

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias de la Salud

Estudio comparativo in vitro de la fuerza de tracción de vitroceramicas sintéticas a base de disilicato cementada con tres sistemas diferentes de cementos resinosos

Proyecto de Investigación

Barbara Francesca Serrano Carbone

Odontología

Trabajo de titulación presentado como requisito
para la obtención del título de
Odontólogo

Quito, 14 de Julio de 2017

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ
COLEGIO DE CIENCIAS DE LA SALUD

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**Estudio comparativo in vitro de la fuerza de tracción de
vitrocerámicas sintéticas a base de disilicato cementada
con tres sistemas diferentes de cementos resinosos**

Barbara Francesca Serrano Carbone

Calificación:

Nombre del profesor, Título académico

Cristina Burbano, Especialista en
Rehabilitación Oral

Firma del profesor

Quito, 14 de Julio de 2017

Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma del estudiante: _____

Nombres y apellidos: Barbara Francesca Serrano Carbone

Código: 00112526

Cédula de Identidad: 1719566265

Lugar y fecha: Quito, Julio de 2017

DEDICATORIA

A mi familia, que siempre ha sido la roca que me sostiene.

RESUMEN

La demanda de ejecución de procedimientos estéticos en odontología ha ido aumentando con los años. Por esta razón se siguen buscando materiales y técnicas que respondan a las necesidades estéticas y adhesivas en la rehabilitación oral del paciente. Ciertos materiales, como la cerámica dental, tienen las características necesarias para devolver la función y simular las características mecánicas del diente. La elección del material representa un reto para el profesional, ya que debe evaluar las necesidades del paciente, tipo de restauración que se realizara, material cerámico, tipo de cemento y protocolo de preparación dental y cerámico que va a beneficiar la retención y duración de la restauración indirecta.

Palabras Clave: cerámica, adhesión, cemento resinoso, fuerza de tracción, preparación de cerámica, preparación dental.

ABSTRACT

The demand for aesthetic procedures in dentistry has been increasing over the years. For this reason, materials and techniques that respond to the aesthetic and adhesive needs in the oral rehabilitation of the patient are still being sought. Certain materials, such as dental ceramics, have the characteristics necessary to return the function and simulate the mechanical characteristics of the tooth. The choice of material represents a challenge for the professional, since it must evaluate the patient's needs, type of restoration to be made, ceramic material, type of cement and protocol of dental and ceramic preparation that will benefit the retention and duration of the indirect restoration.

Key words: ceramic, adhesion, resin cement, tensile strength, ceramic preparation, tooth preparation.

TABLA DE CONTENIDO

DEDICATORIA.....	4
RESUMEN.....	5
ABSTRACT.....	6
1. INTRODUCCIÓN.....	10
1.1. Objetivos.....	11
1.1.1. Objetivo general.....	12
1.1.2. Objetivos específicos.....	12
1.2. Justificación.....	12
1.3. Hipótesis.....	13
2. MARCO TEÓRICO.....	13
2.1. Diente.....	13
2.1.2. Estructura.....	14
2.1.2.1. Esmalte.....	14
2.1.2.2. Dentina.....	14
2.1.2.3. Pulpa.....	17
2.2. Adhesión.....	18
2.2.1. Definición.....	18
2.2.2. Adhesión en esmalte.....	19
2.2.3. Adhesión en dentina.....	21
2.2.4. Sistemas adhesivos.....	22
2.2.4.1. Sistema etch and rinse.....	23
2.2.4.2. Sistema self-etch.....	24
2.2.5. Adhesión a la cerámica.....	26
2.3. Materiales cerámicos en odontología.....	27
2.3.1. Clasificación de la cerámica dental.....	28
2.3.1.1. Cerámica con matriz vítrea.....	30
2.3.1.2. Cerámica policristalina.....	32
2.3.2. Propiedades mecánicas de las cerámicas.....	33
2.3.2.1. Resistencia a la fuerza.....	34

2.3.2.2. Tenacidad a la fractura	34
2.3.2.3. Resistencia a la tracción-Tensile strength.	35
2.4. Agentes cementantes.....	36
2.4.1. Cementos resinosos.	40
2.4.1.1. Cementos resinosos activados químicamente.....	42
2.4.1.2. Cementos resinosos fotoactivados.....	42
2.4.1.3. Cementos resinosos duales.	43
2.4.1.4. Cementos resinosos autoadhesivos duales.	44
2.4.1.4.1. Cemento de resina autoadhesivo RelyX U200 3M ESPE	46
2.4.1.4.2. Cemento resinoso autoadhesivo dual PANA VIA V5 Kuraray Dental ..	47
2.4.1.4.3. Cemento resinoso autoadhesivo dual Multilink Speed Ivoclar Vivadent	49
3. METODOLOGÍA.....	51
3.1. Tipo de estudio.....	51
3.2. Materiales.....	51
3.3. Población-muestra	52
3.3.1. Criterios de inclusión	52
3.3.2. Criterios de exclusión.....	53
3.3.3. Obtención de la muestra:.....	53
3.3.4. Preparación de las muestras	53
3.3.5. Corte de las muestras	55
3.3.6. Prueba de adhesión.....	55
3.3.7. Análisis estadístico.....	55
4. REFERENCIAS	56

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Clasificación de las cerámicas en odontología según Sukamaran y Bharadwaj.	28
Tabla 2 Requerimientos de los agentes cementantes. (Ramaraju, Krishna, Ramaraju, & MAKVE, 2014)	39
Tabla 3. Composición química del cemento autoadhesivo dual RelyX U200 3M ESPE	47
Tabla 4. Composición química del cemento autoadhesivo dual Panavia V5 Kuraray Dental.	48
Tabla 5. Composición química del cemento dual autoadhesivo Multilink Speed Ivoclar Vivadent	50

1. INTRODUCCIÓN

La Odontología es la ciencia parte de la medicina, que se encarga del estudio y mantenimiento de la salud de los tejidos orales y periorales del ser humano. Se encarga del estudio y restauración de tejidos dentales y su relación con los tejidos blandos que los rodean. La estética es una rama de la ciencia que busca el estudio de la belleza en la naturaleza y en el arte (Kina & Bruguera, 2008).

La Odontología Estética por su parte, se basa en una serie de leyes, técnica y percepción del profesional, que busca una sonrisa estética o un diseño de sonrisa que cumpla con las demandas del paciente, construyendo dientes con proporciones agradables que estén biológicamente integrados y que guarden la salud y armonía de los tejidos blandos orales y periorales (Kina & Bruguera, 2008).

En la actualidad, existe gran demanda de tratamientos que requieren un alto grado de estética. Con el avance de la tecnología y nuevos productos en el mercado, estas exigencias pueden ser resueltas con materiales que pueden imitar la estructura natural de un diente. La odontología adhesiva ha dado respuesta a muchos problemas que existían, acerca de cómo se puede lograr un alto nivel estético, manteniendo la salud de tejidos blandos y manteniendo la mayor cantidad de tejido dental, sin perder la resistencia del material, la durabilidad de la restauración y una mejor adhesión de un material artificial a las estructuras dentarias (Henostroza & al, 2003).

La cerámica dental, es un material con características altamente estéticas, propiedades mecánicas que se asemejan a las del diente, excelentes resultados adhesivos, estabilidad química y biocompatibilidad; todas estas características han hecho que este material sea el de primera elección para restauraciones y estudios (Kara, Ozturk, Aykent, Koc, & Ozturk, 2011). En el

mercado, se puede encontrar una gran variedad de sistemas adhesivos que permiten la unión de la cerámica al diente o a resinas. La evolución de estos sistemas adhesivos se puede evidenciar en los componentes y pasos de aplicación. Hoy en día el objetivo es la reducción del número de pasos con el fin de minimizar el tiempo y los errores en su aplicación y eliminar variantes que puedan llevar a fallas adhesivas (Henostroza & al, 2003).

Además de buscar estética, el profesional debe buscar la resistencia y duración de las restauraciones cerámicas, por esta razón se debe conocer los agentes de cementación que se deben usar con cada tipo de porcelana y que tipo de preparación debe tener, tanto el diente, como la cerámica para favorecer dicha unión adhesiva. La calidad de la adhesión determinará la longevidad de la restauración, la resistencia a filtraciones y desgaste que tendrá (Breschi & et al, 2008).

Debido a esto existen varios estudios que comparan las fuerzas adhesivas de varios tipos de cemento, el uso de primer y tipos de preparación de superficies y como estas variaciones afectan la calidad de la restauración. Por esta razón, es importante comprender como funciona cada sistema adhesivo y cuáles deberían ser los pasos que el profesional debería seguir, de acuerdo a las exigencias del material, para conseguir el éxito adhesivo (Henostroza & al, 2003).

Debido a la demanda que existe de encontrar cementos que otorguen una buena fuerza adhesiva, es importante comprar las opciones que el mercado ofrece. Por las razones antes planteadas, el objetivo de este estudio es evaluar si el uso de los cementos resinosos Panavia V5 de Kuraray Dental, RelyX U200 de 3M ESPE y Multilink Speed de Ivoclar Vivadent, y el uso o no de grabado ácido en cerámica E-max, presentan una diferencia estadística significativa al evaluar la resistencia flexural mediante la resistencia a la tracción.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo general.

El objetivo de este estudio es evaluar el efecto de diferentes agentes de cementación (Panavia V5 Kuraray Dental, Relyx U200 3M ESPE y Multilink Speed Ivoclar Vivadent) con o sin silanización, en la resistencia de la unión entre la dentina, el cemento y el material cerámico mediante la evaluación de fuerzas de tracción.

