



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de
Odontología Integral Avanzada

Tesis:

**“Comparación de la adhesión en el esmalte con
diferentes tratamientos de superficie en dientes
permanentes con los cementos autoadhesivos RelyX
U200 y Maxcem Elite”**

PRESENTA para obtener el grado de maestro:

Luis Manuel Pinedo Enríquez

San Luis Potosí, S.L.P., México, 2020



Comparación de la adhesión en el esmalte con diferentes tratamientos de superficie en dientes permanentes con los cementos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite by Luis Manuel Pinedo Enríquez is licensed under a [Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Maestría en Ciencias Odontológicas en el Área de
Odontología Integral Avanzada

Tesis:

“Comparación de la adhesión en el esmalte con diferentes tratamientos de superficie en dientes permanentes desproteinizados y no desproteinizados con los cementos autoadhesivos Rely X y Maxcem”

PRESENTA

Luis Manuel Pinedo Enríquez

DIRECTOR DE TESIS

FRANCISCO JAVIER GUTIERREZ CANTÚ

CO - DIRECTOR

JAIRO MARIEL CARDENAS

San Luis Potosí, S.L.P., México, 2020

Dedicatoria.

A mi padre Manuel Pinedo Alvarado por su apoyo incondicional durante todo este camino, por sus consejos, regaños por estar conmigo en cada etapa de mi vida, A mi madre Ma. Del Rosario Enríquez Hurtado por estar presente siempre y porque sin ella no estaría aquí en este momento, a mi hermana Ana Karen Pinedo por haberme enseñado a sonreír siempre a pesar de cualquier circunstancia, los amo.

Agradecimientos.

A CONACYT por la aportación económica que brindo para que esto fuera posible con el número de (CVU):892287.

Dra. Rita Elizabeth Martínez Martínez por creer en mí y haberme dado la oportunidad de formar parte de la maestría durante estos dos años.

Dr. Jairo Mariel Cárdenas por el apoyo brindado para la finalización de este trabajo de investigación hasta los domingos por la noche.

Dr. Francisco Javier Gutiérrez Cantú por sus consejos y sus regaños al realizar este trabajo de investigación.

Dr. Luis Felipe García Cruz por su amistad y todos los conocimientos que me transmitió durante estos dos años, por los lunes de ortodoncia.

Dr. Felipe Hernández por inspirarnos cada día en clase, por el apoyo brindado en la clínica, por su paciencia al explicarnos la técnica Oregón modificada.

Dr. Felipe Guerrero por inspirarme a hacer fotos artísticas y que la rehabilitación es más que sólo tomar impresiones y mandar al técnico del laboratorio.

ÍNDICE

RESUMEN.....	9
ANTECEDENTES.....	10
TEJIDOS DENTALES.....	10
PROTEÍNAS DEL ESMALTE.....	11
TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DENTAL.....	14
DESPROTEINIZACIÓN CON HIPOCLORITO DE SODIO.....	15
TRATAMIENTO ÁCIDO.....	17
CEMENTOS DENTALES.....	23
CEMENTOS RESINOSOS.....	24
JUSTIFICACIÓN.....	29
HIPOTESIS.....	30
HIPÓTESIS NULA:.....	30
HIPÓTESIS ALTERNA:.....	30
OBJETIVOS.....	30
OBJETIVO GENERAL.....	30
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	30
MATERIALES Y MÉTODOS.....	31
TALLADO DE LAS PIEZAS DENTARIAS:.....	31
DESGASTE DE LA CARA VESTIBULAR:.....	31
PROCEDIMIENTO DE PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS:.....	33
RUGOSIDAD.....	36
COLOCACIÓN DE LOS CEMENTOS Y PRUEBA DE CIZALLA.....	37
CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	39
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	39
CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.....	39
DISEÑO DE ESTUDIO.....	39
LUGAR DE REALIZACION.....	39
METODOLOGÍA EXPERIMENTAL.....	40
GRUPOS DE ESTUDIO:.....	41
ANÁLISIS ESTADÍSTICO:.....	42
CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	42
RESULTADOS.....	43
DISCUSIÓN.....	50
CONCLUSIONES.....	55

BIBLIOGRAFÍA 56

RESUMEN

En la actualidad la odontología tiene un enfoque mínimamente invasivo en donde el desgaste de las preparaciones para las restauraciones no necesitan de retención mecánica, sino que se enfocan a restauraciones adhesivas, gracias a los cementos resinosos autoadhesivos que tenemos disponibles en el mercado podemos confiar plenamente en la adhesión que se logra ya que estos cementos poseen una muy buena adaptación marginal y una mínima filtración entre el cemento y la restauración.

Durante algunos años en algunas investigaciones previas se ha puesto a prueba aún sin ser necesario el grabado ácido en el esmalte para aumentar la superficie adhesiva de este sustrato dental en donde por su bajo contenido orgánico se consigue la mejor adhesión para las restauraciones metálicas y libres de metal.

La desproteínización es un tratamiento previo que se realiza en el esmalte dental para retirar un mayor porcentaje de materia orgánica del esmalte y así aumentar más la superficie adhesiva la idea de utilizar la desproteínización antes del grabado ácido es afectar en los patrones de grabado del ácido ortofosfórico e influir en la adhesión del cemento.

La combinación de estos tratamientos previo a la cementación de restauraciones libres de metal como coronas o incrustaciones aumentan la capacidad de adhesión siendo un factor importante para tener un porcentaje de éxito más alto.

Por lo cual esta investigación tiene como objetivo comprobar si existe una mejor adhesión al esmalte dental de los dientes permanentes combinando los tratamientos de superficie como la desproteínización y el grabado ácido, utilizando los cementos autoadhesivos como el RelyX U200 y Maxcem Elite.

ANTECEDENTES

TEJIDOS DENTALES.

La estructura dental está conformada por cuatro tejidos fundamentales cemento, tejido pulpar, dentina y esmalte. La dentina es el principal componente estructural del diente ocupando su mayor volumen, igual que el esmalte es un tejido mineralizado pero a diferencia de este, la dentina tiene en su composición mayor porcentaje de componente orgánico aproximadamente en un 30%, sus componentes inorgánicos son cristales de hidroxiapatita, el 18% de la matriz orgánica destacan las fibras de colágeno que es su componente estructural fundamental, tiene 12% de agua para hidratar el esmalte, al tener un mayor componente orgánico es un tejido mucho más flexible que el esmalte. La pulpa dental corresponde al único tejido blando que tiene el diente y al tejido responsable de darle su irrigación e inervación, corresponde a un tejido conectivo laxo muy vascularizado, está compuesta por un 75% de agua y un 25% de matriz orgánica, este tejido especializado está conformado por fibras de colágeno en su mayoría y en su componente celular, presenta odontoblastos, fibroblastos en su mayoría, el cemento es un tipo de tejido mineralizado el 50% de matriz inorgánica, principalmente hidroxiapatita, 22% de matriz orgánica y un 32 % de agua, este tejido es menos duro y resistente que el esmalte y la dentina, una diferencia importante es que este tejido no se encuentra irrigado e inervado. El cemento dental cubre la raíz del diente, hay dos tipos de cemento: celular y acelular. La composición química comprende 50% de sustancia orgánica y 50% de sustancia inorgánica, el cemento acelular cubre la totalidad de la raíz anatómica, y su espesor menor se encuentra en la unión cemento adamantina. El cemento celular no está distribuido sobre todo el diente, sino que está confinado al tercio apical de la raíz. Es capaz de reproducirse, y por lo tanto, compensa la atrición o frotamiento que se produce en la superficie oclusal de las coronas.

El tejido más duro del cuerpo humano, el esmalte, es un biocerámico altamente mineralizado en un 95% de su estructura, del cual ocupa un 80% en volumen total del diente y contiene materia orgánica que es un 5% y un 15% del volumen dental son proteínas en un esmalte inmaduro, conforme este tejido va madurando se va

perdiendo el componente orgánico quedando sólo el 3% , por su bajo contenido orgánico lo hace un excelente tejido para buscar la mejor adhesión a los materiales de cementación dental actuales, en un comienzo cuando termina la erupción dental el esmalte se compone de sólo el 30% en peso de minerales, con la eliminación gradual de proteínas en última instancia dando como resultado una completa mineralización, está conformado fundamentalmente por componentes inorgánicos, orgánicos y agua. El componente inorgánico corresponde a cristales de hidroxiapatita, producto del depósito de sales minerales cálcicas (básicamente fosfato y carbonato) en la matriz del esmalte y su posterior cristalización. Esta matriz mineralizada puede encontrarse ordenada en forma de prismas o varillas “esmalte prismático”, o bien, sin adoptar una forma geométrica determinada “esmalte aprismático”. El esmalte aprismático se localiza en la superficie externa del esmalte prismático o varillar y posee un espesor aproximado de 30µm. Está presente en todos los dientes primarios (en la zona superficial de la corona clínica) y en un 70% de los dientes permanentes (principalmente en regiones cervicales y surcos).⁽¹⁾

PROTEÍNAS DEL ESMALTE.

La amelogénesis ocurre en etapas en un compartimento extracelular bien delimitado, estas etapas de formación del esmalte son la etapa secretora, la etapa de transición y la etapa de maduración, aunque existen subdivisiones adicionales sólo nos centraremos en estas tres etapas, específicamente en la etapa secretora donde las proteínas tienen el papel protagónico.

Durante la etapa secretora, los ameloblastos son células altamente polarizadas. La altura (distancia basal-apical) de un ameloblasto secretor puede ser de hasta 90 µm, pero generalmente es de 70 µm, mientras que un diámetro promedio estrecho es de 5 µm, como detalla Smith. Estas células sintetizan y secretan un número limitado de proteínas de matriz de esmalte estructural, especialmente amelogenina, ameloblastina y enamulina. Una característica única observada en la morfología de los ameloblastos secretores es la presencia de los procesos de Tomes, extensiones triangulares de la célula que se encuentran en el extremo distal y penetran en la matriz del esmalte, dando una monocapa de ameloblastos y una apariencia de

"cerca de piquete" si se ve en una sección histológica. Los precursores de los cristales de esmalte comienzan a formarse durante la etapa secretora temprana en un entorno extracelular rico en proteínas que se mantiene en condiciones de pH casi neutro. Históricamente, se consideró que la formación inicial de cristalitos del esmalte (es decir, nucleación) se produjo dentro de la matriz del esmalte. Sin embargo, algunos datos recientes han desafiado esta noción y sugieren que el crecimiento del cristal de esmalte se inicia en las fibras de colágeno mineralizadas de la dentina. ⁽²⁾

La formación del esmalte y dentina tiene lugar simultáneamente y ambos procesos comienzan a lo largo de una línea que se convertirá en la unión de esmalte dental y dentina, a medida que los ameloblastos secretan proteínas del esmalte los cristales continúan creciendo en longitud. La longitud final de los cristales de esmalte está determinada por el tiempo que los ameloblastos continúan agregando proteínas de esmalte lo que también determina el grosor final de la capa de esmalte, en su conjunto estos cambios terminan el crecimiento de los cristales del esmalte en longitud y aceleran enormemente su crecimiento en ancho y grosor, este alargamiento se detiene frenando la secreción de los componentes de la matriz del esmalte. ⁽³⁾

Las proteínas de la matriz extracelular del esmalte son altamente específicas y necesarias para una correcta formación del esmalte. El componente principal de la matriz extracelular son proteínas como amelogeninas, enamelininas, ameloblastinas o amelininas, tuftelina y parvalbumina.

Tuftelina se localiza en la zona de unión amelodentinaria al comienzo de la formación del esmalte, representa del 1-2% del componente orgánico. Parvalbúmina su función está asociada con el transporte de calcio del medio intracelular al medio extracelular. Amelogenina representa un 80-90% de la matriz orgánica rica en restos de prolina, leucina, histamina y glutamina que es sintetizada por los ameloblastos. La ameloblastina y enamelina representan del 3-5% respectivamente de esta matriz extracelular participan en la nucleación y extensión del cristal del esmalte y en la regulación del medio del cristal. ⁽⁴⁾

La mayoría de las proteínas se eliminan de la matriz por proteasas de esmalte antes de que se logre la mineralización completa, sin embargo, algunos fragmentos de proteínas persisten en la matriz mineralizada del esmalte erupcionado.

En algunos estudios hasta ahora sólo se han recuperado péptidos de amelogenina obtenidos mediante proteómica tradicional e identificado en el esmalte de dientes permanentes erupcionados humanos. Algunos artículos mencionan que existen otras proteínas específicas del esmalte también se encuentran en él, uno de ellos menciona que analizaron molares humanos en erupción. Se utilizó extracto de esmalte pulverizado para obtener proteínas, y el extracto de proteína se sometió directamente a cromatografía líquida acoplado a la espectrometría de masas en tándem (LC-MS / MS), la amelogenina y proteínas no amelogeninas (ameloblastina y enamelina) fueron identificados con éxito. Las secuencias de los péptidos naturales de estas proteínas se informa, encontrando en particular que la mayoría de los péptidos de la amelogenina X-isoforma proviene del péptido amelogenina rico en tirosina (TRAP) y que algunos fueron identificados en todos los ejemplares.

La relación entre la saliva humana y el esmalte dental es compleja, incluyendo la formación de película adquirida del esmalte (PAE). La PAE es una capa delgada que se forma predominantemente de proteínas salivales y sus productos por adsorción selectiva en la superficie del esmalte. La PAE consiste predominantemente en proteínas salivales y péptidas, pero también incluye proteínas derivadas no salivales, carbohidratos y lípidos. Esto crea una interfaz protectora entre la superficie del diente y el entorno oral, y actúa como una barrera selectiva permeable que regula los procesos de desmineralización y remineralización del esmalte. Además, PAE influye en la composición de la microflora que habita la superficie del diente.

