color era opaco, pues carecía de fase vítrea; y a través del tiempo se mejoró con diversos grados de translucidez, para mejorar su posibilidad de imitar los colores naturales del diente, con lo que su uso se popularizó. Las técnicas de cementación adhesiva sobre materiales cerámicos son posibles gracias a su fase vítrea, lo que permite que ésta pueda ser grabada o acondicionada, para crear micro retenciones y/o compatibilidad química que proporcione unión entre la restauración, el material de cementación y sustrato. Dado que la Zirconia carece de esa fase vítrea, imposibilita el ser acondicionada y con ello la adhesión a materiales de resina. Es por ello que se ha buscado mejores materiales para realizar las restauraciones, uno de estos ha sido el óxido de zirconio en polígonos tetragonales estabilizado con Itrio (Y-TZP). Aun cuando este material presenta características físicas superiores a muchos otros materiales, las grandes desventajas que presenta son, su imposibilidad de ser acondicionada con ácido fluorhídrico y la incapacidad de adhesión con cementos resinosos. (1).

La unión confiable entre cementos compuestos de resina y cerámicas de alta resistencia es difícil de lograr debido a su inercia química y la falta de contenido de sílice que hace imposible el grabado. La zirconia ha ocupado un papel cada vez más importante, gracias a sus excelentes características mecánicas y biocompatibles. Inicialmente, este material se utilizó solo para estructuras de cerámica sin metal. Posteriormente, la introducción en el mercado de zirconia translúcida, con propiedades estéticas mejoradas, permitió la realización de productos protésicos monolíticos con innumerables ventajas: eliminación del riesgo de astillado, buenas propiedades mecánicas (superiores a los productos monolíticos de disilicato de litio), posibilidad de procesamiento por una técnica CAD-CAM (mayor estandarización y calidad de resultados, con reducción de costos), fabricación de espesores menores y una preparación dental más conservadora. (2)

Sin embargo, la zirconia poli cristalina densamente sinterizada no se puede grabar con ácido fluorhídrico a temperaturas, tiempos y concentraciones fácilmente disponibles para los odontólogos. A pesar de que se pueden usar métodos físicos como pulir o pulir la superficie para dar aspereza a la superficie. La zirconia también carece de fase vítrea, por lo que no se formarán enlaces sílice-silano. Kern y Blatz et al revisaron el éxito de unir cerámicas de alta resistencia (cerámicas de alúmina y Zirconia) con resina adhesiva. Kern identificó muchos métodos de unión in vitro, pero faltaban datos clínicos de apoyo. Sin embargo, como todos los ensayos clínicos encontrados arrojaron resultados prometedores, no se consideró necesaria una mayor investigación de métodos

más complicados de vinculación. Blatz et al revisaron la unión de resina con todo tipo de restauraciones de cerámica de alta resistencia, incluidas coronas completas y diseños convencionales de prótesis parcial fija (FPD). Se encontraron altas tasas de éxito y supervivencia a más de 5 años. (3)

2.2 Descripción General de la Zirconia

La zirconia estabilizada con itrio ofrece una amplia variedad de aplicaciones clínicas, como prótesis dentales fijas (FDP), postes radicales o pilares de implantes en odontología reconstructiva. Tiene las propiedades mecánicas más favorables en comparación con otras cerámicas de alta resistencia con resistencias a la flexión de 900 a 1200 MPa, resistencia a la fractura de más de 2000 N y tenacidad a la fractura de 9 a 10 MPa m^{0.5} (4)

Zirconia es el nombre que se le da al dióxido de zirconia (ZrO₂), un material poli cristalino que exhibe más de una estructura cristalina dependiendo de las condiciones de presión y temperatura. La zirconia pura es monoclinica a temperatura ambiente. Esta fase es estable hasta 1170°C. Se transformará en una fase tetragonal a temperaturas más altas y luego en una fase cúbica a 2370°C. El poli cristal de zirconia tetragonal de itrio (Y-TZP), un tipo de zirconia utilizado en odontología, se agrega a la zirconia para estabilizar la estructura y mantener las propiedades deseables de los materiales. Las cerámicas Y-TZP tienen una característica única de "Transformación inducida por estrés" que les otorga propiedades mecánicas superiores en comparación con otras cerámicas y es por eso que se hace referencia a este material como "acero cerámico". Aunque las propiedades mecánicas mejoradas son importantes para el

rendimiento a largo plazo de un material cerámico, el éxito clínico de las prótesis cerámicas fijas parece depender en gran medida del procedimiento de cementación. Los métodos convencionales de cementación adhesiva incluyen el grabado previo con ácido fluorhídrico de la superficie cerámica y la salinización adicional, no son eficaces para las cerámicas de zirconia debido a su falta de sílice y fase vítrea. La adherencia sigue siendo un problema, ya que una muy baja y se obtiene una unión de resina inestable cuando la cerámica Y-TZP no está tratada o ha recibido una aplicación de imprimación solamente. Clínicamente, la desunión de la corona (pérdida de retención) es un tipo de falla de las restauraciones a base de zirconia, y la investigación de tratamientos superficiales que mejoren la adhesión de la resina a la zirconia ha aumentado en intensidad. (5)

La información adquirida y disponible en la actualidad ha sido obtenida principalmente en laboratorios que ayudarían a la consiguiente realización de estudios clínicos, dando una base para estos, pero que no se pueden tomar como una referencia completamente fiable. Es complicado generalizar los resultados en relación a estas muestras o a los materiales usados considerando el amplio rango de materiales que se encuentran a disposición en el mercado. (2)

La zirconia como material dental forma parte de un grupo que se clasifica como cerámicas dentales y esta a su vez como cerámicas cristalinas, que están principalmente caracterizadas por un elevado contenido de óxidos metálicos, lo que le da propiedades físico-mecánicas por demás buenas para la utilización en la odontología restaurativa. Existen algunos materiales alternativos desarrollados

para sobreponer la incapacidad de la zirconia de adherirse a los materiales resinosos, incluido el arenado con óxido de alúmina con el propósito de crear retenciones micro mecánicas y así lograr el entrelazado del material con el material adhesivo, llamado también tratamiento triboquímico, el cual habla del arenado previamente expuesto con la posterior impregnación de sílice en la superficie de la zirconia, llamado silicatización, para por último realizar un revestimiento con silano. Existe también la infiltración de vidrios en la zirconia, y el uso más reciente y actualizado es el de primers de zirconia. Sin embargo, estos métodos no son infalibles, por ejemplo, el arenado únicamente ayuda a la adhesión mecánica, y pudiera provocar puntos de estrés o de fractura en la zirconia. El tratamiento triboquímico mencionado anteriormente tiene problemas similares a los que presenta el arenado, la infiltración de vidrio requiere además un trabajo de laboratorio más complejo. (6)

2.3 Antecedentes del acondicionamiento de la superficie de zirconia

El acondicionamiento de las superficies de zirconia es complicado debido a que, como se ha mencionado antes, el uso de ácido fluorhídrico no tiene efecto sobre la superficie, además Ferreira da Silva et al, mencionan que la aplicación de silanos como el MPS no son efectivos, debido a que no contienen en su composición sílice, que es lo que permite la unión de estas moléculas bifuncionales. Nos menciona también que en estas superficies se puede realizar una adhesión micromecánica, que se obtiene al lograr la penetración del adhesivo en las irregularidades de las superficies, sin embargo, estas

irregularidades en otras superficies son creadas por el grabado ácido, lo que nos apremia a encontrar la manera de provocarlas sobre la zirconia. (7)

De cualquier manera, los protocolos de acondicionamiento de zirconia son controversiales, esto debido a las características micro estructurales intrínsecas de la zirconia, tanto químicas como biológicas, que son retos naturales para una adhesión mediada por resinas. Algunos estudios han reportado el desalojo de coronas de recubrimiento total de zirconia por la dificultad de establecer una adhesión adecuada entre la zirconia, el sustrato y el cemento resinoso, esto demostró que era necesario crear un protocolo de cementación que resultara en una adhesión más predecible. El acondicionamiento de la superficie por arenado y procesamiento triboquímico han demostrado buenos resultados modificando las propiedades superficiales de la zirconia y mejorando la fuerza de adhesión a la estructura subyacente. Tres meta-análisis independientes de la adhesión a la zirconia y cementos resinosos concluyeron que la combinación de arenado y pretratamiento químico incrementaron la adhesión de estos. El revestimiento triboquímico con sílice también ha demostrado ser una opción confiable alterna al arenado, y con una adhesión resina-zirconia más estable. Esto puede ser debido a que el revestimiento triboquímico combina el entrelazamiento micromecánico con el revestimiento superficial que deposita una capa de sílice, lo que puede reaccionar con los agentes de unión de silano. Sin embargo, aún no está claro si la sílice se mantiene unido a la zirconia químicamente o mecánicamente, lo que sería una unión débil. (8)

Los protocolos usuales de cementación de zirconia se realizan con cementos a base de ionómero de vidrio modificados con resina, sin embargo, el incremento de la fuerza logrado con cementos a base de resina, acreditado tanto a la habilidad de adherirse al diente para prevenir grietas de propagación en la cerámica y por mejores propiedades mecánicas del cemento resinoso, han promovido la búsqueda de protocolos de cementación de Zirconia con cementos a base de resina. Aunado a esto, otra complicación que tendrán los clínicos será el conocer el tipo de Zirconia que están utilizando, ya que la resistencia de estas no será la misma, y una cementación convencional con cementos de ionómero de vidrio modificados con resina pudiera provocar más fácilmente la ruptura de las restauraciones. (9)

2.4 Tipos de restauraciones

Según el glosario de términos de prostodoncia, una restauración “es un término aplicado a cualquier material o prótesis que restaura o reemplaza estructura dental, dientes o tejidos orales perdidos” es decir, cualquier elemento que este incluido en la boca y que esté haciendo las veces de un tejido natural, será considerado una restauración, en estos podemos incluir desde una obturación temporal, una restauración directa hasta un implante dental, por eso es importante resaltar las funciones de cada restauración y definir cada una de estas. (14)

Para definir el tipo de restauración que será utilizado es importante conocer cuales existen y que indicaciones tienen estos, primero es importante conocer las distintas clasificaciones que existen, por ejemplo, según su

extensión, de recubrimiento parcial o de recubrimiento total, en las que se consideran las coronas, o las carillas como ejemplo. También se clasifican según el área que abarcaran, es decir intracoronales o extracoronales. Y de acuerdo a la fabricación, restauraciones directas o indirectas. (15)

Las restauraciones protésicas son fabricadas individualmente de acuerdo a las necesidades del paciente. Existen diversos tipos de clasificaciones de las restauraciones, de acuerdo a Dobranzki en una de las clasificaciones mencionadas en su artículo, las restauraciones pueden ser incluidas dependiendo del tipo de colocación que se haga y sobre lo que este soportada la restauración, por ejemplo, sobre implantes, sobre dientes, sobre mucosa o la combinación de estos, que estas a su vez pudieran ser permanentes o removibles e incluso incluye algunas modificaciones como permanentes con posibilidad de ser removidas periódicamente. A su vez las clasifica de acuerdo a la duración o el tiempo de vida que tendrán estas prótesis, que pueden ser de tiempo largo o corto según sea el caso. (13)

2.5 Tipos de restauraciones según su procesado

Directas

Una restauración directa es aquella en la que todo el tratamiento es efectuado y fabricado en la boca sin necesidad de realizar trabajo de laboratorio o extraoral, en este tipo de tratamiento la obturación usualmente implica el llenado de la cavidad con un material o sustancia que sea moldeable y maleable durante su etapa de manipulación, para luego endurecer y proveer la

restauración de la estructura perdida o del diente dañado. Estas restauraciones deben estar ideadas para ser intervenciones que respeten la biología de los factores etiológicos de las lesiones, intentando preservar la mayor cantidad de tejido dental y minimizando la extensión de la restauración al máximo, evitando así futuros problemas, esto facilita el mantenimiento y aumenta las opciones de posibles restauraciones futuras si llegasen a ser requeridas. El desarrollo de tecnologías y materiales dentales, técnicas mejoradas entre otras situaciones han permitido resultados de las restauraciones directas más predecibles en la mayoría de las situaciones clínicas, aun en pacientes con dentaduras severamente dañadas. (16)

Las restauraciones directas deben soportar las cargas oclusales evitando la formación de separaciones en la unión con el tejido dental, mantenerse estables en ambiente húmedo como el de la cavidad oral, y preferentemente tener una fácil manipulación. Además, se debe buscar que las restauraciones eviten la formación de biofilm, puedan ser reservorio de minerales para permitir la remineralización y permitir una fácil reparación en caso de ser necesario. Sin embargo, es importante entender que actualmente no existe un material que cumpla con todas estas características, de cualquier manera, las investigaciones siguen desarrollándose en torno a este tema para desarrollar mejores materiales. (17)

En cuanto a los materiales existentes para restauraciones directas existen en el mercado una gran variedad, todos con sus indicaciones, ventajas y desventajas, sin embargo, pueden ser clasificados principalmente en Ionómeros

de vidrio y resinas que son los más ampliamente utilizados y que requieren de una técnica adhesiva para su funcionamiento, además de la existencia de otros materiales bioactivos como los alcasites. Las resinas compuestas comenzaron a ser utilizadas a partir de que Buonocore describiera por primera vez en 1955 el efecto de la aplicación de una solución ácida sobre el esmalte con el que se obtiene un patrón de grabado que permite la penetración de los monómeros. A partir de este momento y con la introducción de los sistemas adhesivos se dio el mayor uso de las resinas como restauraciones directas. Las resinas compuestas están formadas por dos componentes principales, una matriz orgánica y un relleno inorgánico, además de una sustancia que es el medio de unión entre los dos componentes principales, a estos se le suman otro tipo de materiales como los iniciadores de polimerización que pueden ser químicos o lumínicos e incluso existen resinas que contienen los dos tipos de iniciadores. La matriz orgánica de las resinas está compuesta por monómeros aromáticos de alto peso molecular como el bisfenol glicilmetacrilato (BIS-GMA) o el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). (18)

En cuanto a la porción inorgánica de las resinas están compuestas por diversas partículas elegidas por la función de su composición química, forma y tamaño de sus partículas en las cuales principalmente se utiliza el dióxido de silicio, borosilicatos y aluminosilicatos de litio. También pudiendo estar compuestas por metales que además les dan la propiedad de radiopacidad como el Zirconia o el aluminio. Las investigaciones actuales se basan en la necesidad

de encontrar partículas de relleno con menor dureza para así evitar la abrasión al diente antagonista. (19)

En cuanto a la clasificación de las resinas se pueden clasificar como fluidas, híbridas y condensables, de las cuales desprenden las de micro partículas, micro híbridas, nano híbridas y de nanopartículas, que en composición son mezcla de las tres principales. (18, 19).