1.1.2. Objetivos específicos

- Evaluar si el uso de diferentes cementos resinosos sin la utilización del grabado ácido resultan en valores estadísticamente superiores de resistencia de la unión en comparación con el sistema que utiliza grabado ácido y silano, en la adhesión de cerámicas IPS E-max.
- Evaluar si existe diferencia significativa en la fuerza adhesiva de los cementos autoadhesivos duales Panavia V5, Relyx U200 y Multilink Speed
- Evaluar los resultados adhesivos de los cementos autoadhesivos duales Panavia V5, Relyx U200 y Multilink Speed al usar o no silano.

1.2. Justificación

En estudios comparativos realizados por Luthi, et al., se hizo la comparación entre los cementos Multilink speed y Relyx U100, sometiendo a la porcelana a distintas preparaciones y aplicando o no silano, con el fin de probar las fuerzas de adhesión. Los resultados demostraron la eficacia del cemento Relyx U100 con uso de silano, obteniendo los resultados más altos de fuerzas adhesivas en este estudio. Con respecto al cemento Panavia V5, en comparación con el cemento RelyX U200, nueva versión del cemento RelyX U100, no se ha encontrado estudios que comparen la eficacia adhesiva y fuerza de adhesión de estos tres sistemas de cementación autoadhesiva dual.

1.3. Hipótesis

Tomando en consideración estudios de cerámicas y adhesión antes realizados, la hipótesis de este estudio es que el tipo de cemento que se utilice, el uso o no de primer adhesivo y preparación de las superficies cerámicas y dentales, tendrán una diferencia estadística considerable en la fuerza de adhesión. Además, los dientes que sean preparados con silano, tendrán mejores resultados adhesivos.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Diente

El órgano dentario es una estructura que se encuentra constituida por corona y raíz. En el ser humano, los órganos dentarios aparecen como dientes deciduos o de leche, y dientes permanentes o definitivos. Ambos poseen estructuras histológicas similares y se originan de la misma manera (Gomez de Ferraris & Campos, 2007). Las estructuras dentales, tanto de dientes deciduos como definitivos, se desarrollan a partir de una serie de señales que guían las interacciones de los tejidos epitelial y mesenquimáticos, los cuales producen cambios en el ectodermo y el mesénquima. Esta serie de impulsos nerviosos y cambios en los tejidos que dan origen al órgano dental se conoce como organogénesis. La organogénesis es la base del proceso de formación dentaria. En este proceso se distingue la morfogénesis, que procura el desarrollo y diferenciación de la corona y raíz del diente; y la histogénesis, la cual permite la formación de los tejidos dentales: esmalte, dentina y pulpa (Seltzer & Bender, 2002).

2.1.2. Estructura.

2.1.2.1. Esmalte.

Es esmalte es la capa más externa del diente. Este material no posee la capacidad de reacción biológica debido a que este carece de células y está compuesto en su mayoría por materia inorgánica; por esta razón, no es considerado como un tejido. Este tejido se encuentra formado en un 95% por sustancia inorgánica, 1.8% por sustancia orgánica y 3.2% por agua (Gomez de Ferraris & Campos, 2007).

2.1.2.2. Dentina.

La dentina o tejido dentinario, es el producto de la secreción de los odontoblastos. La función principal de la dentina es la de proteger a la pulpa dentaria. Además, la dentina es la responsable de dar soporte elástico y resiliente al diente, lo que le permite soportar las cargas de las fuerzas masticatorias sin que el diente se fracture. Esta estructura posee una dureza similar al del tejido óseo. La dentina normalmente está comprendida por una red de fibras colágenas entrecruzadas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, cristales de hidroxiapatita en un 70% y agua en un 12% (Gomez de Ferraris & Campos, 2007), (Henostroza & al, 2003).

La dentina es un tejido mesodérmico, conectivo y mineralizado, en cuyo interior alberga a las prolongaciones de los odontoblastos. En su estructura posee gran contenido de materia orgánico y agua; gracias a su estructura morfológica tubular, permite la transmisión de estímulos térmicos, químicos y táctiles hacia el plexo nervioso subodontoblástico para que la información llegue hacia la pulpa dentaria (Henostroza & al, 2003).

Como se menciona anteriormente, la dentina está conformada por túbulos dentinarios. Estos túbulos tienen una forma de cono invertido cuya base esta hacia la pulpa y se encuentra dentro de la dentina intertubular, una matriz mineralizada. Estructuralmente, se puede dividir a la dentina en dentina intertubular y peritubular. La dentina intertubular se encuentra formada por matriz orgánica, es decir, por fibras de colágeno, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteínas dentinarias; esta estructura da soporte a los cristales de hidroxiapatita. Por otro lado, la dentina peritubular conforma un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, este es un extracto rico en cristales de hidroxiapatita y carece de fibras colágenas. La dentina peritubular aumenta su espesor con la edad, lo que disminuye el diámetro interno de los túbulos (Seltzer & Bender, 2002), (Henostroza & al, 2003).

La dentina a su vez, puede ser clasificada de acuerdo a sus patrones de desarrollo y estructura los cuales, están relacionados con sus propiedades adhesivas. La dentina se puede clasificar en:

- Dentina superficial: Esta dentina es la primera en formarse, y se deja de producir cuando el diente entra en erupción. Este tipo de dentina presenta túbulos dentinarios vacíos, máxima cantidad de fibras colágenas, cristales de hidroxiapatita y mínima cantidad de agua, lo que lo hace ideal para la adhesión (Henostroza & al, 2003).
- Dentina media: Tiene una cantidad variable de túbulos dentinarios que pueden o no contener procesos odontoblásticos. Este sustrato presenta fibras colágenas, cristales de hidroxiapatita y agua en cantidades que aun favorecen la adhesión (Henostroza & al, 2003).
- Dentina profunda: Esta dentina, en conjunto con la preentina, protege a la pulpa. En el interior de los túbulos de esta capa, se encuentran albergados los procesos odontoblásticos primarios. Este extracto es el más deficiente para la adhesión dental ya que existe mayor cantidad de agua, menos colágeno e hidroxiapatita (Henostroza & al, 2003).
- Dentina esclerótica: esta dentina se forma en respuesta a una agresión de baja intensidad como la abrasión atrición y caries de avance lento ocluyendo parcialmente los túbulos dentinarios con el fin de impedir que la injuria ocasione daños en la pulpa dental. Esta dentina, al ser hipermineralizada es una capa propicia para la adhesión (Henostroza & al, 2003).
- Dentina reaccional: Esta dentina se sintetiza de forma rápida y desorganizada, lo que provoca la deformación de la cámara pulpar, en respuesta a una agresión de moderada intensidad como la caries de avance lento, abrasiones y procedimientos operatorios. Esta dentina, al estar en contacto con la pulpa, no es un sustrato que favorece a la adhesión (Henostroza & al, 2003).

- Dentina reparativa: Se forma cuando existes agresiones de severa intensidad como caries, fracturas, abfracciones y calor que se genera en los procesos operatorios con instrumentos rotatorios. Esta dentina es sintetizada por células indiferenciadas que reemplazan a los odontoblastos. La dentina reparativa posee una estructura irregular y desorganizada y por tanto no es un sustrato adhesivo eficaz (Henostroza & al, 2003).

2.1.2.3. Pulpa.

La pulpa dentaria es un tejido que tiene su origen embriológico en la papila dental proveniente del ectomesénquima. La pulpa se encuentra en el interior de la cámara pulpar y es el único tenido blando del diente. La cámara pulpar es una cavidad rodeada por dentina, y reproduce la forma del diente, por lo que esta cambia su anatomía de acuerdo a cada diente (Gomez de Ferraris & Campos, 2007)

Desde un punto de vista estructural, la pulpa dental es un tejido conectivo laxo rico en vasos sanguíneos y nervios, por lo que es un tejido altamente vascularizado e innervado. En la periferia de la pulpa se encuentran los odontoblastos, células que se encargan de la síntesis de dentina. La pulpa se encuentra formada en un 75% por agua y 25% por materia orgánica (Gomez de Ferraris & Campos, 2007).

La pulpa dental es un verdadero órgano, formado por células, sistema circulatorio, linfático y nervioso. Este tejido cumple las siguientes funciones de inducción sobre el complejo dentino pulpar, formativa ya que induce la formación de dentina, nutritiva, sensitiva y reparadora (Gomez de Ferraris & Campos, 2007).

2.2. Adhesión

2.2.1. Definición.

En la actualidad, debido a la gran demanda que se tiene de realizar restauración tanto directas como indirectas que puedan devolver la función de las piezas y a su vez, tener gran durabilidad y estética, la importancia que tienen las restauraciones adhesivas aumenta cada día. Por estas razones, es importante saber que es el fenómeno de la adhesión y como este puede ser mejorado o afectado cuando se realizan los procedimientos restauradores (Alves & Nogueira, 2003). En odontología, la adhesión es la fuerza que permite la unión entre los materiales restauradores y la estructura dental (Montagna & Barbesi, 2013).

La adhesión puede ser definida como la fuerza de unión entre dos sustancias cuando estas están en íntimo contacto entre sí. La adhesión es un fenómeno en el que dos sustancias disimilares se unen al estar en estrecho contacto con sus interfaces (Montagna & Barbesi, 2013). Cuando este fenómeno de atracción ocurre a nivel molecular, se denomina adsorción; y este estará compuesto por diferentes enlaces químicos entre el adhesivo y el adherente. Las formas de unión química que pueden formarse son: enlaces iónicos, covalentes, uniones por puentes de hidrógeno y fuerzas de Van der Waals. Cuando se habla de adhesión, la sustancia aplicada con el propósito de producir adhesión se denomina “agente adhesivo” y la superficie en la que se aplica se denomina “adherente” (Alves & Nogueira, 2003).

