UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROCESOS DE ADHESIÓN DE LA ZIRCONIA.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

CLAUDIA LIZET ROMERO NAVA

TUTOR: DR. MANUEL DAVID PLATA OROZCO

MÉXICO, D.F.

2010

Universidad Nacional Autónoma de México
UNAM
Biblioteca Central
Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A Dios

Por estar presente hoy y siempre a mi lado, y por permitirme realizar este sueño.

A mis padres: Marcos y Ernestina

Por ser el mejor ejemplo a seguir en mi vida, por todo su amor, apoyo confianza, por existir. Los amo con todo mi ser.

A mi hermana Adriana

Por llegar a cambiar mi vida, por ser la compañerita incondicional que siempre quise tener. ¡Te quiero!

A mi abuelita

Por ser la persona más especial que pude conocer, por el amor que siempre me demostró, y por ser un ángel en mi vida.

A Rebeca y Raquel

Les agradezco ser las amigas que son, esas que sólo aparecen una vez en la vida; por estar conmigo en mis alegrías, mis tristezas, por comprenderme y quererme como soy.

A mis amigos

A todos y cada uno de ustedes, por llegar en el momento preciso y quedarse a mi lado, por sus enseñanzas, por su apoyo y cariño.

Al doctor Manuel Plata

Por el tiempo y conocimientos que me dedicó para la realización de este trabajo. ¡Muchas gracias doctor!

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra y al Doctor José Arturo Fernández Pedrero

Por brindarme su ayuda y dedicarme parte de su tiempo. Mil gracias.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN 5

OBJETIVOS 6

-Objetivo general

-Objetivos específicos

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES DE LOS ADHESIVOS

EN ODONTOLOGÍA 7

CAPÍTULO 2. GENERALIDADES

2.1 Definición de adhesivo 11

2.2 Características de un adhesivo 12

2.3 Características de la zirconia 14

2.4 Utilización de la zirconia en Odontología 15

2.5 Características del esmalte 18

2.6 Características de la dentina 19

CAPÍTULO 3. ACONDICIONAMIENTO DE ESMALTE Y DENTINA

3.1 Acondicionamiento del esmalte 21

3.2 Acondicionamiento de la dentina 25

CAPÍTULO 4. TÉCNICAS Y CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LA ADHESIÓN

4.1 Técnica de adhesión a esmalte y dentina utilizando cementos de resina 28

4.2 Factores que afectan la adhesión 32

CAPÍTULO 5. INTERACCIÓN DE LA ZIRCONIA CON LOS CEMENTOS DENTALES

5.1 Fosfato de zinc 36

5.2 Policarboxilato de zinc 37

5.3 Ionómero de vidrio 38

5.4 Cementos a base de resina 40

CAPÍTULO 6. ASPECTOS IMPORTANTES SOBRE LA ADHESIÓN DE LA ZIRCONIA A LA PORCELANA 43

CONCLUSIONES 46

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 47

INTRODUCCIÓN

La odontología, depende en gran parte de la calidad y aplicación de materiales de restauración, y de la evolución en las técnicas adhesivas encaminadas a lograr una excelente unión entre éstos y el diente; sin embargo, aún en nuestros días, no se puede decir que se haya logrado ya crear una técnica adhesiva ideal, con la cual una restauración pueda garantizar un éxito seguro.

Es importante, por eso, conocer las diferentes variables que influyen para lograr los mejores resultados clínicos, pues no solo depende de un buen sistema adhesivo, sino también de la zona que se debe rehabilitar, y del material con el que se va a restaurar.

Cada aspecto a considerar es de vital importancia, ya que son muy diferentes las estructuras del esmalte y de la dentina, lo que modifica, por consiguiente, la técnica adhesiva a utilizar. En cuanto al material de restauración, en prótesis, actualmente, existen cada vez más alternativas, como la zirconia, un material relativamente nuevo en Odontología, que ha ido poco a poco ganando terreno debido a sus propiedades como alta dureza y estética, y la utilización de dicho material requiere conseguir una unión lo suficientemente resistente y duradera que permita además un buen sellado de la restauración al diente.

Este trabajo, tiene como propósito realizar una revisión bibliográfica que logre exponer los procesos por medio de los cuales, la zirconia se adhiere a estructuras como esmalte y dentina, y así determinar si sus propiedades de adhesión son adecuadas e igual de atractivas, o mejores que otros materiales utilizados en prótesis dental.

OBJETIVOS

Objetivo general

Determinar los diferentes procesos de adhesión de las restauraciones a base de zirconia, a las estructuras dentales.

Objetivos específicos:

-Describir los factores que influyen en el fracaso de la adhesión de la zirconia a la superficie dental y a la porcelana de recubrimiento.

-Identificar las diferencias entre la estructura del esmalte y dentina, y cómo influye en la aplicación de los sistemas adhesivos.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES DE LOS ADHESIVOS EN ODONTOLOGÍA

La evolución de los sistemas adhesivos, aunque es lenta, es constante. Se tienen registros desde las culturas precolombinas mayas e incas, en las cuales, entre el año 300 y 900 d.C., se realizaban incrustaciones en los dientes anteriores, incluso en los primeros molares con jadeíta, pirita, turquesa, cuarzo, hematita, serpentina, y en menos ocasiones en obsidiana. En estas incrustaciones se han encontrado que los pegamentos o sustancias adhesivas contienen compuestos parecidos a los fosfatos de calcio insoluble, con presencia de sílices y restos de minerales no significativos; y, posiblemente, del polvo que se originó al efectuar la perforación (Linné 1950; Fastlich 1951, 1971).

No ha sido posible determinar el aglutinante mezclado con estos materiales pues pasó a ser parte del pegamento al endurecerse éste. Se ha investigado que podía ser una resina proveniente de las orquídeas *Tzacuhtli*.[1]
Esta práctica era realizada sobre todo obedeciendo a rituales de tipo religioso y cultural.

Marco Polo cuenta (1270) como los hombres y mujeres chinos, tenían por costumbre, cubrir los dientes con trozos de oro, perfectamente ajustados, para que quedasen adheridos.[2]

En 1855, Arthur introduce las láminas de oro de gran adherencia, y en el año 1879, aparece el cemento precursor del fosfato de zinc, el cual se tenía que cambiar constantemente, pues no conseguía una adhesión adecuada entre éste y la estructura dental.

Tuvo que pasar mucho tiempo, en el cual se realizó una exhaustiva investigación sobre la composición del esmalte y dentina, para que se lograra crear adhesivos más eficaces, logrando en la década de los cincuentas la invención del primer adhesivo como tal, (Sevrition), con Hagger, que tenía como composición ácido glicerofosfóricodimetacrilato; sin embargo, la unión entre éste y la estructura dental desaparecía o se hacía inestable si el medio era húmedo.

En 1955, Michael Buonocore, diseñó un método de adhesión de la resina al esmalte, mediante el tratamiento con ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos, que después se lavaba y secaba, para obtener un grabado en la superficie del esmalte. Las fuerzas adhesivas reportadas por Buonocore eran bajas, y la adhesión que obtuvo no era estable hidrolíticamente, lo que resultó en una disminución de la fuerza adhesiva luego de 5 meses. A Buonocore se le reconoce como el pionero en adhesión dental.

Posteriormente, en 1962, Raphael Bowen, obtuvo una resina a base de una suma de tres moléculas: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico (Bis-GMA), conocida como “resina de Bowen”. Dicha resina era capaz de adherirse al diente previamente grabado con ácido fosfórico.

En 1965 Bowen publicó detalles de un sistema que aumentaba la humedad de la superficie dentinaria lo que mejoraba la adhesión. Este sistema, tenía una molécula, el NPG-GMA GMA (Nfenilglicina-glicidil Metacrilato) que poseía un carácter bifuncional, de forma que el extremo del metacrilato se uniría a la resina compuesta como material restaurador y el otro extremo se uniría a la dentina. Fue comercializado como *Cervident* de la S:S: White.

Los resultados clínicos a los 3 años mostraban un considerable 50% de fallos y más de la mitad de éstos tenía lugar en los primeros 6 meses de tratamiento. Las causa es atribuída a las pobres propiedades de

humectancia, cristalizado y postsecado, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta[2]. Este adhesivo fue considerado como la primera generación de adhesivos dentinarios.

La segunda generación apareció casi veinte años después (Scotchbond, Dentin Bonding Agent, Dentin Adhesit, Bondlite y Prisma Universal Bond). Estos adhesivos eran ésteres halofosfóricos de Bis-GMA, diseñados para adherirse al componente mineral de la dentina para formar una unión fosfato-calcio. Estos materiales demostraban in vitro una fuerza de adhesión de 30-90 kg/cm^2 (los adhesivos de primera generación tenían una fuerza de adhesión de 10-20 kg/cm^2), pero después de un tiempo, la adhesión se hidrolizaba en el medio oral.