También hay diferencias en la composición de aminoácidos entre la PAE de dientes permanentes y deciduos. Aunque en general se ha visto un patrón similar en la cantidad de aminoácidos, como la glicina, serina y tirosina se informaron estadísticamente en cantidades significativamente diferentes en los dos tipos de PAE, esto sugiere que las películas pueden tener diferentes composiciones de proteínas. La formación de PAE es rápida la microscopía electrónica de barrido

mostró que puede ser detectado incluso un minuto después de las muestras de esmalte están expuestas a la cavidad oral.⁽⁵⁾

Estos diferentes componentes en el esmalte interfieren en la adhesión dental con los diferentes materiales de cementación, a lo largo de la historia se ha investigado y buscado realizar tratamiento en la superficie del esmalte para mejorar la unión entre el sustrato dental y los materiales de restauración, Buonocore preveía el uso de ácidos para grabar el esmalte para sellar fosas y fisuras, el grabado ácido transforma la superficie lisa del esmalte en una superficie irregular y aumenta su energía libre aprovechada para obtener una mejor adhesión.

TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DENTAL.

Existen diferentes tratamientos de superficie para el esmalte cuyo objetivo es la remoción del componente orgánico del esmalte, los más utilizados son el hipoclorito de sodio al 5.25%, como agente proteolítico, el ácido ortofosfórico al 37% es el más usado en la preparación del esmalte para realizar una desmineralización de la superficie del esmalte, el ácido clorhídrico el cual en la última década ha tomado más relevancia en el tratamiento no invasivo para las manchas opacas con resinas infiltrantes, ya que para obtener la infiltración completa de la resina en las lesiones cariosas iniciales se requiere una micro abrasión en el esmalte para lograr el éxito del tratamiento para las lesiones no cavitadas en estudios comparativos mostraron que para el acondicionamiento de la superficie del esmalte, tiene que ser utilizado el ácido clorhídrico al 15%. Otras concentraciones (5% HCl) o ácidos (37% ácido fosfórico) no son suficientemente eficaces.⁽⁶⁾

La abrasión por aire está específicamente diseñada para la abrasión de material dental. El mayor beneficio de esta técnica es que la energía cinética generada por una corriente de alta velocidad de partículas de óxido de aluminio puede ser utilizada para preparar tejidos duros de los dientes y tiene poco efecto sobre los tejidos blandos, como los tejidos gingivales. Además, esta técnica abrasiva aumenta la comodidad al reducir el calor, la vibración y el ruido, como se experimenta comúnmente durante la preparación mecánica de los dientes cuando se utilizan

fresas giratorias. La principal desventajas de esta técnica están en los problemas relacionados con la eliminación de partículas de polvo.

Cuando se aplica sobre la dentina, la abrasión por aire crea una superficie muy irregular y una capa discreta de frotis con tapones de dentina intertubular parece ser plegado por impacto y comprimido sobre los túbulos de dentina. Aunque muchos fabricantes han afirmado que una superficie dental abrasiva al aire es más receptiva a la adhesión debido a la superficie micro retentiva creada por la abrasión del aire, y que el paso de acondicionamiento ácido se puede omitir, muchos autores han refutado esta técnica.⁽⁷⁾

La eliminación de sustancias orgánicas de la superficie del esmalte antes del grabado ácido aumenta la resistencia a la tracción de resinas al proporcionar un mejor patrón de grabado ácido en el esmalte, lo que se busca es retirar los restos de proteínas del período de desarrollo y el agua que se encuentran en el esmalte.⁽⁸⁾

DESPROTEINIZACIÓN CON HIPOCLORITO DE SODIO.

Durante décadas, la comunidad dental se ha esforzado para obtener y usar materiales y técnicas que aumenten la resistencia de la unión de materiales restauradores, una buena técnica de unión requiere una adecuada preparación de la superficie del esmalte, que incluye el retiro de la biopelícula adquirida y endureciendo la superficie, en un proceso llamado acondicionamiento. Por lo tanto, es necesario modificar el contenido orgánico del esmalte. La desproteínización tiene el potencial de convertirse en un método conveniente, no invasivo y de bajo costo para aumentar las fuerzas de unión de materiales restauradores y que pueden ser rápidos y fácil de usar en la práctica clínica diaria.⁽⁹⁾ Dado que existen diferencias estructurales entre el esmalte dental primario, maduro e inmaduro, es lógico esperar diferencias en la calidad del grabado y la resistencia de la unión de las resinas para madurar frente a las inmaduras y el esmalte.

Se sabe que el hipoclorito de sodio (NaOCl) es un excelente desnaturalizante protéico, es un agente proteolítico no específico que elimina eficazmente los compuestos orgánicos a temperatura ambiente.

El hipoclorito como agente desproteinizante podría ser una posible estrategia para optimizar la adhesión mediante la eliminación de elementos orgánicos de la estructura del esmalte y la película adquirida antes del grabado ácido.⁽¹⁰⁾

La técnica de grabado ácido funciona eliminando contaminantes, aumentando la energía superficial del esmalte, creando la disolución de los núcleos de los prismas, lo que dará como resultado una micro porosidad donde la resina puede fluir y puede formar un enlace mecánico con el esmalte por polimerización.

Lo que resulta en una superficie grabada clínicamente más favorable. En este sentido, se observó que el tratamiento de desproteinización con NaOCl después del acondicionamiento ácido ha mejorado la fuerza de unión de la resina compuesta.⁽¹¹⁾

El concepto de desproteinización del esmalte para uso clínico fue primero introducido por Espinosa et al en 2008. Estos autores demostraron que eliminar el contenido orgánico de una superficie de esmalte con hipoclorito de sodio al 5,25% (NaOCl) como agente desproteinizante antes del ataque con ácido fosfórico duplicó significativamente la superficie retentiva del esmalte, del 48,8% al 94,47% y aumento de los patrones de grabado tipo I y tipo II. En 2010 evaluaron la penetración cualitativa y cuantitativa de la etiqueta de resina con un modelo de réplica de resina, y concluyeron que la desproteinización del esmalte con 5.25% de NaOCl durante 60 segundos antes del grabado con ácido ortofosfórico casi duplicó la superficie retentiva del esmalte, del 46% al 73%. Además, las características topográficas de la técnica de superficie de penetración de réplica de resina aumentaron significativamente con los patrones de grabado tipo I y tipo II.⁽¹²⁾

La aplicación clínica de los objetivos del estudio se refleja en la importancia de aumentar las propiedades del esmalte, como la rugosidad de la superficie para tener una mejor retención y mejorar la unión de los materiales adhesivos, ya que la desproteinización y el grabado ácido podrían ser aspectos esenciales de la odontología clínica. Esto generalmente se observa en las prácticas clínicas donde los selladores, las restauraciones adhesivas y la colocación de brackets de ortodoncia están fallando, lo que resulta en visitas dentales repetidas, prolongando así el tratamiento dental y aumentando su costo.⁽¹³⁾

En algunos pacientes el esmalte no se desarrolló de forma adecuada y presenta algún tipo de hipomineralización, en un porcentaje menor presenta algún tipo de amelogenesis imperfecta en donde la adhesión a los diferentes materiales de restauración o a los cementos dentales no es la más adecuada en estudios de laboratorio, Chay y colaboradores, mostró que la aplicación de NaOCl después del ataque químico al esmalte aumentó significativamente la resistencia de la unión al esmalte afectado por la hipomineralización incisivo molar (MIH), cualquiera que sea su gravedad (muestras de color blanco cremoso o marrón amarillento). Ekambaram y col. también informaron un aumento significativo de la unión al esmalte afectado por MIH cuando se usa NaOCl después del grabado, pero también con Papacarie (NaOCl 24.3 MPa y Papacarie 24.6 MPa vs 18.6 MPa para afectados por MIH y 29.5 MPa para esmalte sano). Ambos redujeron el número de fallas cohesivas del esmalte. Sin embargo, observaron que la desprotección mejoró significativamente la fuerza de unión a las muestras de color blanco cremoso, en lo que respecta a la ausencia de tratamiento, mientras que no hubo diferencias significativas para las muestras con defectos de color amarillo-marrón. ⁽¹⁴⁾

TRATAMIENTO ÁCIDO.

El procedimiento, conocido como grabado ácido, ha recibido mucha atención de los investigadores, ya que la calidad del grabado ácido, el tiempo y el tipo de ácido a utilizar son factores importantes para la adhesión de materiales.

Una mejor comprensión del esmalte y las propiedades proporcionaría una visión adicional que es necesario mejorar la fiabilidad del procedimiento de vinculación del esmalte. La unión al esmalte depende del tipo de agente de grabado, duración del grabado, concentración de ácido utilizado y composición de la superficie del esmalte. Dado que hay diferencias estructurales entre el esmalte dental primario y maduro, es lógico esperar diferencias en la calidad del grabado y la fuerza de adhesión de las resinas.⁽¹⁵⁾ La técnica del grabado ácido se aplica en odontología con el objeto de alcanzar dos distintos objetivos. Por un lado porque constituye un modelo de destrucción ácida semejante al que produce la caries dental y finalmente porque su aplicación clínica permite asentar, sobre las excavaciones y fisuras que

se originan durante la preparación, el material de restauración necesario para la terapia odontológica.⁽¹⁶⁾

La técnica de grabado ácido ha cambiado la práctica de odontología restauradora significativamente. El grabado del esmalte da como resultado tres patrones de micromorfologías diferentes. El patrón Tipo I implica la disolución de núcleos prismáticos, sin disolución de periferias prismáticas. El patrón de grabado tipo II es lo opuesto al tipo I: el esmalte periférico se disuelve, pero los núcleos se dejan intactos. El grabado tipo III es menos distinto que los otros dos patrones Incluye áreas que se asemejan a los otros patrones y áreas cuya topografía no está relacionada con la morfología del prisma de esmalte.⁽¹⁰⁾

En el esmalte, la técnica de tres pasos (grabado, enjuague y secado) sigue siendo el enfoque más efectivo para lograr una vinculación eficiente y estable entre el diente y la restauración, requiere la disolución selectiva de cristales de hidroxiapatita a través del grabado. Dos tipos de tags de resina se entrelazan los pozos de grabado macro-tags llenan el espacio que rodea los prismas de esmalte, mientras que numerosas micro-tags son el resultado de la infiltración de la resina y polimerización dentro de los pequeños agujeros de grabado en los núcleos de los prismas de esmalte grabados. Estos últimos son especialmente pensados para contribuir más con respecto a la retención al esmalte.

En la dentina, el tratamiento con ácido fosfórico elimina el barrillo dentinario producido durante la preparación de la cavidad y concurrentemente da como resultado una desmineralización profunda de 3-5 μm de la superficie de la dentina. Buonocore comenzó con el uso de ácido ortofosfórico (H_3PO_4) al 85%, varias concentraciones de ácido fosfórico han sido utilizadas para grabar el esmalte. Gwinnett y Buonocore sugirieron el uso de concentraciones de ácido más bajas para prevenir la formación de precipitado ya que esto podría interferir con la adhesión. La aplicación de 50% del ácido ortofosfórico durante 60 segundos da como resultado la formación de un fosfato monocálcico precipitado de monohidrato que se puede enjuagar, en concentraciones menos del 27% puede crear un precipitado de monohidrato de fosfato dicálcico, sin embargo, no se puede eliminar fácilmente y en consecuencia puede interferir con la adhesión.

Silverstone y col. encontraron que la aplicación de 30% a 40% de ácido fosfórico resultó en superficies del esmalte retentivas, concentración superior al 40% parece disolverse menos calcio y resultados en patrones de grabado con una definición más pobre que cuando se utilizan menos del 40%. En consecuencia, la mayoría de los actuales ácidos tienen una concentración de 30% a 40%, aunque algunos estudios usando concentraciones más bajas se han reportado valores similares de adhesión.

Algunos autores informaron que la adhesión en el esmalte de la resina compuesta, los patrones de tipo 3 mostraron altas tasas de falla debido a menores fuerzas de unión, pero los patrones de tipo 1 y tipo 2 no mostraron diferencia significativa en la tasa de fracaso. La morfología retentiva debe ser homogénea en todo el conjunto superficie tratada. El tiempo de grabado de 15 segundos, usando el ácido ortofosfórico al 35%, fue defendido por Costa en 1998. Silverstone demostró que los patrones de grabado más retentivos eran los tipos 1 y 2, porque la superficie porosa ofrecía áreas de retención de mayor tamaño y profundidad.

La calidad topográfica del grabado del esmalte con H_3PO_4 no se logró sobre toda la superficie de adhesión. Cuando se aplica ácido fosfórico a la odontología sobre la superficie del esmalte, se disuelve la capa de frotis exterior, que es de aproximadamente 5 a 10 micras de espesor y también se disuelven selectivamente los extremos exteriores de 5 a 50 micras de los prismas de esmalte como resultado, se exponen poros microscópicos y cristales de esmalte, terminando en una superficie retentiva, se supone que este aumento en el número de poros e irregularidades superficiales da lugar a una mayor exposición del área de esmalte, que crea un área mayor fuerza de adhesión.⁽¹⁷⁾

La técnica de grabado ácido con ácido ortofosfórico es buena y aceptada para diversas aplicaciones en odontología, en otro estudio, se ha encontrado el tiempo de grabado para afectar las características superficiales de los tejidos dentales, por ejemplo, el tiempo de grabado recomendado para la dentina es 15 segundos y se observa que compromete la fuerza de unión a la tracción. La variación en el tiempo de grabado afecta la dureza de la estructura de los tejidos dentales (como las propiedades de superficie) que también se refleja en aplicaciones clínicas.

Las imágenes 2-D del perfil de rugosidad del esmalte superficial muestra un aumento de la distancia pico a valle con el tiempo de grabado incrementando sugiriendo superficies más ásperas.