Cuando trasladamos este fenómeno a la Odontología, se debe tener en cuenta sobre que superficies se busca obtener dicha adhesión. Como es sabido, la estructura dental está compuesta por estructuras mineralizadas, el esmalte y la dentina, las cuales poseen distintas características

físicas en su composición que dificultaran o facilitaran la adhesión. Otra dificultad que se presenta cuando se busca la adhesión, es que la boca no es un medio que favorezca el mantenimiento de una interfaz adhesiva que no tenga fallas (Alves & Nogueira, 2003).

El medio bucal es un medio acuoso debido a la presencia de saliva, existen variaciones de temperatura que cambian con el consumo de diferentes alimentos y, además, existen fuerzas mecánicas que se transmiten hacia los dientes y hacia la interfaz adhesiva cuando se realiza la función masticatoria. Para lograr obtener una buena adhesión y duración de las restauraciones, es esencial conocer la estructura de las superficies dentales o cerámicas y cuáles son los procedimientos que se deben realizar para alcanzar el éxito clínico y longevidad de las restauraciones (Alves & Nogueira, 2003).

Cuando se habla de adhesión en odontología se buscan los siguientes objetivos (Henostroza & al, 2003).

- Reducción del desgaste dental.
- Aumento de la resistencia de la estructura dental remanente,
- mejorar la estética usando diferentes materiales restauradores.
- Disminuir la sensibilidad posoperatoria que se obtiene como resultado de microfiltraciones de fluidos bucales o flora bacteriana en la interfaz entre el diente y la restauración.
- El agente adhesivo sea de fácil aplicación, larga duración y que no sufra microfracturas o degradación cuando se somete al estrés mecánico de las fuerzas masticatorias.

2.2.2. Adhesión en esmalte.

Como se menciona anteriormente en este trabajo, el esmalte es una estructura altamente organizada que se encuentra constituida en su mayoría por cristales de hidroxiapatita. En menores concentraciones está compuesto por materia orgánica y agua. En 1995, Buonocore descubrió que la superficie dental puede ser modificada y desmineralizada de manera selectiva mediante la aplicación de ácido fosfórico sobre el esmalte dental. Esta desmineralización de los prismas del esmalte, ocasionan un aumento en la porosidad de esta estructura, creando así una superficie rugosa con una energía superficial elevada, lo que favorece a la adhesión (Montagna & Barbesi, 2013), (Henostroza & al, 2003). La porosidad que presenta el esmalte tratado con ácido fosfórico al 30-40% por 15 o 20 segundos permite que se formen los tags de resina, lo que produce una unión micro mecánica que permite mayor adhesión entre la superficie dentaria y los composites, cerómeros, porcelanas y metales (Henostroza & al, 2003).

Para que la adhesión en esmalte sea exitosa, se deben tomar en cuenta los siguientes puntos:

- La superficie del esmalte debe ser biselada, teniendo en consideración la dirección de las varillas adamantinas y el espesor de las paredes de la preparación cavitario, con el fin de obtener una micro retención. Un correcto bisel impedirá que exista micro filtración, caries secundarias y micro fracturas (Henostroza & al, 2003)
- Se debe realizar la activación del sustrato adamantino a través del uso de ácido fosfórico con una concentración del 15% al 40%, el cual produce la desmineralización del esmalte, disolviendo los cristales de hidroxiapatita que conforman las varillas del esmalte, y dando lugar a la formación de microporos y microsuros lo cuales permiten la penetración del primer adhesivo permitiendo una mejor adhesión y traba mecánica de la restauración. Los ácidos tienen la función de cambiar la baja energía superficial que posee el esmalte intacto que se encuentra impregnado

con impurezas, saliva y biofilm, en un esmalte con alta energía superficial, desmineralizado y limpio (Henostroza & al, 2003).

2.2.3. Adhesión en dentina.

Por otro lado, alcanzar una buena adhesión en dentina representa un reto. Esto se debe a que la composición de la dentina no es homogénea como en el caso del esmalte. La dentina es una estructura compuesta mayormente por agua y matriz orgánica. Además, presenta una estructura tubular debido a la presencia de los túbulos dentinarios, que albergan en su interior a las fibras de Tomes (Seltzer & Bender, 2002).

En sistemas adhesivos contemporáneos, la adhesión en dentina demanda la retirada de una película semipermeable llamada lama dentinaria. Esta película de 0.5 a 2.0 micrómetros de espesor, presenta en su composición colágeno desnaturalizado y cristales de hidroxiapatita que se genera durante la instrumentación dental. La remoción de esta capa se da en conjunto con la desmineralización superficial de la dentina cuando se realiza el acondicionamiento ácido. A pesar de que se ha comprobado que existe unión química entre la resina adhesiva y el sustrato dentinario, también se cree que la adhesión en la dentina depende de una unión micro mecánica que esta mediada por la difusión de monómeros resinosos en la dentina. Este entrelazamiento entre la resina polimerizada, fibrillas de colágeno y los cristales de hidroxiapatita forman la llamada capa híbrida. En la literatura se muestra que esta capa está compuesta en un 70% por resina y 30% de colágeno. (Alves & Nogueira, 2003).

La formación de la capa híbrida permite la mezcla entre las fibras de la capa dentinaria y polímeros adhesivos. Este es un proceso que se da cuando se realiza el acondicionamiento ácido sobre la superficie de la dentina, lo que elimina el smear layer provocado por la instrumentación.

Debido a estas propiedades químicas y físicas de esta capa híbrida, la dentina se convierte en un tejido constituido por presentar características de diente y de resina. La importancia de la capa híbrida está en que aumenta la fuerza de unión con la resina y de la estructura dental y reduce el fenómeno de micro filtración (Alves & Nogueira, 2003).

Los cementos dentales en odontología, se adhieren al esmalte y dentina, por los mismos medios antes explicados, unión química y micromecánica después del grabado y el uso de adhesivo (Henostroza & al, 2003). Si la interface entre la dentina y el adhesivo es expuesta en la cavidad oral clínicamente se puede encontrar coloraciones marginales, adaptación marginal deficiente y pérdida de retención de la restauración (Breschi & etal, 2008).

Para que existe una buena adhesión en la dentina, se requiere de una alta energía superficial, una superficie donde pueda actuar el adhesivo y una interfaz sellada que evite la filtración y sensibilidad posoperatoria. Para que existe una alta energía superficial, la dentina puede ser tratada con ácido como en el caso del esmalte. El ácido en la dentina será usado para quitar el smear layer que se encuentra cubriendo los túbulos dentinarios, provocando la disminución de la permeabilidad dentinaria y representando un desafío para el funcionamiento de los sistemas adhesivos. Por otro lado, con el objetivo de tener una superficie humedecida por el adhesivo, es necesario la utilización de primer adhesivo, el cual activara la dentina permitiendo la interacción entre la dentina y la resina creando así la capa híbrida (Henostroza & al, 2003).

2.2.4. Sistemas adhesivos.

Los sistemas adhesivos han ido evolucionando a lo largo de los años, ya sea por el número de pasos de cada sistema, por el tipo de acondicionamiento o por las generaciones de adhesivos. En la actualidad, los autores clasifican a los sistemas adhesivos en tres grupos: adhesivos total etch

(etch and rinse), adhesivos self etch y adhesivos multimodo. Sin importar la generación o el número de pasos de aplicación, todo sistema adhesivo está constituido por tres materiales: El agente de grabado ácido cuya función es aumentar la energía superficial de la superficie, primer o agente promotor, el cual es un agente hidrofílico que aumenta la humectabilidad del sistema y el adhesivo o bonding, el cual es una sustancia hidrofóbica que desempeña la función de infiltrar, micromecánicamente, las retenciones creadas por el adhesivo (Montagna & Barbese, 2013).

2.2.4.1. Sistema etch and rinse

Son el grupo más antiguo de los sistemas adhesivos. Estos pueden requerir dos o tres pasos de aplicación en los cuales pueden venir sus tres componentes por separado o el ácido por separado y el primer y adhesivo en un mismo frasco. (Cardoso & Decurcio, 2015). La técnica de etch and rinse es la técnica más efectiva y estable en la adhesión a esmalte. (Meerbeek, y otros, 2003). En este sistema es necesario la aplicación de un agente de grabado tanto en esmalte, como en dentina; seguido a este paso es necesario el lavado de la superficie con agua, con el fin de remover el smear layer. Como se habló anteriormente, el ácido tiene la función de aumentar la energía superficial del esmalte y crear microporosidades en el sustrato dentario, con el fin de crear sitios de retención mecánica. En el caso de la dentina, el uso de ácido elimina el smear layer dejando expuestas las fibras de colágeno de la dentina. Seguido a este paso, en el caso del esmalte, se debe realizar el secado de la superficie; pero en el caso de la dentina, el secado puede causar el colapso de las fibras de colágeno lo que reduce la efectividad en la formación de la capa híbrida. Por otro lado, si no se seca después del lavado, la humedad impide que el monómero polimerice creando porosidades y fisuras que toman el nombre de water trees (Montagna & Barbese, 2013).

Después de que se ha realizado el grabado ácido y el lavado, en los mecanismo de tres pasos, se coloca el primer, en el mecanismo de dos pasos, primer y adhesivo son colocados de forma simultánea (Montagna & Barbesi, 2013). El primer es una sustancia formada principalmente por monómeros anfóteros y solventes. Los monómeros anfóteros son aquellos que le otorgan al primer su característica hidrofílica, puesto que este posee afinidad con sustancias hidrofílicas e hidrofóbicas. Los monómeros que son hidrofílicos tienen la función de aumentar la humectabilidad dental. Por otro lado, los monómeros hidrofóbicos interactúan y se polimerizan con el adhesivo, el cual está formado por monómeros de la misma naturaleza. La función que tiene el solvente que conforma el primer, es la de ligarse al agua presente en la dentina e inducir a su evaporación, dejando de esta manera espacios donde los monómeros adhesivos, que son hidrófobos, penetren y se enlacen con las fibras colágenas. Los solventes que suelen ser usados con más frecuencia en los sistemas adhesivos son la acetona y el etanol (Cardoso & Decurcio, 2015).