En 1982, Bowen presentó la tercera generación de adhesivos dentinarios, los cuales contenían oxalato. Dicho sistema era algo complicado, pero tenía una fuerza adhesiva de 100-150 kg/cm^2. Se creía que el oxalato férrico que incluía este sistema producía manchas marginales, y la complicada sucesión de reactivos hacía que este sistema resultara muy engorroso en la práctica clínica.[3] Con este sistema, se logró una fuerza de unión del esmalte grabado al composite de 200-220 kg/cm^2. La ventaja es que a diferencia de los adhesivos de primera y segunda generación, éstos adhesivos pretendían hacer un acondicionamiento de la dentina, pues los anteriores obtuvieron bajas fuerzas de adhesión debido a defectos en la parte del barrillo dentinario, o entre éste y la dentina subyacente.

Posteriormente surgieron los adhesivos de cuarta generación, que lograron un gran avance, pues empleaban para su aplicación el grabado ácido de la superficie del esmalte, eliminando el barrillo dentinario (técnica de grabado total), produciendo prolongaciones de resina en los tubulillos dentinarios, contribuyendo así a la retención de la resina[4]. Con estos adhesivos, además

de cambiar la creencia de que no era adecuado grabar la dentina, también modificaron la condición del secado intenso del esmalte y dentina antes de la aplicación del adhesivo, porque debía estar húmeda la superficie para que fuera permeable.

La quinta generación de adhesivos es muy similar a la cuarta, pero tiene la ventaja de que se simplifican los pasos, debido a que con una botella, contenía el imprimador y la resina adhesiva juntos, y se aplicaba después del grabado total. Algunos sistemas incorporaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva.[5]
En el año 2000 aparece la sexta generación, la cual no requiere grabado en la superficie de la dentina, posee un acondicionador para la dentina entre sus componentes, disminuyendo el tratamiento ácido, y dicho acondicionador se queda en la interfase entre la restauración y el diente. Sin embargo, este sistema ha generado dudas en el campo odontológico, sobre la calidad de unión a lo largo del tiempo en el esmalte, en la dentina no ha mostrado problemas.

Recientemente, se ha creado el sistema de séptima generación, que simplifican la multitud de materiales de la **6º** "generación" reduciéndolos a un sistema de un solo componente y un solo frasco. Tanto los adhesivos de la **6º** como los de la **7º** "generación" ofrecen el autograbado, con baja reacción a variaciones en la técnica y poca o ninguna sensibilidad post-operatoria.[6]

CAPÍTULO 2
GENERALIDADES

2.1 Definición de adhesivo

La adhesión es el proceso de unir íntimamente dos superficies de diferente naturaleza química, con la mayor fuerza y por el mayor tiempo posible[7].

Anusavice la define como un fenómeno de atracción molecular o atómica entre dos superficies de contacto fomentada por una fuerza de atracción interfacial entre dos moléculas o átomos de dos especies distintas. La adhesión puede ser química, mecánica o una combinación de ambas[4].

La superficie que es adherida se le conoce como *adherente*, mientras que el *agente o sistema adhesivo* se puede definir como un material que puede unir ciertas superficies, resistir cualquier fuerza que pueda separarlas, y además transmitir cargas a través de dicha unión.

En odontología se emplea la unión mecánica, que se presenta cuando un material como el cemento se aplica en estado fluido, y al endurecer queda entre las irregularidades de los adherentes, evitando que se separen. Este tipo de adhesión se puede considerar como traba mecánica, y no altera la estructura de los materiales involucrados, ya que no hay una atracción molecular como tal, sino que el adhesivo, ligeramente viscoso, penetra en los defectos superficiales, y las proyecciones que están en la superficie adherente, proporcionan un anclaje para que la unión, o retención sea posible. La técnica de grabado ácido es un ejemplo de cómo se logra este tipo de unión entre un material y la estructura dentaria.

En la adhesión química o específica, el adhesivo y el adherente tienen una interacción química en la superficie de contacto. En odontología se presenta

este tipo de adhesión con los cementos de policarboxilato de zinc y con el ionómero de vidrio, cuando por quelación el ácido carboxílico (presente en

algunos cementos dentales) establece una unión con el diente al atrapar iones metálicos del esmalte y dentina (Ca).

Si se consiguiera una unión perfecta entre dos superficies, se podrían evitar microfiltraciones en la interfase diente-restauración ya sea de fluidos orales o de bacterias, lo cual ayudaría también a reducir problemas como sensibilidad postoperatoria, caries recurrente, pigmentación marginal además de poder conservar mayor estructura dental por una excelente retención, sin embargo, este fenómeno no se ha conseguido del todo.

2.2 Características de un adhesivo

Gracias a los avances en el campo de la adhesión, existen numerosos sistemas adhesivos, sin embargo, es importante conocer los puntos que debe cumplir un buen material de este tipo, pues de ello depende el éxito clínico de las restauraciones en odontología:

- Adherirse a la dentina con una fuerza igual o mayor que la de un composite al esmalte grabado.[3]

Se debe conseguir una adhesión adecuada en ambas estructuras, y de la misma manera, es importante entender que no se puede utilizar el mismo procedimiento en la dentina y en esmalte, pues estos tejidos no se comportan de forma similar ante un mismo sistema adhesivo, porque su composición es distinta.

- Lograr en pocos minutos la máxima fuerza de adhesión, para dar tiempo suficiente para los pasos siguientes a realizar, y también para

que el paciente pueda restablecerse funcionalmente lo más rápido posible.

- Debe ser biocompatible, evitando dañar el tejido pulpar.

- Conseguir un óptimo sellado de interfase entre diente y restauración.

Es importante que presenten la mínima o nula contracción al polimerizarse, para así disminuir al máximo la probabilidad de presentar microfiltraciones en el futuro.

- Debe ser fácil para colocar, pues muchas veces resulta tedioso utilizar sistemas adhesivos que requieran muchos pasos.

- Debe permanecer por un largo tiempo actuando adecuadamente en el medio oral. El período de tiempo durante el cual la unión permanece efectiva es referido como durabilidad.

El ambiente húmedo del medio bucal, puede resultar perjudicial durante y después del procedimiento adhesivo, además, un adhesivo debe ser capaz de adherirse a superficies que no sean totalmente secas, y que están en contacto continuo con la humedad.[8]

Otro factor importante, además de un contacto íntimo entre superficies, es que la humectación del adhesivo será efectiva siempre y cuando su tensión superficial sea menor que la energía superficial libre del adherente.

2.3 Características de la zirconia

La zirconia (o circonio) es un elemento químico de número atómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es Zr.

Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero. Los minerales más importantes en los que se encuentra son el circón ($ZrSiO_4$) y la badeleyita (ZrO_2), debido a que los procesos geológicos no han sido capaces de separarlos. Se utiliza sobre todo en reactores nucleares (por su baja sección de captura de neutrones) y para formar parte de aleaciones con alta resistencia a la corrosión.[9]

La zirconia es un material cerámico ampliamente usado para construir dispositivos protésicos debido a sus excelentes propiedades químicas, estabilidad dimensional y resistencia mecánica. Posee propiedades muy similares a las de los metales, por lo que se conoce como el “acero cerámico” pero con la característica de que tiene un color muy parecido al del diente.

Se puede encontrar organizado en tres estructuras diferentes: monocíclico, cúbico y tetragonal (la forma tetragonal es la utilizada en odontología, al ser estabilizada con itrio). Sin embargo, cuando se produce estrés sobre la superficie, capaz de causar grietas, la estructura tetragonal de esa zona, se transforma en monocíclica, y aumenta su volumen para sellar la grieta, evitando que ésta se propague ocasionando fractura. A este fenómeno se le conoce como transformación resistente, y fue descubierto por Garvie en 1975.[10]

En 1969, se comenzó a utilizar el zirconio con propósitos médicos. Una de sus primeras aplicaciones fue como material de reemplazo de cadera, y en fémur, ya que presenta una adecuada integración con el hueso y músculo.

A finales de la década de los 80´s, se realizaron muchos estudios, en los que se utilizó la zirconia sobre hueso y músculo, sin observar resultados desfavorables.

La zirconia es un material biocompatible, no causa mutaciones en el genoma celular, y presenta un menor número de productos bacterianos comparado con materiales como titanio.

Además tiene propiedades mecánicas similares a las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción es muy alta, de 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de 2000 MPa aproximadamente.[11]Por último, la exposición a la humedad durante periodos prolongados de tiempo, pueden tener efectos perjudiciales sobre las propiedades originales de la zirconia.