Indirectas

Se le llama restauración indirecta a aquella prótesis bucal que es manufacturada fuera del entorno oral, es decir, en un laboratorio, y dentro de estas tenemos las de recubrimiento parcial y recubrimiento total. Las restauraciones indirectas más conocidas son las carillas laminadas, las llamadas coronas y prótesis fijas, comúnmente conocidas como puentes, inlays y onlays, además de estas se conocen por ejemplo las endocoronas, los llamados *table tops*, *bonlays*, entre otros, además dentro de las restauraciones indirectas podemos incluir todo tipo de endopostes, algunos autores incluyen las prótesis removibles, tanto parciales como totales, dentro de las restauraciones indirectas, y aunque bien es cierto entrarían en la clasificación, para fines prácticos no son incluidas debido a que no es posible realizar una fijación de estas en la boca. (20)

Las restauraciones indirectas se caracterizan por admitir un control de la forma y función mejoradas respecto a las restauraciones directas, más aún en aquellas situaciones donde el tejido dental ha sido severamente dañado. Estas restauraciones pueden ser realizadas en materiales cerámicos, híbridos o

poliméricos. El más utilizado es el cerámico gracias a sus grandes propiedades ópticas, estéticas y físicas, y su gran adaptabilidad al medio bucal. (21)

El proceso para la fabricación de una restauración indirecta incluye la preparación del órgano dental, la toma de una impresión fidedigna, la fabricación como tal de la prótesis en el laboratorio y la cementación, siendo esta última la de mayor relevancia para fines de este estudio. En cuanto a este último punto se encuentran dos principales tipos de cementación, convencional o adhesiva. La cementación convencional ha sido la de mayor utilización a lo largo del tiempo debido a su eficacia y larga duración, en esta se utilizaban diferentes tipos de cementos los cuales forman una capa resistente que evita el desplazamiento de la restauración. Actualmente el cemento más utilizado en una cementación convencional es el ionómero de vidrio, por sus buenas características de resistencia además de tener cierto grado de actividad remineralizante, a pesar de esto, las características de resistencia, microfiltración, durabilidad, entre otras de la cementación convencional son significativamente menores comparadas con la cementación adhesiva. En una cementación convencional el cemento de ionómero de vidrio solo posee una adhesión a la estructura dental por el intercambio de iones entre las dos sustancias, pero no tiene la posibilidad de unirse molecular o químicamente a la restauración, y simplemente, hace una unión o retención mecánica, que a pesar de haber demostrado capacidades adecuadas en restauraciones de recubrimiento total, es insuficiente en restauraciones parciales, además de ser considerado inferior a una unión química como la que se adquiere con una cementación adhesiva. (20)

El proceso de cementación adhesiva es alcanzado con cementos resinosos mediante el entrelazamiento mecánico de los polímeros con los sustratos, aunado a la adhesión química lograda por la silanización. Una cementación adhesiva, a pesar de tener mejores propiedades en general que una convencional, tiene un inconveniente, un protocolo de múltiples pasos que conlleva a un mayor porcentaje de error y fracaso si no se domina la técnica, además de requerir mayor tiempo en el sillón y preparación de las superficies. La práctica correcta del protocolo será la pauta en el éxito y longevidad de la restauración. Otro paso importante es una selección correcta del tipo de sistema adhesivo que será utilizado tomando las ventajas que este ofrezca para cada caso en particular. Si se lleva a cabo de una manera adecuada la adhesión permite una unión suficientemente fuerte para mejorar las características físicas y mecánicas del material restaurativo, además de minimizar la microfiltración, la pigmentación marginal, caries adyacentes a la restauración y la disminución del estrés producido por la contracción. Además, una cementación adhesiva permite realizar restauraciones y procedimientos menos invasivos manteniendo la mayor cantidad de tejido dental sin desgaste. (21)

2.6 Tipos De Restauraciones De Acuerdo Con Sus Extensiones

De recubrimiento parcial

Las restauraciones llamadas de recubrimiento parcial, son aquellas en las que únicamente se repondrá tejido dañado sin hacer un desgaste completamente circunferencial, en estas restauraciones podemos incluir principalmente las incrustaciones y las carillas cerámicas. Las restauraciones de recubrimiento total

han sido el *Gold standard* durante las últimas décadas debido a sus excelentes rangos de supervivencia en boca, pero actualmente con el advenimiento de los protocolos adhesivos y el desarrollo y mejoramiento de materiales cerámicos, las restauraciones parciales cerámicas adheridas han despuntado como el tratamiento a elección en muchos de los casos, esto debido a la filosofía de mínima intervención que premian este tipo de restauraciones gracias a que permite un menor desgaste de tejido sano, llegando incluso a ser tratamientos completamente aditivos. (22)

Sobre qué tipo de materiales son los elegidos para realizar restauraciones de recubrimiento parcial, tenemos que por décadas se han utilizado las cerámicas prensadas o estratificadas, que ofrecen características de alta resistencia y mayor tasa de supervivencia en comparación con las restauraciones de resinas compuestas. Con la llegada de los procesos CAD-CAM a la industria dental, se amplió la cartera de posibilidades de materiales restaurativos, desde cerámicas como el disilicato de litio, que ya se usaba, y resinas compuestas con mejoras en sus características. En cuanto a esto, la literatura no ha sido capaz de demostrar la superioridad de las cerámicas contra las resinas de una manera eficaz, debido a la desigualdad de condiciones en las que se examinan cada uno de los materiales. Y aunque ambas tienen características mecánicas y estéticas similares, las resinas poseen de ventajas su fácil manejo, menor complejidad en la elaboración y la facilidad de ser reparadas en boca de ser necesario. (23)

Entonces sabemos que de ser necesario colocar restauraciones de recubrimiento parcial indirectas tenemos de opciones principales como material

restaurador las cerámicas y el composite, que serán colocadas en una cavidad o preparación de manera pasivas y que tendrán que ser utilizadas bajo un estricto protocolo adhesivo para su correcto funcionamiento. En cuanto al tipo de restauración existe una clasificación de acuerdo a el tamaño y las partes del diente que recubre, encontrándose las restauraciones que no abarcan un recubrimiento cuspídeo, como las *Inlays*, las *onlays* que pueden recubrir una o varias cúspides, las *overlays* que serán aquellas que cubran toda la superficie oclusal, *veenerlays* que además de la cara oclusal también cubrirán la superficie vestibular y los llamados *table tops* que se colocan sin realizar una preparación sobre la cara oclusal y que tendrán de propósito elevar la dimensión vertical del diente y devolver la anatomía oclusal perdida. (24)

De recubrimiento total

Las restauraciones de cobertura total han sido las de mayor uso a lo largo de la historia y se han usado en gran medida en la práctica diaria, sobre todo cuando la estructura dental remanente es menos del 50% del que debería ser. Se le llama restauraciones de recubrimiento completo a aquellas restauraciones que cubran la totalidad de la corona clínica del diente, necesitando de un desgaste circunferencial total y medidas específicas de grosor dependiendo del tipo de material del que serán fabricadas. Sobre esto, las restauraciones tienen una gran variedad de presentaciones de materiales para su manufactura, existiendo de oro, metal-cerámica, completamente cerámica, completamente metálicas y de Zirconia, las cuales han sido utilizadas con éxito por varios años. En el pasado las coronas realizadas con oro fundido fueron de gran popularidad

gracias a que presentaban características superiores como una gran resistencia a la corrosión, fácil manipulación, mínima preparación y la facilidad de darle una caracterización anatómica adecuada. Sin embargo, claramente no ofrecían una estética adecuada, además de poseer un costo de producción elevado. En la década de los 50 fue introducido al mercado las restauraciones metalocerámicas, las cuales tuvieron un gran auge por su elevada tasa de supervivencia, del 94.7% de acuerdo a la literatura de la época, en seguimientos de al menos 3 años. Luego de esto las restauraciones que dominaron el mercado fueron las totalmente cerámicas, gracias a sus grandes propiedades estéticas y mecánicas. Con este tipo de materiales es posible fabricar restauraciones de recubrimiento parcial y total. (25)

2.7 Tipos De Materiales De Restauración Indirecta

La selección de tratamiento y materiales ha evolucionado significativamente durante las últimas décadas debido a tres situaciones específicas que han influenciado en gran cantidad esta evolución. Primero la filosofía de mínima invasión ha ido en auge en la odontología restaurativa gracias a la introducción y mejoramiento de los protocolos y materiales adhesivos, con esto se ha dado un decaimiento en la tendencia de los métodos predominantemente sustractivos. En segundo lugar tenemos la llegada de nuevos materiales que permiten características ópticas similares a las de un diente natural, aunado a excelentes características mecánicas y por último la utilización de tecnología digital que permite la utilización de información en 3D para un mejor diagnóstico, análisis, comunicación con el paciente y planeación

del tratamiento, además de la posibilidad de utilizar la manufactura y diseño asistidos por computadora para la fabricación de las restauraciones que facilitan el proceso y mejoran la calidad de las restauraciones, que esto en conjunto ha aumentado el abanico de posibilidades en cuanto a la selección del material. (26)

Los materiales restaurativos se pueden clasificar principalmente en tres: cerámicos, poliméricos, y metálicos, existiendo además la combinación de estos, los híbridos. Dentro de cada uno de estos grupos podemos encontrar a su vez varios tipos de materiales con características e indicaciones específicas lo que conlleva a la necesidad de entenderlos para seleccionar de una manera óptima el material que será utilizado. (21)

Cerámicas

Para entender las diferencias entre materiales restaurativos y más entre cerámicas es importante conocer y comprender a que se le llama cerámica, en este sentido, se le conoce como cerámica a los materiales inorgánicos, que la mayor parte de su composición son elementos no metálicos, que son obtenidos mediante altas temperaturas y que la estructura resultante al final es parcial o totalmente cristalina. Casi todas las cerámicas dentales, con algunas excepciones, poseen en su estructura una porción conformada por una matriz vítrea de átomos desordenados, dentro de la cual se encuentran partículas de diversos tamaños de minerales cristalizados, en los cuales los átomos si están ordenados. Cabe señalar que la matriz vítrea será la que dará las propiedades estéticas, mientras que la cristalina será la que otorgará las propiedades mecánicas. Es por esto la importancia de la microestructura de las cerámicas, ya

que las propiedades varían dependiendo de la composición que estas tengan.
(29)

Feldespato

Las porcelanas feldespáticas se encuentran dentro de las cerámicas de silicato, es decir, tienen un gran contenido de vidrio de sílice, lo que le otorga las excelentes características ópticas para emular la estructura dental natural. (27)

Este tipo de cerámica contiene dentro de su estructura granos cristalinos de matriz de vidrio de aproximadamente 2 a 4 micrómetros. Con este tipo de material se pueden fabricar restauraciones completamente cerámicas o se pueden utilizar para fabricación de restauraciones estratificadas sobre un núcleo de otro material. Además, este material restaurativo puede ser manipulado de una manera convencional o con procesos CAD-CAM. (27) Otra ventaja es que la porcelana feldespática puede ser grabada con ácido fluorhídrico con éxito para crear la suficiente energía superficial para la retención micromecánica que requieren los procesos adhesivos de cementación. (28)

Las desventajas que pueden presentar las restauraciones fabricadas con porcelana feldespática son, primero que nada, en la fabricación de manera convencional por estratificación manual, es necesaria una elevada habilidad y conocimiento de la técnica, ya que tiene una alta susceptibilidad a los errores en su manipulación, además se ha demostrado una alta incidencia de astillado debido a la baja resistencia mecánica de esta comparado con otras cerámicas. Otra de las posibles desventajas o problemas que se pueden presentar con la

porcelana feldespática es que, cuando son estratificadas sobre un núcleo de otro material, existe una alta tendencia al desprendimiento de la interface, provocando la separación entre los dos materiales. (27)

Disilicato de litio

Las restauraciones indirectas completamente cerámicas tienen grandes ventajas estéticas, ópticas y mecánicas, además de una relación saludable con los tejidos blandos. Dejando de lado esto, algunas características de las cerámicas convencionales han creado algunos obstáculos debido a su incapacidad de emular al tejido dental natural en ciertas condiciones, como; una excesiva fragilidad, el modo de propagación de las fracturas y el desgaste de los dientes antagonistas. Todo esto ha provocado una limitación en la cantidad de usos de las restauraciones completamente cerámicas. (30)

En la década de los 90, la empresa Ivoclar Vivadent introdujo un nuevo sistema de cerámicas dentales llamado IPS Empress 2 system con un mejoramiento en las características físicas que desvirtuaban las restauraciones completamente cerámicas. Este nuevo sistema basado en disilicato de litio prensado (60% de contenido de cristales de disilicato de litio) como base de trabajo, con porcelana feldespática estratificada sobre ella, entregaba una mayor translucidez haciéndolo ideal para restaurar dientes naturales. (30) (31)

Otra ventaja otorgada por las restauraciones de disilicato de litio es la capacidad de utilizar técnicas adhesivas convencionales para su cementación. Las cerámicas de silicato tienen la capacidad de ser grabadas con ácido

fluorhídrico en porcentajes y tiempos manejables dentro del operatorio, además de la facilidad del uso de silanos para su cementación que ha demostrado ser un procedimiento clínicamente aprobado. Este protocolo permite el acondicionamiento de la superficie de la cerámica que interactúa micro mecánicamente y químicamente con el cemento de resina creando una adhesión adecuada que mejora la resistencia a la fractura de la cerámica por la compaginación del cemento con las irregularidades de la restauración y previniendo la propagación de las fracturas. (30)

Posteriormente, la misma empresa Ivoclar Vivadent, introdujo en 2004 el sistema IPS e.max, basado también en disilicato de litio, pero esta vez sin la necesidad de añadir porcelana feldespática. En la introducción de este sistema, las restauraciones se fabricaban usando la técnica de cera perdida o prensado exclusivamente, sin embargo, actualmente existe también la posibilidad de fabricarla con procesos CAD-CAM, lo que facilita y vuelve más eficiente la fabricación de restauraciones con este material permitiendo la elaboración de prótesis monolíticas, evitando problemas con las interfaces. (32)

Con la llegada de estas dos técnicas, (los procesos CAD-CAM y el sistema e.max) se produjo otra gran ventaja, la posibilidad de fabricar restauraciones con un grosor mínimo, que ofrecen grandes ventajas en pacientes con espacios reducidos, además de permitir la posibilidad de realizar restauraciones mínimamente invasivas, dejando una gran cantidad de tejido sano, que en otras condiciones, tenía que ser tallado para lograr el espacio protésico necesario para restauraciones de cerámicas convencionales. (33)

Zirconia

Durante la primera década del nuevo milenio se incrementó exponencialmente el uso de restauraciones indirectas fabricadas a base de dióxido de zirconia, restauraciones completamente cerámicas, que mostraron una gran superioridad en las características mecánicas, una elevada resistencia flexural y resistencia a la fractura. El modo de empleo inicialmente era como cofias y bases de prótesis fijas. La utilización de la zirconia como material restaurativo en odontología está fundamentada en las propiedades físicas que posee, como una dureza de 1200 HV, una resistencia flexural de 900 – 1200 MPa, una resistencia compresiva de hasta 2000 MPa y una resistencia a la fractura de 7-10 MPa, además posee un módulo de Young de 210 GPa. (35)

La zirconia se puede encontrar en diversas estructuras cristalinas, pero la más utilizada ha sido la de polígonos tetragonales de zirconia, estabilizada con itrio. El itrio añadido a la zirconia es utilizado para estabilizar la estructura cristalina durante el sinterizado de esta, que es realizado en temperaturas controladas lo cual mejora considerablemente las propiedades físicas de la zirconia. El procesamiento de la zirconia para su uso en odontología es complejo, debido a la necesidad de altas temperaturas y diferentes cambios en esta para poder lograr las características adecuadas, además que, la variación en el volumen durante la transformación durante el sinterizado puede ser de hasta 4%, lo que significaría que, en dado caso de no ser procesada correctamente, por ejemplo, con la estabilización por óxidos, pudiera sufrir rupturas en la estructura que serían irreparables. Para la fabricación de las restauraciones en odontología

mediante procesos CAD-CAM existen dos métodos, el primero es, con un bloque terminado en el que la fresadora va trazando la restauración, la gran desventaja de esto es el tiempo y el gran desgaste de las fresas utilizadas. El otro método es utilizando bloques de zirconia pre-sinterizada, que no tienen la dureza final y necesitan ser sometidas a procedimientos de sinterización, pero que tienen grandes resultados. (34)

Los bloques de zirconia dental pueden ser clasificados de varias maneras, dependiendo de la composición y cantidad de Itrio, también si es de multicapa poli crómica uniforme y si es multicapa poli crómica de composición híbrida, cada una de estos tipos le confiere características mecánicas y ópticas diferentes. En cuanto a la estabilización con Itrio, cambia por completo las características del tipo de zirconia que se esté utilizando, existiendo como base el Y-TZP (polígonos tetragonales de zirconia) y obteniendo una variación en la nomenclatura dependiendo de la cantidad de Itrio en su contenido en porcentaje, yendo del 3% (3YHATZP), que es la zirconia convencional monocromática, (3YTZP) de alta translucidez, a partir del 4% de Itrio y hasta el 6% se clasifican como zirconia parcialmente estabilizada, teniendo la de 4% (4YOSZ) como de alta resistencia, 5% (alta translucidez) y la de 6% (6YPSZ) como súper alta translucidez. (35)

2.8 Cementación

El paso final para la colocación de una restauración indirecta es la cementación, siendo este uno de los pasos más importantes en la prostodoncia. El objetivo de este paso es la unión de la restauración al sustrato dental, ya sea esmalte o dentina, lo cual incluye una variación importante dependiendo del tipo

de sustrato. Las principales características que debe cumplir una cementación adecuada, además de la unión de la restauración al diente, es evitar la formación de biofilm en el margen de la unión y minimizar las complicaciones mecánicas y biológicas. La clasificación para los cementos dentales puede hacerse dependiendo de la composición o si la cementación es temporal o permanente. La cementación permanente a su vez se puede clasificar como convencional o a base de agua y adhesiva o de base resinosa, y ambos cementos tienen objetivos similares, sin embargo, tienen composiciones y protocolos muy distintos. (37)

Cementación convencional

La cementación convencional se basa en lograr una retención mecánica, obtenida con una configuración adecuada de las preparaciones, teniendo en cuenta una angulación de las paredes axiales ideal de 6° , un ajuste perfecto de la restauración de entre 30 y 100 micrones, y este cemento debe tener una resistencia adhesiva mayor a la fuerza compresiva que se genera durante la masticación. Para este tipo de cementación se encuentran en el mercado diversos materiales cementantes, como el fosfato de zinc, el policarboxilato de zinc y los diferentes tipos de ionómeros de vidrio. Siendo este último tipo de cemento, el más utilizado en la actualidad. Las grandes cualidades del cemento de ionómero de vidrio son su capacidad de adherirse a las estructuras dentales por el intercambio entre iones y su bajo coeficiente de expansión térmica, haciéndolo el material de elección para cementar restauraciones con una configuración ideal. Sumado a estas características también posee una resistencia a las fuerzas compresivas y tensiles adecuadas para la cementación.