Este tipo de superficie es más propensa a la formación de tags de resina más grandes y una capa híbrida más gruesa por lo tanto puede afectar la fuerza de unión debido a las variaciones estructurales, en un estudio fueron incluidos dos tipos de esmalte. El esmalte de la superficie que está expuesta al ambiente externo y el esmalte interno solo expuesto al medio oral.

En caso de las cavidades de caries además, la superficie del esmalte está altamente mineralizado (96%) que es el esmalte interno o cualquier otro tejido dental y expuesto a la cavidad y sujeto a ciertos procesos tales como la remineralización, desmineralización, aplicación de fluoruro y desgaste. La técnica de grabado ácido trabaja por eliminación de minerales de los tejidos duros, mientras más largo sea el tiempo de contacto del ácido grabador con los tejidos dentales, más se esperaba que los minerales fueran lavados por lo tanto superficies cada vez más rugosas. El mayor tiempo de grabado resultó en un aumento de la rugosidad de la superficie para todos tejidos dentales bajo la investigación, sin embargo, este efecto fue significativo y más exagerado en la superficie del esmalte responde a altos contenidos minerales teniendo en cuenta la naturaleza única de la dentina, estos resultados se compararon con la dentina y la unión dentina-esmalte (UDE). La justificación para incluir la UDE en su estudio fue debido a las variaciones estructurales en la dentina y la interfaz del esmalte.

Los prismas de esmalte en esta región tienen una falta de organización y se esperaban se comportaran de manera diferente para las propiedades de la superficie. Eso no fue el caso de la UDE mostró resultados muy similares la dentina para todos los grupos de estudio. Hay muchos factores para responder a la pregunta de por qué la rugosidad de la dentina no era tan alto como el esmalte en condiciones comparables. La dentina tiene más bajo contenido mineral que el esmalte por lo tanto se deja lavar la cantidad de mineral inferior.

Otra diferencia estructural es la presencia de fibras de colágeno, que puede encogerse al secarse al aire después grabar y enmascarar las características de la

superficie rugosa. Esto puede comprometer aún más el proceso de unión de las resinas. Esta es una de las posibles razones de mejor adherencia de materiales resinosos al esmalte en lugar de dentina.

La pérdida de minerales y variaciones en la superficie rugosidad (como se discutió anteriormente), la dureza de la superficie de estos tejidos se esperaba que cambiaran a la par para controlar la dureza y el módulo elástico en este estudio se realizó nanoindentación. La superficie del esmalte es el biomaterial natural más duro correspondiente a los contenidos minerales más altos (4–4.5 GPa). Más el tiempo de grabado dio lugar a una mayor pérdida de minerales de la superficie del esmalte y pérdida de dureza. La dureza media de esmalte (4.21 GPa) se redujo a 3.41 GPa durante el tiempo de grabado de 15 s y más abajo a 1.15 GPa después de 120 s de aplicación del grabador. Esta excesiva disminución En dureza puede afectar a la interfaz dentina-esmalte y el fracaso temprano de la unión material. Hubo leve fluctuación en la dureza de la dentina con exposición variable para grabar. Sin embargo, no hubo cambios significativos en la dureza del tejido de la dentina, así como en la unión dentina-esmalte estos resultados son de acuerdo con la rugosidad de la superficie.⁽¹⁸⁾

Cuando el esmalte es acondicionado con esta sustancia ácida se produce una reacción ácido-base que desmineraliza y produce una pérdida irreversible de tejido superficial ($\pm 10\mu$ de profundidad), con formación de sales solubles de fosfato de calcio. Dichas sales luego son eliminadas mediante el procedimiento de lavado, quedando una superficie de elevada energía superficial. Si quedaran restos de ácido en la superficie adamantina, éstos pueden seguir actuando y generar un patrón de grabado no favorable. Otra forma de acondicionar el sustrato adamantino, aunque mediante una acción de menor intensidad, es con la utilización de ácidos débiles en baja concentración (maleico, poliacrílico, etc.), o bien con el uso de monómeros ácidos hidrófilicos-hidrófobicos. La ventaja de éstos últimos es que no se lavan, las sales formadas quedan incorporadas al tejido y éste no pierde su carga mineral ni su estructura nanométrica.⁽¹⁹⁾

Esto da como resultado fibrillas de colágeno expuestas que son casi completamente descubierto de hidroxiapatita, y forma una red micro retentiva para enclavamiento

micro mecánico de monómeros. Este enclavamiento fue descrito por primera vez por Nakabayashi, Kojima y Masuhara en 1982 y es comúnmente llamada capa híbrida. Para lograr una efectividad y unión duradera, esta infiltración de resina en la filigrana de las fibras de colágeno expuestas deberían ser lo más completas posible.

Para conseguir la adhesión en la actualidad se utilizan diferentes cementos y adhesivos los cuales ya no requieren de la utilización del ácido ortofosfórico, la forma de conseguir la porosidad necesaria en la superficie es a través de la acidez débil de los adhesivos de autograbado aumenta la cuestión de si los adhesivos son capaces de penetrar en la superficie del esmalte y rendimiento de unión duradera con el diente restaurado. Los adhesivos de autograbado crean una forma irregular, no homogénea en el patrón de grabado, mientras que el ácido fosfórico elimina el esmalte de la capa difusa y conduce a una superficie de estructura de panal de miel. La profundidad de desmineralización de la superficie del esmalte es más bajo para adhesivos de autograbado en comparación con el enfoque grabado y enjuague (1.5-3.2µm vs. 6.9µm). El patrón de grabado más superficial en el esmalte y posterior reducción micro mecánica la retención puede poner en peligro la vinculación. Por lo tanto, el vínculo de sistemas de autograbado para el esmalte aún sigue siendo crítico y es polémico discutido por varios autores.⁽²⁰⁾

Para la preparación de las restauraciones libres de metal se requiere el protocolo de preparación antes de la cementación el cual utiliza ácido fluorhídrico, la exposición de este ácido en la dentina no realiza la eliminación completa de la capa de frotis y producirá un precipitado amorfo de fluoruro. De este modo, la infiltración de resina en el interior la dentina está impedida y una adecuada impregnación de resina la capa híbrida difícilmente puede formarse.⁽²¹⁾

CEMENTOS DENTALES.

Hacia el año 1850 el cemento comercialmente disponible era el cemento de óxido de zinc y eugenol (ZOE) a lo largo del tiempo se consiguió mejorar sus propiedades de retención mecánica reforzando su composición con alúmina, polimetilmetacrilato, ácido orto-etoxibenzoico (EBA). El ZOE demostró menos irritación pulpar, la desventaja de este cemento es muy soluble en el ambiente clínico, y el principal uso de este material es el cementado provisional, y en la actualidad esta cualidad del material ha ido disminuyendo ya que se ha demostrado que el aceite de eugenol no permite una adecuada adhesión en el esmalte.

El cemento de fosfato de zinc apareció en el año 1877, se utilizó con mucho éxito para la cementación de coronas coladas de metal, se caracteriza por presentar una retención de tipo mecánica y a pesar que es un cemento muy utilizado no ha mejorado los problemas con la sensibilidad pulpar.

Hacia la década de los 60 se inició el uso de cementos como el policarboxilato de zinc, su aparición fue notable ya que tiene la capacidad de adherirse al esmalte y dentina, suplantó el ácido ortofosfórico por el ácido poliacrílico, esto condujo a una ventaja que era la ausencia de hipersensibilidad dentinaria, sin embargo persistía el problema de la microfiltración al igual que el cemento de fosfato de zinc.

El ionómero de vidrio es el cemento que contiene flúor que es utilizado por primera vez dentro de un material de cementación, en 1988 este material sufre algunas modificaciones, dentro de sus elementos se agregaron limaduras de plata para mejorar sus propiedades mecánicas, monómero 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) y fotoactivadores mejorando su tiempo de trabajo. Con la aparición del ionómero de vidrio y sus modificaciones también se inicia el uso de primers para mejorar la adhesión del producto al tejido dentario estos cementos mejoraron las propiedades de fluidez, estética y adhesión hasta entonces conocidas.

Con la finalidad de mejorar las propiedades antes mencionadas apareció un nuevo grupo de cementos: los resinosos, este tipo de cementos tienen unión adhesiva 3 veces mayor que la del cemento de ionómero de vidrio. Estos materiales tienen como componentes al bisfenol-glicidil-metacrilato (BISGMA), sílice, iniciadores

químicos y fotoactivadores. El mecanismo de adhesión es micromecánico con la formación de la capa híbrida más profunda.

Hasta hace poco, los cementos de resina se dividían en dos subgrupos según el sistema adhesivo utilizado para preparar el diente antes de la cementación. Un grupo utiliza sistemas adhesivos de grabado y enjuague como el Variolink y Variolink II de la casa comercial Ivoclar Vivadent, el Calibra de Dentsply y Nexus de Kerr.

A partir del año 2002 aparecen los cementos de resina autoadhesivos. En este grupo se encontraría integrado por el RelyX unicem, Maxcem, Multilink Sprint y Panavia 21. Estos cementos simplifican los pasos de preparación del sustrato dental para conseguir una adecuada adhesión, es decir a diferencia de los cementos de resina hasta entonces conocidos, este tipo de cementos no necesitan grabar la superficie dental, sino que contienen dentro de sus componentes monómeros ácidos los cuales facilitan la adhesión del material. ⁽²²⁾

CEMENTOS RESINOSOS.

De los cementos resinosos más utilizados por su fácil manejo y su precio en el mercado accesible son el RelyX unicem de la casa comercial 3MESPE compuesto por Polvo: rellenos de vidrio, sílice, hidróxido de calcio, iniciadores autopolimerizables, pigmentos, iniciadores fotopolimerizables (carga de relleno 72% en peso, tamaño de partícula <9,5 μm) Líquido: ésteres fosfóricos metacrilatos, dimetacrilatos, acetato, estabilizantes, iniciadores autopolimerizables, iniciadores fotopolimerizables y el Maxcem de la casa comercial Kerr está compuesto de GPDM (fosfato dihidróxido de dimetacrilato de glicerol), comonómeros (monómeros de metacrilato mono, di y tri funcionales), activador redox autopolimerizable patentado, fotoiniciador (canforoquinona), estabilizador, rellenos de vidrio de bario, relleno de vidrio fluoroaluminosilicado, sílice pirógena (carga de relleno 67% en peso, tamaño de partícula 3.6 μm).

La adhesión en el esmalte en los últimos años por el enfoque de las restauraciones mínimamente invasivas, las primeras preparaciones para restauraciones completas

se basaban en retención mecánica con preparaciones amplias retirando mucho tejido dental sano, con el paso del tiempo se buscó una adhesión química entre el sustrato dental y la restauración utilizando cementos como el ionómero de vidrio, pero la mayor adhesión se buscaba en el tratamiento de la dentina, la mayoría de las restauraciones hechas de metal por la resistencia y dureza que brinda el material, actualmente se ha demostrado que la mayor fuerza de adhesión se lleva a cabo en el esmalte, debido a su composición mayormente inorgánica y en menor cantidad la materia orgánica, se comenzaron a utilizar cementos resinosos debido a un enfoque de mínima invasión y confiando plenamente en la evidencia de la adhesión que se consigue en el esmalte uno de los más utilizados es el RelyX de 3m ESPE, los cementos de resina deben tener propiedades mecánicas adecuadas para soportar cargas masticatorias y evitar daños a la estructura dental restante.⁽²³⁾

Los cementos autoadhesivos contienen rellenos tradicionales y una matriz orgánica con metacrilatos de ácido fosfórico multifuncionales o monómeros ácidos, que proporcionan el mecanismo para la unión del cemento a la hidroxiapatita. Al igual que los adhesivos autograbantes, el metacrilato fosforilado en el cemento autoadhesivo tiene un pH bajo creado cuando entra en contacto con el agua o la humedad del diente. Este pH bajo graba la dentina más fácilmente que el esmalte, lo que puede explicar las mayores fuerzas de unión en la dentina en comparación con el esmalte. A medida que continúa el grabado, el cemento penetra la superficie del diente grabado, creando una unión micromecánica con el diente cuando el cemento se polimeriza. El pH aumenta a neutralidad durante la reacción de fraguado del cemento, aunque algunos cementos autoadhesivos permanecen ácidos durante períodos prolongados. El agua se forma a medida que el cemento fragua, lo que produce la hidrofilia inicial del cemento y neutraliza el pH ácido. La liberación de flúor se produce en algunos cementos autoadhesivos cuando el ácido reacciona con los rellenos de liberación de iones fluoruro. Debido a que el agua producida se consume, finalmente se forma una matriz hidrofóbica con baja solubilidad, baja expansión y estabilidad a largo plazo. Algunos de estos cementos forman un enlace químico débil con el calcio en el diente además del enlace micromecánico.⁽²⁴⁾

Según la información de los fabricantes, como la capa de frotis no se elimina, no se espera sensibilidad postoperatoria. A diferencia de los cementos de fosfato de zinc, policarboxilato y resina, se afirma que los cementos autoadhesivos son tolerantes a la humedad y liberan iones fluoruro de una manera comparable a los cementos de ionómero de vidrio. Además, se espera que ofrezcan una buena estética, propiedades mecánicas óptimas, estabilidad dimensional y adhesión micro mecánica, análoga a los cementos de resina. Dicha combinación de características favorables de los cementos convencionales y de resina se dice que hace que los cementos autoadhesivos sean adecuados para una amplia gama de aplicaciones. Al mismo tiempo, se abordan las demandas de los médicos para simplificar los procedimientos de fijación, ya que el procedimiento de aplicación supuestamente deja poco o ningún espacio para errores inducidos por la sensibilidad de la técnica. En varios estudios se ha evaluado la resistencia, la dureza y la adhesión de los cementos resinosos auto-adhesivos en donde se encontró que la resistencia de la unión de RelyX Unicem y Maxcem al esmalte se investigó usando pruebas de resistencia a la adhesión de cizalla y microtensil. La resistencia a la adherencia al cizallamiento de RelyX Unicem al esmalte se evaluó antes y después de termociclado. Antes del termociclado, este cemento produjo una resistencia a la adherencia de 14.5 MPa, que fue significativamente menor que la resistencia a la adherencia de otros sistemas de cementación de resina investigados, que osciló entre 17 y 32 MPa. Además, su resistencia al cizallamiento al esmalte fue significativamente menor después del termociclado, en contraste con otros cementos de resina que no fueron influenciados por la misma condición de envejecimiento.