2.4 Utilización de la zirconia en Odontología

Por todas las características físicas de este material, es un candidato excelente para elaborar prótesis cerámicas de gran dureza. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación: DC-Zircon® (DCS), Cercon® (Dentsply), In-Ceram® YZ(Vita), Procera® Zirconia (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), IPS e.max® Zir-CAD (Ivoclar), etc.[10] Se ha utilizado para restauraciones intrarradiculares desde 1989 (figura 1).[12]

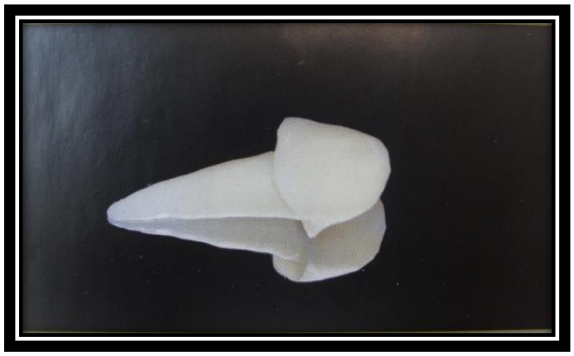

Figura 1. Poste de zirconia con núcleo de Empress 2.

Para brackets ortodóncicos desde 1994, para los pilares de los implantes desde 1995, y para prótesis parcial fija (PPF) desde 1998. El primer uso de zirconia como material de implante dental en humanos se reportó en 2004.[13]

Se emplea para los núcleos de coronas, las cuales se recubren con porcelana convencional, debido a que es muy opaca, para lograr mejores resultados estéticos. Esto es de mucha ayuda cuando la superficie dentaria presenta problemas en cuanto a su coloración, como fluorosis, o ante la colocación de un poste metálico, ya que su opacidad, ayuda a ocultar estos factores desfavorables.

Debe tenerse en cuenta, que la superficie de los conectores debe ser de al menos 6.25 $mm^{2.}$ Además, se puede utilizar este tipo de restauraciones cuando la distancia entre la papila interdental a la cresta marginal y de 4 mm como mínimo.

Dentro de las limitaciones de este material están el número de restauraciones posible, ya que algunos fabricantes refieren la posibilidad de realizar prótesis de hasta 5 unidades como máximo (figura 2).[14]

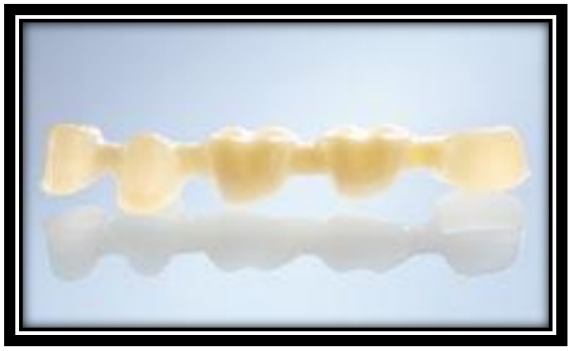

Figura 2. Prótesis de cinco unidades de zirconia utilizando el sistema lava.

La radiopacidad de la zirconia es muy útil para controlarla adaptación marginal a través de la evaluación radiográfica, sobre todo, cuando se utilizan preparaciones por debajo del surco.

En cuanto a la preparación del diente para recibir restauraciones de zirconia más recomendada es la de chaflán curvo y hombro redondeado, siguiendo el margen gingival. La reducción axial adecuada es de 1.5mm, 1.5 a 2mm por incisal, con una conicidad de 4 a 6°.

El proceso de preparación es mediante tecnología CAD-CAM de zirconia presinterizada, con recubrimiento de porcelana. Diversos estudios han mostrado que la interfaz entre zirconia y cerámica es uno de los aspectos más débiles, ya que es en esta zona donde suelen presentarse grietas, esto es debido a las diferencias entre los coeficientes de expansión térmica entre núcleo y cerámica, la contracción durante la cocción de la cerámica, y la pobre humectación en la cerámica de recubrimiento.[11]

En pilares de implantes, presenta buenas características, ya que mediante CAD-CAM son elaborados, y tienen como ventaja que reducen el brillo metálico de los implantes de titanio, permitiendo la adaptación óptima entre el margen de la restauración y tejidos blandos. Además, estos pilares, soportan adecuadamente reconstrucciones, especialmente en incisivos y premolares; en comparación con pilares de alúmina, presentan menor rotación entre éste y el implante (fig.3).[12]

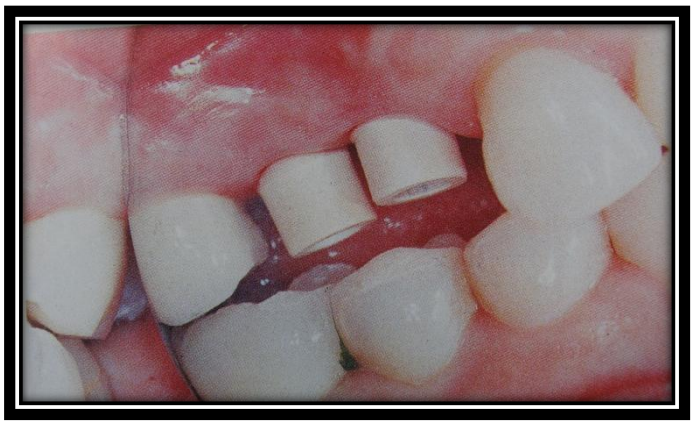

Figura 3. Pilares para implantes de zirconia.

La zirconia es un material bioinerte, que posee una excelente resistencia a la corrosión, al desgaste, altos valores de resistencia a la flexión y resistencia a la fractura, debida al fenómeno de Garvie, anteriormente mencionado. La biocompatibilidad del material, está demostrada en diversos estudios, en los que se observó gran afinidad por el hueso, similar a la oseointegración presentada con los implantes de titanio.[13]
En la actualidad, también existen implantes de zirconia (fig. 4)[15], que tiene una oseointegración similar a los implantes de titanio, y son capaces de soportar adecuadamente las fuerzas de masticación.

Figura 4. Implantes de zirconia.

2.5 Características del esmalte

El esmalte es la estructura más dura del diente, cuya composición química es en su mayoría inorgánica, pues contiene de un 95 a 98% de materia inorgánica por peso. Su principal componente es la hidroxiapatita, organizada en cristales submicrónicos orientados en tres dimensiones, en las cuales la diseminación continua de los cristales contribuye a la formación de la unidad microscópica llamada prisma. También contiene carbonato, magnesio, flúor, sodio y potasio.

El porcentaje de material orgánico (1.5%) está formado por proteínas (amelogeninas y enamelinas, las cuales contienen serina, ácido glutámico y glicina), polisacáridos y restos de células productoras de esmalte o ameloblastos.

También contiene un 4.5% de agua.[16]

El esmalte posee una superficie lisa, y los extremos de los prismas se encuentran orientados en un patrón conocido como “ojo de cerradura”. Es casi homogéneo en su composición, no importa en qué profundidad se localice.

En superficies que han sido tratados por el odontólogo, se han observado prismas en planos tangenciales, oblicuos y longitudinales.[8]

2.6 Características de la dentina

La dentina es el segundo tejido más duro del cuerpo, es amarillento, y el grado de elasticidad la protege de fracturas (debido a su contenido orgánico y agua).[17]

Contiene un 12% de agua, un porcentaje mayor al del esmalte; un 18% de material orgánico, y un 70% de material inorgánico.

Está constituida por colágena tipo I principalmente, proteínas dsp (5 a 8%) y dpp (50%), la cual está atravesada por túbulos dentinarios que llegan al esmalte y cemento, esta característica hace de la dentina un tejido muy permeable. Los túbulos dentinarios contienen procesos odontoblásticos que también la comunican directamente con la pulpa vital. Cada túbulo se encuentra rodeado por dentina peritubular hipermineralizada; la dentina intertubular contiene más fibras de colágeno, y es menos mineralizada.