Como último paso de aplicación, está el uso del adhesivo propiamente dicho. El adhesivo es uno compuesto formado principalmente por monómeros polimerizables que seguidos del primer, penetran la dentina hasta unirse con las fibras de colágeno para formar la capa híbrida. En el caso del esmalte, los monómeros hidrófobos del adhesivo, penetran con facilidad las microporosidades creadas por el grabado ácido, pero en el caso de la dentina que contiene mayor cantidad de agua, la penetración del adhesivo se da después de que el primer haya actuado (Cardoso & Decurcio, 2015).

2.2.4.2. Sistema self-etch.

El sistema self-etch es una técnica adhesiva que surgió debido a la creciente demanda de adhesivos cuya técnica de aplicación sea más simplificada. Los adhesivos de auto

acondicionamiento, no requieren la aplicación inicial de ácido o el lavado debido a que la penetración y el acondicionamiento se da de manera simultánea, degradando de forma parcial los cristales de hidroxiapatita tanto en dentina como en esmalte. Este mecanismo no degrada el smear layer, sino que crea una capa modificada de smear layer que mejora la adhesión (Montagna & Barbesi, 2013). La eliminación parcial de los cristales de hidroxiapatita y del smear layer, constituye una técnica adhesiva más rápida y menos agresiva que reduce la sensibilidad post operatoria en el paciente (Cardoso & Decurcio, 2015).

Los sistemas adhesivos self-etch, son conocidos también como etch and dry ya que el paso del enjuague ha sido eliminado. Estos sistemas también son clasificados por el número de pasos; estos pueden ser de uno o dos pasos. En el caso de los sistemas de dos pasos, se utiliza un primer con monómeros ácidos seguido por la aplicación del agente adhesivo. Por otro lado, los sistemas de un solo paso contienen el primer, acondicionador y adhesivo en un solo frasco (Montagna & Barbesi, 2013).

Además de ser una técnica rápida que elimina errores que el operador pueda cometer en la fase de secado, este sistema permite la adhesión micro mecánica resultante de la impregnación de la resina en los túbulos dentinarios y prismas del esmalte, y una adhesión química entre los monómeros que componen este sistema y los cristales de hidroxiapatita del smear layer modificado (Montagna & Barbesi, 2013). Estudios han revelado que los sistemas de auto grabado de dos pasos que presentan un pH de 2 aproximadamente, tienen la capacidad de crear enlaces químicos entre grupos carboxilo o fosfato de monómeros funcionales y cristales de hidroxiapatita aun presentes en la dentina, debido a la leve acción de la fase acida. Esta interacción adicional mejora la fuerza de adhesión y mejora la estabilidad de la interface adhesiva a través de los años (Breschi & etal, 2008).

2.2.5. Adhesión a la cerámica.

La adhesión de la porcelana dental se la realiza a través de un tratamiento triboquímico que incluye el microarenado, el grabado químico y la unión química. El microarenado es una técnica indispensable en el tratamiento de la superficie, la cual crea microporosidades que permiten crear la retención micromecánica del cemento. Esta técnica se la realiza utilizando partículas de óxido de aluminio de 30 micras recubiertas con bióxido de silicio, las cuales atacan la superficie de la cerámica creando microporosidades y dejando una capa de bióxido de sílice sobre la superficie que posteriormente será tratada con silano y el agente cementante (Cardoso & Decurcio, 2015), (Montagna & Barbesi, 2013).

El grabado químico o grabado ácido, ataca la superficie vítrea de la cerámica. Para este procedimiento se utiliza ácido fluorhídrico en una concentración de 1 a 3 minutos. El objetivo del ácido es el de crear irregularidades, poros y canales que beneficiaran la retención micromecánica (Henostroza & al, 2003).

Para conseguir una buena adhesión de la cerámica con el diente, es necesario seguir una serie de pasos. El primer paso es crear poros y microretenciones la estructura dental usando ácido fosfórico; por otro lado, la superficie cerámica también debe ser tratada con ácidos que permitan que el agente cementante pueda penetrar en los poros del material y del diente. Cuando se realiza el grabado ácido usando ácido fluorhídrico, se obtiene una estructura porosa como resultado de una interacción entre el ácido y la matriz de sílice de la cerámica liberando de forma volátil SiF_4 (Ho & Matinlinna, 2011).

Por otro lado, la unión química se realiza entre polímeros y estructuras cerámicas utilizando silano. El silano es un compuesto conocido por su capacidad de formar enlaces entre las partículas

de relleno inorgánico de resinas compuestas, y la matriz vítrea de las cerámicas. La unión química que se produce depende de la interacción de grupos silanólicos, que tienen la capacidad de formar enlaces con la cerámica, y grupos carbonílicos, los cuales se unen con la resina compuesta. La interacción química resultante es caracterizada por la formación de enlaces covalentes y puente de hidrogeno entre las estructuras (Montagna & Barbese, 2013).

El silano se coloca seguido a el grabado acido, el proceso de silanización se conoce como priming. El priming tiene la función de aumentar la energía de la superficie. Otra función del silano es la de actuar como mediador de la adhesión entre dos materiales de diferente naturaleza, formando una capa adhesiva entre el silano y la sílica de la cerámica y a su vez, entre el cemento resinoso y la cerámica, los cuales se unen mediante enlaces covalentes. Estudios han demostrado que el uso de silano en restauración de cerámica, mejora la fuerza tensil (Ho & Matinlinna, 2011).

2.3. Materiales cerámicos en odontología

La cerámica dental es un material usado en sistemas diseñados con el objetivo de construir prótesis dentales que reemplazan a un diente perdido o con su estructura dental dañada ya sea por lesiones de origen carioso o no cariosos como la atrición, erosión, abfracción y abrasión. En la literatura se puede encontrar que la definición de cerámica es un material inorgánico no metálico que resulta del calentamiento de minerales a altas temperaturas (Shenpy & Shenoy, 2010). Otra definición de cerámica dada por la Sociedad Americana de Cerámica, la define como un material inorgánico, no metálico que poseen una naturaleza cristalina y sus componentes pueden ser

metálicos y no metálicos como aluminio y oxígeno (Al_2O_3) o calcio y oxígeno (CaO) (Sukumaran & Bharadwaj, 2006).

Debido a la demanda que presenta este material y a la variedad de productos que están siendo introducidos en el mercado, el clínico debe enfrentarse a la decisión de escoger que tipo de cerámica va a cumplir con las demandas del proceso restaurativo que enfrenta. La selección del tipo cerámico se hace en base a las características de cada material como el grado de translucidez, técnicas de manufactura, resistencia a la fractura, microestructura, entre otras (Sukumaran & Bharadwaj, 2006).

2.3.1. Clasificación de la cerámica dental.

Existen varias maneras de clasificar la cerámica, una de las más usadas es el sistema de clasificación de Kelly y Benetti, el cual describe a las cerámicas de acuerdo a su contenido de vidrio. Este sistema clasifica a los materiales cerámicos en: Materiales predominantemente vítreos, partículas con relleno de vidrio y cerámicas policristalina (no presenta vidrio). Debido a la aparición de nuevos materiales, se clasificará a los materiales cerámicos en: cerámicas con matriz de vidrio, cerámica policristalina y cerámica con matriz resinosa (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

Tabla 1 Clasificación de las cerámicas en odontología según Sukamaran y Bharadwaj.

Parámetro de clasificación	Sistema	Característica

Composición	Cerámica de síliceas	Compuesta principalmente por sílice (SiO ₂)
	Oxidocerámica	Contiene una fase cristalina como el aluminio
	Oxido de zirconio	Presentan gran resistencia a la fractura
	Zirconio	Usada para elaborar estructuras
	Alúmina pura	Usadas para elaborar estructuras
Tipo	Feldespática	
	Reforzada con leucita	Propiedades mecánicas menores a las del di silicato de litio
	Alúmina	Cerámica iónica, elevada resistencia, densidad, dureza y opacidad
	Alúmina infiltrada con vidrio (<i>InCeram</i>)	Elevada opacidad Indicada para estructura de coronas y puentes pequeños
	Zirconio	Alta resistencia y opacidad
	Cerámica de vidrio	
Temperatura	Fusión ultra baja	< 850°C

	Fusión baja	850°C - 1100°C
	Fusión media	1101°C - 1300°C
	Fusión alta	1300°C

2.3.1.1. Cerámica con matriz vítrea.

Este tipo de cerámica son caracterizadas por tener una fase vítrea. Estas a su vez son clasificadas en: cerámicas feldespáticas, cerámicas sintéticas y cerámicas infiltradas con vidrio (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

La cerámica feldespática está compuesta principalmente por feldespato de potasio ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), feldespato de sodio ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) y cuarzo (sílica); el feldespato de potasio a altas temperaturas forma un líquido de vidrio y cristales de leucita, los cuales, dependiendo de la cantidad, aumentan la resistencia de la restauración y hacen que su coeficiente de expansión sea apto para la confección de veneers (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015). Las cerámicas feldespáticas atraviesan por dos fases, una fase vítrea que le otorga translucidez al material, y la fase cristalina, la cual le da resistencia (Montagna & Barbesi, 2013).