Las resistencias de unión microtensil esmaltadas de RelyX Unicem oscilaron entre 10.7 MPa y 19.6 MPa y fueron significativamente más bajas que las fuerzas de unión del cemento autograbante Panavia F 2 y otros cementos de resina, que oscilaron entre 25 y 49 MPa. La resistencia de la unión microtensil de Maxcem al esmalte fue significativamente menor en comparación con RelyX Unicem. Por el contrario, la resistencia de la unión estable de RelyX Unicem al esmalte fue comparable a otros

cementos de resina cuando su aplicación fue precedida por el grabado con ácido fosfórico.

También, se evaluó la resistencia al cizallamiento de los brackets ortodónticos cementados al esmalte sin pulir con RelyX Unicem y Maxcem para evaluar los beneficios potenciales de los cementos autoadhesivos en los procedimientos clínicos de ortodoncia. Ambos cementos revelaron resistencias de unión significativamente más bajas en comparación con los sistemas adhesivos de resina de ortodoncia convencionales que utilizan grabado con ácido fosfórico de la superficie del esmalte. Sin embargo, la resistencia de unión más baja de los brackets de ortodoncia cementados al esmalte por lo que se pensaba que RelyX Unicem era clínicamente aceptable. ⁽²⁵⁾

Los cementos autoadhesivos basados en resina recientemente desarrollados examinados en este estudio contienen una gran cantidad de monómero ácido adhesivo para mejorar la unión a la superficie adherente, junto con catalizadores que proporcionan propiedades de curado mejoradas. Por lo tanto, se espera que ofrezcan una excelente adhesión y una gran resistencia mecánica, así como una baja absorción y expansión de agua. Como se había mencionado anteriormente es importante considerar el desgaste de la preparación dado que las incrustaciones de cerámica y las coronas pueden sufrir fracturas si el cemento se expande demasiado, es preferible que el cambio en las dimensiones del cemento sea lo más pequeño posible. ⁽²⁶⁾

Los materiales de cementación adhesivos a base de resina son ampliamente utilizados para la colocación de incrustaciones y recubrimientos, coronas, postes y carillas, se afirma que las propiedades adhesivas se basan en monómeros ácidos que desmineralizan e infiltran el sustrato del diente, lo que resulta en una retención micromecánica. Se han sugerido reacciones secundarias para proporcionar adhesión química a la hidroxiapatita.

En algunos estudios se ha observado que al utilizar cementos autoadhesivos aunque el pH del material mezclado es muy bajo (durante el primer minuto, datos suministrados por 3M ESPE), casi no se observó desmineralización de la superficie

de la dentina. Esto puede deberse a la viscosidad relativamente alta del material y al tiempo limitado de penetración / interacción.

Para obtener el mejor resultado al utilizar RelyX Unicem siempre debe aplicarse con cierta presión para garantizar que el cemento se adapte íntimamente a la pared de la cavidad. Se encontró que el cemento solo interactúa superficialmente con dentina y esmalte. La mejor efectividad de unión con este nuevo cemento autoadhesivo se obtuvo mediante el grabado selectivo con ácido del esmalte antes de la fijación.⁽²⁷⁾

Todos los autores coincidieron en que los cementos de resina autoadhesivos mostraron menos sensibilidad postoperatoria que la técnica clásica de grabado total o los cementos convencionales, como los cementos de ionómero de vidrio o fosfato de zinc. El principal problema de la técnica de grabado total es el grabado ácido de la superficie dentinaria, particularmente cuando los sistemas se usan incorrectamente. El grabado excesivo o el secado excesivo, por ejemplo, desencadenan la eliminación de la capa de frotis y crean un pasaje por el cual las bacterias pueden penetrar en la pulpa. Además, los monómeros del sistema de unión pueden también penetrar en la pulpa.⁽²⁸⁾

Siguiendo la tendencia de reducir los pasos clínicos, se han introducido en el mercado nuevos cementos autoadhesivos a base de resina, el principal objetivo de estos materiales es combinar el fácil manejo y la adhesión al diente con una alta resistencia mecánica y estética. Según el fabricante, la adhesión entre los cementos autoadhesivos y el sustrato dental ocurre sin tratamiento previo, este proceso se basa en el acondicionamiento de la superficie dental mediante un monómero de metacrilato que contiene grupos de ácido fosfórico. Los cementos autoadhesivos promueven la desmineralización del sustrato dental mientras está impregnado con moléculas adhesivas, sin embargo, los cementos están formados por ácidos débiles que reducen la capacidad de acondicionamiento y la fuerza de adhesión al sustrato de esmalte.⁽²⁹⁾ En varios estudios se ha comprobado que el uso de ácido fosfórico antes de la fijación mejora la efectividad de la unión al esmalte con los cementos autoadhesivos. El objetivo de esta investigación fue comparar la adhesión que se obtiene con los cementos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite usando la desproteinización, el grabado ácido en el esmalte de dientes premolares.

JUSTIFICACIÓN

Como se ha expuesto en los antecedentes, los cementos autoadhesivos tienen una menor adhesión en el esmalte dental sin un previo tratamiento en su superficie como el grabado ácido ya que para conseguir una adecuada adhesión influyen muchos factores como la preparación del clínico la elección adecuada del material de la restauración y la elección del cemento.

Ya que la modificación al protocolo de preparación para la utilización de los cementos autoadhesivos nos da como resultado una mejora en la adhesión se propone la realización de un estudio comparativo entre dos de los cementos más utilizados en el mercado por sus características y su costo cambiando el protocolo previo a su utilización en el esmalte dental ya que la odontología actualmente tiene un enfoque de mínima invasión y se está confiando mucho más en la adhesión que en la retención mecánica, se propone que agregando una desproteinización en el esmalte antes del grabado ácido puede tener un resultado positivo en la adhesión de los cementos resinosos autoadhesivos ya que se retira un mayor contenido orgánico como las proteínas de la saliva presentes en la placa dental adquirida y también favoreciendo en el patrón de grabado del esmalte para optimizar la fuerza de la adhesión conseguido con los cementos resinosos autoadhesivos sin afectar la dureza y resistencia del esmalte dental .

HIPOTESIS

HIPÓTESIS NULA:

H1: Existe diferencia en la adhesión en el esmalte con la combinación de los tratamientos de superficie en dientes permanentes con los cementos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite.

HIPÓTESIS ALTERNA:

H2: No existe diferencia en la adhesión en el esmalte con la combinación de los tratamientos de superficie en dientes permanentes con los cementos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Comparar la adhesión en el esmalte con diferentes tratamientos de superficie en dientes permanentes con los cementos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la dureza y rugosidad del esmalte que se produce al colocar ácido ortofosfórico en 15 segundos en dientes desproteinizados y sin tratamiento de superficie.
- Observar la rugosidad producida por los tratamientos de superficie en el esmalte.
- Comparar los resultados de la dureza en esmalte antes y después de realizar los tratamientos de superficie.
- Comparar la resistencia a la fractura de los cementos resinosos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite después de los diferentes tratamientos de superficie del esmalte.

MATERIALES Y MÉTODOS

Recolección de las piezas dentarias.

Para la realización del trabajo se recolectaron 80 dientes naturales (premolares superiores e inferiores) extraídos con fines ortodónticos del laboratorio de morfología de la facultad de estomatología de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí. Las piezas dentarias fueron almacenadas e hidratadas en suero fisiológico durante 1 mes en refrigeración a 4°C.

TALLADO DE LAS PIEZAS DENTARIAS:

Para trabajar las muestras adecuadamente, las piezas dentarias se colocaron en acrílico transparente de fraguado rápido en un molde de silicón, dejando la cara vestibular descubierta como se observa en la figura 1.



Figura1. Dientes premolares incluidos en acrílico.

Se realizó los tallados de las piezas dentales siguiendo los principios de preparación como se detallan a continuación.

DESGASTE DE LA CARA VESTIBULAR:

Se realizó el tallado anatómico de la cara vestibular partiendo de los surcos de orientación hechos con una profundidad de 0.5mm, Se utilizó un fresa de “donas” cilíndrica de diamante SSWHITE (834-021), con una fresa cilíndrica de diamante AZdent (TR15) se unieron los surcos de desgaste, aplanando la cara vestibular.

Se redondeó los ángulos de la preparación con una fresa de diamante de grano medio, se pulió los ángulos con fresa de diamante de grano fino Azdent (Tc11) figura 2.



Figura 2. Cara vestibular del premolar después del tallado.

Las 80 muestras obtenidas se asignaron de manera aleatoria a cada uno de los grupos.



Figura 3. Grupo control antes de la colocación del cemento RelyX U200 numerado del 1 al 10.

Cada grupo se codificó con una numeración del 1 al 10 con la inicial del tratamiento de superficie del esmalte y el cemento a utilizar correspondiente como se muestra en la figura 3.

Grupo CR: Control (sin tratamiento de superficie) con cemento RelyX U200.

Grupo CM: Control (sin tratamiento de superficie) con cemento Maxcem Elite.

Grupo OR: Ácido ortofosfórico con cemento RelyX U200.

Grupo OM: Ácido ortofosfórico con cemento Maxcem Elite.

Grupo HR: Hipoclorito de sodio al 5.25% con cemento RelyX U200.

Grupo HM: Hipoclorito de sodio al 5.25% con cemento Maxcem Elite.

Grupo OHR: Hipoclorito de sodio al 5.25% y ácido ortofosfórico con el cemento RelyX U200.

Grupo OHM: Hipoclorito de sodio al 5.25% y ácido ortofosfórico con el cemento Maxcem Elite.

PROCEDIMIENTO DE PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS:

1. Se realizó el grabado ácido de las piezas dentales con este tipo de tratamiento, con el ácido ortofosfórico sobre toda la cara vestibular durante 15 segundos, a continuación se procedió a lavar y secar por un minuto figura 4 (A).
2. Se realizó la desproteinización con el hipoclorito de sodio al 5.25% en las piezas dentales pertenecientes a los grupos de este tratamiento de superficie, el proceso se realizó por un minuto sobre toda la cara vestibular, se lavó y secó por un minuto figura 4 (B).

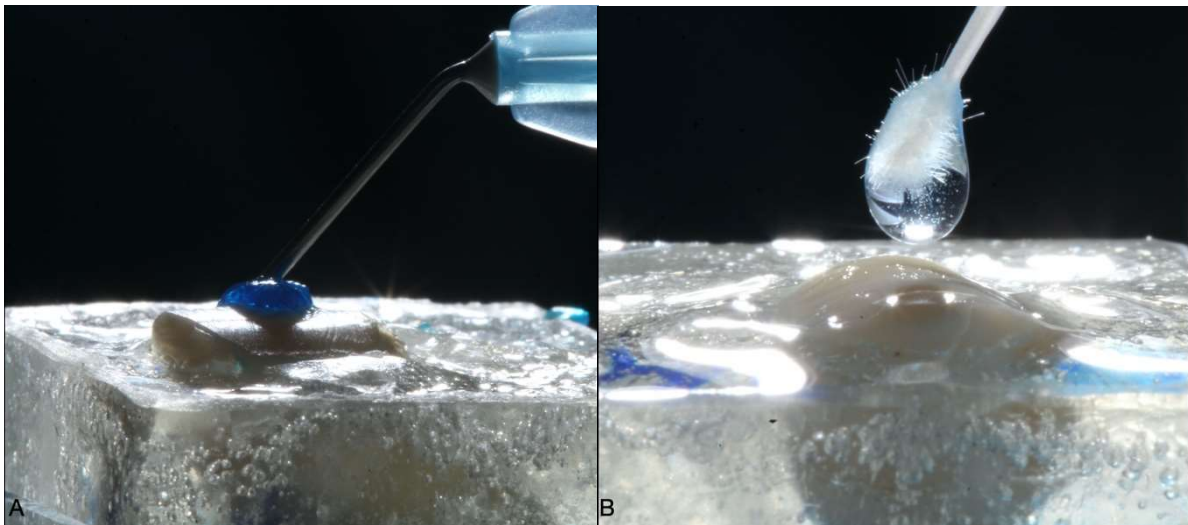


Figura 4. Grabado ácido en la cara vestibular de las muestras (A), desproteinización de la cara vestibular de las muestras (B).

3. La combinación de los tratamientos se comenzó con la desprotección con el hipoclorito de sodio al 5.25% por un minuto por toda la cara vestibular, se secó por un minuto, después se comenzó con el grabado ácido por 15 segundos después se lavó y secó por un minuto.
4. En el grupo control no se realizó ningún tratamiento de superficie.

