



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO
INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD

ÁREA ACADÉMICA DE ODONTOLOGÍA

**Resistencia de unión al cizallamiento de diferentes
agentes de cementación a aleaciones metálicas usadas
en procedimientos restauradores en odontología.**

T E S I S

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
CIRUJANO DENTISTA

Presenta:

IVAN HUMBERTO MEDINA ORDAZ

Número de cuenta: 230459

Director: Dr. Carlos Enrique Cuevas Suárez
Co director: Dr. J. Eliezer Zamarripa Calderón
Dr. José Alejandro Rivera Gonzaga

San Agustín Tlaxiaca, Hgo., Febrero de 2021.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

Instituto de Ciencias de la Salud

School of Medical Sciences

Área Académica de Odontología

Department of Dentistry

MTRO. JULIO CÉSAR LEINES MEDÉCI
DIRECTOR DE ADMINISTRACIÓN ESCOLAR

Head of the General Department of Admissions and Enrollment Services

PRESENTE

Por medio de la presente, manifiesto a usted que se autoriza la impresión del trabajo de investigación del pasante de la Licenciatura de Cirujano Dentista, **Iván Humberto Medina Ordaz**, bajo la modalidad de **Tesis** cuyo título es **Resistencia de unión de diferentes agentes de cementación a aleaciones metálicas usadas en procedimientos restauradores en odontología**, debido a que reúne los requisitos de decoro académico que obligan los reglamentos en vigor para ser discutido por los miembros del jurado.

Nombres de los Docentes Jurados	Función	Firma de aceptación
Dr. José Alejandro Rivera Gonzaga	Presidente	
Dra. Sandra Aremy López Gómez	Secretaria	
Dr. Carlos Enrique Cuevas Suarez	1º vocal	
Dr. J. Eliezer Zamarripa Calderón	2º vocal	
Dr. Miguel Ángel Fernández Barrera	3º vocal	
Mtra. Adriana Leticia Ancona Meza	Suplente	
C.D. Alfredo Cordero Mayorga	Suplente	

ATENTAMENTE

"AMOR, ORDEN Y PROGRESO"

San Agustín Tlaxiaca, Hidalgo a 30 de noviembre de 2020.



M.
Director de la UAH
Dean

C.D. Esp.
Jefe del Área Académica de Odontología
Chair of Department of Dentistry

Página 1 de 1



Circuito ex-Hacienda La Concepción s/n Carretera
Pachuca Actopan, San Agustín Tlaxiaca, Hidalgo,
México. C.P. 42160
Teléfono: 52 (771) 71 720 00 Ext. 4320
odontologia@uaeh.edu.mx

www.uaeh.edu.mx

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD

ÁREA ACADÉMICA DE ODONTOLOGÍA

Advertencias

Cualquier trabajo de investigación no publicado postulado para el grado de Licenciatura y depositado en la modalidad de Tesis en las Bibliotecas de esta Universidad, queda abierta para inspección, y solo podrá ser usado con la debida autorización. Las referencias bibliográficas pueden ser utilizadas, sin embargo, para ser copiadas se requerirá el permiso del autor y el crédito se dará a la escritura y publicación del trabajo.

Esta tesis ha sido usada por las siguientes personas, que firman y aceptan las restricciones señaladas.

La biblioteca que presta esta tesis se asegurará de recoger los datos de cada persona que la utilice.

Nombre	Dirección	Fecha

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia por su paciencia y apoyo incondicional.

Al doctor Carlos Cuevas por su confianza, apoyo, enseñanza e inspiración, no solo en este trabajo sino durante toda mi formación profesional.

A todas aquellas personas que me brindaron cariño, confianza y amor durante este camino

A mi Universidad por abrirme las puertas durante mucho tiempo, por haberme brindado la valiosa oportunidad de estudiar en el extranjero y por forjarme como profesionalista.

A todas aquellas personas que dejaron enseñanzas valiosas en mí:
Catedráticos, amigos y pacientes.

DEDICATORIA

A mis padres.

A mi hermano.

Gracias por su eterno apoyo e impulso en este camino, por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad; muchos logros se los debo a ustedes.

Sabiendo que jamás habrá una forma de agradecer toda una vida de lucha, sacrificio y esfuerzo constante, deseo que sientan que el objetivo logrado, también es de ustedes.

Gracias por la confianza depositada en mí durante mi preparación.

Con amor e infinita admiración.

CONTENIDO

INDICE DE FIGURAS.....	6
INDICE DE TABLAS	6
Abreviaturas	7
RESUMEN.....	8
ABSTRACT	9
1. Introducción.....	10
2. Antecedentes	11
2.1 Caries	11
2.2 Tratamiento de la caries	12
2.2.1 Restauraciones indirectas	13
2.3 Agentes cementantes.....	16
3. Justificación	19
4. Objetivos.....	20
4.1 Objetivo general.....	20
4.2 Objetivos específicos	20
5. Hipótesis.....	21
6. Materiales y métodos	21
6.1 Diseño experimental:.....	21
6.2 Preparación de los especímenes	24
6.3 Colocación del agente cementante y prueba de resistencia de unión al cizallamiento.....	25
6.4 Análisis estadístico.....	32
7. Resultados	33
8. Discusión	35
9. Conclusiones.....	38
Bibliografía.....	39

INDICE DE FIGURAS

Figura 1 Diseño experimental.....	22
Figura 2Estandarización de especímenes (arenado a 60 PSI).	25
Figura 3Limpieza de especímenes en tina ultrasónica.....	25
Figura 4Aplicación de Clearfil SE Bond Primer®/Clearfil SE Bond®.....	27
Figura 5 Eliminación de exceso de adhesivo con corriente de aire.....	27
Figura 7Compactación y fotoactivación de la resina compuesta IPS.	28
Figura 8 Aplicación de adhesivo Single Bond Universal	28
Figura 10 Compactación de la resina compuesta IPS.....	29
Figura 12 Remoción de la matriz y limpieza de excedentes.	31
Figura 14 Ensayo de resistencia de unión.	32
Figura 16 Resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a aleaciones metálicas.....	34

INDICE DE TABLAS

Tabla 3Composición de las aleaciones metálicas usadas en este estudio.	24
Tabla 4 Conformación de grupos evauados.....	26

Abreviaturas

Ni: Níquel

Cr: Cromo

Ti: Titanio

Bis GMA: Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato

TEGDMA: Trietilenglicol dimetacrilato

MPS: γ - Metacril-Oxipropil Trimetoxi-Silano

PMP: 4- metoxifenol

BHT: Butil hidroxitolueno

HQ: Hidroquinona

CQ: Canforquinona

EDMAB: Etil-4-dimetilaminobenzoato

UDMA: Dimetacrilato de uretano

DMAEMA: 2-dimetilaminoetil metacrilato

IV: Ionómero de vidrio

SBU: Single Bond Universal

CSEB: Clearfil SE Bond.

CSEP: Clearfil SE Primer

CRA: Cemento resinoso autoadhesivo

SNB: Single N Bond.

ZnPO₄: Fosfato de zinc

SCFSE: Sistema Clearfil SE

ME: Maxcem Elite

PSI: Libras por pulgada cuadrada

RCE: Resina compuesta empacable

MDP: Metacriloxietildihidrógeno fosfato

RESUMEN

El objetivo de este trabajo fue evaluar la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a dos aleaciones metálicas utilizadas en procedimientos de rehabilitación en odontología. Cien especímenes de aleaciones de metales base, 50 de Níquel-Cromo y 50 de Níquel-Cromo-Titanio, fueron preparados y divididos de manera aleatoria en 5 grupos acorde con el agente de cementación utilizado: Sistema Clearfil SE Bond (CSB), Single Bond Universal (SBU), Maxcem Elite (ME), Ionómero de vidrio (IV) y Fosfato de Zinc (ZnPO). Posteriormente a la aplicación de cada agente de cementación, los especímenes tratados fueron almacenados en agua destilada por 24 h a 37 °C y sometidos a un ensayo de resistencia de unión al cizallamiento en una máquina universal de ensayos mecánicos. De acuerdo al análisis estadístico, la resistencia de unión al cizallamiento fue influenciada significativamente por el tipo de agente de cementación ($p = 0.002$) y el tipo de aleación utilizada ($p < 0.001$), además, la interacción entre ambos factores fue también significativa ($p = 0.002$). La resistencia de unión al cizallamiento fue mayor al utilizar el sistema de Clearfil SE Bond, siendo estos valores los más altos obtenidos en comparación con el resto de los agentes de cementación evaluados. El uso de adhesivos universales reveló resultados efectivos, teniendo en cuenta la comodidad de aplicación de dicho sistema. Por otro lado, la efectividad de adhesión del sistema autoadhesivo (Maxcem Elite) y Fosfato de Zinc, parece estar directamente relacionado con su viscosidad. Finalmente, el ionómero no mostró adhesión a ninguna de las aleaciones metálicas utilizadas. La elección de un agente intermediario que brinde una adecuada adhesión es un factor que no solo dependerá de la composición química de cada agente, sino que también de su interacción con el sustrato.