Las grandes desventajas de este tipo de cementos son su bajo pH, cercano a 3.5, lo que suele causar hipersensibilidad y dolor post-operatorio, y su nula capacidad de formar una unión química con cualquier material de restauración, por lo que siempre es necesario tener retención mecánica adecuada. (37)

Cementación adhesiva

Para elegir el tipo de cemento ideal en cada situación es necesario tener en cuenta varios factores que serán determinantes, como el tipo de material de restauración, la configuración de la preparación realizada, el remanente de sustrato dental y la posibilidad de realizar o no un aislamiento absoluto durante la cementación. La cementación adhesiva busca en su interacción química formar una capa híbrida entre el material restaurativo y el sustrato dental, lo que dará lugar a una unión micromecánica junto a una adhesión química entre ambos sustratos. Para obtener esta capa es necesario entonces realizar un tratamiento de las superficies, las cuales deben ser realizadas de diferente manera. En el diente es necesario, dependiendo del sistema adhesivo a utilizar, realizar un grabado ácido de la superficie, seguido de la imprimación y colocación de adhesivo. Mientras que para el tratamiento de la superficie de las cerámicas tenemos diversas técnicas que proporcionarán la capacidad de formar esta capa híbrida, como lo son el arenado con óxido de aluminio, y la aplicación de ácidos grabadores específicos. Numerosos estudios han demostrado que la fuerza de adhesión obtenida con el grabado ácido es mayor que con cualquier otra técnica disponible al momento, esto debido a que el grabado ácido permite la creación de micro porosidades que aumentan la cantidad de superficie adherible,

aumentando la energía superficial, mejorando la humectabilidad de los imprimadores y cementos de resina. El tratamiento de la superficie de la restauración no termina con el grabado ácido, sino que es necesario colocar un agente de unión entre el sílice de la restauración y la matriz orgánica del cemento resinoso, el monómero bifuncional más utilizado es el silano, que permite esta interacción química de manera adecuada. (38)

Una vez realizado el tratamiento de las superficies es necesario elegir el tipo de cemento resinoso a utilizar, debido a la gran variedad de posibilidades existentes, en las que se puede elegir dependiendo del tipo de polimerización, es decir, existen aquellos que contienen foto iniciadores para una polimerización lumínica, aquellos que al mezclarse comienza el proceso de polimerización y se lleva a término únicamente con esta mezcla que son los llamados quimio polimerizables, y existen además los que tienen una combinación entre estos métodos de polimerización, que son los de polimerización dual o *dual cure*. También la elección podrá realizarse por el tipo de necesidad de tratamiento de superficie de los cementos, es decir, existen cementos resinosos convencionales, en los que es necesario realizar todo el protocolo adhesivo, grabado ácido de la superficie dental y utilizar imprimador y adhesivo, además de grabado de la superficie de la restauración y colocación de silano, existen otros que son auto-adhesivos, en los que no es necesario colocar adhesivo, e incluso algunos estudios sugieren que realizar este paso es demeritorio del resultado, y existen también aquellos llamados auto-grabantes y auto-adhesivos, en los que en su contenido tienen un sistema adhesivo y algún tipo de ácido débil que genera el

patrón de grabado de la superficie necesario para una adhesión adecuada. Por último, para la selección del tipo de cemento resinoso, es necesario tomar en cuenta el tipo de monómeros funcionales en su contenido, esto porque, dependiendo de la cantidad y tipo de estas moléculas, serán más adecuadas para un tipo específico de material restaurativo. (38)

2.9 Sistemas Adhesivos

La odontología mínimamente invasiva ha tenido un gran auge en las últimas décadas debido a los grandes avances alcanzados en la adhesión, este tipo de visión busca un diseño de cavidad más conservador, es decir, que mantenga la mayor cantidad de tejido dental, para lograr esto es necesario tener una alta efectividad en los sistemas adhesivos a dentina y esmalte. Los sistemas adhesivos son compuestos de monómeros de resina que contienen grupos hidofílicos e hidrofóbicos, los cuales pueden interactuar con ambos sustratos, el dental y la resina. La evolución de los sistemas adhesivos ha pasado por varios pasos, con las primeras generaciones básicamente despreciables, la adhesión inicia realmente con la 4ta y 5ta generación en la que tenemos el grabado total, para pasar al autograbado en los adhesivos de la 6ta a la 8va generación, en la que la interacción entre los componentes y el sustrato es distinta. Los sistemas adhesivos universales, ampliamente usados en la actualidad, fueron introducidos en 2011 como adhesivos multipropósito, debido a que pueden ser utilizados como adhesivos auto gravantes o como adhesivos con técnica de grabado y enjuague, además de ser adecuados para técnica de grabado selectivo. Aunado a estas ventajas ofrecidas por los adhesivos que se unen a, básicamente, todos

los sustratos, encontramos también en su composición monómeros funcionales que adquieren un sentido distinto como los el 10-MDP, el cual es un monómero funcional que puede ser utilizado en cualquier tipo de técnica de grabado. Este monómero funcional tiene la capacidad de formar una adhesión fuerte a la superficie del diente al formar sales de calcio no solubles. (36)

Monómeros Funcionales y monómeros promotores de adhesión

La densidad de los monómeros de los adhesivos dentales modifica en gran medida las propiedades y características en cada tipo de adhesivo y afecta la interfaz de unión de estos al sustrato. Los monómeros se pueden clasificar como mono o multifuncionales, dependiendo de las características de sus moléculas y su capacidad de afectar al sustrato. Los monómeros base más utilizados en la odontología actualmente son el Bis-GMA, TEGDMA y el UDMA, que son la base de los adhesivos y resinas, sin embargo, estos tienen ciertas desventajas como monómeros en los adhesivos, como características mecánicas deficientes y una menor tasa de conversión, por lo que es necesaria su combinación y el desarrollo de nuevos monómeros multifuncionales, a estos monómeros se les conoce como monómeros promotores de la adhesión. Entre estos encontramos el 4-metacariloiloxietilo (4-META) el dimetacrilato de glicerofosfato (GPDM) y el 10-metaciloiloxidecil fosfato di hidrogenado (10-MDP). Estos monómeros fueron diseñados para realizar funciones sobre los sustratos como desmineralizar o grabar la superficie de los sustratos. Estos monómeros tienen características hidrofílicas y una afinidad iónica alta, los que les permite unirse a sustancias inorgánicas como las del sustrato dental y los materiales restaurativos. Esta

desmineralización y afinidad iónica da como resultado un mecanismo llamado “concepto de adhesión-descalcificación” en el que el monómero realiza una desmineralización de la hidroxiapatita dejando expuestos iones de calcio a los que se une formando enlaces fuertes y perdurables. (39)

10- MDP

Los adhesivos auto-grabantes utilizan monómeros ácidos para lograr una desmineralización del sustrato y así lograr la adhesión. El monómero más utilizado en la actualidad es el 10-MDP, el cual fue sintetizado por Kuraray. La amplitud de su uso se debe a la remarcable fuerza de adhesión que tiene a la dentina y la longevidad de la interfaz adhesiva mostrada por este componente. La interacción entre el 10-MDP y el sustrato dental promueve la formación de sales insolubles que protegen las fibras de colágeno, fundamentales para la formación de una adhesión perdurable. (40)

El 10-MDP ha demostrado una gran capacidad hidrofílica y de formación de estructuras de nano capas en la interfaz adhesiva lo que le confiere las características de longevidad y le permite unirse de mejor manera al sustrato de la dentina. (39)

Aunado a esto es observable una formación de la zona resistente ácido-base, la cual es mayor comparable con otros monómeros incluidos en los adhesivos auto-grabantes. Esta zona se forma únicamente con estos tipos de monómeros y su función es la de mejorar el sellado marginal al formar esta zona

resistente a ácidos, lo que permite una mayor resistencia a la formación de lesiones cariosas adyacentes a las restauraciones. (41)

La interacción de este monómero con la superficie de la zirconia no está completamente definida, sin embargo, según Nagaoka et al. Esta interacción se da de tres maneras. La primera es cuando el monómero de 10-MDP se absorbe en la superficie de la zirconia y se une a esta químicamente por la unión del fosfato del monómero (P) al oxígeno encontrado en la composición de la Zirconia (ZrO_2), y de los átomos de Zirconia (Zr) con los grupos hidroxilos (OH) del monómero. La segunda interacción se daría mediante una adhesión iónica debido a que algún grupo hidroxilo (OH) del 10-MDP libera protones de hidrógeno (H) dejando libre el oxígeno (O) que se une al fosfato (P) formando grupos (PO) y dejando la unión del hidrógeno liberado con el oxígeno de la Zirconia sin embargo esta unión se puede ver afectada por otros protones que se encuentren en la zona. Además de la adhesión iónica entre el 10-MDP y la Zirconia y la unión molecular, existe también la unión mediante una combinación de ambos métodos en la que las terminaciones del monómero de 10-MDP se unen en ambos tipos de enlaces en la misma molécula. (11)

Concepto APC

Los materiales principales para las restauraciones indirectas son cerámicas vítreas, es decir, que contienen sílice en su composición, lo que permite la preparación de la superficie del sustrato con ácido fluorhídrico y con la colocación de un agente de acoplamiento como el silano, esto le otorga la capacidad de adherirse con fuerzas adecuadas para realizar la cementación. Sin

embargo, existen otras cerámicas que no cuentan con esa fase vítrea en su composición, por lo que, no es posible realizar la preparación de esta superficie de la misma manera. Estas superficies han sido consideradas “cementables” de manera convencional, lo que los hace adecuados para restauraciones de recubrimiento completo, sin embargo, el problema se da cuando es necesaria la retención micromecánica y química por la falta de retención macro mecánica usual en restauraciones ideales. (1)

Durante décadas se ha intentado realizar la cementación adhesiva de este tipo de restauraciones, teniendo éxito a corto plazo, pero el éxito y la durabilidad a largo plazo no se conseguía en la práctica clínica. Kern et al. Realizaron estos protocolos que dieron buenos resultados, los cuales fueron tomados y mejorados para fundamentar el protocolo de cementación adhesiva actual. El concepto APC de Markus Blatz et al. Recomienda realizar una cementación adhesiva que conlleva tres pasos para la preparación del material restaurativo; el paso A consiste en realizar un arenado de la superficie con partículas de óxido de aluminio las cuales deben de estar entre 50 a 60 micras, a una presión menor de 2 bares. El segundo paso a realizar es la aplicación de un imprimador (primer) específico que contenga en su composición monómeros de 10-MDP, este primer aumenta la resistencia del complejo de adhesión a las restauraciones de zirconia. Para este paso es ampliamente recomendado el uso de agentes imprimadores, adhesivos y cementantes de la misma línea o marca, para evitar posibles interacciones inadecuadas. Por último, es necesario utilizar un cemento resinoso de curado dual o auto curado, lo que asegura la mayor tasa de conversión en la

polimerización del cemento para la restauración, dando las mejores características a la cementación adhesiva. Aunque inicialmente la zirconia no permitía el paso de la luz para la fotopolimerización, los bloques de zirconia de alta translucidez si permiten el paso de la luz, por lo que es recomendable utilizar en medida de lo posible cementos de curado dual para asegurar una polimerización adecuada. También es importante utilizar, en medida de lo posible, cementos resinosos que contengan 10-MDP entre sus componentes para asegurar la cantidad necesaria de este monómero.

MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de estudio experimental y transversal, en el cual fue comparada la resistencia al desplazamiento de dos agentes adhesivos que contengan MDP, los cuales son utilizados con frecuencia en la fase de final de la rehabilitación, con el fin de determinar cuál es la mejor opción para este proceso.

6.1. Confección De Las Muestras.

Fueron confeccionaron 10 muestras, de las cuales fueron seleccionadas 5 para cada grupo de Y-TZP fresadas con el uso de procesos CAD-CAM con proporciones de 6 mm de diámetro por 6 mm de longitud, que fueron sinterizadas en (horno, tiempo temperatura), estas muestras fueron acondicionadas con un arenado de partículas de óxido de alúmina de 50 micras, luego de esto fueron pasadas por el ultrasonido para su limpieza. Posterior a esto se colocó un agente adhesivo que contenga 10-MDP, a la mitad de las muestras se les colocó Mono Bond y a la mitad restante se les colocó Z Prime Plus. Después de esto, se colocaron muestras de cemento resinoso de polimerización dual (VarioLink Esthetic DC para muestras con Mono Bond y BisCement DC para muestras con Z Prime Plus) las cuales se realizaron con un conformador de 6mm de diámetro, una vez colocadas se polimerizaron (lámpara Bluephase de Ivoclar). Todos los materiales fueron manipulados conforme a las indicaciones del fabricante.

Una vez realizadas las muestras se obtuvo el área total de estas utilizando la fórmula del de un círculo ($A= \pi r^2$). Se realizaron las pruebas mecánicas de resistencia al cizallamiento, que se configuraron a una velocidad de 1mm por

minuto para lograr observar la fuerza de adhesión de las muestras analizadas, esta prueba se realizó en la máquina universal de pruebas mecánicas (marca y modelo).

La unidad de muestra fue seleccionada mediante varias características; el tamaño se consideró por el tamaño mínimo que debería tener para conseguir la resistencia adecuada tanto del YTZP como del cemento y que este no sea un factor en la adhesión, además de tomar en cuenta el tamaño necesario para ser colocado en la máquina de pruebas

El tipo de Zirconia fue seleccionado por las características físicas y mecánicas que se utilizan actualmente en la odontología comúnmente que es el tipo de Zirconia 3Y-ZTP.