MICRODUREZA

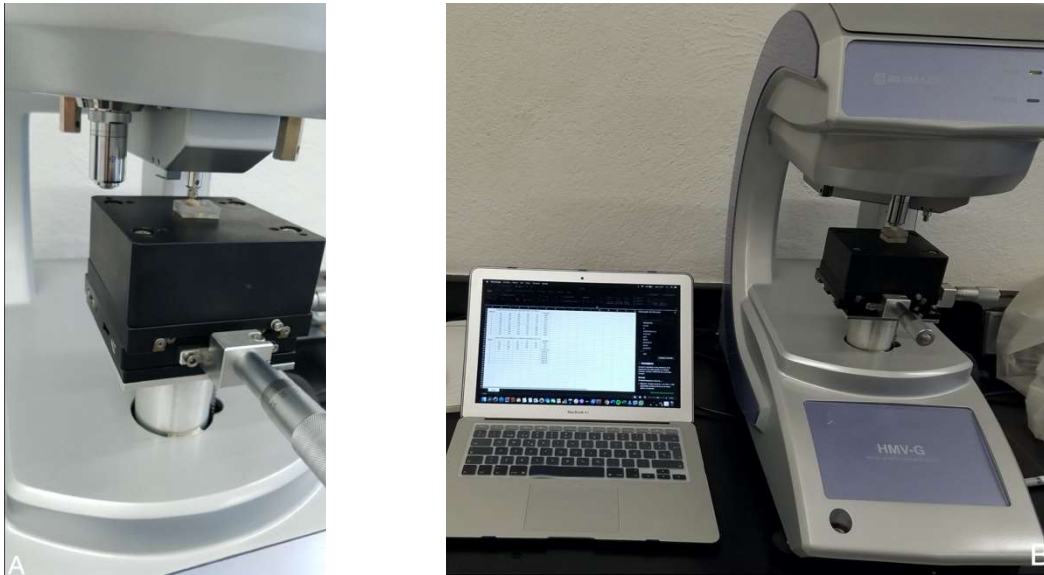


Figura 5. Microdurometro SHIMADZU indentador de diamante (A), medición de la microdureza del esmalte (B).

Para medir la microdureza del esmalte después del tratamiento ácido se utilizó el micro durómetro marca SHIMADZU modelo HMV-G con indentador de diamante, bajo una carga de 0.5 kg/mm^2 con un indentador de diamante como se observa en la figura 5 (A). Mediante este ensayo de microdureza se evaluó la resistencia que tiene el esmalte por cada tratamiento, realizaron 5 mediciones a lo largo de la cara vestibular y se sacó el promedio de cada una de las muestras como se observa en la figura 5 (B), se tomaron en cuenta las huellas del indentador más simétricas para estandarizar el registro de la dureza del esmalte antes y después de cada uno de los tratamientos de superficie observadas con el lente del microdurometro a 40X, cómo se observa en la figura 6 vemos la superficie del esmalte sólo con el tallado de la fresa por la cara vestibular (A), la huella del indentador antes de los tratamientos de superficie (B), después del tratamiento de superficie grabado ácido por 15 seg.,

(C) después de realizar la desproteínización por 60 seg. (D), la combinación de los tratamientos (E), y por último la huella del indentador después del tratamiento de superficie (F).

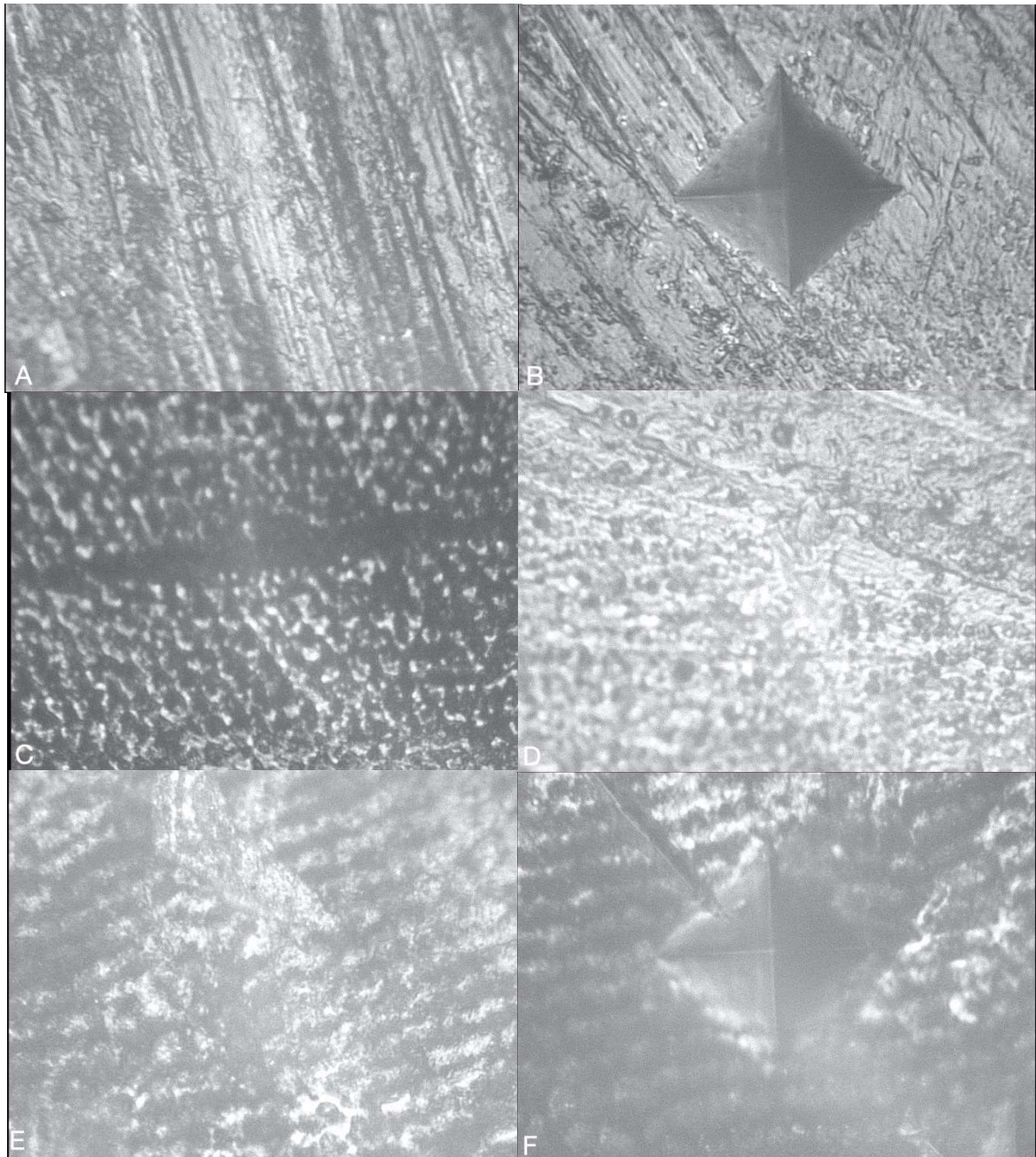


Figura 6. Superficie del esmalte de la cara vestibular después del tallado observado con el lente a 40X (A), la huella del indentador Vickers antes de los tratamientos de superficie (B), después del tratamiento de superficie grabado ácido por 15seg., (C) después de realizar la desproteínización por 60seg. (D), la combinación de los tratamientos (E) y huella del indentador Vickers después del tratamiento de superficie (F).

RUGOSIDAD

Después de haber hecho los tratamientos de superficie se realizaron las mediciones de la rugosidad para lo que se utilizó un rugosímetro Mitutoyo, modelo surfest SJ-301, para lo que se calibró por Mitutoyo bajo la JIS1994 y ajustado en el laboratorio con el bloque de referencia código 178-602 incluido en el instrumento como se observa en la figura 7 .

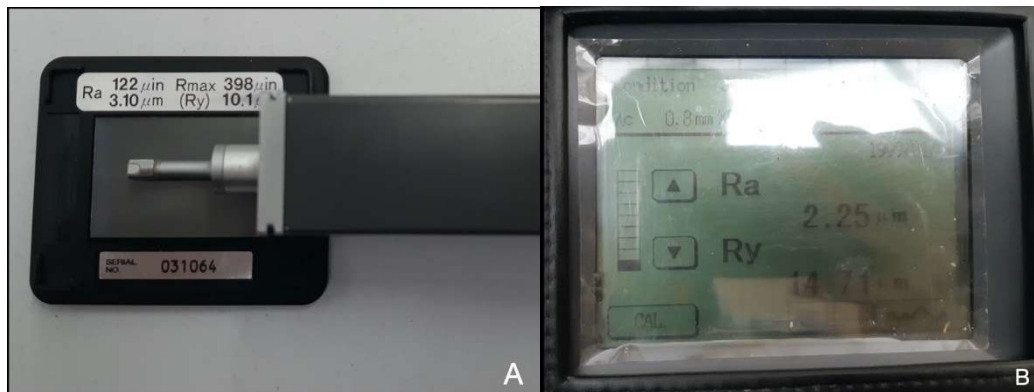


Figura 7. Rugosímetro Mitutoyo y calibrador (A), mediciones Ra y Ry (B).

Las mismas se llevaron a cabo dentro de las instalaciones del laboratorio, en un ambiente controlado a 20°C y sobre un plano de referencia para descartar posibles errores debidos a la posición y orientación de la muestra y el instrumento de medición, para la tomar en cuenta la rugosidad de la superficie del esmalte con los diferentes tratamientos de superficie se tomó en cuenta Ra, que según JIS 1994 es la rugosidad media aritmética, que es el promedio de los valores absolutos de la porción que se extiende sobre una longitud de referencia l. (Promedio de todos los perfiles de rugosidad que están dentro de esta área delimitada). Utilizamos la Ry (según JIS 1994) se refiere a la altura máxima del perfil, es la distancia entre el pico más alto y el valle más bajo. Por último utilizamos Rz (según JIS 1994) es la rugosidad promedio de 10 puntos, media de los valores absolutos de las 5 crestas más altas y de las profundidades de los cinco valles del perfil más bajos, dentro de la longitud de referencia, como se observa en la figura 8 .Se realizaron 2 mediciones

de cada muestra sobre la superficie del esmalte grabada bajo un desplazamiento $\lambda = 0,8mm \times 5$, a una velocidad $v = 0.5 \frac{mm}{s}$, filtro Gaussiano y estándar JIS 1994 figura# .



Figura 8. Medición de la rugosidad sobre la cara vestibular de la muestra.

COLOCACIÓN DE LOS CEMENTOS Y PRUEBA DE CIZALLA.

Después de haber realizado los tratamientos de superficie en el esmalte y de haber realizado las mediciones anteriores de micro dureza y rugosidad del esmalte, se continuo con la colocación de los cementos resinosos autoadhesivos en la cara vestibular, se colocó sobre cada una de las muestras de los grupos un anillo elástico de 4mm de diámetro por 2 mm de profundidad para cada uno de los cementos, se mezclaron de acuerdo con las indicaciones del fabricante, se foto polimerizaron con una lámpara de diodos emisores de luz led (Lux1 Pro, DTE) con una intensidad de 1000mW/cm² por 20 seg. en las diferentes caras del diente vestibular, distal, mesial y por palatino/lingual, después de fotopolimerizar se retiró el anillo elástico con un bisturí, las muestras se almacenaron a temperatura ambiente. Se realizaron las pruebas de compresión de cizalla con una carga de fuerza de 500N a una velocidad de 1mm/min en la máquina de ensayos universales Shidmadzu AGS-X series, con lo que mediremos la fuerza máxima a la fractura y el módulo elástico de los

cementos RelyX U200 y Maxcem Elite como se observa en la figura 9 (A) observamos la maquina de ensayos universales con una muestra colocada, la mayoría de las fracturas ocurrían de forma adhesiva entre el cemento y el esmalte en la figura 9 (B) se observa como en algunas muestras ocurrían fallas cohesivas.

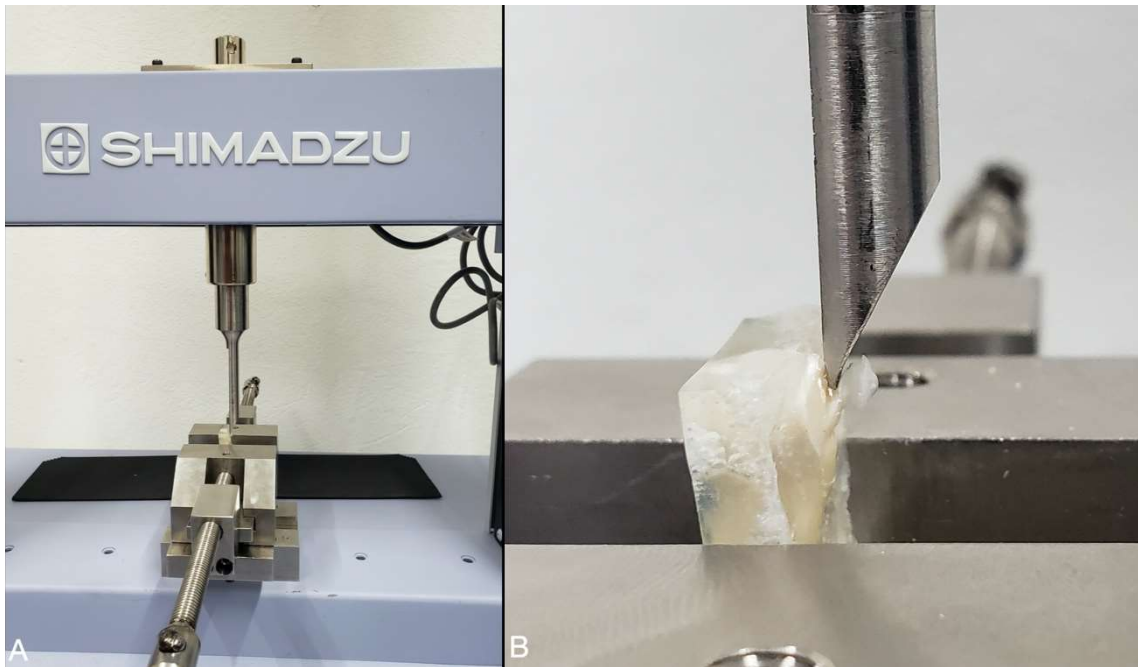


Figura 9. Maquina de fuerzas universales(A), Pureba de cizalla en una de las muestras con una fractura del material de forma cohesiva (B).