Palabras clave:

Aleación metálica, adhesión, resistencia de unión al cizallamiento, agentes de cementación.

ABSTRACT

The aim of this job was to evaluate the shear bond strength of different cementation agents to two metal alloys used in rehabilitation procedures in dentistry. One hundred specimens of base metal alloys, 50 Nickel-Chromium and 50 Nickel-Chromium-Titanium were prepared and randomly divided into 5 groups according to the cementing agent used: Clearfil SE Bond System (CSB), Single Bond Universal (SBU), Maxcem Elite (ME), Glass Ionomer (IV) and Zinc Phosphate (ZnPO). After the application of each cementing agent, the treated specimens were stored in distilled water for 24 h at 37°C and subjected to a shear bond strength test in a universal mechanical testing machine. According to the statistical analysis, the shear bond strength was significantly influenced by the type of cementing agent ($p = 0.002$) and the type of alloy used ($p < 0.001$), the interaction between both factors was also significant ($p = 0.002$). Shear bond strength was higher when using the Clearfil SE Bond system, these values being the highest obtained, compared with the rest of the cementation agents evaluated. The use of universal adhesives revealed effective results, taking into account the ease of application of such a system. On the other hand, the adhesion effectiveness of the self-adhesive system (Maxcem Elite) and Zinc Phosphate, seems to be directly related to its viscosity. Finally, the glass ionomer didn't show adhesion to any of the metallic alloys used. The choice of an intermediate agent that provides adequate adhesion will depend on the chemical composition and the interaction with the substrate.

Keywords:

Metal alloy, adhesion, bond strength, cementing agents.

1. Introducción

Con la finalidad de restaurar órganos dentales que han perdido tejido, los biomateriales se han utilizado en diseños que sustituyen parcial o totalmente las funciones del órgano dental, dichos materiales pueden ser cerámicos, poliméricos o metálicos. A lo largo del tiempo se han utilizado aleaciones metálicas en el campo de la odontología para la confección de restauraciones indirectas y para lograr que estas restauraciones permanezcan dentro de su cavidad debe haber un agente de fijación (cemento dental) sobre las mismas(1).

El cementado de las restauraciones indirectas es uno de los pasos más importantes a la hora de lograr una adecuada retención, resistencia y sellado de la interfase entre el material restaurador y el diente, así se podrá evitar el desalojo de la restauración. Para tal fin, se usa un grupo de materiales conocidos como cementos dentales los cuales están diseñados para unir dos superficies.(2) Actualmente, el uso de un cemento dental está condicionado por el tipo de material restaurador, existiendo diferentes alternativas tales como el fosfato de zinc, ionómero de vidrio, policarboxilato, y cementos resinosos. Ante la presencia de una gama muy elevada de productos, debemos conocer las propiedades de cada uno de ellos para determinar cuál de ellos se ajusta a las necesidades del tratamiento que estamos llevando a cabo(3).

Dentro de la práctica dental es frecuente observar restauraciones fijas desalojadas, siendo esta condición que debemos evitar como clínicos. Para eludir este tipo de complicaciones y poder garantizar la longevidad de la restauración, además de un ajuste idóneo sobre la cavidad, no solo se debe optimizar una buena técnica de cementación, sino también se debe considerar la elección de un agente cementante que tenga la capacidad de brindar una unión idónea tanto al tejido dental como al material de la restauración. Considerando que en el mercado hay un sinnúmero de agentes de cementación, aún no hay consenso sobre cuales son aquellos que pueden brindar una correcta adhesión, lo que hace inevitable la implementación de estudios que lo revelen. De esta manera evaluar la adhesión al sustrato de las restauraciones resulta de gran interés para los clínicos(4).

El clínico, puede elegir entre una amplia variedad de cementos cómo lo son a base de resina, los tipo autoadhesivos, otros como cementos a base de agua como los ionómeros de vidrio, o el convencional Fosfato de Zinc. A pesar de las bien conocidas ventajas del uso de cementos de resina, se ha continuado con el uso de cementos como el ionómero de vidrio y el fosfato de zinc como primera elección en la práctica clínica(4). Por lo anteriormente escrito, el propósito de este estudio es evaluar la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a aleaciones metálicas usadas en procedimientos restauradores en odontología.

2. Antecedentes

2.1 Caries

La caries es un proceso o enfermedad dinámica crónica, que ocurre en la estructura dentaria en contacto con los depósitos microbianos y, debido al desequilibrio entre la sustancia dental y el fluido de placa circundante, dando como resultado una pérdida de tejido, cuyo signo es la destrucción localizada de tejidos duros(5).

Estudios a nivel mundial reportan una prevalencia de caries de entre 60 a 90% en escolares y casi el 100% en adultos, afectando casi la mitad de la población. Estas cifras son inquietantes, demostrando que es una enfermedad que no discrimina edad, sexo, ni condición socioeconómica(6).

Siendo la caries una de las enfermedades crónicas más prevalentes a nivel mundial y la cuarta más costosa en cuanto tratamiento, entre sus consecuencias más frecuentes se pueden mencionar el dolor intenso, alteración del desarrollo normal de funciones tan cotidianas como la masticación y el compromiso de la estética producto de la pérdida de dientes. En consecuencia, las lesiones dentales no tratadas se encuentran asociadas a una menor calidad de vida relacionada con salud oral(7).

El Dr. Miller, en 1890, logró demostrar con su teoría quimio parasitaria que las bacterias orales producen ácidos al fermentar los carbohidratos de la dieta y que esos ácidos disuelven el esmalte y ocasionan su deterioro, pero no fue hasta 1960 que el Dr. Keyes estableció que la etiología de la caries dental obedecía a un esquema compuesto por tres agentes (huésped, microorganismos y dieta) que deben interactuar entre sí, a lo cual se le denominó la triada de Keyes. En el artículo de Zumarán se hace mención que adiciona el factor «tiempo» a la interacción de los mismos, siendo estos cuatro factores imprescindibles para que se inicie la lesión cariosa(8).

Una serie de investigaciones han demostrado que los *Streptococcus mutans* son los microorganismos más importantes en la etiología microbiana de la caries dental, junto con aproximadamente una docena de otras bacterias de la gran multitud de especies presentes en la cavidad oral, principalmente *Streptococcus*, *Lactobacilos* y algunas especies de *Actinomyces* que pueden ser las que están involucradas en el inicio y el desarrollo de esta enfermedad(9).

2.2 Tratamiento de la caries

Debido a caries, traumatismos u otro tipo de lesiones, como secuela hay pérdida de tejido dentario, así la odontología ha utilizado diversos materiales, que no solo devuelven la función mecánica, sino que además el aspecto óptico natural de las piezas dentarias afectada(10).

Tradicionalmente el proceso carioso era tratado mediante la excavación del tejido desmineralizado, siguiendo los enunciados que Zumarán menciona en su publicación, que estipulaban entre otras cosas la «extensión por prevención» como si se tratase de un proceso maligno y con la posterior colocación de metales o restauraciones sintéticas(8).

Existen diferentes técnicas para la colocación de restauraciones, entre las que encontramos la técnica directa e indirecta(11). Las restauraciones directas son aquellas donde el clínico emulará la estructura dental perdida en una cita; por otro lado, en las restauraciones indirectas el proceso de fabricación se extiende a más de una cita, buscando lograr un acabado y adaptación adecuada de la mano con el

laboratorio dental. La selección entre técnica directa e indirecta es un proceso de toma de decisiones desafiante.

La técnica directa tiene algunas ventajas como una resistencia de la estructura dental restante y un alto potencial de reparación. Sin embargo, la resistencia mecánica de estas restauraciones es inferior a la de las restauraciones indirectas. Algunas de las desventajas de la técnica directa son el desgaste oclusal y proximal, la rugosidad de la superficie, la decoloración marginal, la pérdida de integridad marginal, la sensibilidad postoperatoria, la caries secundaria, la flexión de la cúspide, la técnica sensible, la unión menos que ideal a la dentina y la baja tenacidad a la fractura(11).