El cemento resinoso fue elegido con varias bases, primero que fuera un cemento de polimerización dual, es decir, de polimerización química y lumínica, que posea la característica de ser autoadhesivo, que es el cemento resinoso más utilizado en la actualidad por la mayoría de los odontólogos, y por último que fuera compatible con los adhesivos que se planeaba utilizar.

Los imprimadores o adhesivos se escogieron que en sus componentes estuviera el 10-MDP que fue un criterio de inclusión que no se pudo pretermitir. Aunado a esto deberían ser un imprimador específico para Zirconia o aleaciones metálicas y un adhesivo o imprimador universal para cumplir con el propósito del estudio.



Figura 1. Muestra el conformador de cera para las muestras del cemento resinoso



Figura 2. Muestras de zirconia sinterizadas



Figura 3. Muestra los materiales utilizados para realizar las pruebas.

Micrografías que muestran la unión entre el cerámico de zirconia y la resina adherida por medio del agente adhesivo, como se observa en las figuras 1 y 2



Figura 4 Muestra C-R 1 a 16x



Figura 5 Muestra C-R 1 a 35x

6.2. Análisis de Resistencia al desprendimiento de las muestras en la Máquina Universal Istron.

Las muestras fueron analizadas.

Operator ID	Ing. Roberto Bernal Gonzalez
Company	Centro de Investigación en Materiales
Laboratory Name	Lab. Pruebas Mecánicas
Rate 1	5.00 mm/min
Humidity (%)	18.00000
Temperature (deg C)	23.00

Tabla 1. Condiciones experimentales aplicadas durante los análisis de resistencia adhesiva



Figura 6 Máquina Universal Istron empleada en la experimentación



Figura 7 tipo de Maquina Universal Istron empleada



Figura 8 Muestra montada en las mordazas de la Maquina Universal Istron

RESULTADOS

7.1. Resultados De La Medición De La Interface Cerámica-Resina Para Determinar El Grosor De Las Películas Del Adhesivo

Las interfaces cerámica-resina de las muestras, manifestaron promedios de grosor de película aproximado a las 9 micras de espesor, como se observa en la figura 6.

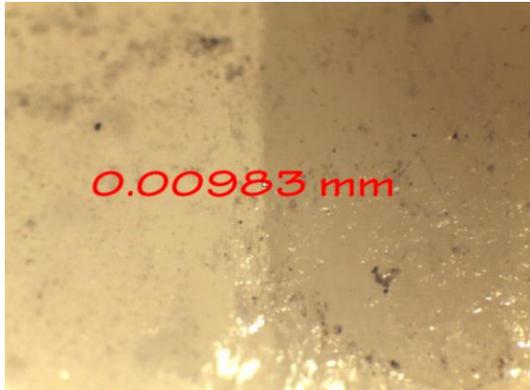
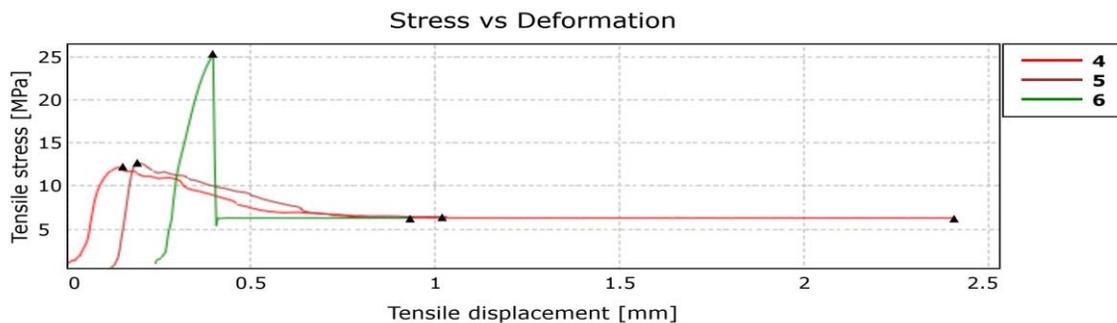


Figura 9 Muestra C-R 1 a 35x con medición de la zona de inter fase de 9 micras

7.2. Resultados de las pruebas destructivas tensiles para determinar la resistencia adhesiva de las muestras cerámica-resina



Gráfica 1. Gráficos representativos de los niveles de estrés máximos soportados por las muestras, hasta el punto de fallo

Tabla 1. Valores máximos de resistencia tensil soportados por las muestras adheridas con Mono bond, hasta el punto de fallo.

Specimen, fracture tipe	Specimen label	Force Maximum Load [N]	Tensile stress at Break [MPa]	Tensile stress at (Standard) Maximum Load [MPa]
1 Resina	MONOBOND	147.43	5.29	11.80
2 Resina	MONOBOND	222.36	5.24	17.80
3 Int	MONOBOND	243.31	6.28	19.48
4 Resina	MONOBOND	200.19	5.37	15.32
5 Int	MONOBOND	185.12	6.04	16.26
Mean		199.68	5.64	16.13
S.D.				
Maximum		243.31	6.28	19.48
Minimum		147.43	5.24	11.80

Tabla 2. Valores máximos de resistencia tensil soportados por las muestras adheridas con Z PRIME PLUS, hasta el punto de fallo.

Specimen, fracture tipe	Specimen label	Force Maximum Load [N]	Tensile stress at Break [MPa]	Tensile stress at (Standard) Maximum Load [MPa]
1 Resina	Z PRIME	153.27	6.29	12.27
2 Resina	Z PRIME	158.12	6.42	12.66
3 Resina	Z PRIME	315.71	6.29	25.28

4 Resina	Z PRIME	206.42	6.08	14.36
5 Resina	Z PRIME	237.09	6.15	15.24
Mean		214.12	6.24	15.92
S.D.				
Maximum		315.71	6.08	25.28
Minimum		153.27	6.42	12.27

	Area [mm ²]
Mean	12.49
S.D.	0.00
Maximum	12.49
Minimum	12.49



Figura 10. Muestras fracturadas posteriormente a los ensayos de tracción en la Máquina Universal Istron

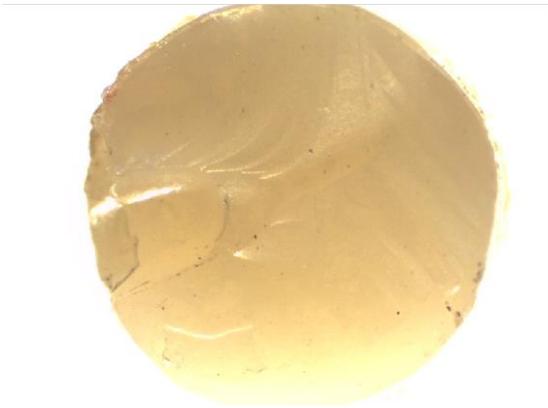


Figura 11. Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en el adhesivo



Figura 12. Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en la resina

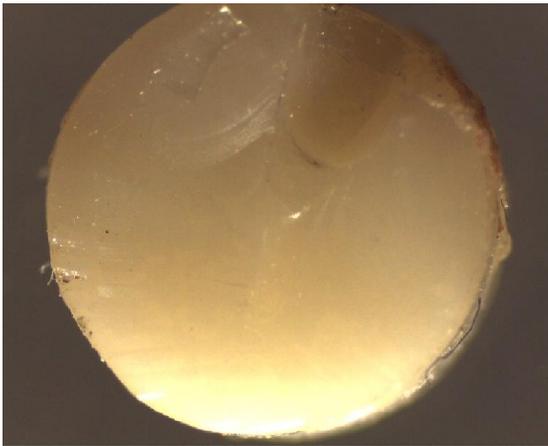


Figura 13. Muestra C-R 1 a 20 x con fractura en el adhesivo

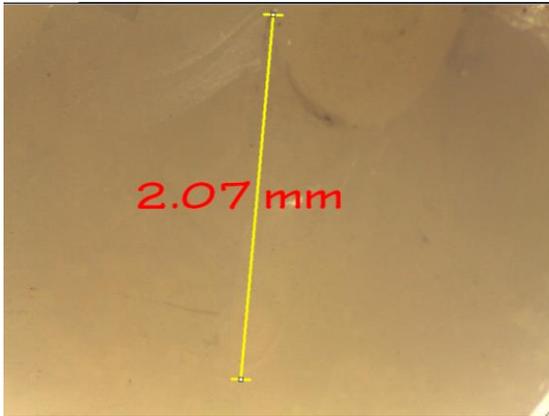


Figura 14. Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en el adhesivo y patrones de grietas de hasta 2.07mm

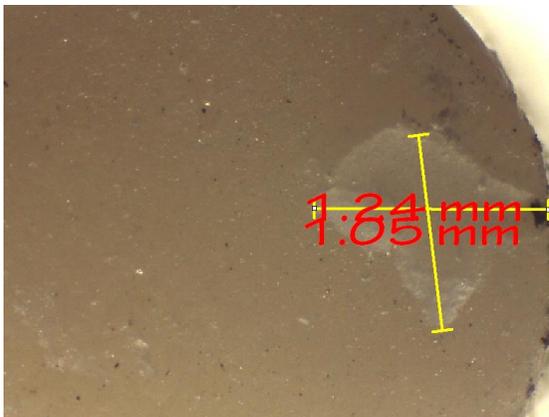


Figura 15. Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 1.24mm

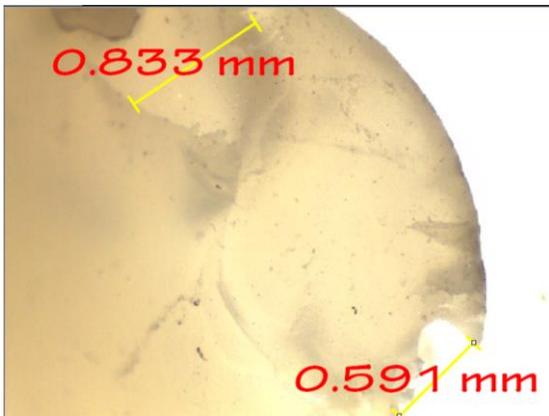


Figura 16. Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 0.833mm

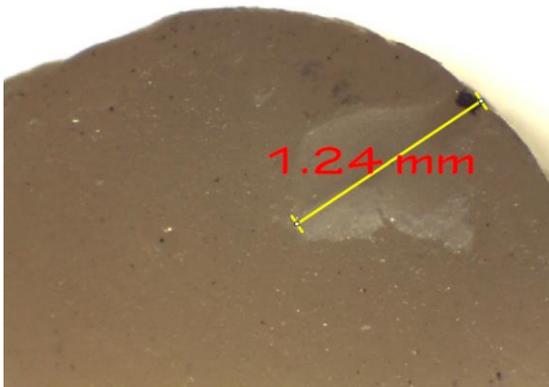


Figura 17. Muestra C-R 1 a 35 x con fractura en la resina con patrones de desprendimientos en breña de hasta 1.24mm

DISCUSION

La utilización de cerámicas dentales ha tenido una gran responsabilidad en la rehabilitación oral, con el auge de estos materiales restaurativos, debido a sus grandes beneficios como estética y biocompatibilidad. Sin embargo, estas han sufrido diferentes problemas, como la fractura de las cerámicas y la pérdida de las restauraciones por des cementación. Para mejorar las características mecánicas, tanto de las restauraciones como de los protocolos de cementación y adhesión, la *International Organization for Standardization* (ISO) ha estandarizado los métodos para probar las propiedades de los materiales dentales. Una de estas pruebas es la prueba de resistencia a la flexión o Bending Strength Test, la cual puede medir la resistencia de varias maneras, incluidas las pruebas de 3 puntos, 4 puntos o biaxiales. (42) Este tipo de pruebas son ampliamente utilizadas para recolectar información sobre la resistencia de adhesión sobre superficies de Zirconia, como ejemplo, Vaya et al. Realizaron una prueba para medir la resistencia flexural de la unión adhesiva entre carillas de cerámica feldespática y Zirconia, en las que realizaron pruebas de 3 y 4 puntos, en las que encontraron fallas adhesivas entre la resina y Zirconia, sin embargo en sus pruebas no incluyeron la preparación de la superficie de la Zirconia ni la colocación de un imprimador específico. (43)

Por otro lado, en una revisión sistemática de Scaminaci Russo et al. En el cual examinaron diversos artículos, encontraron que este tipo de unión puede ser examinada de varias maneras, sin embargo, las más utilizadas serán las de micro cizalla y las pruebas de resistencia micro tensil. La conclusión a la que llegan es

que, existiendo muchos métodos de prueba, de preparación de las muestras y los materiales a utilizar, es sumamente complicado realizar una comparación para determinar el mejor método, sin embargo, concluyen que es importante la realización de protocolos de tratamiento de la superficie que combinen métodos mecánicos y químicos para lograr la mayor efectividad a largo plazo. (2)

Luego, en el estudio de Özcan et al. En el que analizaron el potencial de adhesión entre cementos resinosos y de ionómero de vidrio, utilizando pruebas de resistencia a la flexión, aunadas en ciertos grupos a muestras pasadas por la máquina de termo ciclado, encontraron que las muestras a las que se les realizó el acondicionamiento fisicoquímico tuvieron mejores resultados, así como los cementos resinosos con contenido de 10-MDP también obtuvieron resultados más satisfactorios. (4) En el estudio de Saade et al. analizaron 105 muestras de Zirconia con diferentes preparaciones mecánicas de la superficie, teniendo como principal método el uso de arenado con partículas de diversos tamaños, en el cual realizaron análisis micro estructural y pruebas de resistencia de la adhesión, determinaron que el uso de partículas más grandes aunado a la cementación con cementos resinosos, tienen resultados más satisfactorios que las partículas más pequeñas, sin embargo, esto también modifica la estructura de la Zirconia, y además no especifican el uso de cementos o imprimadores con 10-MDP, por lo que los resultados pueden ser imprecisos.(44)

La utilización de cerámicas dentales ha tenido una gran responsabilidad en la rehabilitación oral, con el auge de estos materiales restaurativos, debido a sus grandes beneficios como estética y biocompatibilidad. Sin embargo, estas han

sufrido diferentes problemas, como la fractura de las cerámicas y la pérdida de las restauraciones por des cementación. Para mejorar las características mecánicas, tanto de las restauraciones como de los protocolos de cementación y adhesión, la *International Organization for Standardization* (ISO) ha estandarizado los métodos para probar las propiedades de los materiales dentales. Una de estas pruebas es la prueba de resistencia a la flexión o Bending Strength Test, la cual puede medir la resistencia de varias maneras, incluidas las pruebas de 3 puntos, 4 puntos o biaxiales. (42) Este tipo de pruebas son ampliamente utilizadas para recolectar información sobre la resistencia de adhesión sobre superficies de Zirconia, como ejemplo, Vaya et al. Realizaron una prueba para medir la resistencia flexural de la unión adhesiva entre carillas de cerámica feldespática y Zirconia, en las que realizaron pruebas de 3 y 4 puntos, en las que encontraron fallas adhesivas entre la resina y Zirconia, sin embargo en sus pruebas no incluyeron la preparación de la superficie de la Zirconia ni la colocación de un imprimador específico. (43)

Por otro lado, en una revisión sistemática de Scaminaci Russo et al. En el cual examinaron diversos artículos, encontraron que este tipo de unión puede ser examinada de varias maneras, sin embargo, las más utilizadas serán las de micro cizalla y las pruebas de resistencia micro tensil. La conclusión a la que llegan es que, existiendo muchos métodos de prueba, de preparación de las muestras y los materiales a utilizar, es sumamente complicado realizar una comparación para determinar el mejor método, sin embargo, concluyen que es importante la

realización de protocolos de tratamiento de la superficie que combinen métodos mecánicos y químicos para lograr la mayor efectividad a largo plazo. (2)

Luego, en el estudio de Özcan et al. En el que analizaron el potencial de adhesión entre cementos resinosos y de ionómero de vidrio, utilizando pruebas de resistencia a la flexión, aunadas en ciertos grupos a muestras pasadas por la máquina de termo ciclado, encontraron que las muestras a las que se les realizo el acondicionamiento fisicoquímico tuvieron mejores resultados, así como los cementos resinosos con contenido de 10-MDP también obtuvieron resultados más satisfactorios. (4) En el estudio de Saade et al. analizaron 105 muestras de Zirconia con diferentes preparaciones mecánicas de la superficie, teniendo como principal método el uso de arenado con partículas de diversos tamaños, en el cual realizaron análisis micro estructural y pruebas de resistencia de la adhesión, determinaron que el uso de partículas más grandes aunado a la cementación con cementos resinosos, tienen resultados más satisfactorios que las partículas más pequeñas, sin embargo, esto también modifica la estructura de la Zirconia, y además no especifican el uso de cementos o imprimadores con 10-MDP, por lo que los resultados pueden ser imprecisos.(44)

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

1. Al respecto de la resistencia adhesiva en discos de Zirconia cementados a resina con agente adhesivo Z Prime Plus, correspondiente al Grupo A, respecto del adhesivo Mono Bond Plus, correspondiente al Grupo B, se identificó que el agente adhesivo Z Prime Plus, manifestó los mayores valores de la resistencia adhesiva.
- 2.- Al comparar los resultados obtenidos entre los grupos de Z Prime Plus contra el grupo de Mono Bond Plus, se observaron puntos de fallo adhesivo ante menores cargas tensionales en la máquina universal Istron, de aproximadamente $6.24\text{MPa} < 5.64\text{MPa}$.
3. Los tipos de fallo que se manifestaron como más frecuentes fueron los fallos en el cuerpo del cemento de resina, observados con características de tipo irregular similar al tipo breña, los pocos fallos en el adhesivo fueron manifiestos en el adhesivo Universal Mono bond Plus.
- 4.- por todo lo anterior se comprueba la hipótesis de investigación como válida al determinar que hubo una diferencia respecto de los valores de resistencia adhesiva, entre las técnicas y sistemas adhesivos para la unión entre zirconia y cemento de resina.