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Dientes premolares superiores e inferiores extraídos sanos.

Dientes premolares superiores e inferiores extraídos con cara vestibular completa.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Dientes incisivos, molares y caninos.

Dientes premolares con caries.

Dientes premolares con fluorosis.

Dientes extraídos no hidratados previamente.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

Dientes premolares fracturados de la cara vestibular.

DISEÑO DE ESTUDIO

Experimental longitudinal prospectivo.

LUGAR DE REALIZACION

El estudio se realizó en el laboratorio de nanomateriales de la maestría en ciencias odontológicas.

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

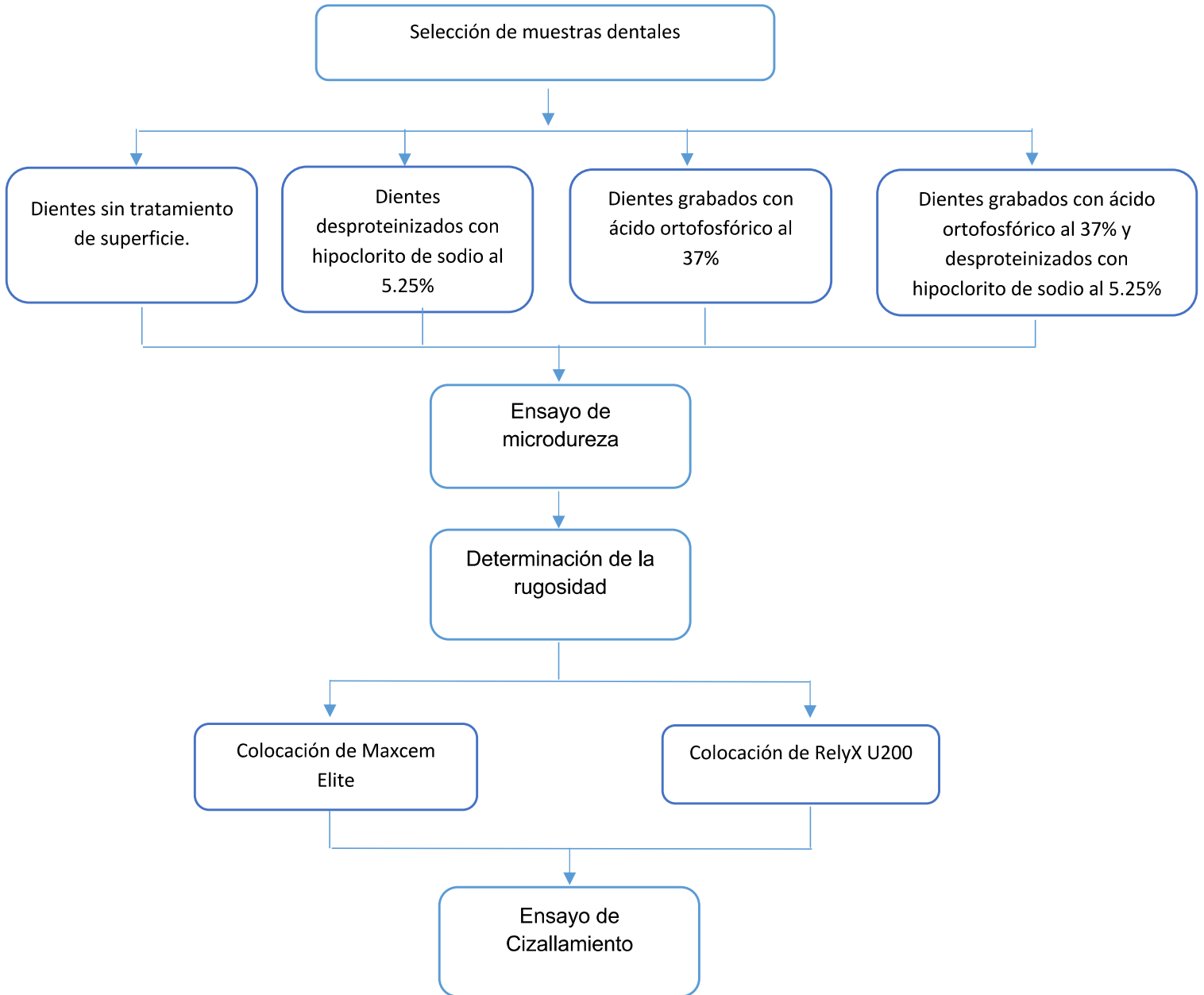


Figura 10. Esquema de la metodología experimental propuesta.

Se seleccionaron 80 muestras dentarias, en las cuales se consideraron que tengan características similares entre sí (caras vestibulares sanas, sin presencia de caries,

fluorosis, etc.). Estas muestras se dividirán en 10 por cada grupo bajo estudio como se enlista a continuación:

GRUPOS DE ESTUDIO:

Grupo 1

Dientes no desproteínizados colocando cemento RelyX U200 (CR).

Grupo 2

Dientes no desproteínizados colocando cemento Maxcem Elite (CM).

Grupo 3

Dientes grabados con ácido ortofosfórico al 37% colocando cemento RelyX U200 (OR).

Grupo 4

Dientes grabados con ácido ortofosfórico al 37% colocando cemento Maxcem Elite (OM).

Grupo 5

Dientes desproteínizados colocando cemento RelyX U200 (HR).

Grupo 6

Dientes desproteínizados colocando cemento Maxcem Elite (HM).

Grupo 7

Dientes desproteínizados y grabados con ácido ortofosfórico al 37% colocando cemento RelyX U200 (OHR).

Grupo 8

Dientes desproteínizados y grabados con ácido ortofosfórico al 37% colocando cemento Maxcem Elite (OHM).

ANÁLISIS ESTADÍSTICO:

Se realizó una estadística descriptiva la cual incluyó medidas de tendencia central, se analizó la normalidad de las variables con la prueba de Kolmogorov Smirnov, se realizó T pareada para la comparación de medias y la prueba de U de Mann Whitney y se determinó la significancia estadística con intervalos de confianza al 95%.

CONSIDERACIONES ÉTICAS.

Con fundamento en reglamento de la ley General de Salud en Materia de Investigación de salud, Título segundo, Capítulo 1. De Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos. Artículo 17, fracción II. Artículo 20 y 22. Título Quinto, Capítulo Único. Investigación para la Salud, Art. 100, fracs. IV; Art. 102 y 103; NOM-012-SSA3-2012, que establece los criterios para la ejecución de proyectos de investigación para la salud en seres humanos en su numeral 10.6, 10.7 y 10.8 NOM-004-SSA3-2012 del expediente clínico en su numeral 4.2

Los residuos producidos en esta investigación serán llevados a confinamiento como lo establece los principios de la Norma Oficial Mexicana NOM-087-ECOL-SSA1-2002, protección ambiental-Salud ambiental-Residuos biológico-infecciosos.

El trabajo de investigación fue evaluado en los aspectos del marco ético-legal y bioseguridad por los miembros del H. Comité de Ética en investigación: Dra. Yolanda Hernández Molinar, Dra. Norma Verónica Zavala Alonso, Dra. Claudia Edith Dávila Pérez, Dra. Rita Elizabeth Martínez Martínez, Dr. José Arturo Garrocho Rangel, Dr. Oscar Sánchez Armass Capello, Dr. Víctor Fierro Serna y MC. Ana María González Amaro. De dicha evaluación y de forma colegiada, el Comité ha dictaminado que el protocolo de investigación es aprobado por unanimidad asignándole la clave: CEI-FE-003-020.

RESULTADOS

En la tabla I y II se realizó la estadística descriptiva de la microdureza del esmalte antes y después de los tratamientos de superficie que incluyó media, error de la media, desviación estándar, mediana, valores mínimos y máximos, se comparó la micro dureza del esmalte entre los grupos, se identificó la significancia estadística antes del tratamiento entre los grupos: CR vs OR, CR vs HM, CM vs CR, CM vs OR, CM vs HR, CM vs HM, CM vs OHR, OM vs OHM, HM vs OHR, OHM vs OHR; en cuanto a los grupos después del tratamiento se observó diferencia estadística significativa en las siguientes comparaciones: CM vs CR, CM vs OR, CM vs OM, CM vs HR, CM vs HM, CM vs OHR, CM vs OHM, CR vs OR, CR vs OM, CR vs HR, CR vs HM, CR vs OHR, CR vs OHM, OR vs OM, OR vs OHR, OR vs OHM, OM vs HR, OM vs HM, OM vs OHR, OM vs OHM, HR vs OHM, HM vs OHR, HM vs OHM y OHR vs OHM, y no así entre los demás grupos del estudio (tabla III).

En la tabla IV, V y VI se muestra la estadística descriptiva de los valores Ra, Ry y Rz respectivamente con los que se valoró la rugosidad de los tratamientos de superficie en el esmalte las cuales incluyeron media, error de la media, desviación estándar, mediana y valores mínimos y máximos, se compararon los valores de la rugosidad de cada uno de los grupos y se identificó significancia estadística en los siguientes grupos: para el caso de Ra, la comparación de los grupos OR vs HM y OHR vs OHM, en el caso de Rz la comparación de los grupos fueron Cr vs OHR, OM vs OHR y HR vs OHR, no así entre las otras comparaciones de los grupos de estudio (tabla VII).

En las tablas VIII y IX se observa la estadística descriptiva de la fuerza máxima y el módulo elástico las cuales incluyen mediana, error de a media, desviación estándar, mediana, valores mínimos y máximos, se comparó la fuerza máxima de resistencia a la fractura de los cementos resinosos autoadhesivos RelyX U200 y Maxcem Elite, de los cuales se identificó una diferencia estadística significativa en la comparación de los siguientes grupos: CR vs OM, CR vs OHR, CR vs OHM, CM vs OM, CM vs OHR, CM vs OHM, OR vs OM, OR vs HR, OR vs HM, OR vs OHR, OR vs OHM, OM vs HR, OM vs HM, HR vs OHR, HR vs OHM, HM vs OHR, HM vs OHM, para la prueba de módulo elástico de los cementos se encontraron las siguientes

diferencias significativas al comparar los grupos: CM vs OR, OR vs HR, OR vs OHM, en los demás grupos no se encontró ninguna diferencia estadística significativa (tabla X).

Tabla I. Estadística descriptiva de micro dureza del esmalte antes de los tratamientos de superficie.

Grupo	Variable	Media	Error de la Media	Desv. Est.	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	335,80	3,12	22,06	293,00	334,00	381,00
Control	Maxcem Elite	354,40	3,02	21,33	308,00	355,50	389,00
A. Ortofosfórico	RelyX U 200	324,14	3,95	27,94	233,00	324,50	382,00
A. Ortofosfórico	Maxcem Elite	327,88	3,58	25,30	243,00	324,00	381,00
Desproteínización	RelyX U 200	318,08	4,45	31,48	241,00	318,50	382,00
Desproteínización	Maxcem Elite	314,60	3,91	27,64	218,00	313,00	361,00
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	329,54	2,66	18,78	287,00	333,00	368,00
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	314,60	3,91	27,64	218,00	313,00	361,00

Tabla II. Estadística descriptiva de microdureza del esmalte después de realizar los tratamientos de superficie.

Grupo	Variable	Media	Error	DS	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	335,80	3,12	22,06	293,00	334,00	381,00
Control	Maxcem Elite	354,40	3,02	21,33	308,00	355,50	389,00
A. Ortofosfórico	RelyX U 200	286,98	4,93	34,83	210,00	286,50	364,00
A. Ortofosfórico	Maxcem Elite	262,48	3,66	25,86	220,00	262,50	312,00
Desproteínización	RelyX U 200	283,12	4,95	35,01	21,000	277,50	366,00
Desproteínización	Maxcem Elite	277,88	4,08	28,87	180,00	284,00	334,00
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	304,20	3,85	27,20	231,00	308,00	353,00
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	319,56	3,59	25,39	263,00	317,50	369,00

Tabla III. Comparación de microdureza antes y después del tratamiento de superficie.

Grupos	Antes	Después
CR vs CM	0.0001*	0.000*
CR vs OR	0.0337*	0.000*
CR vs OM	0.1045	0.000*
CR vs HR	0.0031*	0.000*
CR vs HM	0.0002*	0.000*
CR vs OHR	0.1392	0.000*
CR vs OHM	0.0002*	0.002*
CM vs OR	0.0000*	0.000*
CM vs OM	0.0000*	0.000*
CM vs HR	0.0000*	0.000*
CM vs HM	0.0000*	0.000*
CM vs OHR	0.0000*	0.000*
CM vs OHM	0.0000*	0.000*
OR vs OM	0.6591	0.000*
OR vs HR	0.2915	0.564
OR vs HM	0.0886	0.114
OR vs OHR	0.3276	0.014*
OR vs OHM	0.0886	0.000*
OM vs HR	0.0987	0.001*
OM vs HM	0.0323	0.009*
OM vs OHR	0.6245	0.000*
OM vs OHM	0.0323*	0.000*
HR vs HM	0.8040	0.432
HR vs OHR	0.0346	0.004*
HR vs OHM	0.8040	0.000*
HM vs OHR	0.0049*	0.000*
HM vs OHM	1.0000	0.000*
OHM vs OHR	0.0049*	0.003*

*El asterisco denota la significancia estadística ($p \leq 0.05$)

Tabla IV. Estadística descriptiva de rugosidad Ra

Grupo	Variable	Media	Error	DS	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	1.857	0.167	0.748	0.850	1.900	3.320
Control	Maxcem Elite	2.013	0.223	0.947	0.760	2.010	4.060
B. Ortofosfórico	RelyX U 200	2.152	0.239	1.068	0.650	2.010	5.230
B. Ortofosfórico	Maxcem Elite	2.398	0.344	1.541	0.760	2.115	5.840
Desproteización	Rely X U 200	2.140	0.228	0.966	0.980	1.885	4.490
Desproteización	Maxcem Elite	1.974	0.159	0.712	0.530	1.940	3.000
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	1.500	0.190	0.804	0.220	1.385	2.670
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	2.193	0.233	1.041	0.370	2.150	3.840

Tabla V. Estadística descriptiva de rugosidad Ry.