2.2.1 Restauraciones indirectas

La técnica indirecta se refiere a la confección de una restauración fuera de la cavidad bucal, para que posteriormente se coloque sobre la preparación con ayuda de un agente de cementación como medio de unión. El empleo de estas ha conseguido mejorar las propiedades del material restaurador, disminuyendo los problemas que se presentan en una técnica directa, como la filtración marginal, desajuste cervical, sensibilidad posoperatoria y recidiva de caries(12).

Existe una gran cantidad de excelentes materiales para la fabricación de restauraciones: metal, cerámica, composite, cerámica y zirconia. Las propiedades de metal fundido combinan las ventajas de excelente resistencia, retención, durabilidad, necesidad para una preparación mínima y reproducción anatómica de tejido perdido junto con buena resistencia a la abrasión(13).

En rehabilitación oral es bastante común el uso de biomateriales metálicos, aleaciones de metal base y las aleaciones de metal noble. Las aleaciones de metales base son aquellas cuyo contenido de metales nobles es inferior al 25%, incluyendo al oro(14). Antes de la década de los setenta, la mayoría de las aleaciones de uso en la odontología contenían oro en su composición. A partir de la revalorización del oro a principios de los años ochenta, aumentó el deseo por desarrollar otras aleaciones alternativas con objeto de reducir el precio de las aleaciones coladas(15).

En 1981 la Asociación Dental Americana (ADA) establece la siguiente clasificación de las aleaciones dentales en función de su composición(16):

- Aleaciones nobles altas: el porcentaje de metales nobles igual o superior al 60% y de oro igual o superior al 40%. Dentro de este grupo están las aleaciones de oro puro (tipo III), oro-platino-paladio, oro-paladio-plata y oro-paladio.
- Aleaciones nobles: con un contenido en metal noble igual o superior al 25%. En este grupo se incluyen las aleaciones de oro-paladio, plata-paladio, paladio-cobre, paladio-cobalto, paladio-galio-plata, paladio-galio-plata-oro, paladio-cobre-galio, oro-cobre-plata-paladio y oro-cobre-paladio-indio.
- Aleaciones con predominio de metal base: su contenido de metal noble es inferior al 25%. Dentro de ella se incluyen las aleaciones de titanio, níquel-cromo y cobalto-cromo.

Esta clasificación, la cual identifica las aleaciones como altamente nobles, nobles y con predominio de metal base, se basa en la cantidad de oro y otros elementos nobles en cada aleación. La suposición subyacente es que las aleaciones con mayor contenido de metales nobles se corroerán menos(17)

Las aleaciones metálicas han desempeñado un papel importante en las restauraciones de las últimas 7 décadas. Las mezclas basadas en oro fueron usadas casi exclusivamente en la mayor parte del tiempo, pero debido a su alto costo, comenzaron a ser reemplazadas por aleaciones basadas en diferentes metales(15), tal es el caso de aleaciones metálicas de Ni-Cr-Ti, Ni-Cr, Cr-Co etc. Las aleaciones de Ni-Cr son ampliamente utilizadas en odontología, destacándose su uso en la elaboración de incrustaciones, coronas, prótesis fijas metal-porcelana, prótesis parciales removibles, confección de brackets para tratamientos ortodónticos, entre otras aplicaciones(18).

Históricamente las restauraciones indirectas, especialmente las coronas, se consideran longevas pues el objetivo es que estas sean permanentes. Sin embargo, casi ninguna es realmente permanente. En un intento de promover la longevidad de la restauración, todos los materiales para rehabilitación bucal que son empleados con una técnica de aplicación directa son sustituidos por materiales que requieren

una técnica. Esto se basa principalmente en el supuesto de que una restauración indirecta tendrá un mejor ajuste marginal y que son más resistentes al deterioro con el tiempo debido al desgaste y decoloración(19).

En comparación con técnicas de restauración directa, las restauraciones indirectas tienen mayor potencial de producir una mejor conformación anatómica, así como contactos y contornos interproximales, excelente morfología oclusal y buen sellado marginal(20). Las restauraciones indirectas se prefieren cuando se restauran grandes pérdidas de tejidos dental, debido a que poseen mejor resistencia a la abrasión, una alta resistencia a la fractura y en el caso de los materiales poliméricos reforzados, mayor control de la contracción por polimerización, además, gracias a que son elaboradas fuera de la cavidad bucal, se puede obtener una mejor anatomía, contornos y puntos de contacto(21), aparte, este tipo de restauraciones muestran un tiempo de longevidad mayor que una restauración directa (Tabla 1).

Tabla 1 Tasa anual de falla de diferentes restauraciones en odontología

Tipo de Restauración	Tasa de Falla (Anual)
Amalgama	3%
Composite posterior	2%
Cemento de Ionómero de vidrio	7%
Restauraciones indirectas: inlays	
Composite Inlay	3%
Inlay de oro	1%
Restauración cerámica fabricada con sistema CAD/CAM	2%
Cerámica CEREC	1%
Restauraciones indirectas: Coronas	
Corona IPS Empress	1%
Corona Totalmente cerámica	2%
Corona de Metal-Cerámica	1%
Prótesis parcial fija totalmente cerámica	2%
Prótesis parcial fija metal-cerámica	1%

Corona de zirconio dentosoportada	1%
Corona de zirconio implantosoportada	1%

Tomado de Opdam, 2016.

2.3 Agentes cementantes

Dentro de la Odontología, en términos de adhesión se conocen dos tipos: la mecánica y la química. La adhesión mecánica consta de la unión de dos partes por medio de la realización de trabas visualizadas macroscópicamente; sin embargo, esta adhesión evolucionó, de tal manera que se obtuvo la adhesión mecánica microscópica por el ingreso de moléculas de líquido orgánico en zonas no visibles macroscópicamente. A modo de ejemplo, en las restauraciones hechas con amalgama, la unión macroscópica se da por las preparaciones realizadas por instrumental rotatorio, dejando cavidades convergentes, mientras que la adhesión microscópica se logra con materiales adhesivos y resinas compuestas al generar la capa híbrida(22).

El desarrollo de caries secundaria puede estar relacionado con la integridad del sellado marginal de una restauración y en restauraciones indirectas con la microfractura, filtración y deformación plástica del cemento de fijación. Por lo tanto, la selección del cemento de fijación es decisivo para la longevidad de la restauración (23). Un agente de cementación ideal debe cumplir con la mecánica básica, requisitos biológicos y de manejo como compatibilidad con el diente y tejidos, tiempo de trabajo suficiente, fluidez, resistencia a la compresión, mínima microfiltración, baja solubilidad en fluidos orales, buena adhesión, estética, bajo costo, facilidad de remoción de excesos, entre otros(24).

Asegurar una resistencia y retención óptima en la preparación dental tiene una importancia primordial, pero aun así el cemento debe actuar como una barrera contra las filtraciones microbianas, debe llenar completamente la interfaz del diente y la restauración y proteger la unión entre la restauración y el diente contra los efectos mecánicos y químicos. Todos los cementos de fijación permanentes en el

mercado tienen estas cualidades hasta cierto punto, pero cada tipo de cemento muestra diferentes atribuciones físicas con respecto a su composición(25).

El Fosfato de Zinc ($ZnPO_4$) es el agente cementante más antiguo (se introdujo en los años 1800s) y ha sido usado con un alto grado de éxito para la cementación de restauraciones de metal, metal-cerámica y, porcelana. Su uso es tan difundido que actualmente es el estándar con el que son comparados otros cementos(26). Entre sus desventajas tiene un PH inicial de 3.5 lo que provoca irritación pulpar, carece de adhesión a estructura dental ya que ejerce una unión mecánica. Sin embargo, Su uso está permitido en áreas de gran esfuerzo a la masticación en prótesis fija(27).

El cemento de ionómero de vidrio tiene muchas propiedades deseables como una fácil manipulación, buena fluidez, adhesión a la estructura dental y a metales base, liberación y recarga de flúor, resistencia adecuada y costo relativamente bajo(24). Haciendo comparación con los composites, unas de sus grandes desventajas de los ionómeros de vidrio son sus propiedades mecánicas, pues presentan mayor tendencia a la fractura y una apariencia menos estética, presentan susceptibilidad a la deshidratación, así mismo demuestran propiedades físicas deficientes, entre ellas una alta solubilidad, y una reacción tardía de endurecimiento en términos generales(27).