LITERATURA CITADA

1. Blatz MB, Alvarez M, Sawyer K, Brindis M. How to Bond Zirconia: The APC Concept. Compendium. 2016 Oct;
2. Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giahetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. Dentistry Journal. 2019Aug1;
3. Quigley N, Dent MC, Loo D, Choy C, Ha W. Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia: A systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2017;
4. Özcan M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. The Journal of Adhesive Dentistry. 2015;17. doi:10.3290/j.jad.a33525
5. Hasan NH, Nayif MM, Taqa AA. Adhesion to Zirconia Restorations a Problem Can Be Solved. IJERMDC. 2019 Jun;6. doi: 10.6084/m9.figshare.9786086
6. Alves dos Santos R, Alves de Lima E, Sarmiento Mendonça L. Can universal adhesive systems bond to zirconia? Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2019; doi: <https://doi.org/10.1111/jerd.12521>
7. Ferreira da Silva D, Oliveira Lopes R, Caetano de Souza N, Leitão Marcondes M. Bond to Zirconia Ceramic: Evaluation of Different Primers and a Universal Adhesive. The Open Dentistry Journal. 2018; doi:10.2174/1874210601812010929,
8. Bezerra R, Chasse Barreto S, Mohsen Alfrisany N. Effect of silane and MDP-based primers on physico-chemical properties of zirconia and its bond strength to resin cement. ScienceDirect. 2019;35. doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.008>
9. Lawson NC, Jurado CA, Huang C, Morris GP, Burgess JO, Liu P, et al. Effect of surface treatment and cement on fracture load of traditional zirconia (3y), translucent

- zirconia (5y), and lithium disilicate crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(6):659–65. doi:10.1111/jopr.13088
10. Samimi P, Hasankhani A, Matinlinna J, Mirmohammadi H. Effect of Adhesive Resin Type for Bonding to Zirconia Using Two Surface Pretreatments. *J Adhes Dent*. 2016; doi:10.3290/j.jad.a34593
 11. Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Scientific Reports*. 2017;7.
 12. Sharafeddin F., Shoale S. Effects of Universal and Conventional MDP Primers on the Shear Bond Strength of Zirconia Ceramic and Nanofilled Composite Resin. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.*, 2018 March; 19(1): 48-56.
 13. Dobrzański LA, Dobrzański LB. Dentistry 4.0 concept in the design and manufacturing of Prosthetic Dental Restorations. *Processes*. 2020;8(5):525. doi:10.3390/pr8050525
 14. The Glossary of Prosthodontic Terms. (2018). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1), 10–92. doi:10.1016/j.prosdent.2005.03.01
 15. Nallaswamy D. *Textbook of Prosthodontics*. Chennai, Tamil Nadu: JP Medical Ltd; 2017.
 16. Mackenzie L, Banerjee A. Minimally Invasive Direct Restorations: A practical guide. *British Dental Journal*. 2017;223(3):163–71. doi:10.1038/sj.bdj.2017.661
 17. Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical effectiveness of bulk-fill and conventional resin composite restorations: Systematic review and meta-analysis. *Polymers*. 2020;12(8):1786. doi:10.3390/polym12081786
 18. Hinostroza G. *Adhesión en la Odontología Restauradora*. Curitiba, Paraná: Editorial Maio; 2010.

19. Moraes R, Cenci M, Moura J, eClinical performance of resin composite restorations. *Curr Oral Health Rep* , (2022). <https://doi.org/10.1007/s40496>
20. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, Rajati H, Karamad R. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Journal of Prosthodontics*. 2017; doi:10.1111/jopr.12651
21. Abad-Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P. Adhesive Systems Used in Indirect Restorations Cementation: Review of the Literature. *Dentistry Journal*. 2019; doi:10.3390/dj7030071
22. Malament KA, Margvelashvili-Malament M, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Att W. 10.9-year survival of pressed acid etched monolithic e.max lithium disilicate glass-ceramic partial coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position, age, sex, and the type of partial coverage restoration (inlay or onlay). *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(4):523–32. doi:10.1016/j.prosdent.2020.07.015
23. Rocca G, Rizcalla N, Dietschi D, Krejci I. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent*. 2015 Autumn;
24. Iglesias Puig MA. Restauraciones de recubrimiento parcial indirectas adheridas en sectores posteriores: indicaciones actuales. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2021;23.
25. Vagropoulou GI, Klifopoulou GL, Vlahou SG, Hirayama H, Michalakis K. Complications and survival rates of inlays and onlays vs complete coverage restorations: A systematic review and analysis of studies. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2018;45(11):903–20. doi:10.1111/joor.12695
26. Edelhoff D, Stimmelmayer M, Schweiger J, Ahlers MO, Güth J-F. Advances in materials and concepts in fixed prosthodontics: A selection of possible treatment

modalities. *British Dental Journal*. 2019;226(10):739–48. doi:10.1038/s41415-019-0265-z

27. Bitencourt SB, Bastos NA, Mazza LC, Rangel EC, De Souza GM, da Silva Pereira F, et al. Effect of handling material on mechanical and optical properties of feldspathic porcelain. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;33(6):919–24. doi:10.1111/jerd.12665
28. Faus-Matoses V, Ruiz-Bell E, Faus-Matoses I, Ozcan M, Salvatore S, Faus-Llacer VJ, A 8-year prospective clinical investigation on the survival rate of feldspathic veneers: Influence of occlusal splint in patients with bruxism, *Journal of Dentistry* (2020), doi: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103352>
29. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*. 2020;32(8):365–72. doi:10.1016/j.sdentj.2020.05.004
30. Culp L. Empress 2. First year clinical results. *J Dent Technol* . 1999 Mar;
31. Mansour Y, Al-Omiri M, Khader Y, Al-Wahadni A. Clinical performance of IPS-Empress 2 ceramic crowns inserted by general dental practitioners. *J Contemp Dent Pract* . 2008;
32. Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber H-P. Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(5):782–90. doi:10.1016/j.prosdent.2018.11.024
33. Chen SE, Park AC, Wang J, Knoernschild KL, Campbell S, Yang B. Fracture resistance of various thickness e.max Cad lithium disilicate crowns cemented on different supporting substrates: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(9):997–1004. doi:10.1111/jopr.13108

34. Bona A, Pecho O, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*. 2015;8(8):4978–91. doi:10.3390/ma8084978
35. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, Peampring C. Current classification of Zirconia in dentistry: An updated review. *PeerJ*. 2023;11. doi:10.7717/peerj.15669
36. Migliau G. Classification Review of Dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*. 2017;8(1):1. doi:10.11138/ads/2017.8.1.001
37. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An updated comprehensive review. *Molecules*. 2023;28(4):1619. doi:10.3390/molecules28041619
38. Sinha I. Adhesive cementation of ceramic restorations: A comprehensive review. *INNOSC Theranostics and Pharmacological Sciences*. 2023;6(1):28–34. doi:10.36922/itps.197
39. Dressano D, Salvador MV, Oliveira MT, Marchi GM, Fronza BM, Hadis M, et al. Chemistry of novel and contemporary resin-based dental adhesives. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;110:103875. doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103875
40. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto C, Paula A, Coelho A. 10-MDP based dental adhesives: Adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*. 2019;12(5):790. doi:10.3390/ma12050790
41. Nikaido T, Nurrohman H, Takagaki T, Sadr A, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage in hybrid layer and acid–base resistant zone at the adhesive/dentin interface. *Microscopy and Microanalysis*. 2015;21(5):1271–7. doi:10.1017/s1431927615015068

42. Miura D, Miyasaka T, Aoki H, Aoyagi Y, Ishida Y. Correlations among bending test methods for dental hard resins. *Dental Materials Journal*. 2017;36(4):491–6. doi:10.4012/dmj.2016-304
43. Gee C, Weddell JN, Swain MV. Comparison of three and four point bending evaluation of two adhesive bonding systems for glass-ceramic zirconia bi-layered ceramics. *Dental Materials*. 2017;33(9):1004–11. doi:10.1016/j.dental.2017.06.007
44. Saade J, Skienhe H, Ounsi H, Matinlinna JP, Salameh Z. <p>effect of different combinations of surface treatment on adhesion of resin composite to zirconia</p>. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*. 2019;Volume 11:119–29. doi:10.2147/ccide.s204986

ANEXO 1

The Journal of Adhesion, 87:53–71, 2011
Copyright © Taylor & Francis Group, LLC
ISSN: 0021-8464 print/1545-5823 online
DOI: 10.1080/00218464.2011.538322



Systematic Evaluation of Bonding Strengths and Fracture Toughnesses of Adhesive Joints

Arun Krishnan and L. Roy Xu

Department of Civil and Environmental Engineering,
Vanderbilt University, Nashville, Tennessee, USA

A systematic experimental investigation to determine the shear, tensile, and fracture properties of adhesive joints with bonded same-materials (polymer-polymer) and bi-materials (metal-polymer) is reported. Full-field optical techniques including photoelasticity and coherent gradient sensing (CGS) are employed to record the stress development and failure in these adhesive joints. Five types of strong and weak adhesives are used in conjunction with five different types of materials [aluminum, steel, polymethylmethacrylate (PMMA), polycarbonate, and Homalite[®]-100] to produce a variety of bonded material systems. Weld-on[®]-10 and a polyester bonding consistently show higher tensile and shear bonding strengths. Bi-material systems in shear and fracture report lower properties than the same-material systems due to a higher property mismatch in the former. The resulting complete experimental data are expected to be immensely helpful to computational mechanists in simulating failure mechanics of adhesive joints.

Keywords: Adhesive bonding; Bi-materials; Fracture toughness; Shear strength; Tensile strength

1. INTRODUCTION

A dissimilar-material joint is a special type of material boundary at which two or more different materials are joined together (*e.g.*, aluminum with polycarbonate) by means of an adhesive. This type of an interface poses challenging problems in characterizing its associated

Received 15 November 2009; in final form 14 September 2010.

One of a Collection of papers honoring David A. Dillard, the recipient in February, 2010 of *The Adhesion Society Award for Excellence in Adhesion Science, Sponsored by 3M*.

Address correspondence to L. Roy Xu, Mechanical Engineering Department, University of Texas, 500 W. University Ave., El Paso, TX 79968, USA. E-mail: lrxu@utep.edu

Systematic Evaluation of Bonding Strengths and Fracture Toughnesses of Adhesive Joints

Arun Krishnan and L. Roy Xu

Department of Civil and Environmental Engineering,
Vanderbilt University, Nashville, Tennessee, USA

A systematic experimental investigation to determine the shear, tensile, and fracture properties of adhesive joints with bonded same-materials (polymer-polymer) and bi-materials (metal-polymer) is reported. Full-field optical techniques including photoelasticity and coherent gradient sensing (CGS) are employed to record the stress development and failure in these adhesive joints. Five types of strong and weak adhesives are used in conjunction with five different types of materials [aluminum, steel, polymethylmethacrylate (PMMA), polycarbonate, and Homalite[®]-100] to produce a variety of bonded material systems. Weld-on[®]-10 and a polyester bonding consistently show higher tensile and shear bonding strengths. Bi-material systems in shear and fracture report lower properties than the same-material systems due to a higher property mismatch in the former. The resulting complete experimental data are expected to be immensely helpful to computational mechanists in simulating failure mechanics of adhesive joints.

Keywords: Adhesive bonding; Bi-materials; Fracture toughness; Shear strength; Tensile strength

1. INTRODUCTION

A dissimilar-material joint is a special type of material boundary at which two or more different materials are joined together (e.g., aluminum with polycarbonate) by means of an adhesive. This type of an interface poses challenging problems in characterizing its associated

Received 15 November 2009; in final form 14 September 2010.

One of a Collection of papers honoring David A. Dillard, the recipient in February, 2010 of *The Adhesion Society Award for Excellence in Adhesion Science, Sponsored by 3M*.

Address correspondence to L. Roy Xu, Mechanical Engineering Department, University of Texas, 500 W. University Ave., El Paso, TX 79968, USA. E-mail: lrxu@utep.edu

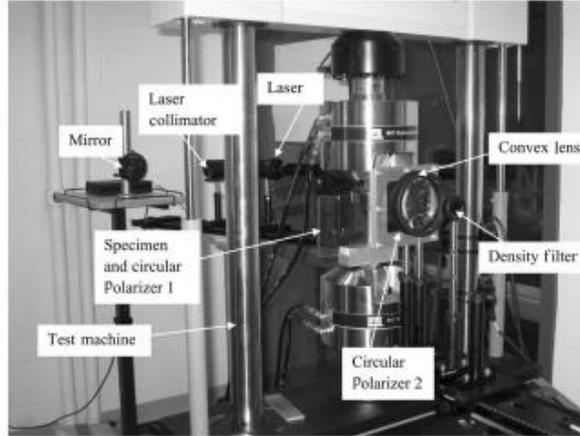


FIGURE 1 Experimental setup of a mechanical-optical system to record in-situ photoelasticity during loading process.