Debido a que los túbulos dentinarios se encuentran distribuidos en forma de abanico, su distribución en la superficie es la siguiente: El 96% de la superficie es dentina intertubular, 3% dentina intertubular y 1% lo componen fluido de los túbulos dentinarios. En el área cercana a la pulpa, la dentina peritubular es aproximadamente el 66%, la dentina intertubular el 12% y el 22% es agua (figura 5).[8]

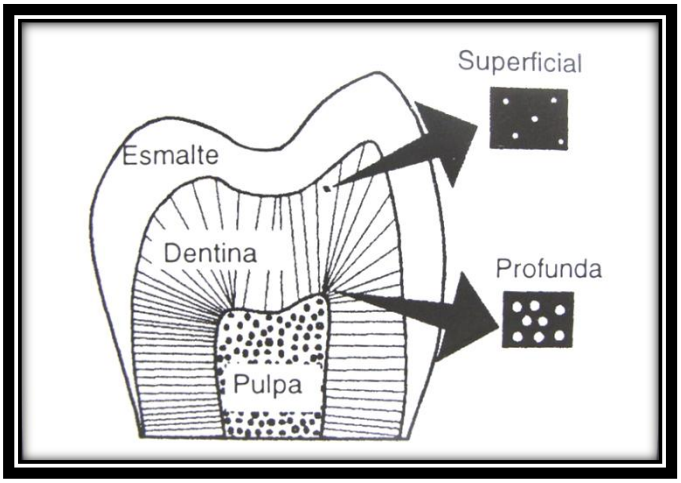

Figura 5. Dimensión y concentración de los túbulos dentinarios.

La dentina es un tejido húmedo, que está bajo una constante presión externa de la pulpa.

Es un tejido capaz de desarrollar mecanismos de defensa contra lesiones externas; esto lo hace disminuyendo el diámetro de los túbulos dentinarios de 2.5 μm en la pulpa, hasta 0.8μm en la unión dentina-esmalte. Además del diámetro, también disminuyen en número, de 45,000 por mm^2 cerca de la pulpa, hasta 20,000por mm^2 cerca de la unión dentino-esmalte.[8]

CAPÍTULO 3

ACONDICIONAMIENTO DE ESMALTE Y DENTINA

3.1 Acondicionamiento de esmalte

El término “grabado” es referido también como “acondicionamiento”, y el agente de grabado como el agente acondicionador. La concentración y tipo de aplicación de los agentes acondicionadores son adaptados para proporcionar un patrón de grabado microporoso en el esmalte sin causar una desmineralización extrema de la superficie dentaria.

La técnica de grabado ácido fue creada por Buonocore en el año 1955; en esta técnica demostró que al grabar el esmalte en dientes in vivo con ácido fosfórico al 85% por 2 minutos, aumentó 100 veces la retención de pequeños botones de polimetilmetacrilato.[8]

El grabado del esmalte transforma la superficie lisa del esmalte, en una superficie irregular, que aumenta dos veces más la energía superficial, facilitando la adhesión.

La unión entre esmalte y restauración está dada por la polimerización de los monómeros dentro de las microporosidades, y mediante la copolimerización de los enlaces dobles carbono-carbono con la matriz de la resina compuesta, produciendo fuertes enlaces químicos.[8]

Por otro lado, los agentes adhesivos al esmalte, están en su mayoría, basados en Bis-GMA, o UDMA. Los dos monómeros son hidrófobos y viscosos, por lo que frecuentemente son diluidos en otros monómeros con capacidad hidrofílica de menor viscosidad, como HEMA y TEG-DMA.

El grabado ácido del esmalte, puede remover 10 μm de la superficie del esmalte, creando una microcapa porosa de 5 a 50 μm de profundidad.

Cuando se realiza el acondicionamiento del esmalte, se pueden crear diferentes tipos de grabado:

Tipo I: Presenta una disolución de los núcleos del prisma (figura 6).[8]

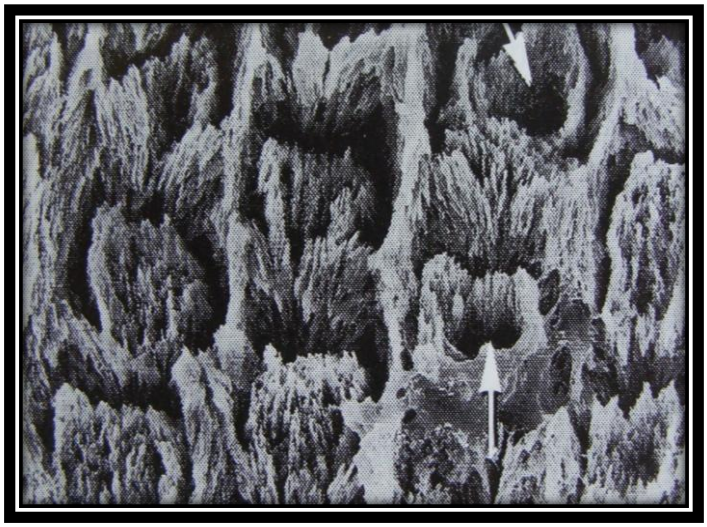

Figura 6. Se observa el grabado de los núcleos de los prismas.

Tipo II: Hay una disolución de la periferia de los prismas (figura 7).[8]

Figura 7. Grabado de los prismas periféricos.

Tipo III: No se observa ninguna estructura prismática (figura 8).[8]

Figura 8. Patrón de grabado tipo lll.

Por otro lado, se pueden presentar dos tipos de proyecciones de la resina:

Macroproyecciones: Estas son formadas entre la periferia del prisma del esmalte.

Microproyecciones: Se forman en los núcleos de los prismas del esmalte; aquí, el monómero cura las criptas individuales de los cristales de hidroxiapatita disueltos, por lo que abarca una mayor área de superficie, haciendo a las microproyecciones más resistentes que las macroproyecciones.[8]

Ambos factores, (el patrón de grabado y la formación de proyecciones) dependen de los siguientes factores:

- El tipo de ácido utilizado.
- La concentración del ácido.
- El tiempo de grabado de la superficie.
- La presentación del agente de grabado (gel, solución acuosa y semigel).

- El tiempo de lavado posterior al grabado de la superficie.
- Si el esmalte ha sido instrumentado antes del acondicionamiento.
- Condición del esmalte y composición química.
- Si se trata de esmalte de primera o segunda dentición.
- Si el esmalte presenta fluorosis, está desmineralizado o pigmentado.

Por lo regular, es preferible utilizar el ácido en gel, ya que su aplicación es más fácil que la de un líquido, y es muy importante tener en cuenta que se debe eliminar perfectamente el ácido y los fosfatos de calcio disueltos de la superficie, teniendo un campo de trabajo limpio y sin humedad excesiva o contaminación por saliva, ya que esto es crucial para la longevidad de la unión resina-esmalte.

Para crear una superficie más receptiva para el enlace, el uso de ácido fosfórico es de una concentración entre 30 a 40%, el tiempo de grabado es mayor a 15 segundos y el tiempo de lavado también de 15 segundos como mínimo.[3](Figura 9).[8]

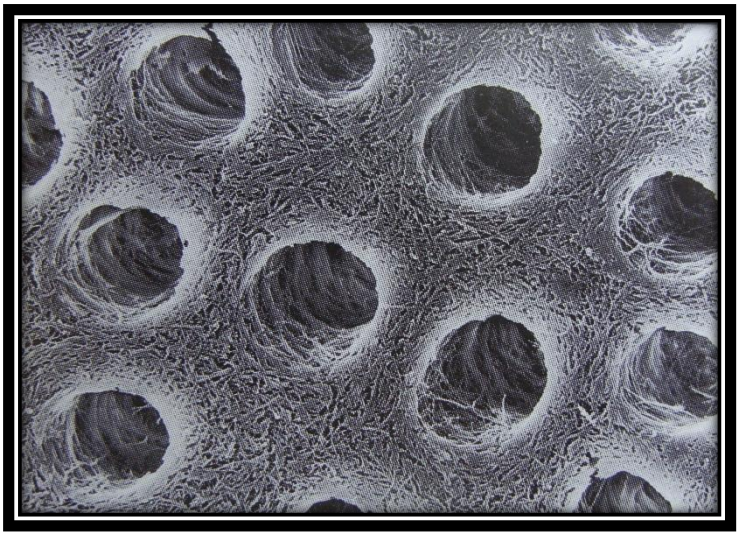

Figura 9. Efecto del ácido fosfórico al 32% sobre la dentina.

La concentración del ácido debe ser en estos porcentajes, porque si la concentración es mayor o menor, puede causar efectos indeseables:

-Cuando la concentración es menor al 27%, se observa que no es fácil de remover los precipitados de fosfato dicálcico que se producen al grabar el esmalte.

-A concentraciones mayores al 40%, se observa el efecto contrario.[8]

- Lavado de la superficie

Un tiempo de lavado de al menos 15 segundos es necesario para remover fosfatos de calcio disueltos; de no ser retirados, pueden deteriorar la infiltración de monómeros dentro de las microporosidades del esmalte grabado.

Diversos autores han reportado que el uso de etanol para remover los residuos de agua de la superficie grabada mejora la habilidad del monómero resinoso de penetrar las irregularidades de la superficie. Algunos acondicionadores contienen agentes desecantes, como etanol o acetona, que tienen un efecto similar.