Existe un tipo de resinas compuestas que se pueden utilizar como mecanismo de fijación de restauraciones indirectas. Estos materiales son los llamados cementos de resina, los que poseen propiedades físicas y mecánicas comunes con el resto de la familia de las resinas compuestas, pero presentan algunas diferencias como, por ejemplo, menor viscosidad. Los cementos de resina presentan una composición similar a las resinas compuestas pero con menor cantidad de relleno lo que les otorga una mayor fluidez; están formados por una matriz de bisfenol glicidil metacrilato (Bis GMA), o uretano dimetacrilato (UDMA), con cargas de sílice coloidal o de vidrio de bario 20% a 80% en peso(28). Además, los cementos de resina pueden ser polimerizados químicamente, lumínicamente, o de forma dual, es decir, que polimerizan mediante un proceso de auto curado y foto

curado simultáneamente, lo que permite su aplicación en la fijación de estructuras tanto translúcidas como opacas (10).

Los agentes de cementación resinosos forman polímeros, pero el término “cemento” se usa comúnmente para reflejar la función del material (ser el medio de unión entre una restauración a la estructura del diente). Aunque se han hecho muchas mejoras, su química es básicamente igual a la de los materiales de resina compuesta basados en la obturación directa, mediante los cuales una matriz de polímero de sílice o con relleno de partículas de vidrio sella y proporciona retención mecánica para la restauración. Si la superficie del diente está grabada (con ayuda de ácido ortofosfórico al 37%) y se usa un agente adhesivo y la restauración está grabada o acondicionada por un proceso de arenado, al haber un agente de unión entre ambas superficies la retención se vuelve “micromecánica”, lo cual se traduce a una mayor resistencia a la tracción del agente de cementación resinoso(29).

Hasta hace poco los cementos de resina se dividían en dos subgrupos según la estrategia adhesiva que emplean para unirse con los tejidos dentales. El primer grupo lo forman los cementos resinosos convencionales, los cuales deben utilizarse en conjunto con sistemas adhesivos de grabado y enjuague, o en conjunto con imprimantes autograbantes. Por otro lado, los cementos autoadhesivos se introdujeron en el 2002 como un nuevo subgrupo de cementos de resina. Estos materiales fueron diseñados con la intención de superar algunas de las deficiencias tanto de los cementos convencionales (fosfato de zinc, policarboxilato y cementos de ionómero de vidrio) como de los cementos de resina, así como para incorporar las características favorables de diferentes clases de cemento en un producto único. Los cementos autoadhesivos no requieren ningún tratamiento previo de la superficie del diente. Una vez que se mezcla el cemento su procedimiento de aplicación es extremadamente simple. La aplicación clínica se realiza en un solo paso, similar a los procedimientos de aplicación de los cementos de fosfato de zinc y policarboxilato(30).

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 con 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. La capacidad autoadhesiva de este grupo de materiales está otorgada por la presencia de monómeros ácidos, los cuales son capaces de formar enlaces iónicos con el calcio de la apatita dentaria. Por otro lado, dependiendo la composición de la restauración indirecta, el monómero ácido también tiene la capacidad de formar enlaces químicos estables con la superficie interna de la misma, favoreciendo su retención. Producto de la reacción inicial, se genera agua, lo que transforma temporalmente al cemento en una sustancia hidrofílica, mejorando su capacidad para humectar la superficie dentaria. A medida que avanza la reacción, el agua generada es reutilizada, lo que lleva a la neutralización de la acidez del cemento y a transformarlo nuevamente en un material hidrofóbico. Esto último es importante pues al repelar el agua mejora su capacidad de sellado marginal (21).

3. Justificación

La cementación de restauraciones es importante para una culminación exitosa de un tratamiento protésico, y para llevar a cabo un adecuado procedimiento de cementación es necesario tener en cuenta las propiedades del agente cementante en elección, por ejemplo la resistencia a la solubilidad y desintegración en la cavidad oral, pues existen agentes que pueden disolverse, este hecho trae consigo una alta probabilidad a que la restauración tenga filtración lo cual traerá una invasión bacteriana pudiendo ocasionar el fracaso de la restauración, de igual manera existe la inquietud por conocer la fuerza de unión que ofrecen diferentes agentes cementantes a aleaciones metálicas que son utilizadas para la confección de restauraciones indirectas. Por esas situaciones el clínico ha sido motivado a buscar opciones con propiedades idóneas.

Existen un sin número de materiales que pueden ser usados como agentes de cementación, algunos de los cuales han sido usados por muchas décadas, como lo son el Fosfato de Zinc y el Ionómero de Vidrio y otros que han sido desarrollados hasta hace poco tiempo, como lo son los cementos resinosos. Con el uso de cementos resinosos se busca que las restauraciones sean más longevas, ya que

las propiedades físico-mecánicas de estos materiales son las más próximas a las que un agente de cementación ideal debe poseer de manera idónea, pudiendo ser polimerizados químicamente, lumínicamente, o de forma dual, es decir, que polimerizan mediante un proceso de auto curado y foto curado simultáneamente, lo que permite su aplicación en la fijación de estructuras tanto translúcidas como opacas.

Mientras que las propiedades de los cementos resinosos actuales son por lo general mucho mejores que sus antecesores, el uso de cementos de resina ha sido entorpecido por la confusión que rodea sus usos, indicaciones y procedimientos de aplicación. La razón principal de esta incertidumbre puede ser fácilmente identificada por su difícil manejo, la implementación de su uso se ha convertido en un desafío considerando que la información disponible acerca de la resistencia de unión de ellos es limitada. Con la utilización de cementos resinosos en diferentes substratos se busca simplificar la técnica de cementación brindando amplia seguridad en la retención de las restauraciones.

4. Objetivos

4.1 Objetivo general

Evaluar la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes materiales utilizados como agentes de cementación a dos aleaciones metálicas para uso odontológico (Ni-Cr y Ni-Cr-Ti).

4.2 Objetivos específicos

- Evaluar la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a una aleación metálica a base de Níquel-Cromo.

- Evaluar la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a una aleación metálica a base de Níquel-Cromo-Titanio.

5. Hipótesis

La hipótesis nula propuesta es que no habrá diferencias estadísticamente significativas en la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a dos diferentes aleaciones metálicas para uso odontológico.

6. Materiales y métodos

6.1 Diseño experimental:

En este estudio *in-vitro* fue evaluada la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a dos diferentes aleaciones metálicas: Níquel-Cromo (StarAloy N, Dentsply®) y Níquel-Cromo-Titanio (Fitcasttitanium Talmax®). Los diferentes agentes de cementación utilizados fueron Fosfato de Zinc, Ionómero de Vidrio (Luting), Cemento resinoso autoadhesivo, Clearfil SE y Single Bond Universal; totalizando 10 grupos (Figura 1):

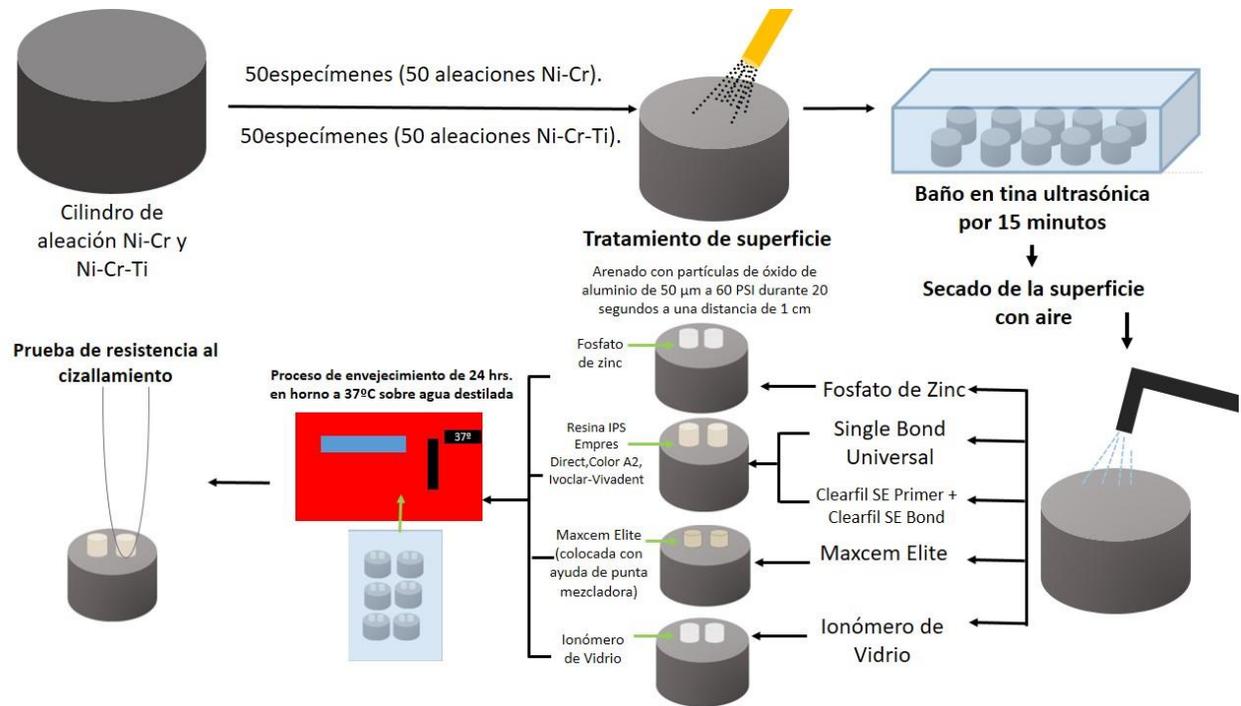


Figura 1 Diseño experimental

Los materiales utilizados y su composición están resumidos en la Tabla 2 y 3.