The isochromatic fringe patterns observed in polycarbonate and Homalite[®] specimens are the contours of the maximum in-plane shear stress,

$$\tau_{\max} = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{2} = \frac{Nf_{\sigma}}{2h}, \quad (1)$$

where σ_1 and σ_2 are in-plane principal stresses, N is the fringe order, f_{σ} is the stress-fringe constant, and h is the specimen thickness [13]. The optical system included a He-Ne laser source (17 mW), a laser collimator, and a reflection mirror. The collimator was used to provide a large and collimated laser beam of approximately 50-mm diameter. The purpose of the mirror was to adjust the laser beam to a desired position for a specific experiment. The imaging system included a digital camera used to capture fringe development and a density filter in front of the camera to reduce the intensity of the laser beam entering the camera directly. A convex lens with a focal length 150 mm was added to the system to record the whole field of view. An important issue in obtaining good-quality images is to focus the digital camera at infinity, and to ensure that the distance between the convex lens and the specimen is slightly larger than the focal length of the convex lens. Another technique used in this study, coherent gradient sensing technique developed by Tippur et al. [14], was used to obtain fringes of gradients of $\sigma_1 + \sigma_2$ in PMMA specimens, as seen in Fig. 2. Both of these

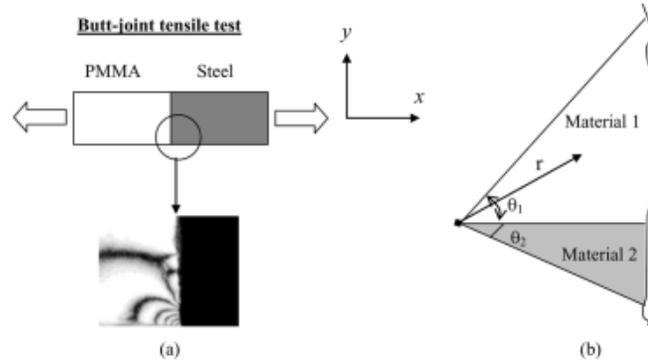


FIGURE 2 (a) Coherent Gradient Sensing (CGS) photograph showing a strong stress concentration (associated with fringe pattern concentrations) at the free edges of a bonded metal and polymer subjected to tensile load (b) Angular definition of a bi-material wedge.

techniques were used to determine the stress state and to observe the crack initiation in our shear specimens.

3. TENSILE STRENGTHS OF SAME AND DISSIMILAR-MATERIAL JOINTS

3.1. Free-Edge Stress Singularity and Specimen Designs to Remove the Stress Singularity

For some specific bi-material corners or edges, several researchers including [15] and [16] have shown that stress singularities exist. The asymptotic stress field of a bi-material corner can be expressed by

$$\sigma_{ij}(r, \theta) = \sum_{k=0}^N r^{-\lambda_k} K_k f_{ijk}(\theta) \quad (i, j = 1, 2, 3), \quad (2)$$

where $f_{ijk}(\theta)$ is an angular function and K_k is also known as the “stress intensity factor.” The fracture mechanics terminology stress intensity factor is used in interfacial mechanics to characterize a similar stress singularity problem. It should be noticed that for an interfacial fracture problem (assuming initial debonding), the stress singularity at a crack tip is intrinsic and cannot be removed. However, the stress singularity in interfacial strength investigation such as bi-material joints (assuming perfect bonding) can be removed through appropriate

Planar and axisymmetric bonded specimens (with the same bonding area) were used for testing specimens in tension. The planar tension specimens are 254 mm long (individual halves are 127 mm long), 38 mm wide, and 6 mm thick. These specimens were used to make same and bi-material joints. The length and thickness of all the specimens were chosen such that the gripping pressure from the MTS system did not cause any specimen damage. The two types of planar tension specimens with straight edges and convex edges are illustrated in Fig. 3a and b, and the two types of axisymmetric specimens with straight edges and convex edges are shown in Fig. 3c and d. The free-edge stress singularity was completely removed in axisymmetric convex joint specimens [18]. In all our reported data of the tensile strengths of bi-material specimens, only axisymmetric specimens with convex edges (Fig. 3d) were used. All of the failure modes were visually observed to be adhesive failure, *i.e.*, failure was always along the interface or bonding line.

Downloaded by [Xu, L. Roy] At: 22:37 20 January 2011

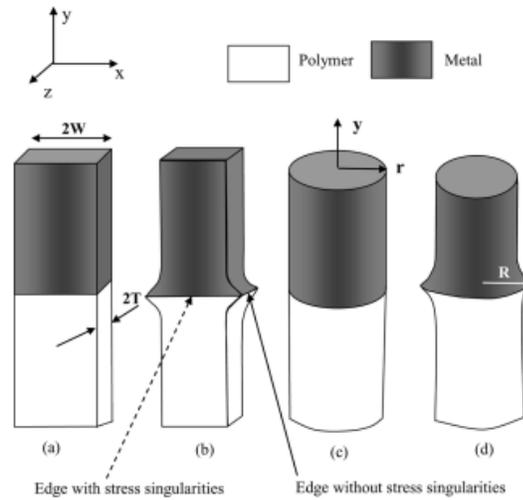


FIGURE 3 Schematic diagrams of metal-polymer joint specimens with (a) straight edges (baseline); (b) convex edges with least stress singularities; (c) axisymmetric straight joints (baseline); (d) axisymmetric convex joints with least stress singularities.

3.2. Comparisons of Tensile Bonding Strengths for Different Material Systems and Adhesives

In each of the tables, such as Table 1, the results for same-material joints are reported first followed by the bi-material data. The first column mentions the type of bonding and the joint materials. The second column presents the data as a mean strength, while the third column reports the difference between the weak and strong bonding of the same-material joints. In all the tables, Loctite adhesives are referred to by their corresponding numbers. For example, 384 would denote the weak bond produced by utilizing Loctite 384 adhesive. W10 refers to the strong adhesive Weld-on[®] 10. This convention is used in all the tables presented in this study.

Material systems bonded with Weld-on[®] 10 show a higher tensile strength, than the same-material systems bonded with Loctite 384 as seen in Table 1. A general trend observed in our tensile strength data is that PMMA material systems show a higher value of tensile strength than polycarbonate systems. All of the specimens were observed to fail in sudden and brittle tension along the interface. To ensure repeatability, at least five specimens were tested in each case. In order to provide a complete database of the same-material bonding of different polymer systems, some results from our previous

TABLE 1 Tensile Bonding Strengths for Same and Bi-Material Joints

Material/adhesive/material	Tensile strength (MPa)	Notes
Same-material bond		
Polycarbonate/384/Polycarbonate	6.06	+113% increase
Polycarbonate/W10/Polycarbonate	12.93	strong/weak
PMMA/384/PMMA	12.66	+64% increase
PMMA/W10/PMMA	20.87	strong/weak
Homalite [®] /Polyester/Homalite [®]	28	[19]
Homalite [®] /W10/Homalite [®]	7.74	
Homalite [®] /330/Homalite [®]	7.0	
Homalite [®] /384/Homalite [®]	6.75	
Homalite [®] /5083/Homalite [®]	1.53	[19]
Bi-material bond		
Polycarbonate/384/aluminum	9.57	[18]
Polycarbonate/W10/aluminum	11.35	
PMMA/384/aluminum	10.01	[18]
PMMA/W10/aluminum	12.85	[19]
Homalite [®] /330/steel	5.38	
Homalite [®] /384/steel	3.25	

Note: W10 = Weld-on[®] 10.

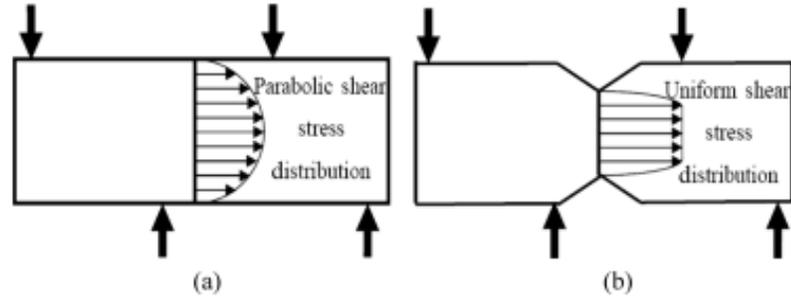


FIGURE 4 Schematic models indicating the structure of (a) Short-beam shear and (b) Iosipescu specimen.

a near constant shear stress variation as illustrated in Fig. 4. The Iosipescu set-up was used to measure the shear strength of both types of specimens with the same specimen width. Iosipescu and short-beam shear specimens were 76.2 mm long (individual halves were 38.1 mm long), 19.1 mm wide, and 5.4 mm thick. In addition, Iosipescu specimens have a notch with a depth of 3.8 mm at the center [21]. Short-beam shear specimens were exclusively utilized to measure the shear strength of the bonded same-materials. Iosipescu shear specimens were used to measure the shear bonding strength for both same-, and bi-material joints.

Coherent gradient sensing experiments were carried out to obtain fringe patterns from bi-material specimens of PMMA/W10/aluminum. This is shown in Fig. 5 where an Iosipescu specimen is subjected to increasing shear load. Aluminum is not transparent and, hence, the fringes were seen only on the PMMA block. The set of four pictures shown in Fig. 5 illustrate the fringe development in the specimen from a small initial load until failure. A strong stress concentration is seen at the loading points and near the concave joint between aluminum and PMMA. Unlike tensile specimens, we were unable to design convex joints for bi-material shear specimens; hence, the free-edge stress singularity still existed in bi-material shear specimens.

In the case of specimens with polycarbonate, photoelasticity experiments were carried out to obtain fringe patterns which are contours of maximum in-plane shear stress given by Eq. (1). These patterns, as seen in Fig. 6, were obtained for short-beam shear specimens at loads of 12.5 and 25% of their final failure load. A finite element model of the specimen was built with ANSYS 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA), to obtain the stress distributions in the bonded specimen. A two-dimensional analysis was employed for bonded polycarbonate

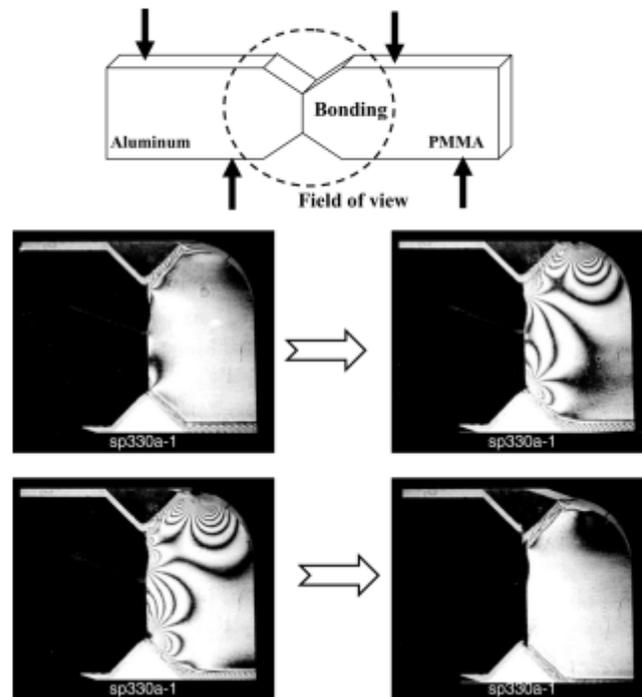


FIGURE 5 CGS fringe pattern development for bonded PMMA/W10/aluminum Iosipescu shear specimen. The first snapshot shows fringe just evolving as the loading is increased and the last snapshot shows the final fracture in the bonded bi-material specimen with a clear shear displacement at the interface.

materials. The mesh was comprised of only Plane 42 elements to meet the requirements of the plotting software Tecplot[®] (Tecplot, Inc., Bellevue, WA, USA). Displacements were applied to the specimen edges to simulate realistic boundary conditions. An iterative procedure was adopted to ensure that the nodes at the lower boundary were free of tensile load as it is impossible for these nodes to be in tension. The obtained loading pattern was anti-symmetric across the interface. Further details of the loading condition and the finite element model can be found in [22]. This stress value was then converted to a fringe, order, N , which, in turn, was converted into a grayscale value. Half-order fringes (0.5, 1.5, 2.5, etc.) were given a value of 255 and full-order fringes (0, 1, 2, etc.) were assigned a value of 0 on the grayscale spectrum. The grayscale values were assigned based on what was observed in the experiments. The half-order fringes are completely

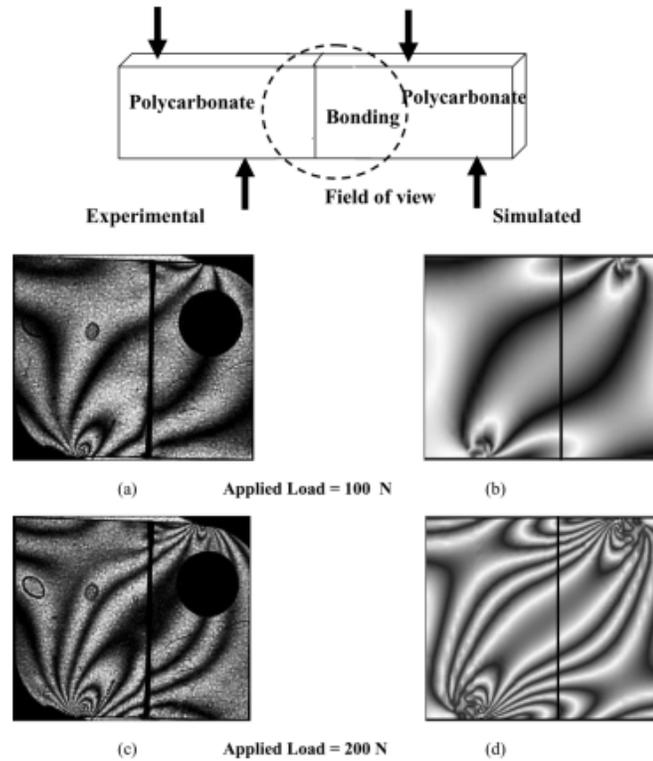


FIGURE 6 Comparison between experimental and finite element generated fringe patterns for a typical polycarbonate short-beam shear specimen.

dark and, hence, have a value of 255, and *vice versa* for the full-order fringes. The resulting fringe patterns, plotted with Tecplot, are compared with the experimentally observed patterns as depicted in Fig. 6. A close match was obtained between the simulated and experimental patterns, thereby validating our finite element model.

4.2. Shear Strength Comparisons and Effect of the Interface Shear Stress on the Bonding Strength

The shear strengths from the different material-systems are reported in Tables 2 and 3. The shear strength values were obtained by using

$W = 30$ mm, and thickness of $B = 5.4$ mm, their initial crack length, a , was 15 mm, as shown in Fig. 7.

The Mode-I fracture toughness, K_{IC} , for same-material joints was calculated using Eq. (5) [25]:

$$K_{IC} = \left(\frac{P_Q S}{B W^{3/2}} \right) f(x) \quad 0 < x = a/W < 1 \quad (5)$$

$$f(x) = \frac{3}{2} \sqrt{x} \frac{[1.99 - x(1-x)(2.15 - 3.93x + 2.7x^2)]}{(1+2x)(1-x)^{3/2}},$$

where P_Q is the maximum load from the load-displacement plot, S is the support span (here 100 mm), and $f(x)$ accounts for the correction due to the specimen geometry. In the case of bi-materials, the calculation of fracture toughness becomes very different. First, the asymptotic stress field of an interfacial crack in a bi-material specimen, σ_{ij} , can be expressed as [26]

$$\sigma_{ij} = \frac{1}{\sqrt{2\pi r}} [\operatorname{Re}\{K r^{i\epsilon}\} \sigma_{ij}^{-I}(\theta; \epsilon) + \operatorname{Im}\{K r^{i\epsilon}\} \sigma_{ij}^{-II}(\theta; \epsilon)], \quad (6)$$

where $K = K_1 + iK_2$ is the complex stress intensity factor, σ_{ij}^I and σ_{ij}^{II} are the stresses in Mode-I and Mode-II, and ϵ is a function of Dundur's parameters, β , and is given by:

$$\epsilon = \frac{1}{2\pi} \ln \left\{ \frac{1-\beta}{1+\beta} \right\}. \quad (7)$$

The elastic properties of aluminum include a Young's modulus of $E = 71$ GPa, a shear modulus $\mu = 26.7$ GPa, and a Poisson's ratio of $\nu = 0.33$. Corresponding elastic properties for polycarbonate used in this calculation are $E = 2.4$ GPa, $\mu = 0.9$ GPa, and $\nu = 0.34$. Hence,

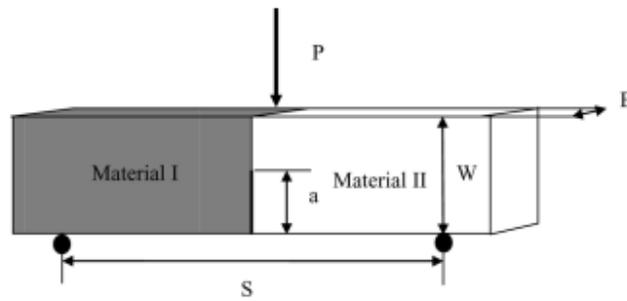


FIGURE 7 Bi-material specimen for mode-I fracture toughness measurement ($a/W = 0.5$).

the two Dundur's parameters for the material combination of polycarbonate and aluminum are calculated as $\alpha = 0.93$ and $\beta = 0.31$. It should be noted here that PMMA, although chemically different, has similar elastic properties similar to polycarbonate. Therefore, the Dundur's parameters for PMMA/aluminum are also close to the values given above. A schematic of our bi-material specimen used to obtain the fracture toughness value is illustrated in Fig. 7.