Grupo	Variable	Media	Error	DS	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	11.673	0.882	3.944	5.780	12.170	19.930
Control	Maxcem Elite	12.490	1.240	5.260	4.710	11.210	22.280
C. Ortofosfórico	RelyX U 200	12.770	1.300	5.820	4.300	11.580	29.180
C. Ortofosfórico	Maxcem Elite	14.020	0.650	7.360	4.940	12.500	29.160
Desproteización	RelyX U 200	12.800	1.120	4.760	5.960	11.720	23.240
Desproteización	Maxcem Elite	11.937	0.888	3.969	3.750	11.475	20.190
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	10.170	1.000	4.250	4.260	10.860	17.320
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	12.650	1.270	5.670	1.660	12.670	21.570

Tabla VI. Estadística descriptiva de rugosidad Rz.

Grupo	Variable	Media	Error de la Media	Desv. Est.	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	8.134	0.583	2.608	4.040	8.585	12.380
Control	Maxcem Elite	8.458	0.850	3.607	3.080	7.395	14.580
D. Ortofosfórico	RelyX U 200	9.040	1.040	4.670	3.090	7.860	24.860
D. Ortofosfórico	Maxcem Elite	10.660	1.140	5.090	3.330	10.260	20.230
Desproteización	RelyX U 200	8.777	0.764	3.240	4.350	8.135	17.210
Desproteización	Maxcem Elite	8.189	0.656	2.933	2.610	7.615	14.220
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	6.031	0.696	2.956	1.340	5.640	10.250
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	8.2400	0.835	3.732	1.290	6.25	14.810

Tabla VII. Comparación de la rugosidad Ra, Ry y Rz después de haber realizado el tratamiento de superficie.

Grupos	Ra	Ry	Rz
CR vs CM	0.8264	0.8723	1.0000
CR vs OR	0.5609	0.7764	1.0000
CR vs OM	0.4819	0.4407	0.1556
CR vs HR	0.4649	0.5296	0.7148
CR vs HM	0.5518	0.7455	0.9246
CR vs OHR	0.1835	0.3202	0.0340*
CR vs OHM	0.2977	0.4570	0.8817
CM vs OR	0.7478	0.9417	0.9069
CM vs OM	0.6400	0.6610	0.2035
CM vs HR	0.7758	0.8371	0.7517
CM vs HM	0.8723	0.8723	0.7812
CM vs OHR	0.2232	0.2892	0.0967
CM vs OHM	0.5490	0.6716	0.9069
OR vs OM	0.8604	0.7150	0.3235
OR vs HR	0.9650	0.8493	0.8037
OR vs HM	0.0450*	0.8924	0.8287
OR vs OHR	0.0872	0.2364	0.0769
OR vs OHM	0.6849	0.7353	0.9569
OM vs HR	0.9185	0.8493	0.2926
OM vs HM	0.8498	0.6168	0.1298
OM vs OHR	0.0745	0.1248	0.0063*
OM vs OHM	0.9892	0.7972	0.2184
HR vs HM	0.9069	0.6192	0.5686
HR vs OHR	0.0847	0.1737	0.0218*
HR vs OHM	0.7812	0.7812	0.9069
HM vs OHR	0.0900	0.3274	0.0819
HM vs OHM	0.5609	0.4570	0.7049
OHM vs OHR	0.0485*	0.1740	0.1248

*El asterisco denota la significancia estadística ($p \leq 0.05$)

Tabla VIII . Estadística descriptiva de Fuerza Máxima

Grupo	Variable	Media	Error	DS	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	13.89	1.90	6.61	6.61	12.54	25.50
Control	Maxcem Elite	12.61	3.40	10.74	0.77	9.76	36.77
E. Ortofosfórico	RelyX U 200	20.20	1.19	3.78	12.34	20.65	24.21
E. Ortofosfórico	Maxcem Elite	32.45	2.53	7.99	14.73	33.77	42.18
Desproteínización	RelyX U 200	14.26	1.84	5.82	9.38	12.47	29.19
Desproteínización	Maxcem Elite	12.17	2.77	8.76	2.47	7.75	25.10
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	28.67	1.51	4.76	22.15	28.44	39.17
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	33.01	3.04	9.61	15..90	32.04	52.01

Tabla IX. Estadística descriptiva de módulo de elasticidad.

Grupo	Variable	Media	Error	DS	Mínimo	Mediana	Máximo
Control	RelyX U 200	302.0	68.1	215.5	15.6	2866.2	634.5
Control	Maxcem Elite	335.2	71.6	202.5	105.8	292.4	718.8
F. Ortofosfórico	RelyX U 200	191.1	32.6	103.2	62.7	164.8	364.8
F. Ortofosfórico	Maxcem Elite	399.5	78.8	249.1	52.7	398.9	961.2
Desproteínización	RelyX U 200	361.6	87.1	275.4	12.1	341.5	941.3
Desproteínización	Maxcem Elite	315.7	93.9	265.7	14.2	291.0	688.1
Combinación de tratamientos	RelyX U 200	307.0	68.4	216.4	46.5	258.5	714.4
Combinación de tratamientos	Maxcem Elite	367.9	51.5	162.9	196.5	340.0	638.0

Tabla X. Comparación de fuerza máxima y módulo elástico de Rely X y Maxcem Elite.

Grupos	Fuerza Máxima	Módulo Elástico
CR vs CM	0.631	0.912
CR vs OR	0.065*	0.165
CR vs OM	0.001*	0.381
CR vs HR	0.807	0.570
CR vs HM	0.903	0.862
CR vs OHR	0.005*	0.962
CR vs OHM	0.000*	0.451
CM vs OR	0.011*	0.037*
CM vs OM	0.000*	0.778
CM vs HR	0.803	0.579
CM vs HM	0.579	0.412
CM vs OHR	0.000*	0.669
CM vs OHM	0.000*	0.614
OR vs OM	0.000*	0.064
OR vs HR	0.004*	0.044*
OR vs HM	0.029*	0.237
OR vs OHR	0.002*	0.160
OR vs OHM	0.006*	0.017*
OM vs HR	0.000*	0.792
OM vs HM	0.000*	0.413
OM vs OHR	0.144	0.385
OM vs OHM	0.912	0.787
HR vs HM	0.672	0.665
HR vs OHR	0.000*	0.619
HR vs OHM	0.000*	0.946
HM vs OHR	0.001*	0.927
HM vs OHM	0.000*	0.528
OHM vs OHR	0.334	0.500

*El asterisco denota la significancia estadística ($p \leq 0.05$)

DISCUSIÓN

En los últimos años los cementos resinosos han tomado bastante importancia en la consulta odontológica ya que han facilitado mucho la cementación de las restauraciones metálicas, pero sobre todo nos han dado la oportunidad de ofrecer a los pacientes mejores tratamientos y con resultados más estéticos, como todos sabemos los cementos resinosos nos dan la oportunidad de mejorar el sellado de las restauraciones, ya que nos permiten lograr un mejor ajuste marginal, son biocompatibles con los tejidos orales, y nos garantizan mejorar la tasa de éxito al momento de rehabilitar alguna pieza dental. La calidad de la adhesión que se logra con estos cementos es muy buena, con el tratamiento de superficie dental puede llegar a mejorar, sin embargo, si nos excedemos en la cantidad de los tratamientos, la calidad del esmalte dental como es el objeto de estudio de nuestra investigación disminuye bastante y puede ser contraproducente.

Cuando se introdujo el grabado del esmalte en 1955, el tiempo recomendado era de 30 segundos para el 85% de ácido fosfórico. Luego, en el momento de su primer uso clínico (la década de 1960), se extendió a 60 segundos. En la década de 1980, se redujo a una aplicación de 30 segundos y se mantuvo hasta el día. Algunos autores recomiendan reducir el tiempo de grabado a 15 segundos cuando se utiliza un ácido fosfórico del 32% al 40%. La mayoría de los fabricantes de sistemas adhesivos han recomendado 15 segundos, debido a que el acondicionamiento ácido causa pérdida de tejido superficial, es deseable que se disuelva la estructura dental mínima, por lo tanto, debe usarse un tiempo mínimo de aplicación de ácido.

(30)

En nuestro estudio si hubo una diferencia estadística significativa en la reducción de la microdureza del esmalte comparando el grupo control donde no se realizó el tratamiento de superficie a los grupos del estudio donde se realizó el grabado ácido, la desproteínización y la combinación de los tratamientos.

Lewinstein y colaboradores en 1992, utilizaron el ácido tricloracético al 90% (TCA) como tratamiento de superficie para el esmalte y dentina en este estudio se encontró que cada aplicación que se realizó por 30, 60 y 90 seg. del 90%, el TCA redujo la

microdureza tanto de la dentina como del esmalte. No se observaron cambios en los controles. Se observó una diferencia estadísticamente significativa en la microdureza entre todos los períodos de tratamiento para cada tejido ($p < 0,005$).⁽³¹⁾ Lührs y colaboradores en 2009, en su estudio compararon cementos autoadhesivos con cementos convencionales los cuales fueron VariolinkII/Syntac Classic (VSC), RelyX Unicem (RLX), Maxcem Elite (MCE) V35973 (EXP), Panavia F2.0 (PAF) y iCem (IC) donde utilizaron sólo el tratamiento ácido en las muestras donde utilizaron (VSC) ellos encontraron que la resistencia a la cizalladura más alta con respecto a las superficies del esmalte se midió para VSC (42.9 ± 9 MPa), la más baja para iCem (IC; 10.5 ± 4.2 MPa). Para PAF, EXP y Maxcem Elite (MCE), hubo diferencias significativas entre los materiales para las superficies de esmalte y dentina ($p < 0.05$ / $p < 0.001$). Con respecto a las superficies de esmalte, VSC fue superior a todos los demás grupos de prueba ($p < 0.05$ / $p < 0.001$). Entre los cementos de resina autoadhesivos, RLX (23.0 ± 6.3 MPa) y MCE (22.3 ± 3.3 MPa) tuvieron los valores más altos de resistencia al cizallamiento pero solo fueron significativos en comparación con IC ($p < 0.005$).⁽³²⁾

Adebayo y colaboradores en 2010 encontraron evaluaciones de microdureza en el esmalte parecidas a nuestro estudio ellos utilizaron un sistema adhesivo de imprimación autograbante de dos pasos, Clearfil SE Bond (CSE) y un Sistema adhesivo "todo en uno", Tokuyama Bond Force (TK). Para las 22 superficies de esmalte asignadas a cada grupo adhesivo, el VHN varió de 255 a 481 VHN para CSE y de 221 a 450 VHN para TK. Los valores medios de VHN para las superficies de esmalte fueron 324–404 VHN para CSE y 313–398 VHN para TK. Los coeficientes de variación de la VHN media fueron del 4 al 14% para los 22 especímenes unidos con CSE y del 4 al 23% para aquellos unidos con TK.⁽³³⁾

Haznedaroglu y colaboradores en 2014 utilizaron diferentes tratamientos de superficie en el esmalte como el arenado (A), el grabado laser (L), la preparación con fresa de diamante (B), utilizaron el ácido poliacrílico al 20%(P), el ácido ortofosfórico al 37% (R), el grupo control donde no se realizó tratamiento de superficie (N) y la combinación de los tratamientos de superficie (AP), (LP) y (BP). Encontraron que el acondicionamiento del esmalte con ácido poliacrílico también

condujo a una dureza del esmalte significativamente mayor para todos los grupos de tratamiento ($P > K$, $AP > A$, $BP > B$) ($p < 0.05$) excepto el grupo LP, que no fue estadísticamente diferente del grupo L. Sin embargo, los grupos L y LP tuvieron los valores más duros de todos los grupos. Los resultados después de tres meses fueron significativamente diferentes en los grupos BP, L, R y N. ⁽³⁴⁾

Wang y colaboradores en 2014 realizaron un pretratamiento de superficie con ácido fosfórico al 35% en dos grupos, utilizaron RelyX unicem sin tratamiento previo (RU), RelyX con tratamiento previo (GL+RU), Panavia F (PF) y Vitique (VI) con tratamiento previo, ellos en el análisis estadístico encontraron que no hubo diferencias significativas entre RU (12.84 ± 2.29 MPa) y PF (14.93 ± 3.73 MPa), VI (17.58 ± 2.93 MPa) en la unión de dentina ($P > 0.05$), mientras que la fuerza de enlace de ellos fue mayor que la de RU combinada con grabado de ácido fosfórico GL (9.12 ± 2.19 MPa) ($P < 0.05$). Para la resistencia de la unión del esmalte, no se observaron diferencias significativas entre PF (17.99 ± 3.66 MPa) y grabado con ácido fosfórico GL combinado con RU (17.24 ± 1.62 MPa), mientras que ambos fueron más altos que el de RU (6.47 ± 1.54 MPa) ($P < 0.05$). El modo de falla observado en todos los materiales fue de naturaleza adhesiva y ocurrió en la interfaz de resina y metal. La aplicación de RU sin ataque ácido fue significativamente diferente ($P < 0.05$), mientras que la aplicación de RU con ataque ácido no fue significativamente diferente ($P > 0.05$).⁽³⁵⁾

Hattar y colaboradores en 2015 realizaron un estudio donde no utilizaron tratamiento de superficie donde utilizaron RelyX Unicem, SmartCem2 y seT SDI ellos sólo pulieron la superficie del esmalte donde colocaron el cemento en este estudio no se observaron diferencias significativas entre los valores de SBS de los tres tipos de cemento cuando se unen al esmalte o la dentina, como lo indica el ANOVA unidireccional. Todos los cementos fallaron en el modo adhesivo en la interfaz cemento / diente, independientemente de si la unión era al esmalte o la dentina.⁽³⁶⁾ lo que nos indica que tuvieron una menor adhesión que en nuestro estudio ya que en algunas muestras las fallas fueron cohesivas.