Tabla 2 Materiales utilizados.

Nombre	Fabricante	Composición*	Modo de aplicación
IPS Empress Direct®	Ivoclar-Vivadent	Dimetacrilato de uretano, trifluoruro de iterbio, dimetacrilato de dimetanol triciclodocano, Bis-GMA	Aplicar en capas de 2 mm de grosor. Fotopolimerizar por 20 segundos.
Clearfill SE Bond Primer®	Kuraray	MDP, HEMA, Monómero de dimetacrilato, agua, catalizador.	Aplicación con un microbrush por 10 segundos. Permitir evaporación por 3 minutos. Secar con aire.
Clearfil SE Bond®	Kuraray	Bis-GMA, HEMA, 10-MDP, dimetacrilato alifático hidrofóbico, sílica coloidal, canforquinona.	Aplicar el material a las superficies preparadas de cada aleación con un movimiento de frotación ligero durante

			15 segundos. Secar con aire 5 segundos
Single Bond Universal®	3M ESPE	Alcohol etílico, bisfenol a diglicidil éter, dimetacrilato (Bis-GMA), sílice tratada con silano, 2-hidroxi-1,3-dimetacrilato (HEMA), 2-hidroxi-1,3-dimetacriloxipropano, copolímero de acrílico e itacónico ácidos, dimetacrilato de diuretano (UDMA), agua, hexafluorofosfato de difenilodonio, 10 MDP y silano.	Aplicar adhesivo con un microbrush durante 20 segundos. Aplicación de aire por 5 segundos. Fotocurar por 10 segundos.
Meron Glass ionomer Luting cement®	Voco	Polvo: Sílice, alúmina, criolita, fluoruro de calcio Líquido: Poliácidos (ácido poliacrílico, ácido itacónico y ácido tartárico)	Mezclar una cucharilla graduada rasa de polvo con una gota de líquido, esto corresponde a una proporción de mezcla polvo/líquido 4,0:1. El tiempo de mezcla asciende a aprox. 50-60 segundos y no deberá sobrepasar 1 min.
Cemento de Fosfato de Zinc	Prothoplast	Polvo: óxido de zinc, óxido de magnesio. Líquido: Acido ortofosfórico, agua	Partir de una relación polvo/líquido de 1,7 g (medida al ras)/ 1 g (4 gotas) de líquido. Dividir el polvo en 6 porciones iguales y con una espátula de acero inoxidable se incorporaron al líquido a razón de una cada 10 segundos.
Maxcem Elite®	Kerr	Vidrio de aluminoborosilicato de bario, fluoruro de iterbio 1,6-bismetacrilato de hexanodilo, bismetacrilato de 2-hidroxi-1,3-propanodilo	Colocar punta de automezclado y presionar el émbolo de la jeringa. Tiempo de curado recomendado: 10 segundos.

7,7,9-trimetil-4,13 dioxo-
3,14-dioxa-5,12-
diazahexadecano-1,16-diilo
bismetacrilato.
Metacrilato de 3-
trimetoxisililpropilo.
Sílice pirógena.

* Con base en la ficha de seguridad del material proporcionada por el fabricante (MSDS)

Tabla 3 Composición de las aleaciones metálicas usadas en este estudio.

Aleación	Nombre	Composición
Ni-Cr	StarAloy N (Dentstply)	Níquel (61%), Cromo (25.8%), Molibdeno (11%), Silicio (1.5%), Wolframio (<0.5%), Aluminio (<0.5%).
Ni-Cr-Ti	Fitcasttitanium (Talmax)	Níquel (60-76%), Cromo (12-21%), Molibdeno (4-14%), Titanio (4-6%), Wolframio (<0.5%), Aluminio (<0.5%).

6.2 Preparación de los especímenes

Se utilizaron 100 lingotes de dos tipos de aleaciones que se encuentran disponibles en el mercado de Níquel-Cromo (StarAloy N, Dentsply®) y Níquel-Cromo-Titanio (Fitcasttitanium Talmax®). Los lingotes fueron embebidos en tubos de PVC utilizando acrílico autopolimerizable. Para tal procedimiento, los lingotes fueron colocados sobre una loseta de vidrio cubierta con una tira de cinta adhesiva, sobre la cual se colocó un cilindro de PVC, de tal forma que la aleación quedo posicionada en el centro de este. Posteriormente, se realizó una mezcla de acrílico autopolimerizable el cual fue vertido dentro de los tubos de PVC. Una vez polimerizado, las muestras se separaron de la cinta adhesiva y las superficies fueron

estandarizadas con partículas de óxido de aluminio de 50 μm a 60 PSI durante 20 segundos a una distancia de 1 cm (Figura 2). Para finalizar el proceso de preparación de las superficies, todas las muestras fueron colocadas en un baño ultrasónico por 15 minutos (Figura 3).



Figura 2 Estandarización de especímenes (arenado a 60 PSI).

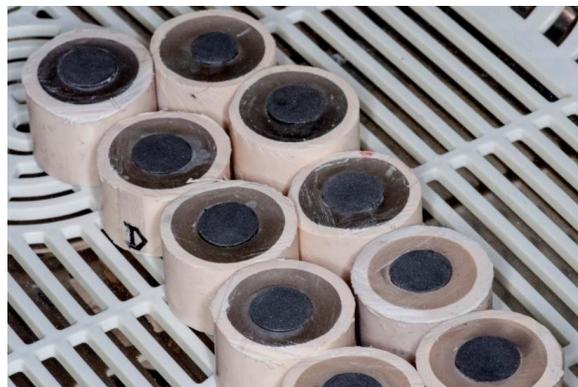


Figura 3 Limpieza de especímenes en tina ultrasónica.

6.3 Colocación del agente cementante y prueba de resistencia de unión al cizallamiento.

Los especímenes de cada tipo de aleación fueron ordenados de acuerdo con el agente de cementación utilizado en 5 grupos: CFSE, SBU, ZnPO_4 , IV y ME. En los

grupos SCFSE y SBU, tanto el imprimador como el adhesivo fueron colocados siguiendo las instrucciones del fabricante (Tabla 2 y Figuras 2 a 11).

Tabla 4 Conformación de grupos evaluados.

GRUPO	ALEACIÓN	APLICACIÓN
1	Níquel-Cromo	Clearfil SE Bond Primer/Clearfil SE Bond/IPS Empres Direct.
2	Níquel-Cromo	SBU/ IPS Empres Direct.
3	Níquel-Cromo	ZnPO ₄
4	Níquel-Cromo	Ionómero de Vidrio
5	Níquel-Cromo	CRA Maxcem Elite®
6	Níquel-Cromo-Titanio	CSEP/CSEB/ IPS Empres Direct.
7	Níquel-Cromo-Titanio	SBU/IPS Empres Direct.
8	Níquel-Cromo-Titanio	ZnPO ₄
9	Níquel-Cromo-Titanio	Ionómero de Vidrio
10	Níquel-Cromo-Titanio	CRA Maxcem Elite®

Para la elaboración de las restauraciones en el grupo del SCFSE tanto para la aleación de Níquel-Cromo, como para Níquel-Cromo-Titanio (Grupos 1 y 6), se llevó a cabo el siguiente procedimiento: el primer (Clearfil SE Bond Primer®) fue frotado en la superficie metálica durante 10 segundos con la ayuda de un microbrush (Figura 4). El material fue dejado en la superficie durante 3 minutos para permitir evaporación del solvente y el excedente de este fue volatilizado con corriente de aire libre de aceite. Posteriormente, una capa de adhesivo (Clearfil SE Bond®) fue aplicada con movimientos de frotación ligeros durante 15 segundos; el exceso de adhesivo fue removido con la ayuda de una corriente de aire por 5 segundos (Figura 5). Luego de esto, un molde de silicón por adición con dos orificios cilíndricos (1.5 mm de diámetro x 1 mm de espesor) fue posicionada sobre la superficie de la aleación y se fotopolimerizó por 10 segundos (Figura 6). Luego de fotoactivación,

una resina compuesta (IPS Empress Direct) fue compactada dentro de ambos orificios del molde de silicón, colocándose encima una tira de celuloide y sobre de ella un portaobjetos para poder fotopolimerizar durante 20 segundos conforme a las instrucciones del fabricante(figura 7).