A general form for the stress intensity factor for a bi-material specimen is given as [27]

$$K = YT\sqrt{a}a^{-i\alpha}e^{i\psi}, \quad (8)$$

where $T = P(3S/W^2)$ and Y and ψ are calibrating factors which depend on a/W , B/W , and the Dundur's parameters. Then the stress intensity factor in Mode-I can be expressed as

$$K_I = \text{Re}\{Ka^{i\alpha}\}. \quad (9)$$

Using Eq. (8) and (9), the bi-material fracture toughness, K_{IC} , is calculated as

$$K_{IC} = \frac{3P_Q S}{BW^2} Y \sqrt{a} \cos(\psi) \quad (10)$$

Here, $Y = 2.4$ and $\psi = 7.8$ degrees; the fitting parameters are obtained from [27] for $\beta = \alpha/3$, as is in our case.

5.2. Fracture Toughness Results

The material systems and their measured K_{IC} values are presented in Table 4. During experiments, the load required to break the specimen completely under three-point bending was recorded and the value of K_{IC} was calculated using Eq. (5) for same-material joints and using Eq. (10) for bi-material systems. It was observed that Weld-on[®] 10 bonding shows a higher value of K_{IC} than Loctite 384 bonding for most material systems. There is an increase in K_{IC} of the strong bonding over the weak bonding by 36% for the same-material specimens, and by 85% for bi-material specimens with polycarbonate involved. Similar to its tensile and shear bonding strengths, PMMA shows a better bonding with the two types of adhesives and, hence, a greater value of fracture toughness is obtained for bonded PMMA specimens than for bonded polycarbonate specimens. Meanwhile, bi-material specimens consistently show a lower value of Mode-I fracture toughness than the corresponding same-material specimens.

TABLE 4 Mode-I Fracture Toughness for Same and Bi-Material Joints

Material/adhesive/material	Mean K_{IC} (MPa m ^{1/2})	Difference (%)
Same-material bond		
Polycarbonate/384/Polycarbonate	0.64	+36%
Polycarbonate/W10/Polycarbonate	0.86	
PMMA/384/PMMA	0.71	+147%
PMMA/W10/PMMA	1.74	
Homalite [®] /Polyester/Homalite [®]	0.56	[19]
Homalite [®] /W10/Homalite [®]	0.83	
Homalite [®] /330/Homalite [®]	0.75	
Homalite [®] /384/Homalite [®]	0.38	
Homalite [®] /5083/Homalite [®]	0.19	[19]
Bi-material bond		
Polycarbonate/384/Aluminum	0.13	+85%
Polycarbonate/W10/Aluminum	0.24	
PMMA/384/Aluminum	0.15	+87%
PMMA/W10/Aluminum	0.28	

Surprisingly, Homalite[®]/polyester/Homalite[®] material systems show lower fracture toughness than other strong adhesive systems used in conjunction with Homalite[®]: Weld-on[®] 10 and Loctite 330. It should be noted that polyester provides the highest tensile and shear bonding strengths, as can be seen in Tables 1 and 2. Therefore, strength and fracture toughness are very different parameters and should be measured for every new material system. The fracture toughnesses of other adhesive systems show a trend similar to the bonding strengths of the same-material joints, *i.e.*, bonding strengths increase with fracture toughnesses from weak bonding to strong bonding.

6. CONCLUSIONS

Five different types of strong and weak adhesives (Weld-on[®] 10, Loctite 384, Loctite 330, Loctite 5083, and a polyester) were used in conjunction with five types of materials (aluminum, steel, PMMA, polycarbonate, and Homalite[®]) to produce a variety of bonded material systems. These material systems (same- and bi-material joints) were tested in shear, tension, and fracture. Results indicate that materials bonded with Weld-on[®] 10 and polyester consistently show higher tensile and shear bonding strengths than the same-material systems bonded with other adhesives. In general, bi-material systems in shear and fracture show lower properties than the same-material systems due to higher property mismatch involved in bi-material systems. Specimens bonded with PMMA consistently

ANEXO 2

CONTINUING EDUCATION 1

BONDING ZIRCONIA

How to Bond Zirconia: The APC Concept

Markus B. Blatz, DMD, PhD; Marcela Alvarez, DDS, MSD; Kimiya Sawyer, RDT; and Marco Brindis, DDS

Abstract: Zirconia has become one of the most popular materials in dentistry. New high-translucent zirconia ceramics have favorable optical properties and can be applied as monolithic full-contour restorations in various clinical indications for posterior and anterior teeth. However, having reliable cementation protocols is fundamental for clinical success of indirect ceramic dental restorations, including those made from zirconia materials. Resin bonding supports ceramic restorations and is necessary for onlays, laminate veneers, and resin-bonded fixed dental prostheses. The APC zirconia-bonding concept is based on decades of research on how to achieve high and long-term durable bond strengths to high-strength ceramics. It includes three practical steps: (A) air-particle abrasion, (P) zirconia primer, and (C) adhesive composite resin. This article discusses the history and development of high-translucent zirconia and explains the necessity for proper cementation. The rationale and science behind a simplified zirconia-bonding concept is explained and illustrated with a clinical case presentation.

LEARNING OBJECTIVES

- Discuss the development of new high-translucent zirconia ceramics
- Explain the importance of resin bonding on the clinical success of ceramic restorations
- Describe the proper bonding protocols for zirconia restorations

DISCLOSURES: Dr. Blatz has received honoraria from Nobel Biocare and Zirkonzyl, Noritake Dental, and research support from 3M ESPE. Ms. Sawyer is a paid consultant for Kuraray Noritake.

Several new materials and technologies have had a tremendous impact on clinical dentistry and helped revolutionize traditional restorative treatment concepts. Zirconium-dioxide (ZrO_2 , zirconia) ceramics have fundamentally changed clinical applications and the range of indications for all-ceramic restorations, from single-tooth restoration to full-mouth implant-supported rehabilitations.^{1,2}

The first CAD/CAM-fabricated zirconia (more accurately termed yttria-stabilized zirconium dioxide, or yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals [Y-TZP]) coping was introduced in the late 1990s to provide a strong and more esthetic framework for a porcelain-fused-to-zirconia (PFZ) restoration. Nobel Procera[®] Zirconia (Nobel Biocare, Nobelbiocare.com) was the first popular product, followed by Lava[™] Zirconia (3M ESPE, 3mespe.com) in the early 2000s. The demand for PFZ crowns increased rapidly due their esthetic properties and the zirconia core material of more than 1000 MPa in high flexural strength. Early studies and clinical experiences, however, indicated high incidences of chipping and fractures, especially within the veneering porcelain.³ Better understanding of the material enabled the development of veneering porcelains that better matched the physical and thermal properties of

the zirconia framework.^{4,5} Consequently, researchers conducting newer clinical studies could not find differences in the long-term performance between PFZ and porcelain-fused-to-metal (PFM) crowns.^{6,7} Still, widespread concerns about veneer-porcelain chipping and the more technique-sensitive firing (and handling) of zirconia persisted, and ultimately led to the development of CAD/CAM-fabricated monolithic full-contour zirconia restorations that did not require application of a veneering porcelain.

Numerous products have entered the market. In the meantime, millions of full-contour zirconia restorations have been inserted and their use has proven to be an efficient and cost-effective alternative to layered indirect restorations due the CAD/CAM fabrication process. Translucency of this second generation of zirconia materials was slightly improved compared with first-generation materials while retaining similar flexural strength values. However, customization and individual shading had to be achieved through soaking or applying liquid dye to the milled green-stage or presintered material and external staining after sintering.

To simplify the process, some manufacturers have introduced pre-shaded zirconia blanks, some of them with multiple layers of slightly different shades between dentin and enamel areas to better simulate

the appearance of natural teeth. Restorations made with multilayered zirconia can still be modified and customized to a certain degree with external stains or simply polished to the desired luster.

The latest generation of zirconia materials has a significantly higher degree of translucency, providing greatly improved esthetics. The use of multilayer high-translucent zirconia materials, in particular, provides a great range of esthetic possibilities, specifically for anterior teeth.⁶ The higher translucency is achieved by slight changes of the yttria (Y_2O_3) content (5 mol% or more instead of the conventional 3 mol%), which is used to stabilize the tetragonal zirconia phase, causing a higher amount of cubic phase particles. Cubic zirconia offers significantly greater light transmission but lower physical strength. High-translucent zirconia has flexural strength values between 550 MPa and 800 MPa, depending on the degree of translucency; the higher the translucency, the lower the flexural strength.⁷ Its specific properties make it a viable material alternative for the esthetic zone. If bonded properly, it can be even used for laminate veneers and onlays.

Ceramic Bonding

Ceramic materials are brittle and cannot undergo plastic deformation as metal alloys do. Therefore, their modulus of elasticity and behavior under functional stress is different from metals. The crystalline structure allows for crack propagation when the surface is damaged or external forces become excessive. Therefore, the type of luting agent and technique for permanent cementation have a

significant influence on the clinical success of all-ceramic restorations.^{8,9} In general, adhesive bonding with composite resins and adequate pretreatment of the abutment tooth and ceramic bonding surface have the ability to support ceramic restorations, improve retention, reduce microleakage, and increase fracture resistance of the restoration and abutment tooth.¹⁰ The clinical procedures and surface pretreatment steps differ, depending on the composition and mechanical properties of the ceramic substrate.⁹ The two major categories of ceramic materials are silica based (ie, feldspathic, leucite-reinforced, lithium disilicate) and non-silica-based high-strength ceramics, which include alumina and zirconia. The quality and durability of the bond between the composite resin and ceramic are key for clinical success.^{8,11} They typically depend on the surface topography of the substrate, surface energy, and chemical interaction with the resin.⁸ As with any adhesive interactions, contamination of the bonding surfaces has adverse effects on bond strengths.

Hydrofluoric-acid etching, followed by application of a silane-coupling agent, is recommended for glassy-matrix ceramics.¹¹ Hydrofluoric-acid etching selectively dissolves the glass matrix and produces a porous, irregular surface of increased wettability. Application of a silane-coupling agent on the etched ceramic surface increases adhesion through mechanical interlocking and coupling the silica (silicon oxides) to the organic matrix of resin materials by means of siloxane bonds.¹¹ The intaglio surfaces of silica-based ceramic restorations should not be treated with blunt



Fig 1. Preoperative extraoral view of a patient's smile exhibiting compromised esthetic situation. **Fig 2.** Preoperative frontal intraoral view in maximum intercuspitation. **Fig 3.** Preoperative occlusal view of maxillary arch. **Fig 4.** Diagnostic wax-up to determine functional and esthetic parameters. **Fig 5.** Preparation of maxillary anterior tooth segment to control vertical dimension of occlusion.

surface-roughening methods such as air-particle abrasion or grinding as they may create microcracks, which function as crack initiators and may lead to fractures.

High-strength, metal-oxide-based ceramics such as alumina and zirconia are typically considered "cementable" due to their high inherent flexural strength, which exceed typical chewing forces.²⁷ Therefore, zirconia-based crowns and bridges with adequate retention and ceramic material thickness can be cemented conventionally. Resin-modified glass-ionomer or self-adhesive resin cements are preferred and provide at least a certain level of adhesion to both teeth and ceramic without additional time-consuming and technique-sensitive priming steps.³⁰ Manufacturers' instructions should be followed closely, as some recommend air-particle abrasion with aluminum-oxide before cement application,³¹ while others do not. Some self-adhesive resin cements can be "tack cured" with a curing light for a few seconds, leaving the cement in a doughy stage for easy removal of excess material before complete polymerization.³² In general, one should carefully clean any indirect restoration before final cementation, for example in ethanol or acetone in an ultrasonic cleaning unit.

The APC Zirconia-Bonding Concept

While considered "cementable," some zirconia restorations benefit from insertion with composite resin-luting agents. These include zirconia restorations that are less strong, are thin, lack retention, or rely on resin bonding, such as resin-bonded fixed prostheses³⁴ or bonded laminate veneers. The success of resin bonding relies on the proper materials selection and adequate treatment of tooth and restoration bonding surfaces.⁹

The abutment tooth is treated with a bonding agent as recommended by the manufacturer. Only dentin bonding agents specifically indicated for indirect restorations should be selected, as many self-etch adhesives are limited to direct restorations due to their increased film thickness and photopolymerization.³⁵

The resin bond to high-strength ceramics has been investigated for more than 2 decades now. The classic articles by Kern and his colleagues³⁶⁻³⁸ demonstrated that for high-strength ceramics, many bonding protocols work in the short term, but that strong and durable long-term resin bonds are achieved only after surface pretreatment with air-particle abrasion and use of an adhesive composite-resin luting agent that incorporates special adhesive phosphate monomers, especially 10-methacryloyloxydecyl-dihydrogen phosphate (MDP).³⁹⁻⁴¹ In fact, some of those adhesive resin cements were developed to bond to metal-alloy restorations.

Our first research studies on bonding to alumina and zirconia started in the early 2000s and have, in the meantime, comprised thousands of specimens and most surface pretreatment and cement options commonly available.^{42,43,44-46} In contrast to other studies, which used polished ceramic samples, we investigated the actual intaglio surfaces of CAD/CAM-fabricated ceramic restorations. We found that, in addition to the adhesive composite resins, specific primers containing adhesive phosphate monomers, ie, MDP, have the ability to better wet the slightly rough surfaces and provide superior long-term bond strengths to air-particle-abraded high-strength ceramics. Several other treatments have been examined, including the use of various acid etchants and plasma coating. Some have shown promising results,



Fig 5. Preparation of maxillary anterior tooth segment to control vertical dimension of occlusion. **Fig 6.** Full-contour CAD/CAM design of maxillary anterior teeth. **Fig 7.** Full-contour monolithic high-translucent zirconia crowns for restorations for maxillary anterior teeth on the master cast.

but limited feasibility in daily clinical practice routine.

To practically achieve the high and long-term durable resin bond strengths to zirconia, we recommend a three-step approach. To simplify this protocol, we have termed it the "APC zirconia-bonding concept": APC-Step A: Air-particle abrade the bonding surface with aluminum oxide; APC-Step P: Apply special zirconia primer; and APC-Step C: Use dual-cure or self-cure composite resin cement.