La cerámica feldespática convencional es clasificada de acuerdo a la cantidad de matriz vítrea que posee. Aquellas que presentan alto contenido de feldespato son utilizadas como revestimiento estético y facetas dentales debido a la translucidez y resistencia que el alto contenido vítreo les otorga. Por otro lado, las cerámicas con menor contenido de feldespato, es necesario la introducción de cristalitas de alúmina o leucita con el fin de aumentar las propiedades mecánicas y disminuir el nivel de translucidez. Estas cerámicas son usadas para técnicas de estratificación,

coronas en dientes anteriores e incrustaciones CAD/CAM. La cerámica feldespática requiere un cementado adhesivo, lo que aumentara su resistencia a la flexión y está contraindicado en muñones metálicos o pigmentados debido a su alta translucidez (Montagna & Barbesi, 2013)

La cerámica sintética fue producida con el fin de no depender de recursos naturales para la obtención de cerámicas. Este material está compuesto principalmente por dióxido de silicio, oxido de potasio y oxido de aluminio. La fase vítrea suele ser reforzada con cristales de apatita o leucita con el fin de aumentar la resistencia y obtener una translucidez moderada. Las cerámicas sintéticas pueden clasificarse en: Cerámica reforzadas con leucita, cerámica de disilicato de litio y cerámica de fluorapatita (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

Los sistemas vítreos reforzados con leucita contienen principalmente oxido de sílice conocido también como sílica o cuarzo y también cantidades variables de alúmina. Estas cerámicas se las hace usando prensado térmico (Shenpy & Shenoy, 2010). Están indicadas para la construcción de coronas individuales, facetas e incrustaciones pero debido a la dificultad de elaboración y propiedades mecánicas menores a las del disilicato de litio, no son muy usadas (Montagna & Barbesi, 2013).

El disilicato de litio ($\text{SiO}_2\cdot\text{Li}_2\text{O}$) fue introducido por Ivoclar Vivadent como IPS Empress II. Tiene elevadas propiedades mecánicas lo que lo hacen adecuada para la confección de coronas y puentes anteriores, tiene una translucidez con el 60% de cristalinidad y una variedad de opacidades y tintes (Montagna & Barbesi, 2013) Estas cerámicas poseen una resistencia flexural de 350-450 MPa, la cual es superior a las cerámicas reforzadas con leucita (Shenpy & Shenoy, 2010).

Las cerámicas aluminosas infiltradas con vidrio son un tipo especial de oxidocerámica constituida por dos fases. En la primera fase los núcleos de alúmina una estructura cristalina porosa

que puede reforzarse con cristalitas como alúmina, magnesio y zirconio. En la segunda fase, el aluminio de lantano que compone la cerámica, infiltra y cierra los poros de la estructura. La cerámica de infiltrada con vidrio puede clasificarse de acuerdo a su contenido en: In-Ceram Spinell, In-Ceram alúmina e In-Ceram Zirconia (Shenpy & Shenoy, 2010).

In-Ceram Spinell está formado por espinela, un mineral natural encontrado en la dolomita. El spinell ($MgAl_2O_4$) es químicamente inerte, posee mínima conductividad eléctrica y termal y presenta propiedades ópticas únicas (Shenpy & Shenoy, 2010). Presente una buena translucidez que en ocasiones puede ser exagerada y una reducida resistencia por lo que está indicada en la confección de coronas individuales para el sector anterior (Montagna & Barbesi, 2013). El In-Ceram alúmina está constituido por oxido de aluminio (Al_2O_3). Presenta una buena resistencia a la flexión y alta opacidad por lo que está indicada para la fabricación de estructuras para coronas (Montagna & Barbesi, 2013). Finalmente el In-Ceram zirconia está constituida por oxido de aluminio presenta una alta resistencia que rodea los 700MPa, pero presenta una opacidad elevada opacidad (Montagna & Barbesi, 2013).

2.3.1.2. Cerámica policristalina

Este tipo de material está caracterizado por tener granos finos de cristal conformando su estructura, esto le da dureza y resistencia a la fractura, pero presentan un bajo nivel de translucidez. La cerámica policristalina carece de la fase vítrea por lo que resulta difícil hacer el grabado con ácido fluorhídrico, por lo que el grabado se realiza por un tiempo más prolongado (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015). Estas cerámicas permiten controlar las primeras fases de polvo y la aplicación de computadoras en el procesamiento de la misma (Shenpy &

Shenoy, 2010). La cerámica policristalina se la clasifica en: Alúmina pura, cerámica estabilizada con zirconio, zirconio endurecido con alúmina y alúmina endurecida con zirconio.

La alúmina pura es un material constituido por oxido de aluminio. Tiene una superficie bastante dura, aproximadamente de 17 a 20 GPa, y una fuerza relativamente alta. Presenta el módulo de elasticidad más alto de todas las cerámicas lo que lo hace más vulnerable a fracturas (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

2.3.2. Propiedades mecánicas de las cerámicas.

Cuando se habla de cerámicas se habla de dos propiedades estructurales: la fuerza, la tenacidad frente a la fractura y otras características que hacen que la cerámica sea un material de preferencia sobre metales y polímeros (Shenpy & Shenoy, 2010). Las principales cualidades de las cerámicas son: Baja conductividad eléctrica, baja conductividad térmica, baja densidad, alta fuerza a altas temperaturas, resistencia a la corrosión, entre otras (Munz & Fett, 1999)

Tomando en cuenta lo descrito por Munz y Fett en 1999, la rehabilitación exige que el profesional escoja entre varias opciones de productos en el mercado que deben satisfacer las demandas que exige el procedimiento rehabilitador, es importante conocer las propiedades que tiene cada material, se puede señalar las siguientes:

- Propiedades físicas
 - Coeficiente de expansión térmica
 - Conductividad térmica
 - Densidad
 - Constante elástica (módulo de Young)

- Conductividad
 - Color
 - Adhesión
- Propiedades mecánicas
 - Resistencia a la tracción
 - Resistencia a la compresión
 - Tenacidad a la fractura

2.3.2.1. Resistencia a la fuerza.

La falla mecánica de las cerámicas se puede controlar mediante la fractura por fragilidad o brittle fracture. El brittle fracture es la fractura rápida o repentina que sufre un material sin que exista una flexión previa. El brittle fracture en conjunto con defectos sobre la superficie de la cerámica, dan como resultado la disminución de la fuerza y resistencia flexural. Para aumentar estos parámetros, se agrega rellenos cristalinos con un tamaño de partícula más fina y la adición de cristalitas de diferente naturaleza (Shenpy & Shenoy, 2010).

2.3.2.2. Tenacidad a la fractura

Es una propiedad física importante que indica la resistencia que un material tiene a la propagación de microfracturas, en otras palabras, es la capacidad de disipar la energía de la

fractura. La zirconia tiene la mayor resistencia entre las cerámicas siendo esta entre 8MPa m^{1/2} y 10MPa m^{1/2} (Shenpy & Shenoy, 2010).

Es posible determinar la tenacidad de la fractura mediante dos procesos. EL primer proceso se realiza mediante fractura por indentación, la cual requiere de fórmulas matemáticas que miden la longitud de las grietas que se forman y propagan a partir del vértice indentador, la carga y el modulo e y VHN. El segundo proceso es a partir de la fuerza de indentación sometiendo a una prueba de flexión sucesiva la muestras y utilizando fórmulas matemáticas (Montagna & Barbesi, 2013).

2.3.2.3. Resistencia a la tracción-Tensile strength.

Existen algunos procedimientos que permiten medir la fuerza de adhesión de una estructura unida a otra, en este caso, la adhesión de la porcelana al diente mediante un agente cementante. Entre estos procedimientos se puede mencionar a las fuerzas de cizallamiento (SBS) y a la resistencia a la tracción (TBS). Actualmente se utiliza el test de micro tracción para medir la resistencia a la tracción y el módulo de elasticidad de materiales en odontología (Armstrong, Araujo, Soares, & Yamagawa, 2010).

Cuando un material es sometido a una deformación plástica, la tensión necesaria para deformarse aumento hasta un valor máximo y después se produce la fractura del material. La resistencia a la tracción es la máxima tensión que puede soportar un material antes de producirse la tracción o ruptura (Callister, 2007). Las pruebas de resistencia a la tracción uniaxiales pueden proporcionar información sobre las fallas que limitan la resistencia de un material (Armstrong, Araujo, Soares, & Yamagawa, 2010).

Todo cuerpo sufre una deformación en el mismo sentido en el que se aplica una fuerza. El test de tracción aplica una fuerza en dirección axial a la muestra a estudiar, y estira el material, el cual dependiendo de sus propiedades se fracturará con mayor o menor fuerza, y se analiza el esfuerzo y la deformación del material. El test de tracción se realiza en una máquina de ensayo universal, en la que una probeta normalizada, somete a la muestra a una carga creciente de forma gradual hasta que se produzca la ruptura de la probeta (Garzon & Ramos, 2006)

Gracias a este ensayo, es posible determinar las siguientes características de los materiales elásticos:

- Módulo de elasticidad de Young el cual cuantifica la proporcionalidad entre el desplazamiento de la probeta y la carga (Garzon & Ramos, 2006).
- Límite de proporcionalidad: Valor de tensión donde el alargamiento es proporcional a la carga (Garzon & Ramos, 2006)
- Límite elástico aparente: Valor de tensión de la probeta cuando el material a prueba ha cedido (Garzon & Ramos, 2006)
- Carga de ruptura: Valor de carga cuando se rompe la probeta (Garzon & Ramos, 2006).
- Resistencia ultima: Máximo valor que soporta la probeta antes de que se produzca la ruptura (Garzon & Ramos, 2006).

2.4. Agentes cementantes

En la actualidad, la resolución de problemas clínicos usando materiales restauradores estéticos se lo puede hacer mediante el uso de adhesivos indirectos, los cuales constituyen varias

técnicas de tratamiento disponibles. Existen algunos factores que pueden llevar al éxito o fracaso de la rehabilitación con restauraciones indirectas, entre estos se puede hablar de la manipulación y elección de agentes cementantes (Kina & Bruguera, 2008).