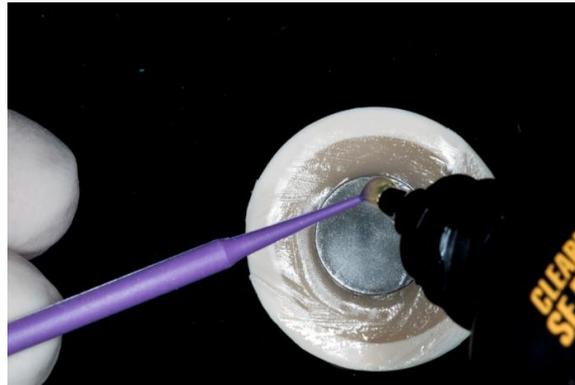


Figura 4 Aplicación de Clearfil SE Bond Primer®/Clearfil SE Bond®



Figura 5 Eliminación de exceso de adhesivo con corriente de aire.

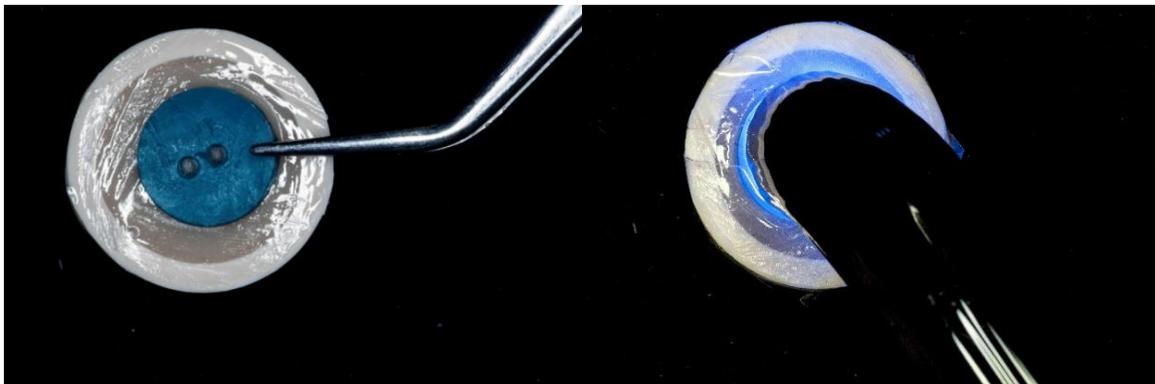


Figura 6. Fijación del molde de silicón y fotoactivación del sistema adhesivo.

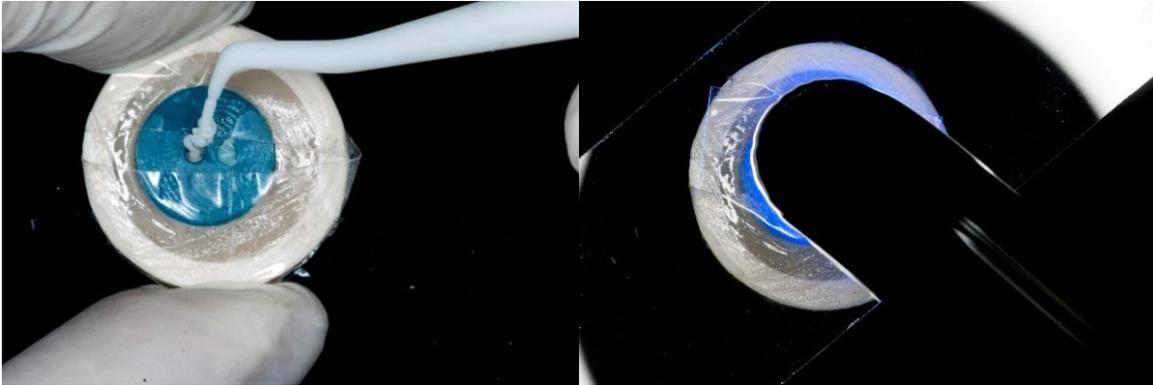


Figura 7 Compactación y fotoactivación de la resina compuesta IPS.

Para el grupo de SBU se colocó el adhesivo con un brush frotándolo sobre la superficie de la aleación durante 20 segundos, posteriormente se aplicó aire por 5 segundos (Figura 8), se limpió los excedentes para que enseguida se colocara un molde de silicón por adición con dos orificios cilíndricos (1.5 mm de diámetro x 1 mm de espesor) siendo sujetado con ayuda de cinta adhesiva para poder ser fotopolimerizado (Figura 9), habiendo culminado este proceso se compactó resina (IPS Empress Direct) dentro de los orificios del molde de silicón y al estar completamente compactado el material dentro del orificio encima se colocó una tira de celuloide y sobre de ella un portaobjetos para poder fotopolimerizar (Figura 10).

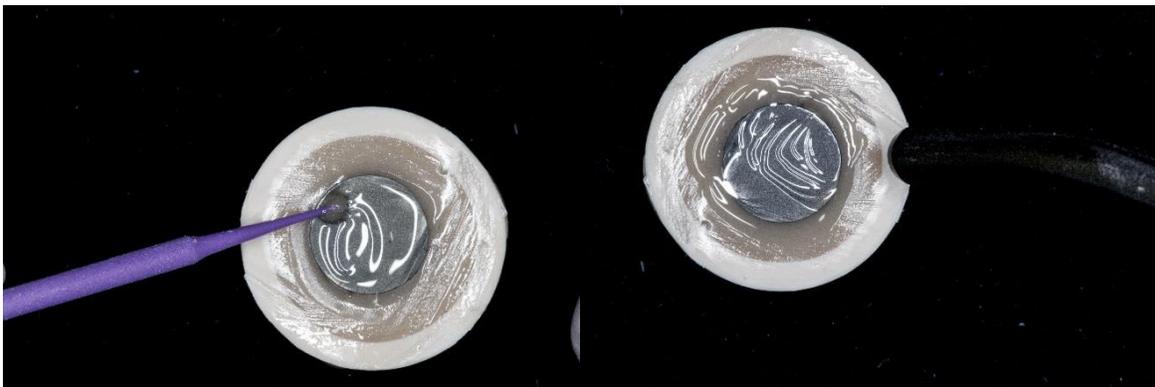


Figura 8 Aplicación de adhesivo Single Bond Universal.



Figura 9 Acondicionamiento para la colocación de resina compuesta.

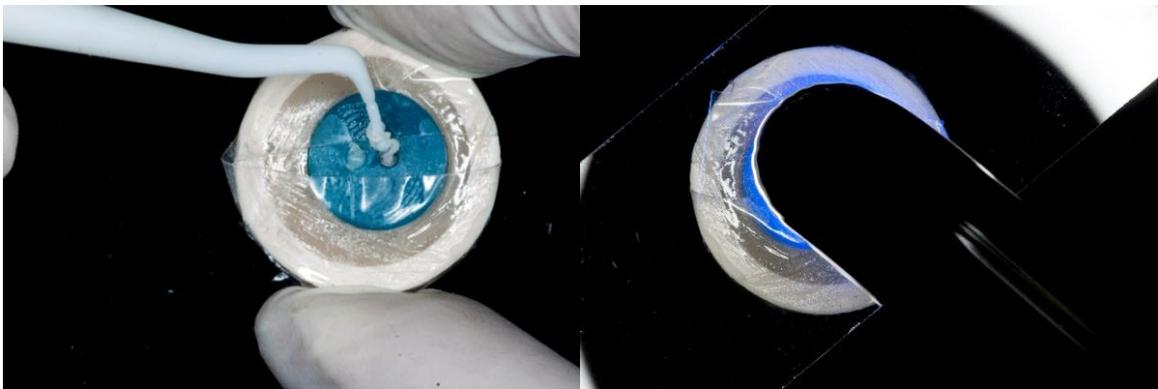


Figura 10 Compactación de la resina compuesta IPS.