3.2 Acondicionamiento de la dentina

Este procedimiento se puede definir como cualquier alteración química de la superficie dentinaria mediante ácidos, con el objetivo de remover la capa de desecho y simultáneamente desmineralizar la superficie dentaria.

Al desmineralizar la superficie dentinaria, se expone un armazón microporoso de fibrillas colágenas, y también se aumenta la microporosidad de la dentina intertubular. En la dentina intertubular, las fibrillas de colágeno expuestas están orientadas aleatoriamente y cubiertas por una fase relativamente

amorfa con pocas microporosidades y de espesor variable; este fenómeno es atribuido al efecto combinado de una desnaturalización y colapso de la capa de desecho residual de colágeno.

La profundidad de desmineralización de superficie dentinaria depende de diversos factores:

-El tipo de ácido utilizado.

-Concentración del ácido.

-Componentes del ácido (como surfactantes, engrosadores y modificadores).

-La distancia entre túbulos.

En cuanto al último punto, mientras más cercanos están los túbulos, la desmineralización será más profunda.

Además, la dentina peritubular mineralizada puede ser completamente disuelta, hasta formar un “embudo”; en este caso, la red de colágeno subyacente, constituida principalmente por fibrillas circulares, es expuesta.

Además, el alto contenido protéico expuesto después del acondicionamiento con agentes acídicos, es responsable de la baja energía superficial libre de la dentina grabada.

CAPÍTULO 4

TÉCNICAS Y CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LA ADHESIÓN

4.1 Técnica de adhesión a esmalte y dentina utilizando cementos de resina

Para lograr el éxito clínico en las restauraciones de zirconia, la cementación a base de resina, es la mejor opción para este material, ya que ambas superficies son tratadas para lograr una buena adherencia y buenas características mecánicas (figura 10)[18], aunque la utilización de cementos convencionales también puede ser una buena opción.

Figura 10. Presentación de los cementos resinosos.

Al utilizar cementos resinosos, es necesario seguir los siguientes pasos:

- La superficie dental debe estar completamente limpia, y mantenerse así durante el proceso de cementación, además aislada de la humedad mediante aislamiento relativo o absoluto.

- Aplicar el gel grabador (ácido ortofosfórico al 37%) sobre la superficie del esmalte durante 15-20 segundos; sobre la dentina el tiempo de grabado ácido es de 15 segundos.

- Eliminar completamente el gel ácido de la superficie tratada, con un chorro de agua durante 20 segundos, asegurándose de que no queden restos del gel.

- Secar el exceso de agua con una torunda de algodón, sin secar con aire, ya que habría una disminución de la energía superficial libre, la cual aumenta la penetración del bond del sistema adhesivo; esto es más importante en la dentina, en el caso del esmalte, no existe esa necesidad.[9]

Después del acondicionamiento, el mantenimiento de una superficie dentinaria húmeda es esencial para la adhesión óptima con los sistemas adhesivos, que son hidrofílicos. Cuando la dentina sufre una disecación, puede ocasionarse un colapso de la red de colágeno sin soporte, evitando una adecuada infiltración de la resina. El secado con aire de la dentina desmineralizada, reduce su volumen en un 65%, sin embargo, las dimensiones originales pueden ser recuperadas después de la reinmersión en agua.

Una humedad adecuada también promueve la reacción de polimerización de monómeros. El exceso de agua puede diluir al imprimador y volverlo menos efectivo, porque el agua puede afectar la polimerización de la resina dentro de la capa híbrida o al menos competir por espacio con la resina dentro de la dentina desmineralizada, por lo que se elimina mediante el secado de la superficie con una torunda de algodón.[8]

- Se aplica un adhesivo dentinario con la punta de un aplicador en forma continua durante 15 segundos, extendiéndolo suavemente sobre la superficie grabada.[3]

Los imprimadores sirven como los agentes de promoción de la adhesión existente y contienen monómeros hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos tales como acetona o etanol. Debido a sus características volátiles, estos solventes pueden desplazar agua desde la superficie dentinaria y la red de colágeno húmeda, promoviendo la infiltración de monómeros a través de diminutos espacios de la red de colágeno expuesta eficientemente.[8]

El objetivo de este paso es transformar la superficie dentinaria hidrofílica en un estado hidrofóbico y esponjoso que permita que la resina adhesiva se humecte y penetre a la red de colágeno expuesta eficientemente.

El 2-hidroxietil metacrilato descrito como esencial en la promoción de la adhesión, debido a sus excelentes características de humectación, se encuentra en los imprimadores de varios sistemas adhesivos.

Los imprimadores también han sido usados para tratar y prevenir la hipersensibilidad dentinaria, la cual se piensa, es causada por los gradientes de presión del fluido dentinario dentro de los túbulos que comunican con el medio oral. Los imprimadores pueden inducir desnaturalización y precipitación de proteínas desde el fluido dentinario, y consecuentemente disminuye la permeabilidad dentinaria y el flujo externo del fluido pulpar, reduciendo los síntomas clínicos de hipersensibilidad.[8]

- Se aplica un chorro suave de aire durante 5-10 segundos, para evaporar el disolvente.

- Fotopolimerizar durante 10-20 segundos. La superficie debe observarse brillante. La zona, en donde la resina del sistema adhesivo se traba micromecánicamente con el colágeno dentinario, es la **capa híbrida**. (Figura 11).[8]

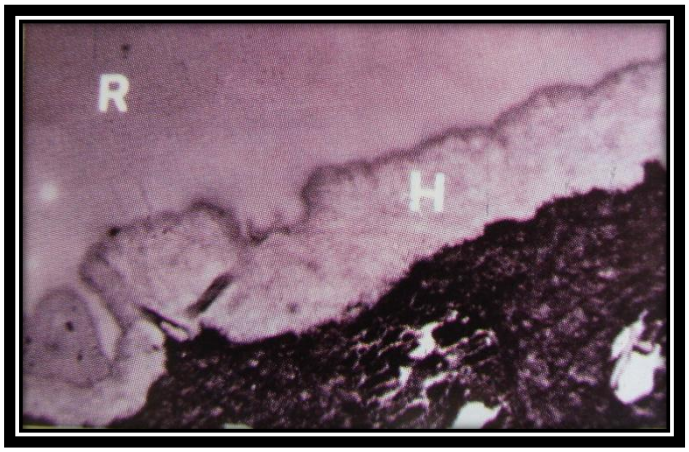

Figura 11. Capa híbrida (H).

- Por otro lado, la restauración de zirconia, debe ser tratada mediante chorro con óxido de aluminio (Al^2O^3), para aumentar la energía de superficie para la unión.[9]
- Aplicar el agente de silanización sobre la superficie interna de la restauración.
- Preparación del cemento (base mas catalizador) mezclando homogéneamente durante 20 segundos.
- Llevar el cemento a la restauración, asentarla sobre la superficie dentaria y retirar el excedente.

La resina adhesiva, también llamada ”agente de enlace” es equivalente al agente de enlace-esmalte, y consiste principalmente en monómeros hidrofílicos, tales como TEG-DMA, como un regulador de la viscosidad, y el HEMA como un agente humectante. El principal rol de la resina adhesiva es

la estabilización de la capa híbrida y la formación de extensiones de resina dentro de los túbulos dentinarios, llamadas proyecciones de resina.

- El uso de las resinas adhesivas rellenas, como absorbedores de choque, se ha observado que resultan en menor filtración marginal, para aumentar la resistencia de unión, y para retener mejor las restauraciones sujetas a los esfuerzos oclusales. Además de los esfuerzos, las resinas semirrellenas sufren menor contracción de polimerización, y forman proyecciones de resina reforzadas por partícula como anclajes en los túbulos dentinarios.[8]
- Fotopolimerizar la restauración durante 40 segundos.

4.2 Factores que afectan la adhesión

Existen diversos factores que afectan la adhesión, uno de ellos es cuando la superficie ha sido atacada por procesos como la abrasión o la erosión, incluso por el aire.

- ❖ Cuando la dentina es esclerótica presenta áreas que están completamente hipermineralizadas, sin exposición de los túbulos dentinarios, aún cuando se haya grabado con ácido, lo cual afecta el proceso de adhesión.

La dentina sufre un proceso de esclerosis dentaria o patológica cuando sufre irritaciones constantes, como la abrasión y la erosión química. La dentina terciaria o reparativa es producida en la cámara pulpar en el sitio alterado como respuesta a lesiones provocadas por procedimientos dentales, por atrición o caries. La esclerosis es resultado de la obstrucción de los túbulos dentinarios por aposición de dentina peritubular y precipitación de cristales minerales.

- Otro factor que afecta la adhesión es la formación de la capa de desecho dentinario, la cual se forma cuando la dentina es tratada con instrumentos rotatorios por el odontólogo.