APC-Step A

After restoration cleaning, zirconia should be air-particle abraded (APC-Step A) with alumina or silica-coated alumina particles; some call this procedure *sandblasting* or *microetching*. A chairside microetcher using small particles (50 μm to 60 μm) at a low pressure (below 2 bar) is sufficient.^{47,48,49-51} The overall effect of alumina

pretreatment seems more important than actual surface roughening, especially with its ability to effectively decontaminate the bonding surfaces.²² As the effects of air-particle abrasion on the flexural strength of zirconia have been discussed extensively, most existing studies indicate that particularly small particles actually provide a strengthening effect.²³

APC-Step P

The subsequent step includes application of a special ceramic primer (APC-Step P), which typically contains special adhesive phosphate monomers, onto the zirconia bonding surfaces.^{24,25} The monomer MDP, which is also used in some dentin bonding agents and cements, has been shown to be particularly effective to bond to metal oxides. Such primers may also increase bonding abilities of other cements, such as resin-modified glass ionomers, to zirconia.²⁶ However, it is highly suggested to stay within recommended company product lines for bonding agents, primers, and cements, and to not interchange products from different manufacturers, which may have similar names, but likely different chemical compositions that may not be compatible with each other. Some clinicians may be confused due to the fact that some special zirconia primers also contain silanes, which make them universally applicable to various materials, including silica-based ceramics. But remember that silanes have no contributing effect to long-term bond strengths to metal-oxide-based ceramics unless they are

coated with a silica-based ceramic or silica-containing particles.²⁷

APC-Step C

Dual- or self-cure composites (APC-Step C) should be used to ensure adequate polymerization/conversion beneath the zirconia restoration, which reduces light transmission.⁸ However, high-translucent zirconia transmits enough light that the shade of the cement or composite-resin luting agent influences the final appearance of such restorations. It is, therefore, highly recommended to verify the anticipated appearance with try-in pastes and select the most adequate cement shade based on the individual situation and shade of the abutment tooth.

The APC zirconia-bonding concept is not limited to teeth and also applied in the laboratory, for example for implant reconstructions that include cemented zirconia components.

For new high-translucent zirconia products with lower flexural strength, proper bonding is even more important and may be necessary for restorations fabricated at minimum thickness. It is mandatory for bonded restorations such as resin-bonded fixed dental prostheses,²⁴ laminate veneers, and inlays/onlays,^{27,28} all of which can be fabricated from zirconia with excellent longevity, as long as they are bonded correctly.¹⁴

The described APC zirconia-bonding concept is not new but rather a culmination of research studies spanning 2 decades to identify effective, yet clinically feasible, bonding protocols. Findings from recent systematic literature reviews, which evaluated the data of more



Fig 8. Maxillary occlusal view of cemented anterior full-contour high-translucent zirconia crowns and refined conservative preparations of posterior teeth for onlays and crowns. **Fig 9.** Occlusal view of posterior monolithic high-translucent zirconia restorations on the model. **Fig 10.** Lingual view of maxillary right posterior high-translucent zirconia restorations on the model. **Fig 11.** Lingual view of maxillary left posterior high-translucent zirconia restorations on the model. **Fig 12.** Posterior monolithic high-translucent zirconia onlay and crown restorations.

than 140 different zirconia-bonding studies, arrived at the same conclusions.^{23,24} It is, of course, our goal to continue the search for possibly even more effective bonding methods to broaden clinical indications and increase the longevity of zirconia-based restorations.

Case Presentation

A 40-year-old patient presented with the chief complaint: "My teeth are cracking, and I would like to have my original bite." Dental findings included Class I occlusion with slight misalignment between teeth Nos. 8 and 9. Generalized severe occlusal wear and slight Class I mobility of teeth Nos. 23 to 26 were noted. Caries lesions were found on teeth Nos. 2, 4, 6, 8, 9, and 14 and abfraction lesions on teeth Nos. 4, 5, 10, 11, 13, 20, and 21. Figure 1 through Figure 3 depict the preoperative situation. Full-mouth rehabilitation was suggested. The goals for the restorative treatment were management of erosive etiology, conservation of tooth structure, and long-term protection of the restorations. A diagnostic wax-up was instrumental in determining functional and esthetic treatment goals and establishing new anterior guidance (Figure 4). A comprehensive, step-by-step treatment approach was applied, which, after periodontal pretreatment, caries control, and provisionalization, included definitive preparation (Figure 5) and restoration of the maxillary anterior teeth to establish anterior occlusal guidance. CAD/CAM-fabricated full-contour monolithic high-translucent zirconia crowns (Katana™ UTML Ultra Translucent Multi-Layered, Kuraray Noritake Dental, kuraraynoritake.com) were

fabricated (Figure 6 and Figure 7) and cemented with self-adhesive resin cement (Panavia SA, Kuraray Noritake Dental). Figure 8 demonstrates the cemented anterior crowns and refined conservative preparations of posterior teeth, which were performed with minimal tooth-structure removal. High-translucent monolithic zirconia onlays and crowns were fabricated (Katana Zirconia UT, Kuraray Noritake Dental) (Figure 9 to Figure 12). The posterior restorations were adhesively bonded following the APC zirconia-bonding concept. APC-Step A involved air-particle abrasion with 50- μ m aluminum oxide at 1.5 bar with a chairside microetcher (Figure 13), followed by application (APC-Step B, Figure 14) of a special ceramic primer (Clearfil™ Ceramic Primer, Kuraray Noritake) with adhesive phosphate monomers (MDP). Relative moisture and contamination control was achieved with cotton rolls and retraction cords. Rubber dam placement, which is always preferred, was difficult in this situation. The enamel surfaces of the abutment teeth were selectively etched (Figure 15) with 35% phosphoric acid (K-Etchant Gel, Kuraray Noritake Dental) and the dentin conditioned (Figure 16) with a self-etch dentin primer (Panavia V5 Tooth Primer, Kuraray Noritake Dental). A dual-cure adhesive resin (Panavia V5 Paste Universal, Kuraray Noritake Dental) was dispensed directly into the restorations with an automix syringe. The restorations were inserted, and excess cement was carefully removed (Figure 17 and Figure 18) before light polymerization (Figure 19). Postoperative views depict the treatment outcome (Figure 20 to Figure 22).



Fig 13.



Fig 14.

Fig 13. The APC-step A: air-particle abrasion with 50- μ m aluminum oxide at 1.5 bar with chairside microetcher. Fig 14. The APC-step B: application of special ceramic primer with adhesive phosphate monomers. Fig 15. Selective enamel etching of abutment teeth with phosphoric acid for 20 seconds. Fig 16. Application of self-etch dentin primer. Fig 17. The APC-step C: application of dual-cure composite resin. Insertion of restorations and cleaning of excess composite material with a sable brush.



Fig 15.



Fig 16.



Fig 17.

Conclusions

Reliable cementation protocols and materials are fundamental for clinical success of indirect ceramic dental restorations, including those made from zirconia materials. New high-translucent zirconia ceramics have favorable optical properties and can be applied as monolithic full-contour restorations in various clinical indications for posterior and anterior teeth. Resin bonding supports ceramic restorations and is necessary for onlays, laminate veneers, and resin-bonded fixed dental prostheses. The APC zirconia-bonding concept is based on decades of research on how to achieve high and long-term durable bond strengths to zirconia. It includes three practical steps: (A) air-particle abrasion, (P) zirconia primer, and (C) adhesive composite resin.

ABOUT THE AUTHORS

Markus B. Blatz, DMD, PhD

Professor of Restorative Dentistry, Chair, Department of Preventive and Restorative Sciences, School of Dental Medicine, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania

Marcela Alvarez, DDS, MSD

Private Practice, San Antonio, Texas

Kimyo Sawyer, RDT

President, Corp Dental Laboratory, Malden, Massachusetts

Marco Brindley, DDS

Assistant Professor of Clinical Prosthodontics and Interim Chair, Department of Prosthodontics, Louisiana State University School of Dentistry, New Orleans, Louisiana

Queries to the authors regarding this course may be submitted to authorqueries@aegiscomm.com.

REFERENCES

1. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci*. 2010;52(4):531-539.
2. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, et al. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent*. 2010;23(4):213-216.
3. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*. 2010;104(4):247-257.
4. Ozer F, Mante FK, Chiche G, et al. A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int*. 2014;45(1):31-38.
5. Takeichi T, Kataoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):455-61.
6. Bergler M, Blatz MB, Mante FK. Translucency of full-contour zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2015;94(Spec issue A):3534 (Abstr).
7. Conejo J, Kobayashi K, Mante F, Blatz MB. Flexural strength of new high-translucent zirconia and lithium disilicate ceramics with two specimen dimensions. *J Dent Res*. 2016;95(Spec issue B):1162 (Abstr).
8. Blatz MB, Sadian A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268-274.
9. Blatz MB, Oppes S, Chiche G, et al. Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int*. 2008;39(1):23-32.



Fig 18. Careful interproximal removal of excess composite material. **Fig 19.** Light polymerization of composite resin for 60 seconds from each side. **Fig 20.** Postoperative occlusal view of maxillary arch with full-contour monolithic high-translucent zirconia restorations on all teeth. **Fig 21.** Postoperative frontal intraoral view in maximum intercuspation with full-contour high-translucent zirconia restorations. **Fig 22.** Postoperative extraoral view of patient's smile.



10. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*. 2002;4(1):7-22.
11. Blatz MB, Sedan A, Maltezos C, et al. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *Am J Dent*. 2004;17(3):169-172.
12. Blatz MB, Bergler M. Clinical application of a new self-adhesive resin cement for zirconium-oxide ceramic crowns. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(10):776-781.
13. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Invest*. 2010;14(2):187-192.
14. Maggio M, Bergler M, Kerrigan D, Blatz MB. Treatment of maxillary lateral incisor agenesis with zirconia-based all-ceramic resin bonded fixed partial dentures: a case report. *Amer J Esthet Dent*. 2012;2(4):226-237.
15. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(1):12-20.
16. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*. 1995;73(3):240-249.
17. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.
18. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*. 2000;2(2):139-147.
19. Blatz MB, Sedan A, Arch GH Jr, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):381-387.
20. Blatz MB, Sedan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):356-362.
21. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*. 2007;38(9):745-753.
22. Quass AC, Yang B, Kern M, Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater*. 2007;23(4):506-512.
23. Song JY, Park SW, Lee K, et al. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2013;110(4):274-280.
24. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, et al. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent*. 2012;14(4):385-392.
25. Nakayama D, Koizumi H, Komine F, et al. Adhesive bonding of zirconia with single-liquid acidic primers and a tri-n-butylborane initiated acrylic resin. *J Adhes Dent*. 2010;12(4):305-310.
26. Alhassar T, Ozer F, Chiche G, Blatz MB. Effect of different ceramic primers on shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement to zirconia. *J Adhes Sci Technol*. 2016; DOI: 10.1080/01694243.2016.1184404.
27. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*. 2002;33(6):415-426.
28. Menta FK, Ozer F, Walter R, et al. The current state of adhesive dentistry: a guide for clinical practice. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34:Spec 9:2-8.
29. Özcan M, Bemasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015;17(1):7-26.
30. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2014;93(4):329-334.



CHICAGO 2017
the AMERICAN PROSTHODONTIC SOCIETY

89TH ANNUAL MEETING
OF THE AMERICAN PROSTHODONTIC SOCIETY
FEBRUARY 23-24, 2017 | SWISSÔTEL | CHICAGO, ILLINOIS

AT THE
CROSSROADS
OF DISCOVERY
TECHNOLOGY & ART

Learn more and register at prostho.org

ADA C-E-R-P® | Continuing Education
Recreation Program

The American Prosthodontic Society is an ADA C-E-R-P® recognized provider. ADA C-E-R-P® is a service of The American
Dentists Association to assist dental professionals in identifying quality providers of continuing dental education.
www.aadp.org or www.aadp.org/education

FEATURING WORLD-
RENOWNED SPEAKERS

Mr. Peter Angelus
Dr. Edmond Bedrossian
Dr. Marco Brindis
Dr. Lyndon Cooper
Mr. Jungo Erido
Dr. Jonathan Esquivel
Dr. Lee Jameson
Mr. Robert Kreyer
Dr. Frank LaMar

Mr. Dene LeBeau
Dr. Gary Morris
Dr. Martin Oswald
Dr. Marnady Reishad
Dr. Susanne Scherer
Dr. Ami Schmidt
Dr. Clark Stanford
Dr. Jonathan Wiens



Dr. Joseph M Huryn
2016-2017



Dr. Tom Salinas
89th Annual Meeting

How to Bond Zirconia: The APC Concept

Markus B. Blatz, DMD, PhD; Marcela Alvarez, DDS, MSD; Kimiyo Sawyer, RDT; and Marco Brindis, DDS

This article provides 2 hours of CE credit from AEGIS Publications, LLC. Record your answers on the enclosed Answer Form or submit them on a separate sheet of paper. You may also phone your answers in to 877-423-4471 or fax them to 215-504-1502 or log on to compendiumce.com/go/1637. Be sure to include your name, address, telephone number, and last 4 digits of your Social Security number.

Please complete Answer Form on page 628, including your name and payment information.
YOU CAN ALSO TAKE THIS COURSE ONLINE AT COMPENDIUMCE.COM/GO/1637.

- The increased translucency of recent high-translucent zirconia materials is due to:**
 - a higher amount of cubic-phase particles.
 - a lower amount of cubic-phase particles.
 - new staining techniques.
 - excessive sintering.
- High-translucent zirconia has flexural strength values between:**
 - 100 MPa and 240 MPa.
 - 240 MPa and 550 MPa.
 - 550 MPa and 800 MPa.
 - 1000 MPa and 1500 MPa.
- As a general rule for zirconia:**
 - the higher the translucency, the higher the flexural strength.
 - the higher the translucency, the lower the flexural strength.
 - the lower the translucency, the lower the flexural strength.
 - the degree of translucency is not correlated with flexural strength.
- Ceramic materials are brittle and:**
 - undergo plastic deformation as metal alloys do.
 - behave like metals under functional stress.
 - have the same modulus of elasticity as metals.
 - cannot undergo plastic deformation as metal alloys do.
- Adhesive bonding of ceramic restorations:**
 - increases their fracture resistance.
 - reduces microleakage.
 - improves retention.
 - All of the above.
- The preferred surface treatment when bonding to silica-based ceramics is:**
 - hydrofluoric-acid etching and silane application.
 - grinding with diamond bur and silane application.
 - air-particle abrasion without any other surface treatment.
 - silane application without any other surface treatment.
- The preferred surface treatment when bonding to zirconia is:**
 - hydrofluoric-acid etching and silane application.
 - grinding with diamond bur and silane application.
 - air-particle abrasion with alumina and zirconia primer application.
 - silane application without any other surface treatment.
- Air-particle abrasion of zirconia bonding surfaces:**
 - should never be done.
 - is not necessary.
 - must be done with large alumina particles (at least 110 μm) at high pressure of above 4 bar.
 - can sufficiently be done with small alumina particles (50 μm to 60 μm) at low pressure below 2 bar.
- Special zirconia primers:**
 - typically contain adhesive phosphate monomers, such as MDP, which bond to metal oxides.
 - are not necessary.
 - always come in different shades to match the adjacent tooth color.
 - must be applied before air-particle abrasion.
- Composite resins for zirconia bonding:**
 - should be light-cure materials.
 - should be dual- or self-cure materials.
 - are not available in different shades.
 - None of the above.

Course is valid from 10/1/2016 to 10/31/2018. Participants must attain a score of 70% on each quiz to receive credit. Participants receiving a failing grade on any exam will be notified and permitted to take one re-examination. Participants will receive an annual report documenting their accumulated credits, and are urged to contact their own state registry boards for special CE requirements.

ADA CERP® | Continuing Education Recognition Program

AEGIS Publications, LLC, is an ADA CERP Recognized Provider. ADA CERP is a service of the American Dental Association to assist dental professionals in identifying quality providers of continuing dental education. ADA CERP does not approve or endorse individual courses or instructors, nor does it imply acceptance of credit hours by boards of dentistry. Concerns or complaints about a CE provider may be directed to the provider or to ADA CERP at www.ada.org/cerp.



Approved PACE Program Provider
FAGD/MAGD Credit
Approval does not imply acceptance
by a state or provincial board of
dentistry or AGD endorsement
1/1/2013 to 12/31/2016
Provider ID# 209722