En el grupo del cemento resinoso autoadhesivo (CRA), previo al primer uso, se purgó la jeringa de Maxcem Elite® extrayendo una pequeña cantidad de las pastas para igualar la pasta catalizadora y la pasta base. Se colocó un molde de silicón por adición con dos orificios cilíndricos (1.5 mm de diámetro x 1 mm de espesor), el cemento se dispensó directamente sobre los orificios con ayuda de la punta de auto mezclado, al estar completamente compactado el material dentro del orificio encima se colocó una tira de celuloide y sobre de ella un portaobjetos para poder fotopolimerizar de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Para el grupo de Fosfato de Zinc fijamos el molde de silicón por adición con dos orificios cilíndricos (1.5 mm de diámetro y 1 mm de grosor) sobre nuestras aleaciones sujetándolo con cinta adhesiva sobre la superficie del tubo de PVC, enseguida sobre una loseta de vidrio se mezcló el cemento de fosfato de zinc, se

partió de una relación polvo/líquido de 1.7 g (medida al ras) / 1 g (4 gotas) de líquido. Se dividió el polvo en 6 porciones iguales y con una espátula de acero inoxidable se incorporaron al líquido a razón de una cada 10 segundos. El espatulado se realizó tratando de ocupar la mayor superficie posible de la loseta en un tiempo total de 1.30 minutos hasta haber obtenido una mezcla cremosa que corría fácilmente y al levantar la espátula se formó un hilo que no se cortaba antes de 3 cm. Previo al inicio de fraguado del cemento (en el rango del minuto 1.30 al minuto 2.30 posterior al inicio del mezclado) con ayuda de una espátula de acero inoxidable se compactó el cemento dentro de los orificios del molde de silicón, por último se colocó una tira transparente de celuloide sobre la superficie del molde de silicón para poder hacer un poco de presión con un portaobjetos de vidrio, de esa manera se aseguró el contacto del cemento con la superficie de la aleación.

Por último en el grupo de Ionómero de Vidrio sobre una loseta de vidrio fría se mezcló una cucharilla graduada rasa de polvo con una gota de líquido, esto corresponde a una proporción de mezcla polvo/líquido 4.0:1. El tiempo de mezcla no sobrepasó 1 minuto, se realizó en 55 segundos, de esta manera con ayuda de una espátula de acero inoxidable se compactó el material dentro de cada orificio del molde de silicón, después (en el minuto 2 posterior al inicio de la mezcla del material) se colocó una tira de celuloide sobre el molde de silicón para que encima de esta se posiciona un portaobjetos y realizar mínima presión, asegurando de esta manera que el material estuviera en contacto con la superficie de la aleación, todo este procedimiento se realizó en menos de 4 minutos, midiendo el tiempo con ayuda de un cronómetro.

Cada uno de los orificios del molde de silicón sirvió como guía para poder colocar resina (IPS Empress Direct) y los diferentes agentes de cementación, tales como el Ionómero de vidrio y Fosfato de zinc (Figura 11). Para los grupos MZP+CSB, SBU y ME, todo el conjunto fue fotoactivado por 20 segundos utilizando una lámpara de foto polimerización LED (Bluephase N®, Ivoclar-Vivadent). Para todos los grupos, una vez completada la reacción de endurecimiento-polimerización y fraguado, el conjunto portaobjetos, tira de poliéster y molde de silicón fue removido

cuidadosamente, dejando al descubierto dos cilindros con las restauraciones adheridas a la superficie de cada aleación (Figura 12).



Figura 11 Molde de silicón guía para la colocación de ZnPO₄ o IV.



Figura 12 Remoción de la matriz y limpieza de excedentes.

Todos los especímenes fueron almacenados en agua destilada a 37 °C durante 24 horas antes de la prueba de cizallamiento (Figura 13). Para la prueba de cizallamiento, un alambre de ortodoncia de acero inoxidable (0.2 mm de diámetro) fue colocado alrededor de cada uno de los cilindros y alineado con la superficie de unión. La prueba de cizallamiento fue realizada en una máquina universal de ensayos mecánicos Instron 4465 a una velocidad de cruceta de 1 mm/min hasta la falla del material (Figura 14).

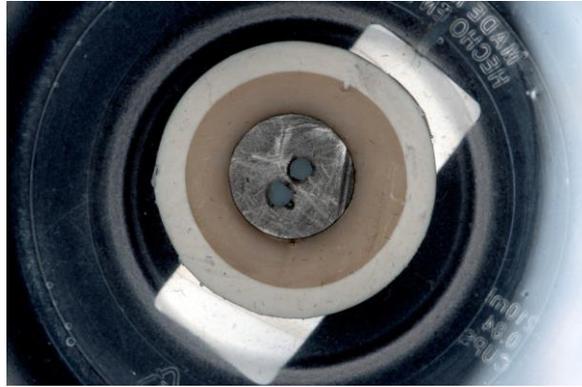


Figura 13 Almacenamiento de los especímenes en agua destilada.

La resistencia de unión fue calculada considerando la fuerza de unión (N) y el área de contacto de cada una de los agentes cementantes (1.77 mm^2).

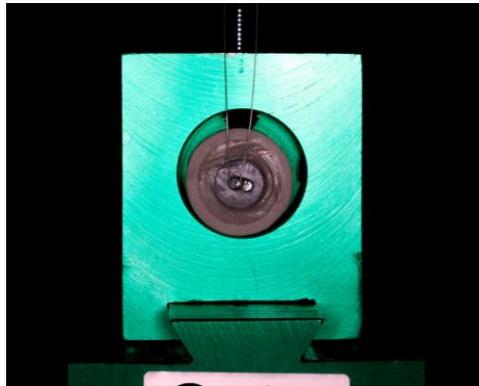


Figura 14 Ensayo de resistencia de unión.

6.4 Análisis estadístico

Las pruebas estadísticas se realizaron con el software Sigma Plot, versión 14. Los datos se analizaron para verificar la distribución normal y la homogeneidad de la varianza. Se realizó una prueba ANOVA de dos vías para analizar el efecto del agente de cementación y el tipo de aleación utilizada en la resistencia de unión al cizallamiento. Para todas las pruebas, el nivel de significación se estableció en $\alpha < 0.05$.

7. Resultados

En la Figura 16 se muestran los resultados de la resistencia de unión al cizallamiento de los materiales evaluados. De acuerdo al análisis estadístico, la resistencia de unión al cizallamiento fue influenciada significativamente por el tipo de agente de cementación ($p = 0.002$) y el tipo de aleación utilizada ($p < 0.001$), además, la interacción entre ambos factores fue también significativa ($p = 0.002$). Para ambas aleaciones, el material que consiguió un aumento significativo en la resistencia de unión fue el adhesivo Clearfil SE ($p < 0.001$), mientras que los valores más bajos fueron obtenidos para el Fosfato de Zinc y la Cemento Resinoso Autoadhesivo.

El único material que presentó diferencia significativa con respecto al tipo de aleación fue Clearfil SE, donde los valores de resistencia de unión observados para Ni-Cr-Ti fueron significativamente mayores que para Ni-Cr ($p < 0.001$). El grupo donde se utilizó ionómero de vidrio fue descartado del análisis estadístico puesto que todos los especímenes dieron falla prematura (Figura 15).



Figura 15 Falla prematura de los especímenes de ionómero de vidrio.

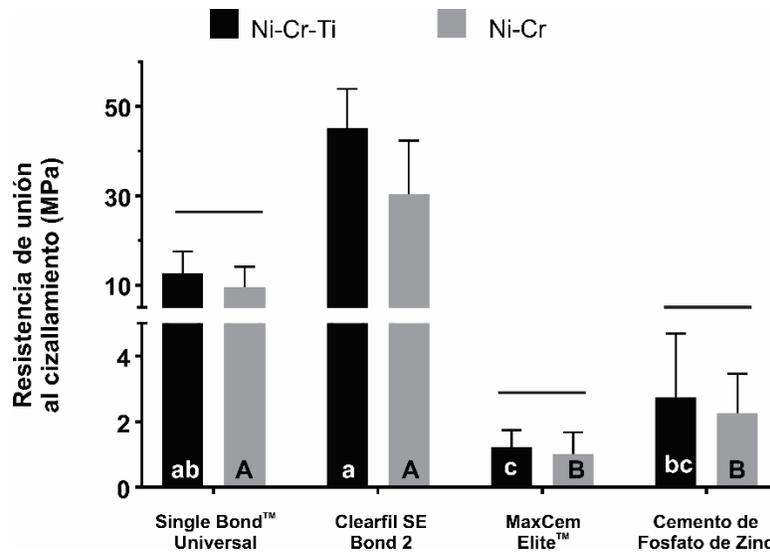


Figura 16 Resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a aleaciones metálicas. Las letras minúsculas diferentes indican diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes agentes de cementación para la aleación Ni-Cr-Ti ($p < 0.05$). Letras mayúsculas diferentes indican diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes agentes de cementación para la aleación Ni-Cr ($p < 0.05$). Las columnas que están debajo de la misma barra horizontal indican la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia de unión de las diferentes aleaciones para cada agente de cementación.