Esto ocurre porque los residuos de detritus quedan sobre la superficie de esmalte y dentina, y esto tiene gran influencia sobre el enlace adhesivo entre el diente y la restauración.

Existen algunos estudios que sugieren que al utilizar instrumentos como la pieza de mano, y ejercer calor friccional y fuerzas deslizantes sobre la pieza dentaria, logran que la capa de desecho se una a la superficie subyacente impidiendo que ésta sea limpiada. Esta capa de desecho reduce la permeabilidad dentinaria en un 86%.

Aunque estos residuos ocluyen los túbulos dentinarios, esta capa puede ser penetrada por canales submicrónicos. El ácido tetraacético diamina etileno (EDTA) se ha observado muy efectivo para remover esta capa y abrir los túbulos dentinarios; los acondicionadores ácidos incluyen ácido cítrico, poliacrílico, láctico y fosfórico para este mismo propósito.

La capa de desecho está formada por hidroxiapatita pulverizada y colágeno alterado, mezclado con saliva y bacterias. El espesor de esta capa va de 0.5 a 5 μm.

- Humedad: Cuando se elimina la capa de desecho se crea una superficie de adhesión húmeda, donde el fluido dentinario exuda desde los túbulos dentinarios, este fluido afecta la adhesión, debido a que el agua compite con el tejido, debido a la hidrólisis por los sitios de adhesión.

Los agentes adhesivos de la primera generación, debido a que consistían en resinas hidrofóbicas, no humectaban lo suficiente al sustrato, que es hidrofílico, y además, ya que la humedad dentinaria era mayor mientras la

superficie fuera más profunda, la resistencia de la adhesión disminuía en estas zonas.

También se ha observado que la humedad externa puede afectar negativamente la adhesión a la dentina. Existen algunos estudios que han mostrado que la resistencia de adhesión disminuía en un ambiente en el cual había una mayor presencia de humedad; esto además del ambiente, también se observó que dependía del sistema adhesivo que se tratara.

Por último, es importante considerar que la dentina es más permeable en unas zonas que en otras. Sobre oclusal, la dentina es más permeable sobre los cuernos pulpares que en el centro de la superficie pulpar, además, es más permeable sobre la zona proximal que en oclusal, y por último, la dentina coronal es más permeable que la radicular.

- Los sistemas adhesivos presentan una contracción por polimerización, aunque está limitada por el enlace del material a la pared dentaria, puede presentarse una contracción del 2.9 a 7.1 vol% durante la polimerización libre.

El mejoramiento exhibido por las restauraciones de resina compuesta megarrellenas tiende a disminuir la contracción por polimerización, y también hay una disminución en el coeficiente de expansión térmica de la restauración. Bowen reportó que la inserción de bloques de vidrio o cerámica dentro de la resina compuesta blanda antes del fotocurado, desplazando tanta resina como sea posible, dará como resultado una reducción de la microfiltración.[8]

- Expansión higroscópica: se ha observado que las resinas con microrrelleno absorben cerca de dos y media veces más agua que los materiales macrorrellenos. La absorción de agua ocurre durante los

días y semanas siguientes a la colocación de la resina compuesta o del sistema adhesivo.

- Elasticidad: Las resinas adhesivas viscosas producen una capa de resina bastante gruesa entre la superficie dentinaria y la resina contraída. El estiramiento de esta capa intermedia, puede proporcionar suficiente elasticidad para mitigar las fuerzas de contracción por polimerización.

Una capa de aproximadamente 125 μm reduce las fuerzas de contracción por debajo de las resistencias de enlace de la dentina, de manera que la unión es preservada. Cuando hay una capa de resina flexible puede transmitir y distribuir mejor las fuerzas inducidas por cambios térmicos, absorción de agua y fuerzas oclusales a través de la interfase. Una capa gruesa de resina también permite una inhibición de la polimerización por oxígeno sin perjudicar la unión restauración-dentina.

- Biocompatibilidad: El uso de ácidos sobre dentina vital se ha temido demasiado, a causa de la irritación pulpar, confundiéndose con la eliminación de la capa de desecho, para una mejor eficacia de los sistemas adhesivos. Algunos estudios han mostrado que el grabado ácido de la dentina causa reacciones pulpares cuando la dentina remanente es menor de 1μm de espesor, pero otros estudios muestran que el grabado ácido de la dentina no tiene efectos adversos. En el caso de la dentina cariada, la difusión del ácido está limitada hasta 10 μm, debido a la acción de bloqueo de los procesos odontoblásticos en los túbulos de dientes vitales y cristales intertubulares.

CAPÍTULO 5

INTERACCIÓN DE LA ZIRCONIA CON LOS CEMENTOS DENTALES

Las restauraciones de zirconia necesitan de agentes cementantes específicos, que pueden ser los tradicionales como el fosfato de zinc y el ionómero de vidrio, o cementos resinosos como Dual, Variolink o Panavia[3]. La opción adecuada del material es importante, pues los diversos materiales presentan comportamientos distintos.

Los cementos poco viscosos son los materiales más indicados para estas restauraciones. Generalmente se considera que los cementos muy viscosos (como los policarboxilatos) son demasiado densos y pueden generar presiones hidrostáticas que interferirían en el total asentamiento de la restauración.[3]

5.1 Fosfato de zinc

El fosfato de zinc tiene una reacción ácido-base en la mezcla del compuesto de polvo (90% óxido de zinc y 10% óxido de magnesio) y 67% de ácido fosfórico con agregado de aluminio y zinc en el líquido. Cuanto menor es el tamaño de la partícula, más rápido será el fraguado del cemento; el contenido de agua del líquido (33%) controla la ionización del ácido e influye en la velocidad de reacción ácido-base de líquido-polvo. Ante la importancia del agua para la reacción, la composición del líquido debe ser preservada para garantizar una reacción consistente. Cambios en la composición y en la velocidad de reacción pueden ocurrir debido a la autodegradación o a la evaporación del agua en el líquido, esto significa que cambios en la composición pueden afectar la reacción. Por lo tanto, no se aconseja hacer

cambios entre diferentes marcas de líquido, ya que pueden existir diferencias significativas que perjudicarán la manipulación y las propiedades físicas del cemento resultante.[12]

Su pH es de 3.5 en el momento de la cementación y su uso fue muy censurado por contribuir la irritación pulpar.[20]

La adhesión del fosfato de zinc a la zirconia es mecánica, no presenta adhesión molecular; el fosfato se introduce en pequeñas irregularidades de la superficie dental y de la restauración. Además, la preparación dental correcta con paredes opuestas paralelas, imposibilitan la retirada de la restauración sin la deformación de las proyecciones de cemento introducidas en la superficie preparada, se torna un factor que contribuye a la retención mecánica.

En algunas situaciones, la retención mecánica resulta insuficiente, debido a que ante la falta de humedecimiento, se pueden formar poros en la superficie, lo cual puede ser un factor para que puedan penetrar fluidos orales.

5.2 Policarboxilato de zinc

Este cemento fue utilizado desde la década de los 60's, con una reacción ácido-base, cuando en el polvo, el óxido de zinc y el óxido de magnesio son incorporados en una solución de ácido poliacrílico, o de ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos insaturados, como el ácido itacónico, cuya concentración es aproximadamente del 40%.[12]

Es un cemento adhesivo a las estructuras dentales, por medio de quelación de los grupos carboxílicos libres de ácido al calcio de las superficies de la dentina y esmalte, ya que el ácido ataca las partículas de polvo con la

posterior liberación de zinc, magnesio y estaño, que se unen a las cadenas de polímeros con los grupos carboxilo, que a su vez se unen con las demás cadenas, cruzándose y formando una sal binaria.[19]

Su pH en estado líquido es de cerca de 1.7, sin embargo, el líquido se neutraliza rápidamente con el polvo, debido a su rápida estabilización de pH, y poca penetración intratubular del ácido poliacrílico, es un material biocompatible, indicado en coronas unitarias en dientes anteriores con pérdida de retención y sensibilidad dental.[19]

En comparación con el fosfato de zinc, posee baja resistencia a la compresión, por lo cual no es utilizado en zonas bajo grandes esfuerzos masticatorios.

5.3 Ionómero de vidrio

Tuvo sus comienzos en la década de los 70´s; actúa por medio de una reacción ácido-base entre partículas de vidrio de fluorsilicato de aluminio y un líquido compuesto por copolímeros de ácido polialcenoico, ácido itacónico, maleico y tricarboxílico.

Su adhesión a la estructura dental es por la formación de enlaces iónicos en la interfase diente-cemento, por la quelación de los grupos carboxilo del ácido con el ión calcio y/o fosfato con la apatita del esmalte y dentina.