Mushashe y colaboradores en el 2016 utilizaron RelyX U200 en muestras donde fueron preparadas con ácido poliacrílico al 11.5%, muestras control sin tratamiento

y donde dejaron el sustrato donde colocaron el cemento húmedo o seco ellos encontraron en el análisis de varianza diferencias significativas en relación con el tratamiento ($p = 0.003$) y la condición del sustrato ($p = 0.000005$). También se encontró un efecto de interacción entre el tratamiento y la condición del sustrato ($p = 0,0009$). El grupo control (sin tratamiento) mostró valores de fuerza de unión más altos ($7,57 \pm 4,28$ MPa) que el grupo de tratamiento (tratamiento con ácido poliacrílico) ($5,64 \pm 2,17$ MPa), independientemente de la condición del sustrato o el período de almacenamiento (1 día o 90 días). El sustrato húmedo mostró valores de resistencia de unión más altos (8.41 ± 4.06 MPa) que el seco (4.98 ± 1.79 MPa), independientemente del tratamiento o período de almacenamiento. La asociación de control (sin tratamiento) y condición húmeda mostró valores de fuerza de unión más altos (10.57 ± 2.50 MPa) que los otros grupos. ⁽³⁷⁾

Esto puede ser debido a la composición del cemento, el tipo de monómeros ácidos utilizados en el influyen en el fraguado y de alguna manera en la adhesión obtenida. En nuestro estudio en la evaluación de la rugosidad encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar la combinación de los tratamientos de superficie en comparación con el grupo de ácido grabador y el grupo de desproteínización, en las investigaciones anteriores se demostró que la mayor rugosidad se obtiene con la utilización de ácido ortofosfórico.

S. Dilip y colaboradores en el 2018 compararon la rugosidad de diferentes tratamientos de superficie donde realizaron grabado ácido con ácido ortofosfórico al 37% y grabado laser de 1 W por 10 y 20 segundos, grabado laser de 1.5W por 10 y 20 segundos. La diferencia entre el grupo de grabado ácido y el grabado laser de 1.5W por 20 seg no fue estadísticamente significativa. Todos los otros tres grupos mostraron rugosidad promedio que fue menor que los dos grupos anteriores, obteniendo una diferencia estadísticamente significativa. ⁽³⁸⁾

Cecchin y colaboradores en el 2018 utilizaron ácido fosfórico al 35% (PA) y ácido glicólico al 35% (GA) observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para el esmalte y la dentina ($p < 0.001$). El tratamiento superficial con PA o GA resultó en una disminución estadísticamente significativa en la microdureza del esmalte ($p < 0.001$ y $p = 0.022$, respectivamente), mientras que GA fue

significativamente menos agresivo que PA ($p < 0.001$). Ambos ácidos redujeron la microdureza de la superficie de la dentina en comparación con el control, sin diferencias estadísticamente significativas entre PA y GA ($p = 0.810$).⁽³⁹⁾

Mahmoud y colaboradores en el 2019 utilizaron la desproteínización con hipoclorito sodio al 5.25% y la utilización de primers y adhesivos autograbantes ellos encontraron en la prueba ANOVA una diferencia general significativa en SBS entre los tres sistemas adhesivos en cada grupo ($p < 0.05$). Transbond XT primer + adhesivo proporcionó la SBS más alta ($p < 0.05$). Además, el adhesivo Transbond Plus SEP + Transbond XT tenía una resistencia de unión significativamente mayor que el adhesivo SmartBond LC. La utilización de NaOCl condujo a un aumento en el SBS para todos los subgrupos. Sin embargo, este aumento fue significativo solo con los adhesivos Transbond Plus SEP + Transbond XT y SmartBond LC ($p < 0.05$).⁽⁴⁰⁾

Son pocos los estudios que se han realizado con los mismos materiales por lo que impiden realizar una comparación directa con otros autores, pero en los artículos citados, en los cuales se utiliza un tratamiento previo en la superficie dental, ya sea esmalte o dentina mejora bastante la calidad de la adhesión de los cementos resinosos. Es importante tomar en cuenta los demás factores para obtener una adhesión adecuada, llevar a cabo una buena preparación para la restauración indicada en cada caso, realizar un buen aislamiento, dominar la preparación del cemento y así asegurar el éxito de las restauraciones en nuestros pacientes.

CONCLUSIONES

Acorde a los objetivos propuestos en el estudio podemos afirmar que:

1. Los valores de la microdureza del esmalte disminuyen considerablemente con el tratamiento ácido, es importante tener en cuenta el tiempo de aplicación como máximo de 15 seg.
2. La rugosidad creada con la preparación de la fresa nos permite tener una buena adhesión ya que no hubo diferencias significativas tan considerables en cada uno de los grupos y de las medidas de rugosidad (Ra, Ry y Rz).
3. El tratamiento ácido mejora considerablemente la adhesión de los cementos resinosos autoadhesivos.
4. El grupo donde se consiguió obtener la mejor adhesión fue donde se combinó el tratamiento de desproteínización por un minuto con hipoclorito de sodio al 5.25% previa al tratamiento con ácido ortofosfórico al 37% por 15 seg. y donde se utilizó el cemento resinoso Maxcem Elite (OHM) donde se obtuvo una resistencia a la fractura de 33.01 MPa.
5. En comparación el cemento resinoso autoadhesivo Maxcem Elite, consiguió una mayor resistencia a la fractura en los tratamientos de superficie en el esmalte excepto para la desproteínización.
6. El cemento que obtuvo un mejor módulo elástico es el Maxcem Elite, por lo que también puede ser un factor que influye para tener la mayor resistencia a la fractura.

BIBLIOGRAFÍA

1. Castiblanco GA, Ilag LL, Martignon S, Jaime E, Ga C, Rutishauser D, et al. Identification of proteins from human permanent erupted enamel. 2015;(16):390–5.
2. Lacruz RS, Habelitz S, Wright JT, Paine ML. Dental enamel formation and implications for oral health and disease. *Physiol Rev.* 2017;97(3):939–93.
3. Alessandro SG. Clinical dentistry. *Clin Dent.* 2011;65(9):1–270.
4. Ramos CP. The Role of Enamelysin (mmp-20) in Tooth Development. Systematic Review. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia - Vol. 27 N.o 1, 2015*
5. Pelá VT, Cassiano LPS, Ventura TM da S, Souza-E-Silva CM de, Gironda CC, Rios D, et al. Proteomic analysis of the acquired enamel pellicle formed on human and bovine tooth: A study using the Bauru in situ pellicle model (BISPM). *J Appl Oral Sci.* 2019;27:1–7.
6. Arnold WH, Haddad B, Schaper K, Hagemann K, Lippold C, Danesh G. Enamel surface alterations after repeated conditioning with HCl. *Head Face Med [Internet].* 2015;1–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s13005-015-0089-2>
7. Landuyt K Van, Munck J De, Coutinho E, Peumans M. Bonding to Dentin : Smear Layer and the Process of Hybridization. 2005.
8. Wright GZ. Acid Etching Patterns on Buccal Surfaces of Permanent Teeth. 1979;1(4):230–4.
9. López-Luján NA, Munayco-Pantoja ER, Torres-Ramos G, Blanco-Victorio DJ, Siccha-Macassi A, López-Ramos RP. Deproteinization of primary enamel with sodium hypochlorite before phosphoric acid etching. *Acta Odontol Latinoam.* 2019;32(1):29–35.
10. Ananthi Christopher, R Krishnakumar, N Venugopal Redd, G Rohin. Effect of Enamel Deproteinization in Primary Teeth. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry Volume 42, Number 1/2018*
11. Aras S, Küçükeçmen HC, Öaroğlu SI. Deproteinization treatment on bond strengths of primary, mature and immature permanent tooth enamel. *J Clin*

- Pediatr Dent. 2013;37(3):275–80.
12. Valencia R. Deproteinization Effectiveness on Occlusal Enamel Surfaces and Resultant Acid Etching Patterns: An. 2018;42(6):1–8.
 13. Article O. Effect of Deproteinization Before and after Acid Etching on the Surface Roughness of Immature Permanent Enamel. 2018;591–6.
 14. Lagarde M, Vennat E, Attal JP, Dursun E. Strategies to optimize bonding of adhesive materials to molar-incisor hypomineralization-affected enamel: A systematic review. Int J Paediatr Dent. 2020;
 15. Pradesh U, Hasija P, Sachdev V, Mathur S, Rath R, Hasija P. Deproteinizing Agents as an Effective Enamel Bond Enhancer- An in Vitro Study. 280 The Journal of Clinical Pediatric Dentistry Volume 41, Number 4/2017.
 16. Sánchez-quevedo C, Ceballos G, Rodríguez IÁ, García JM, Alaminos M, Sánchez-quevedo PC. Efectos del grabado ácido en la amelogénesis imperfecta hipomineralizada . Estudio microscópico y microanalítico. :40–3.
 17. Trang T. Nguyena, Arthur Millerb, Maria F. Orellana. Characterization of the porosity of human dental enamel and shear bond strength in vitro after variable etch times : initial findings using the BET Method. Angle Orthodontist, Vol 81, No 4, 2011
 18. Zafar MS, Ahmed N. The effects of acid etching time on surface mechanical properties of dental hard tissues. 2015;34(3):315–20.
 19. Garrofé A, Martucci D, Picca M. Adhesión a tejidos dentarios. 2014;29:5–13.
 20. Fabiola C, Cruz O, Roberto M, Mar M, Pe AC, Rogelio M, et al. Efecto de la aplicación de diferentes ácidos fluorhídricos en la resistencia adhesiva sobre una cerámica feldespática. 2011;(38):734–8.
 21. Huysmans MCDNJM, Meerbeek B Van. Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. Dent Mater [Internet]. 2010;26(7):643–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.007>
 22. Katherina J, Rodriguez L. Evaluación “in vitro” de la discrepancia marginal y microfiltración de cuatro cementos de resina usados en cementado de coronas de óxido de circonio. Máster de ciencias odontológicas Trabajo de investigación, Universidad Complutense de Madrid Facultad de odontología.

23. Walcher JG, Leitune VCB, Collares FM, de Souza Balbinot G, Samuel SMW. Physical and mechanical properties of dual functional cements—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2019;23(4):1715–21.
24. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(6):412–9.
25. Co N. Self-adhesive Resin Cements : A Literature Review e. 2008;10(4).
26. Dds TN, Dds KW. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res [Internet]*. 2010;54(2):59–64. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2009.09.004>
27. Munck J De, Vargas M, Landuyt K Van, Hikita K, Lambrechts P, Meerbeek B Van. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. 2004;963–71.
28. Weiser F, Behr M. Self-Adhesive Resin Cements : A Clinical Review. 100 *Journal of Prosthodontics* 24 (2015) 100–108
29. Benetti P, Fernandes VV, Torres CR, Pagani C. Bonding efficacy of new self-etching, self-adhesive dual-curing resin cements to dental enamel. *J Adhes Dent [Internet]*. 2011;13(3):231–4. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21734955>
30. Lopes GC, Thys DG, Klauss P, Mussi G, Widmer N. Enamel Acid Etching : *Compend Contin Educ Dent *. 2007;28(January):662–9.
31. Lewinstein_et_al-1992-Dental_Traumatology.pdf.
32. Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig*. 2010;14(2):193–9.
33. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ, Adams GG, Collins ML. Enamel microhardness and bond strengths of self-etching primer adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(2):191–6.
34. Haznedaroglu E, Sozkes S, Menten AR. Microhardness evaluation of enamel adjacent to an improved GIC sealant after different enamel pre-treatment procedures. *Eur J Paediatr Dent*. 2014;15(4):397–400.
35. Wang L, Xu H, Li S, Shi B, Li R, Ye M, et al. Bonding efficacy of a self-adhesive

resin cement to enamel and dentin. *J Wuhan Univ Technol Mater Sci Ed.* 2014;29(6):1307–12.

36. Hattar S, Hatamleh MM, Sawair F, Al-Rabab'ah M. Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *Saudi Dent J [Internet].* 2015;27(2):70–4. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sdentj.2014.11.006>
37. Mushashe AM, Gonzaga CC, da Cunha LF, Furuse AY, Moro A, Correr GM. Effect of enamel and dentin surface treatment on the self-adhesive resin cement bond strength. *Braz Dent J.* 2016;27(5):537–42.
38. Dilip S, Srinivas S, Mohammed Noufal M, Ravi K, Krishnaraj R, Charles A. Comparison of surface roughness of enamel and shear bond strength, between conventional acid etching and erbium, chromium-doped: Yttrium scandium-gallium-garnet laser etching-An in vitro study. *Dent Res J (Isfahan).* 2018;15(4):248–55.
39. Phelan.HHS Public Access. *Physiol Behav.* 2018;176(1):139–48.
40. Mahmoud GA, Grawish ME, Shamaa MS, Abdelnaby YL. Characteristics of adhesive bonding with enamel deproteinization. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(5):29.e1-29.e8.