Los cementos son sustancias que permiten la adhesión o unión entre dos superficies. El objetivo principal del uso de cementos, es el lograr la unión entre la estructura del diente, el material de restauración y el mismo cemento, con esto se busca alcanzar un buen sellado marginal, adhesión de los sustratos y estabilidad de la restauración (Kina & Bruguera, 2008). El propósito principal de los agentes cementantes en prostodoncia, es prevenir que la flora bacteriana y fluidos de la cavidad oral, penetren al diente e invadan el espacio entre la superficie del diente y la restauración, provocando fallos en la retención y caries (Ramaraju, Krishna, Ramaraju, & MAKVE, 2014).

Al usar estos agentes, se busca rellenar el espacio que existe entre la preparación del diente y la restauración, con el fin de lograr una adhesión química y mecánica de la restauración con el diente; lo que impide el dislocamiento de la restauración durante la función masticatoria (Cardoso & Decurcio, 2015). Cuando se elige de manera apropiada tanto el cemento, como la técnica adhesiva en cada tratamiento restaurativo, se puede alcanzar una gran retención, adaptación marginal, prevención de microfiltración y resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas (Escribano & Macorra, 2006).

Los cementos, en odontología pueden ser clasificados en tres grupos básicos los cuales son: cementos, no adhesivos o convencionales, cementos de adhesión química y cementos de adhesión micromecánica. Los cementos convencionales como el fosfato de zinc tuvieron gran éxito durante muchos años y todavía es usado actualmente, a pesar de su gran solubilidad y falta de adhesión (Kina & Bruguera, 2008). Debido a la demanda de restauraciones cerámicas, se han

realizado estudios de cómo se puede mejorar la adhesión y durabilidad de dichas restauraciones. Estudios revelan que la principal razón del fracaso de estas restauraciones, se debe a la fractura o pérdida de la restauración causada por la falla en la unión adhesiva que existe en la interface del cemento y la cerámica. Cementos de fosfato de zinc y ionómero de vidrio, muestran tasas de fracaso elevadas debido a su incapacidad de unirse de forma adecuada con la cerámica (Escribano & Macorra, 2006).

Otra forma de clasificar los cementos en odontología, es en base a su uso como liners o base, cementos provisionales y cementos permanentes. Los cementos más usados como base son aquellos de ionómero de vidrio modificados con resina de foto curado, por su facilidad de uso y capacidad de liberación de flúor; además estos pueden ser grabados con el fin de obtener una mayor adhesión con adhesivos en la dentina. Por otro lado, los cementos provisionales como el eugenol, resinas o cementos de policarboxilato, son usados para la cementación de provisionales acrílicos. Estudios han demostrado que el uso de estos agentes produce la contaminación de la dentina, lo que interfiere con la adhesión de la restauración permanente. Finalmente, los cementos permanentes son aquellos usados para restauraciones definitivas; estos pueden ser: cemento de fosfato de zinc, cemento de policarboxilato de zinc, cemento de ionómero de vidrio, cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, y cementos resinosos (Pameijer, 2011).

Sin importar la naturaleza de los cementos, es importante que estos cumplan ciertos requerimientos biológicos, químicos, reológicos, mecánicos, térmicos y estéticos; basados en estos parámetros, la selección del cemento será basado en aquel que cumpla con las necesidades clínicas del procedimiento a realizar. En la tabla 1 se detallan los parámetros que debe tener un agente cementante (Ramaraju, Krishna, Ramaraju, & MAKVE, 2014).

Tabla 2 Requerimientos de los agentes cementantes. (Ramaraju, Krishna, Ramaraju, & MAKVE, 2014)

Parámetro	
Biológico	<ul style="list-style-type: none"> • Biocompatible • No toxico • No irritante • No causar reacciones sistémicas adversas • Debe tener propiedades cariostáticas con el fin de evitar la formación de caries secundaria.
Químico	<ul style="list-style-type: none"> • Químicamente inerte • Baja solubilidad en el medio oral • Debe lograr un enlace químico con esmalte y dentina • pH neutro • Liberación de flúor
Reológico	<ul style="list-style-type: none"> • Bajo espesor de película para facilitar el flujo. • Mayor tiempo de mezclado y tiempo de trabajo. • Tiempo de fraguado corto
Mecánico	<ul style="list-style-type: none"> • Resistencia a la compresión • Alta fuerza tensil y menor fragilidad • Mínimo cambio dimensional después del fraguado • Resistencia adhesiva

Térmico	<ul style="list-style-type: none"> • Aislante térmico • Coeficiente de expansión térmico similar al diente
Estético	<ul style="list-style-type: none"> • No alterar el color del diente o el de la restauración • Debe tener radiopacidad que permita la detección de caries
Otro	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil manipulación • Bajo costo • Larga duración

2.4.1. Cementos resinosos.

Los cementos a base de resina fueron introducidos por primera vez aproximadamente a mediados de 1980, estos cementos contienen esencialmente polímeros a los cuales se les agrega relleno para poder reducir su coeficiente de expansión térmica y absorción de líquidos, además estos materiales poseen un endurecimiento que se da gracias a reacciones de polimerización (Meerbeek, y otros, 2003).

Los cementos resinosos presentan una composición semejante a las de las resinas compuestas. En su composición, presentan una matriz resinosa con cargas inorgánicas tratadas con silano. A diferencia de las resinas compuestas, los cementos presentan una menor cantidad de relleno inorgánico lo que le da una baja viscosidad y mayor fluidez necesarias para una adecuada cementación. La matriz orgánica por su parte, está constituida por monómeros acrílicos (bis-GMA, UDMA, TEG-DMA, 4-META, HE-MA, 10MDP, PMMA), silano, cuya función es unir el relleno con la matriz polimérica, y una fase inorgánica de vidrio o silano de tipo microhíbrido (Cardoso & Decurcio, 2015).

Los cementos resinosos son la primera elección para la segmentación de restauraciones de cerámica pura debido a las propiedades mecánicas, físicas y adhesivas que presenta, las cuales dan resultados superiores a aquellas restauraciones cementadas con cementos convencionales (Montagna & Barbesi, 2013). Las propiedades físicas de estos cementos varían de acuerdo con la base del sistema de polimerización, contenido del relleno y la solubilidad del cemento. Este material ofrece una gran estabilidad en el medio oral gracias a su baja solubilidad, alta resistencia de unión entre el esmalte, la dentina y la cerámica, y resistencia a la fractura lo que le da mayor resistencia a la restauración de porcelana pura (Kina & Bruguera, 2008).

La interacción entre la cerámica y el cemento promueve la retención de la restauración; refuerza al diente y su restauración debido al soporte mecánico que ofrece, sella los túbulos dentinarios e interface diente-restauración lo que reduce la microfiltración, y mejora la estética final de la restauración (Cardoso & Decurcio, 2015). La capacidad de sellado marginal depende de la viscosidad, dimensión del relleno y la presión que se ejerce al posicionar la restauración (Montagna & Barbesi, 2013).

La combinación entre el cemento de resina y los sistemas adhesivos hizo posible el alcanzar el éxito en la cementación adhesiva de las restauraciones indirectas. Gracias a las propiedades mencionadas, los cementos de resina permiten la cementación de carillas, incrustaciones inlays y onlays, pernos y coronas de distintos materiales, ya que no solo poseen adhesión con la estructura dental, sino también tienen la capacidad de adherirse con la porcelana, composites y aleaciones de metal (Kina & Bruguera, 2008).

Los cementos resinosos pueden ser clasificados en base a varios criterios, uno de estos es mediante el sistema de activación de cada cemento. En base a esta característica, se clasifica a los

agentes cementantes en: Cementos resinosos activados químicamente (autopolimerizables), cementos fotoactivados y cementos duales.

2.4.1.1. Cementos resinosos activados químicamente.

Estos sistemas resinosos son aquellos cuya polimerización se realiza debido a una secuencia de reacciones químicas independientes de la luz. Estos sistemas vienen en dos pastas, una contiene peróxido de benzoilo o iniciador de la reacción y la otra contiene el activador, el cual es una amina terciaria aromática (Cardoso & Decurcio, 2015). Cuando se unen estas pastas se da inicio a la reacción de polimerización base-catalizador. Estos cementos tienen un tiempo de trabajo predeterminado que varía de acuerdo a la casa comercial (Montagna & Barbesi, 2013)

Estos cementos están indicados cuando se utiliza un material en donde no es posible que se transmita luz para polimerizar el cemento como en el caso de restauraciones con un grosor de 2.5 mm, cementación de restauraciones metal-porcelana, núcleos metálicos y pernos. Dentro de las ventajas de este sistema se puede hablar de un alto grado de conversión en la reacción química. Las desventajas de estos cementos son la estética que ofrece y el tiempo de trabajo relativamente corto (Kina & Bruguera, 2008).

2.4.1.2. Cementos resinosos fotoactivados.

Los cementos resinosos fotopolimerizables son aquellos cuya reacción es iniciada al usar luz (Cardoso & Decurcio, 2015). Esta reacción es posible ya que en su composición se encuentran moléculas que reaccionan a la luz, las canforoquinonas. Las canforoquinonas son moléculas que pueden absorber la energía de la luz y reaccionar con las aminas, formando radicales libres que

inician la reacción de polimerización (Kina & Bruguera, 2008). Debido a que la polimerización de estos cementos son activados por el operador, su principal ventaja es el tiempo de trabajo, lo que permite ajustar la restauración y retirar el excedente de cemento antes de su polimerización (Cardoso & Decurcio, 2015).