El flúor mejora las características de trabajo, aumenta la resistencia del cemento, su liberación para el medio bucal confiere propiedad anticariogénica al meterial.[12]

En cuanto a las desventajas que este material puede tener, es su alta solubilidad y degradación marginal si es expuesto a la humedad y saliva

durante su fraguado inicial, aunque este aspecto puede ser evitado mediante un correcto aislamiento durante su colocación.

Existen otras precauciones que se deben tomar en cuenta para proteger la pulpa, ya que el barrillo dentinario que se encuentra en la superficie dental, no debe ser removido si se va a cementar la restauración con ionómero, porque de esta manera, puede actuar como una barrera a la penetración de los componentes ácidos del cemento a través de los túbulos dentales.[12]

Este cemento fue desarrollado en la década de los 70's por Wilson y Kent, que combinaron los cementos de silicato y carboxilato de zinc; con el paso de los años, se ha modificado este material. Los cementos convencionales contienen iones solubles fluoraluminosilicato de vidrio de los cementos de silicato, pero evitan la susceptibilidad a la disolución con la sustitución de los ácidos a carboxílicos de los cementos de carboxilato de zinc.

El ionómero de vidrio contiene grandes cantidades de aluminio y fluoruro, con cantidades importantes de calcio, sodio y sílica. El componente líquido es a base de ácido poliacrílico, puede contener polímeros y copolímeros de ácido poliacrílico, itacónico, maléico, o ácido fosfórico vinil.

El proceso de polimerización se presenta por medio de reacciones ácido-base, entre el polvo de vidrio y el líquido poliácido. Al mezclarse el polvo y líquido, el fluoraminosilicato es atacado por iones de hidrógeno del ácido polialquenoico, liberando iones de AL^{3+}, Ca^{2+}, Na^{+}, y F^{-}. Después se forma una capa de silica gel en la superficie del polvo sin reaccionar, con la pérdida de iones metálicos, hasta que ocurre la descomposición de las partículas de vidrio. Cuando hay una saturación de iones de calcio en la sílica gel, se difunden en el líquido y se entrecruzan con dos o tres grupos carboxilos ionizados (COO^{-}) del poliácido para formar un gel. A medida que aumentan los iones de aluminio, y el gel está suficientemente hidratado, la sal de poliacrilato comienza a precipitar hasta que el cemento está duro.

Una ventaja del ionómero de vidrio, es que libera iones de fluor a largo plazo, con potencial cariostático, además de la adhesión al tejido dentario. Además proporcionan un buen sellado marginal, debido a que posee un coeficiente de expansión térmica parecido al de la estructura dentaria, y una contracción de polimerización baja; también presenta poca microfiltración en la interfase diente-restauración, buena retención, es biocompatible y estético.

En cuanto a sus desventajas, la contracción prematura con humedad rompe la superficie y remueve los iones metálicos, mientras la desecación causa contracción y agrietamiento. Por otro lado, el ionómero de vidrio tiene un tiempo corto de trabajo, pero de endurecimiento largo, lo cual retarda el proceso de terminado de restauración. Comparándolo con los cementos a base de resina, sus resultados estéticos son inferiores.

5.4 Cementos a base de resina

Los cementos resinosos están constituidos por una matriz de resina con cargas inorgánicas tratadas con silano (Bis-GMA o metacrilato de uretano). Son muy útiles cuando se desea la unión micromecánica de coronas cerámicas arenadas con óxido de aluminio.[12]

Su polimerización ocurre por diversas formas: por fotopolimerización, reacciones químicas o por ambas.

La adhesión al esmalte se presenta gracias a microrretenciones de la resina a los cristales de hidroxiapatita localizados en el esmalte acondicionado.

En la adhesión a la dentina, después del grabado ácido, se aplica un primer, que es bifuncional, ya que de un lado es hidrofílico, permitiendo la unión a la dentina, y el otro es hidrofóbico, para permitir la unión al adhesivo. Así, se

logra un engranamiento micromecánico con la dentina desmineralizada, con la formación de una capa híbrida.

Algunos cementos a base de resina no requieren acondicionamiento de la superficie dental, por lo cual todo depende del cemento que se utilice, y las indicaciones del fabricante.

Los cementos de resina se unen a las restauraciones de zirconia, que puede ser arenada y silanizada. La mayoría de estos cementos poseen carga de vidrio o sílica entre el 50 y el 70% de peso, para otorgar una alta resistencia a la compresión y a la fatiga tensional, siendo insolubles en el medio oral, además de que gracias a este componente hay un aumento de la resistencia marginal, comparada con el ionómero de vidrio; sin embargo, esto también contribuye a que haya un aumento de viscosidad, reduciendo su escurrimiento.[12]

La adhesión de resina a una superficie cerámica, ya sea porcelana o vitrocerámica, está basada en los efectos combinados de la traba micromecánica y adhesión química. Los flujos de resina adhesiva en las porosidades y trabas, forman uniones micromecánicas fuertes.[20]

Una buena alternativa es la utilización de cementos que contengan BIS-GMA con ésteres fosfato activos (como el cementoPanavia 21) porque consiguen unos buenos valores de adhesión a los óxidos metálicos como son el óxido de aluminio.[21]

La abrasión sobre la superficie de zirconia con partículas de Al^2O^3 es un buen método para el tratamiento de este material, debido a que produce rugosidad y formas irregulares en la superficie, promoviendo, de esta manera, el enclavamiento micromecánico de la resina.

Debido al alto contenido cristalino en la zirconia y a su bajo contenido de sílice,[21] el tratamiento con ácido fluorhídrico no logra el mismo efecto que en

otras restauraciones libres de metal, solo crea una muy escasa acción grabadora es por esta razón que el oxido de aluminio es una buena alternativa.[20]

La adhesión química la superficie cerámica es lograda por silanización con un agente de enlace bifuncional. Un grupo silano en un extremo se une químicamente al dióxido de silicona hidrolizado en la superficie cerámica, y un grupo metacrilato en el otro extremo copolimeriza con la resina adhesiva. Los sistemas de un solo componente contienen silano en alcohol o acetona y requieren un acondicionamiento previo de la superficie de zirconia mediante óxido de aluminio para activar la reacción química. Con soluciones de silano de dos componentes, el silano se mezcla con una solución ácida acuosa para hidrolizar el silano, de manera que éste pueda reaccionar con la superficie cerámica. Si no se usa en varias horas, el silano polimerizaría en un polisiloxano sin reactivar.[4]

Algunos estudios han demostrado que el fracaso de la adhesión aumenta cuando no se silaniza la restauración de zirconio. Esto sucede en la interfaz entre la zirconia y el cemento, con lo cual se concluye, que el agente silanizador aumenta la resistencia al cizallamiento entre el agente de cementación resinoso y la cerámica de óxido de zirconio.[22]

Sin embargo, es importante tener en cuenta que en el caso de la zirconia la silanización no mejora tanto la adhesión como en otras porcelanas, debido a que el contenido de sílice de la zirconia es muy bajo, y el silano necesita unirse a los grupos hidroxilo del sílice.[18]

CAPÍTULO 6

ASPECTOS IMPORTANTES SOBRE LA ADHESIÓN DE LA ZIRCONIA A LA PORCELANA

Se han desarrollado materiales de zirconia revestida para combinar estética y resistencia en estas restauraciones. En general, son cerámicas feldespáticas que contienen óxidos aluminosos, cristales de leucita o haces de fibras cerámicas. Estos materiales poseen propiedades suficientes para satisfacer la mayoría de las demandas estéticas, ya que sola, la zirconia es muy opaca.

Otra razón importante es que es un material demasiado duro, lo cual puede ocasionar demasiado desgaste si se utiliza solo; mientras que en combinación con otros materiales puede mejorar las propiedades de desgaste.[23]

En el caso de la zirconia sola, ocasiona un desgaste de 2.5 x 10-7mm^3, y cuando se reviste con otra cerámica, la fuerza del desgaste disminuye significativamente (1.7MPa x10-9mm^3).[23]

En un estudio donde se evaluó la fuerza de unión de la zirconia a las diferentes cerámicas de revestimiento, se obtuvieron buenos resultados de unión entre ambos materiales, aunque si mostraron resultados diferentes: Ceramco obtuvo menores fuerzas de unión (4.5 MPa), Cerabien (6.4MPa), emax (8.4MPa) y Triceram(7.1MPa). [24]

Para la aplicación de la porcelana, se recomienda colocar una delgada capa de porcelana sobre la cofia de zirconia a una temperatura de 1000°C, para lograr una adecuada humectación y adhesión; esto crea una fina capa de vidrio que está bien enlazada al núcleo de zirconia mediante traba mecánica, ocasionada por la contracción de la porcelana[25] (fig. 12).[26] La posterior

acumulación de porcelana se completa con la técnica de la acumulación de esqueleto (skeleton builup technique).

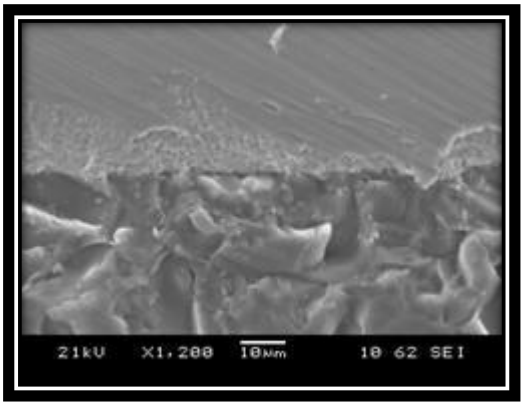

Figura 12. Se observa la interfase entre la estructura de óxido de zirconio y la porcelana.

Para el revestimiento del núcleo de zirconia, se emplea una porcelana feldespática la cual dependerá del sistema que se utilice, en el caso del sistema Cercon, es el Cercon ceram (Degussa Denatl Hanau, Alemania) y en el del sistema Lava, la lava ceram 3M ESPE, St. Paul, EEUU), etc.[27]

Se puede realizar el volumen completo de la restauración y luego proceder a su caracterización mediante maquillaje superficial; o se puede confeccionar la estructura interna y luego terminarla mediante la aplicación de capas de porcelana feldespática convencional. El maquillaje superficial se utiliza más en incrustaciones y carillas. Mientras que la estratificación de capas es el método ideal para coronas y puentes, ya que permite obtener mejores resultados estéticos porque el color se consigue desde las capas profundas.[10]

Las restauraciones de zirconia son una buena opción para utilizarse en zonas con alto compromiso mecánico, sin embargo, ya que se requiere de incorporar porcelana de recubrimiento, sus propiedades se ven modificadas, ya que diversos autores han observado que este recubrimiento disminuye la

tenacidad de la zirconia. Cuando más frágil es el núcleo, mayor es el refuerzo que ejerce la porcelana de recubrimiento, y a medida que se aumenta la tenacidad de la estructura, se pierde el efecto de blindaje de la porcelana de recubrimiento.[10] Por otro lado, la zona donde se presentan mayores fuerzas de compresión y tracción, se acumulan en la terminación cervical, haciendo esta zona más vulnerable a fracturas.[24] Otra zona donde hay mayor concentración de tensiones es en la región de los conectores.[3]

En la literatura están reportados casos de fractura entre zirconia y cerámica de recubrimiento, de una 6% después de 37 meses, hasta un 15% de los casos después de 37.2 meses de seguimiento, observando también que depende del sistema de zirconia que sea utilizado; reportando los valores más altos en el sistema lava:[13]

Investigador	**Incidencia**	**Periodo de seguimiento**	**Tipo de zirconia**
Steyern et al	15%	24 meses	DC-Zirkon
Sailer et al	13%	37.2 meses	DCM
Sailer et al	15.2%	35.1 meses	DCM
Raigrodski et al	25%	31.2 meses	Lava
Tinschert et al	6%	37 meses	DC-Zirkon

Es importante reconocer que la probabilidad de fractura de una restauración depende también de otros factores, como un correcto plan de tratamiento, una adecuada preparación dentaria, técnica de cementado, etc.

CONCLUSIONES

La creciente demanda de prótesis estéticas, libres de metal en odontología, ha hecho de la zirconia un material ampliamente recomendado, para ser utilizado en restauraciones intrarradiculares, prótesis fija, pilares para implantes, etcétera.

Sin embargo, es necesario conocer el proceso por medio del cual la zirconia se adhiere a la estructura dental, por medio de los diferentes materiales adhesivos, para utilizar el que posea las características más favorables para una adhesión eficaz, el que el odontólogo utilice con mayor habilidad y que logre permanecer en boca durante un periodo de tiempo prolongado.

Por otro lado, se debe tener en cuenta que una restauración duradera no solo depende de utilizar un cemento adhesivo adecuado, y del proceso de elaboración de la restauración sino que depende sobre todo de las habilidades del odontólogo, desde el momento de la preparación dental, hasta la forma de utilizar el adhesivo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Mata, G. Actualización sobre los conceptos de odontología prehispánica en Mesoamérica. En *VIII Simposio de Investigaciones Arqueológicas en Guatemala, 1994.* Pp. 129-144. Museo Nacional de Arqueología y Etnología, Guatemala.
Hallado en: http://www.asociaciontikal.com/pdf/14.94_-_Mata_Amado.pdf

[2] Facultad de Odontología. Valencia. Camps Alemany. La evolución de la adhesión a dentina. *Av. Odontoestomatol* 2004; 20-1: 11-17.
Hallado en: http://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v20n1/original1.pdf

[3] Aschheim, K., Dale, B. Odontología estética. Una aproximación clínica a las técnicas materiales. Segunda edición. España. Ed. Elsevier Science. 2002. Pp. 41-52.

[4] Anusavice, K. La ciencia de los materiales dentales, de Phillips. Décima edición. México. Mc Graw Hill Interamericana. 1998. Pp. 386-395.

[5] Carrillo, C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. Revista ADM. Publicado el 7 de noviembre 2002. Pp. 45-51. Hallado en: http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2006/od062b.pdf

[6] http://www.spdpt.net/CAR/adhesivos2.htm

[7] Barceló, H., Palma, J. Materiales Dentales. Conocimientos básicos aplicados. Tercera edición. México. Ed. Trillas. 2008. Pp. 28-33.

[8] Schwartz, R. Summitt, J., Robbins, J., Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición. Venezuela. Actualidades médico odontológicas Latinoamérica. 1999. Pp. 141- 179.

[9]http://es.wikipedia.org/wiki/Circonio

[10] Martínez, F., Pradíes, Ramiro, Suárez, M, Rivera, B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12(4): 253-263. Hallado en: http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v12n4/revision1.pdf.

[11] Manicone, P., Iommetti, P., Raffaelli. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of Dentistry, Volume 35, Issue 11, November 2007, Pages 819-826.

[12] Bottino, M., Ferreira Quintas, A., Miyashita, E., Gjannini, V. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. Primera edición. Brasil. Ed. Artes médicas Latinoamérica. 2001. Pp. 381-435.

[13] Zeynep Ö., Ender K. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. Journal of Dentistry, Volume 19, Issue 1, September 2009, Pages 64-68.

[14] http://solutions.productos3m.es/wps/portal/3M/es_ES/3M-ESPE/dental-professionals/solutions/dental-lab/lava-indications/

[15]http://www.centrodeimplantologiabucal.com/HTML,implantes,bucales/implantes,zirconio,bucales,dentales,caracas,venezuela.html

[16] http://www.scribd.com/doc/517866/ESMALTE-DENTAL

[17] http://es.wikipedia.org/wiki/Dentina

[18]http://www.carsondental.com/admin/uploads/syntac_medium.jpg.

[19] Phillips, R. la ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición. 1993. Ed. Mc Graw Hill Interamericana. México.pp. 512-515.

[20] Shuzo Kitayam, Toru Nikaido, Rena Takahashi, Lei Zhu, Masaomi Ikeda, Richard M. Foxton, Alireza Sadr and Junji Tagami. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. Dental metarials.November 2009. Ed Elsevier.

[21]Cementado adhesivo en prótesis fija. Hallado en: http://clinicamallat.com/05_formacion/art_cien/protesisf/pf01.pdf

[22] Saadet S., Mehmet A., Cenker K. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. The Journal of Prosthetic

Dentistry, Volume 95, Issue 6, June 2006, Pages 430-436.

[23] Yusuke Morita, Kenichi Nakata, Ken Ikeuchi. Wear propierties of zirconia/alumina combination for joint prostheses. Wear, Volume 254, Issues 1-2, January 2003, Pages 147-153

[24] . Erhan Ç., Mine D.r, Mutlu Ö., Ali G.r, Bülent G., Celal A. Evaluation of bond strength of various margin ceramics. Journal of Dentistry, Volume 36, Issue 10, October 2008, Pages 822-827

[25]McLaren, E., White, S. Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramic for crowns and fixed partial dentures: Clinical and laboratory. 2000. Pract Periodontontics Aesthet Dent. pp. 985–994. Hallado en: http://www.edmclaren.com/Pubs/PDFs/glass-infiltrated_zirconia.pdf

[26]http://www.renishaw.es/es/ceramica-de-zirconia-para-aplicaciones-dentales—10304

[27] propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos. Hallado en: http://www.blanqueamientodental.com/propiedades%20y%20carac.html