Otra ventaja que poseen estos cementos, es la estabilidad en el color que estos ofrecen. Su estabilidad en el color se debe a que no presentan amina terciaria aromática en su composición; además, debido a la variedad de colores y distintos grados de opacidad que estos materiales, son el cemento de elección en procedimientos como fijación de carillas de porcelana y resina compuesta o restauraciones indirectas que permitan el paso de luz. La desventaja de estos materiales es la limitada indicación clínica que poseen.

(Cardoso & Decurcio, 2015), (Kina & Bruguera, 2008).

2.4.1.3. Cementos resinosos duales.

Los cementos resinosos de doble activación son aquellos que presentan las características de polimerización tanto de los cementos químicos, como los fotopolimerizables. Estos permiten la polimerización de aquellos monómeros que se encuentran en las zonas más profundas de la restauración, donde las ondas de luz alcanzan con menor intensidad. Los agentes cementantes duales han demostrado tener mejores propiedades mecánicas, mejor resistencia flexural, módulo de elasticidad y dureza, en comparación a los cementos mencionados anteriormente (Cardoso & Decurcio, 2015).

Estos cementos son usados en casos en los que no se puede asegurar que exista una correcta fotopolimerización, como en el caso de restauraciones indirectas con una medida de 2 mm de espesor, restauraciones opacas y para cementación de pernos. Este tipo de cementos poseen

resultados estéticos satisfactorios, pero poseen menor grado de fluidez. (Cardoso & Decurcio, 2015) Dentro de las ventajas se puede hablar de la versatilidad de su uso y el alto grado de conversión; por otro lado estos cementos poseen estabilidad química incierta y tiempo de trabajo corto (Kina & Bruguera, 2008).

2.4.1.4. Cementos resinosos autoadhesivos duales.

Los cementos resinosos autoadhesivos son aquellos cementos que tienen la capacidad de adherirse tanto a esmalte como a dentina sin la previa aplicación de ácido o adhesivo. La aplicación de este cemento en un solo paso, minimiza los errores que pueden ocurrir durante la aplicación de los agentes de grabado y adhesivo, minimiza el tiempo de trabajo y reduce la sensibilidad pos operatoria (Cardoso & Decurcio, 2015).

Estos cementos presentan en su composición monómeros de metacrilato funcionales que contienen ácido fosfórico usado en el grabado y grupos carboxilo que actúan en la polimerización. El relleno inorgánico que lo compone, presenta partículas recubiertas por silano que ayudan a la adhesión química; y además presenta iniciadores químicos y fotoquímicos que se activan en un ambiente ácido (Montagna & Barbesi, 2013).

La desmineralización producida por estos materiales se da de forma superficial, a pesar de su pH menor a, da como resultado una adhesión química en lugar de una mecánica. Las ventajas de este tipo de cemento es su técnica simplificada que requiere de menos pasos clínicos y tiene un buen tiempo de trabajo. Por otro lado, su desventaja es que presenta menor fuerza de unión en comparación a aquellos que usan el sistema adhesivo. Tomando en cuenta las propiedades de este

cemento, este puede ser el agente cementante de elección en restauraciones con menos traslucidez o mayor espesor como coronas, inlays, onlays, cementación de postes de fibra de vidrio y restauraciones metal-porcelana (Cardoso & Decurcio, 2015).

Las reacciones de polimerización de los cementos autoadhesivos según Montana y Barbesi en el año 2013, incluyen las siguientes fases:

- Grupos de ácido fosfórico graban la hidroxiapatita del esmalte y dentina. Después de esta reacción, son neutralizados por iones calcio (Ca^{+2}) e iones del relleno, los cuales se anclan sobre la superficie dentaria.
- Para iniciar la reacción de polimerización, iniciadores químicos y fotoquímicos, activados por el medio ácido, interactúan con aminas terciarias (activadores).
- Finalmente, monómeros de metacrilato unidos por grupos carboxílicos, forman una red tridimensional de la matriz de resina, con una expansión contenida.

En el mercado se pueden encontrar varias marcas que ofrecen distintos tipos de cementos autoadhesivos, entre ellos se puede encontrar el cemento RelyX U 200 de la casa comercial 3M ESPE, Panavia V5 de la casa Kuraray Dental y Multilink Speed de la casa Ivoclar Vivadent, los cuales fueron comparados en este estudio. Como se observa a continuación estos cementos, a pesar de tener las mismas indicaciones, pasos de aplicación similares y comparten algunos componentes químicos, poseen diferencias que pueden influir sobre la fuerza adhesiva, por esta razón es importante conocer que cemento debe ser escogido de acuerdo con las exigencias de la rehabilitación que se desea realizar.

2.4.1.4.1. Cemento de resina autoadhesivo RelyX U200 3M ESPE

El cemento resinoso autoadhesivo RelyX U200 de la casa comercial 3M ESPE, está indicado para la cementación permanente de restauraciones indirectas de composite, cerámicas, incrustaciones inlay, incrustaciones onlay, coronas metal-porcelana, coronas de porcelana pura, puentes de dos o más piezas, puentes Maryland, aleaciones de metal, postes y tornillos intraradiculares, rehabilitación protésica sobre implante (3M ESPE, 2011).

Según las instrucciones de uso de la hoja técnica de la casa comercial 3M ESPE para el cemento RelyX U200, el modo de uso de este material se realiza en los siguientes pasos:

1. Remoción de restauración provisional
2. Limpieza del diente
3. Realizar el arenado de la superficie interna de la corona, limpiar y secar.
4. Dispensar la base y catalizador del cemento y mezclar.
5. Aplicar el cemento en la restauración
6. Colocar la restauración en el diente, fotocurar si se desea.
7. Retirar el exceso
8. Acabado de la restauración, revisión de oclusión y pulido final

Cuando se desea elegir un material de cementación, no solo es importante conocer las indicaciones y el modo de uso, se debe comparar la composición del material con los productos competidores para poder entender por qué un producto es más conveniente que otro. En la siguiente tabla obtenida de las hojas de seguridad de la casa 3M ESPE para el producto RelyX U200, se observan los componentes básicos de éste cemento.

Tabla 3. Composición química del cemento autoadhesivo dual RelyX U200 3M ESPE

Base	Catalizador
Monómeros de metacrilato que contienen grupos de ácido fosfórico	Monómeros de metacrilato
Monómeros de metacrilato	Relleno alcalino
Relleno con partículas silanizadas	Relleno con partículas silanizadas
Iniciadores	Iniciadores
Estabilizadores	Estabilizadores
Aditivos reológicos	Pigmentos
	Aditivos reológicos
Otros componentes	
Vidrio en polvo modificado con 2- ácido propeónico, 3 metil 3 propil éster y feniltrimetoxi silano	
TEGDMA	
Ácido acético	
Sílica tratada con silano	
Terbutil peroxi 3,5,5 trimetilhexanoato	
Químicos de óxido de vidrio	
Compuestos de cobre	

2.4.1.4.2. Cemento resinoso autoadhesivo dual PANA VIA V5 Kuraray Dental

El cemento resinoso autoadhesivo dual Panavia V5 de la casa comercial Kuraray Dental permite la cementación permanente de coronas metal-porcelana, coronas de porcelana pura, venteres, puentes de todo tipo, incrustaciones inlay y onlay, rehabilitación protésica sobre implante, postes y tornillos intraradiculares (Kuraray Noritake Dental Inc, 2017). El modo de uso según el instructivo del año 2017 para el cemento Panavia V5 incluye los siguientes pasos:

1. Retiro de restauración provisional y limpieza de cavidad
2. Prueba de la restauración y ajuste
3. Acondicionamiento de la superficie protésica con polvo de aluminio, lavado y secado
4. Aplicación de CLEARFIL CERAMIC PRIMER PLUS en la prótesis
5. Aplicación de Tooth Primer en la cavidad
6. Aplicación de cemento Panavia V5 en la restauración con la punta de mezcla
7. Cementado de la restauración
8. Fotocurado si se desea
9. Eliminación de exceso, acabado final y control de oclusión

La composición química básica de este cemento Panavia V5 según el instructivo del año 2017 y la hoja de seguridad del año 2015 dada por la casa comercial Kuraray Dental, se especifica en la siguiente tabla:

Tabla 4. Composición química del cemento autoadhesivo dual Panavia V5 Kuraray Dental.

Pasta A	Pasta B
Diglicidilmetacrilato A bisfenol	Diglicidilmetacrilato A bisfenol

Trietilenglicol dimetacrilato	Dimetacrilato aromático hidrófobo
Dimetacrilato aromático hidrófobo	Dimetacrilato alifático hidrófilo
Dimetacrilato alifático hidrófilo	Vidrio de bario silanizado
Iniciadores	Relleno de óxido de aluminio silanizado
Aceleradores	Aceleradores
Vidrio de bario silanizado	Alcanforoquinona dl
Relleno de vidrio de fluoraliminosilicato silanizado	Pigmento
Silicio coloidal	
Otros	
TEGDMA, Bis-GMA, ácido fosfórico, polietilenglicol	

2.4.1.4.3. Cemento resinoso autoadhesivo dual Multilink Speed Ivoclar Vivadent

El cemento resinoso Multilink Speed la casa comercial Ivoclar Vivadent puede ser usado para la cementación definitiva de coronar metal-porcelana, incrustaciones inlay y onlay, corona de cerámica pura (óxido de zirconio, di silicato de litio, óxido de aluminio), puentes y postes o pernos intraradiculares (Ivoclar Vivadent, 2006). El modo de uso de éste cemento, según su manual de uso del año 2006, tiene los siguientes pasos:

1. Eliminación de la restauración provisional y limpieza de la cavidad

2. Prueba de la restauración
3. Limpieza y tratamiento de la restauración
 - 3.1. Grabado ácido con ácido fluorhídrico al 5%
 - 3.2. Lavado y secado
 - 3.3. Aplicar agente silanizante
4. Aplicación de cemento con la punta de automezcla
5. Colocar la restauración y eliminar exceso de cemento
6. Fotocurar si se desea
7. Acabado de la restauración, revisión de oclusión y pulido final

La composición química de este cemento según el manual de uso del año 2006 se detalla en la siguiente tabla:

Tabla 5. Composición química del cemento dual autoadhesivo Multilink Speed Ivoclar

Vivadent

Pasta Base	Pasta catalizador
Uretano dimetacrilato	Trifloruro de iterbio
Dimetacrilato trietilenglicol	Dimetacrilato de uretano
Dimetacrilato polietilenglicol	Dimetacrilato trietilenglicol
Monómero de dimetacrilato	Ester ácido fosfórico metacrilato
Monómeros ácidos	Dimetacrilato polietilenglicol
Vidrio de bario	Peróxido de dibenzoil
Trifloruro de iterbio	Pigmentos cromáticos

Dióxido de silicio	Iniciadores
Estabilizadores	Estabilizadores
Iniciadores	

3. METODOLOGÍA

3.1. Tipo de estudio

Estudio comparativo y analítico *in vitro* ya se realizó el estudio sobre muestras en laboratorio de dientes humanos extraídos, usando cerámica dental cementada con cementos autoadhesivos duales, los mismo que fueron sometidos a pruebas de compresión mecánica con el fin de evaluar la resistencia a la tracción de las mismas.

3.2. Materiales

- Cerámica IPS e-max press de Ivoclar Vivadent
- E-max Press Speed
- Oxido de aluminio 50 μm
- Cemento Panavia V5 de Kuraray dental
- Cemento Relyx U200 3M ESPE
- Cemento Multilink speed Ivoclar Vivadent

- Ácido fluorhídrico al 10% de la marca Dentsply
- Primer adhesivo de la marca Ultradent
- Luz halógena Valo de la casa Ultradent
- Máquina de ensayos universales MTS TK/T5002 del laboratorio de materiales de

la Escuela Politécnica del Ejercito.

- Ultrasonido de marca Woodpecker
- Piedra pómez SS White Prod
- Clorhexidina al 2%, (Consepsis, Ultradent, USA)
- Lijas de carbamato de sílice de 600 granos
- Fresa redonda diamantada
- Turbina NSK
- Cortadora Buehler Isomet 1000 Precision
- Calibrador digital Mutitoyo
- Horno Touck & Press de Densply

3.3. Población-muestra

La muestra serán 35 premolares humanos obtenidos del banco de dientes de la Clínica Odontológica San Francisco de Quito.

3.3.1. Criterios de inclusión

Se tomaron muestras cuya corona clínica esté en buen estado, sin presencia de caries o fracturas

3.3.2. Criterios de exclusión

Se excluyeron dientes que no sean premolares cuya corona clínica presente fracturas o presencia de caries.

3.3.3. Obtención de la muestra:

Las muestras de dientes fueron obtenidas del banco de dientes de la Clínica Odontológica USFQ, las cuales fueron preservadas a 5 grados centígrados en solución salina. Para la limpieza de las piezas se usó ultrasonido marca Woodpecker.

3.3.4. Preparación de las muestras

Para las muestras de porcelana IPS e-max, se confeccionaron 6 cubos de 10x10x2.5mm. Se recubrieron las piezas con material refractario Emax Press Speed, el que será preparado con 32 ml de líquido, 22 ml de agua destilado y 200 gramos del polvo.

Se realizó el mezclado del material durante 90 segundos. Se espera que la muestra fragüe durante 90 minutos y luego se lleva al horno, donde serán preparados a 580 grados centígrados durante 60 minutos. Después, las muestras fueron arenadas con partículas de óxido de aluminio de dos bares de presión durante 14 segundos a una distancia de 10 cm.

Se usó una fresa redonda diamantada para remover la capa de esmalte y exponer la dentina. Luego, las superficies del diente fueron tratados con lijas de carbamato de sílice de 600 granos durante 60 segundos con el fin de estandarizar la cantidad de barrillo dentinario obtenido.

Una vez preparadas las muestras, de manera aleatoria se sometió a la preparación de la cara interna de los bloques cerámicas, a los diferentes tipos de preparación y posterior a esto a los diferentes tipos de agentes cementantes. En la siguiente tabla se mostrará los grupos de estudio:

Tabla 6. Grupos de estudio, tratamiento de porcelana y cementos usados.

Grupo	Tratamiento	Cemento
Grupo 1	Arenado con partícula de sílice	Panavia
Grupo 2	Grabado con ácido fluorhídrico al 10%, silano	Panavia
Grupo 3	Arenado con partícula de sílice	Relyx Ultimate
Grupo 4	Grabado con ácido fluorhídrico al 10%, silano	Relyx Ultimate
Grupo 5	Arenado con partícula de sílice	Multilink
Grupo 6	Grabado con ácido fluorhídrico al 10%, silano	Multilink

Una vez preparados los grupos, estos fueron almacenados en agua durante 24 horas a 37 grados centígrados.

3.3.5. Corte de las muestras

Los cubos resultantes se seccionaron de forma perpendicular al agente cementante, con un disco diamantado de 0,22 mm de espesor, con la Cortadora Buehler Isomet 1000 Precision, con una velocidad de corte de 250 RPM y un contrapeso de 200 g.

Se generaron barras de 1x1x18 mm, cada una de las barras fue medida con un calibrador digital Multitoyo para estandarizar las muestras.

3.3.6. Prueba de adhesión

En cada grupo se seleccionó al azar 20 muestras, quedando un total de 120 muestras para ser evaluadas. La máquina universal de ensayos fue calibrada utilizando 20 muestras adicionales como prueba. Las muestras fueron sometidas al estudio mecánico de micro tracción usando la maquina universal MTS TK/T5002, calibrada a una velocidad de 0.5 mm por minuto de ruptura.

Los valores de resistencia fueron calculados en newtons y transformados en MPa. Las medidas fueron registradas por el aparato medidor de fuerzas ‘Quantrol’

3.3.7. Análisis estadístico

Para cumplir con los propósitos del estudio y tomando en cuenta la cantidad de muestras analizadas, se usó el test estadístico ANOVA y el test de Turkey, con un nivel de significancia del 5%.

4. REFERENCIAS

- 3M ESPE. (2011). *Technical data sheet: RelyX U200 self-adhesive resin cement*.
- Alves, R., & Nogueira, E. (2003). *Estetica Odontologica: Nueva Generacion*. Sao Paulo: Artes Medicas.
- Armstrong, S. G., Araujo, L., Soares, C., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, XXVI(2), e50-e62.
- Breschi, L., & etal. (2008). Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, XXIV(1), 90-101.
- Callister, W. (2007). *Introduccion a la Ciencia e Ingenieria de los materiales 1* (126-127 ed.). Barcelona: Editorial Reverte.
- Cardoso, P., & Decurcio, R. (2015). *Facetas: lentes de contacto e fragmentos cerâmicos*. Florianopolis: Editora Ponto.
- Company, 3. (2016). Safety data sheet: 3M ESPE RelyX U200.
- Escribano, N., & Macorra, J. (2006). Microtensile Bond Strength of Self-adhesive Luting cements to ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, VIII(4), 1-5.
- Garzon, C., & Ramos, D. (2006). *Diseño y construccion de accesorios y adaptacion de una celda de carga para la maquina de ensayos universales MTS TK/T5002 (Proyecto previo a la obtencion de titulo de ingeniero mecanico)*. Sangolqui: Escuela Politecnica del Ejercito.
- Gomez de Ferraris, M., & Campos, A. (2007). *Histologia y embriologia bucodental* (Segunda ed.). Madrid: Editorial Medica Panamericana.
- Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., & Bonfante, E. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, XXVIII(3), 227-235.
- Henostroza, G., & al, e. (2003). *Adhesion en odontologia restauradora*. Curitiba: MAIO.

- Ho, G., & Matinlinna, J. (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. *Silicon*, 117-123.
- Ivoclar Vivadent. (2006). *Multilink Speed: Instrucciones de uso*.
- Kara, H., Ozturk, A., Aykent, F., Koc, O., & Ozturk, B. (2011). The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers in Medical Science*, XXVI, 599-604.
- Kina, S., & Bruguera, A. (2008). *Invisible: Restauraciones esteticas ceramicas*. Sao Paulo: Artes Medicas.
- Kuraray Noritake Dental Inc. (2017). *Panavia V5: Instrucciones de uso*.
- Luthi, L., Fantin, A., & Simioni, L. (2011). Influência de diferentes cimentos resinosos na adesão ao substrato dental e à cerâmica: estudo “in vitro”. *Journal of Oral Investigations*, I(2), 8-12.
- Meerbeek, B., Munck, J., Yoshida, Y., Vargas, M., Vijay, P., Landuyt, K., . . . Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28-3.
- Montagna, F., & Barbesi, M. (2013). *Ceramica, zirconio y CAD/CAM*. AMOLCA.
- Munz, D., & Fett, T. (1999). *Ceramics: Mechanical properties, failure behaviour, materials selection*. Berlin: Springer.
- Pameijer, C. (2011). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*, 1-7.
- Ramaraju, S., Krishna, R., Ramaraju, V., & MAKVE, R. (2014). A Review of Conventional and Contemporary Luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials, Science and Engineering*, II(3), 28-35.
- Seltzer, S., & Bender, I. (2002). *Dental Pulp*. China: Quintessence.
- Shenpy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, XIII(4), 195-203.
- Sukumaran, V., & Bharadwaj, N. (2006). Ceramics in Dental Applications. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, XX(1), 7-11.