8. Discusión

En la presente investigación, se realizó un análisis utilizando diferentes agentes de cementación a aleaciones metálicas, de igual forma, fue verificado si la aplicación previa de un agente imprimador podría brindar una mayor resistencia de unión. Así mismo, fue evaluada la resistencia de unión al cizallamiento de diferentes agentes de cementación a dos diferentes aleaciones metálicas para usos en procedimientos restauradores en odontología. Los resultados mostraron que la resistencia de unión al cizallamiento fue influenciada tanto por el tipo de aleación como por el tipo de agente de cementación en que fueron evaluados. Teniendo estas consideraciones, la hipótesis nula evaluada en este trabajo fue rechazada.

En la odontología restauradora la cementación de una restauración indirecta siempre será un gran desafío para el clínico, pues cada agente de cementación tiene propiedades diferentes, las cuales siempre deberán tenerse presentes a considerar y así, poder determinar cuál será el mejor para cada situación clínica. A diario las restauraciones indirectas cementadas constituyen un procedimiento que representa un porcentaje considerablemente alto en la práctica clínica. Los cementos dentales son utilizados para la retención de restauraciones de varios tipos como metálicas, cerámicas, resinas y cerómeros(31).

La práctica de la prótesis fija ha cambiado dramáticamente con la introducción de nueva técnicas y materiales, la cementación de restauraciones es completamente importante para una culminación exitosa de un tratamiento protésico, y para llevar a cabo un adecuado procedimiento de cementación es necesario tener en cuenta las propiedades de nuestro agente cementante, tales como la resistencia a la solubilidad y desintegración en la cavidad oral, pues si el cemento se disuelve, habrá filtración la cual contamina generando una invasión bacteriana lo que puede provocar el fracaso de la restauración, situación que ha motivado a los investigadores a mejorar las propiedades(32).

Los resultados obtenidos al evaluar los especímenes donde se utilizó el sistema CSEP+CSEB revelaron los mayores valores de resistencia de unión al

cizallamiento tanto aleaciones de Níquel-Cromo como en aleaciones de Níquel-Cromo-Titanio. La alta resistencia de unión al cizallamiento observada en este grupo se debe a que Clearfil SE Bond contiene el monómero 10-MDP en su composición, la cual ayuda a una buena adhesión a los metales de uso odontológico, particularmente a los metales no preciosos. Los imprimadores son una parte esencial de los diferentes procedimientos de unión para estos materiales de restauración, en este sentido, las aleaciones de metales base presentan óxidos en la superficie de unión y los monómeros que contienen fosfato se unen a estos óxidos y, por lo tanto, promueven la unión a resinas(33).

Así mismo, este sistema incorpora un adhesivo sin solventes, lo que garantiza una máxima polimerización del material. La incompleta evaporación de solventes en un sistema adhesivo puede provocar una polimerización deficiente en el material, comprometiendo las propiedades mecánicas del polímero y, por lo tanto, la calidad de la interfase de unión(34). De igual manera, los altos valores obtenidos de este grupo pueden ser explicados debido a que se ha demostrado que la resina se mezcla con el agente imprimador aplicado previamente(35), el cual, por ser un material fluido, posee una excelente capacidad de mojado. (33).

El adhesivo universal “Single Bond Universal” fue también evaluado por medio de la prueba de resistencia de unión al cizallamiento y mostró resultados inferiores al sistema Clearfil SE Bond. Este adhesivo fue utilizado debido a que contiene 10MDP en su composición, el cual es capaz de promover una unión química con sustratos metálicos. Si bien es cierto los resultados obtenidos para este grupo revelaron la efectividad de este adhesivo para promover unión a restauraciones metálica, los valores de resistencia de unión obtenidos no son suficientes para igualar los valores obtenidos por el grupo Clearfil SE Bond. Single Bond Universal contiene silano, siendo lo que podría aumentar la humectabilidad de la superficie de la aleación y como resultado mejorar la fuerza de unión inicial. Sin embargo el silano podría aumentar la capacidad hidrofílica del adhesivo, predisponiendo así la capa adhesiva a la degradación hidrolítica(36).

Por otra parte, el mecanismo de unión entre el cemento resinoso autoadhesivo (Maxcem Elite), y el sustrato de las aleaciones metálicas (Níquel-

Cromo y Niquel-Cromo-Titanio) debe ser estudiado a mayor profundidad ya que reveló resultados significativamente bajos en la prueba de resistencia de unión al cizallamiento. De momento se asume que dichos resultados son debido a la alta viscosidad del material, lo cual impide una correcta humectación de la superficie del sustrato, lo que influye de manera decisiva en el proceso de adhesión. A pesar de que el cemento contiene un grupo sulfuro para promover la adhesión a las aleaciones de metales nobles; no siempre resulta ser efectivo para la unión a aleaciones de metales base(37). Los cementos autoadhesivos se consideran altamente viscosos, por tal motivo se considera que es difícil una adecuada humectación de la superficie del sustrato(38).

Por otra parte el agente de cementación de fosfato de zinc, el cual podría tener una fuerza de unión alta, al ser evaluado mostró resultados bajos de resistencia de unión al cizallamiento. A pesar de que al igual que el sistema Clearfil SE Bond y el Sistema SBU, este cemento también posee en su composición fosfato, pero la alta viscosidad de este limita su capacidad de humectación de la superficie, por tal motivo dicha propiedad genera una pobre adhesión al sustrato metálico. Los cementos de fosfatos de zinc son utilizados para cementar restauraciones metálicas (pernos colados) y metal-cerámicas, aparte de no poseer propiedades anticariogénicas, tiene la desventaja de ser ácido, lo que lo hace irritante para la pulpa, además, no posee propiedades adhesivas a tejido dental(39).

Finalmente, pese a la poca información disponible sobre la adhesión entre cementos de ionómero de vidrio y aleaciones de metales base, se decidió evaluar dicho cemento. Existen varios reportes acerca de la adhesión de este material a resina compuesta y amalgama pero hay poca información disponible sobre la adhesión entre ionómero de vidrio y aleaciones de metales base(40). Los resultados observados en el grupo de Ionómero de Vidrio evidencian su nula adhesión al sustrato de aleación de metales base, lo que puede indicar que dicho material es incompatible con aleaciones base(41). Los mecanismos de unión del cemento a la superficie de las aleaciones de metales base no han sido estudiadas extensamente, por tal motivo se recomienda una investigación con mayor profundidad sobre la interacción entre estos materiales.

A pesar de los resultados obtenidos hay que considerar que el presente estudio *in-vitro* tiene limitaciones, ya que solo se estudiaron aleaciones base, dejando aún la pregunta de cómo sería el comportamiento de estos agentes de cementación con aleaciones nobles.

9. Conclusiones

La elección de un agente intermediario que brinde una adecuada adhesión es un factor que no solo dependerá de la composición química de cada agente, sino que también de su interacción con el sustrato.

El uso de un imprimador a base de 10-MDP y un agente adhesivo sin solventes como pasos separados aumenta la resistencia de unión de cementos resinosos a aleaciones metálicas de Ni-Cr-Ti y Ni-Cr. Por otro lado, la resistencia de unión de la resina autoadhesiva y el fosfato de zinc parece estar directamente relacionada con su viscosidad. Finalmente, el uso de adhesivos universales para la cementación de restauraciones metálicas parece ser una opción simple y efectiva.

Bibliografía

1. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe*. 2007;12(4):253–63.
2. Díaz-Romeral P, Orejas J, López J VT. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. *Científica Dent Rev científica Form Contin* [Internet]. 2009;6(2):137–51. Available from: <http://europa.sim.ucm.es/compludoc/AA?articuloId=709645>
3. Lirios R, Rodríguez O, José A, Cortés P, Abella R. Actas Odontológicas Cementation Protocols for ceramic restorations Entregado para revisión: 1 de noviembre de 2013 Aceptado para publicación: 6 de diciembre de 2013. 2013;37–44.
4. Freedman G, Kaver A. Consideraciones para conseguir una Cementación. 2018;(September).
5. Núñez DP, Bacallao LG. Bioquímica de la caries dental. *Rev Habanera Ciencias Medicas*. 2010;9(2):156–66.
6. Morales Miranda L, Gómez Gonzáles W. Caries dental y sus consecuencias clínicas relacionadas al impacto en la calidad de vida de preescolares de una escuela estatal. *Rev Estomatológica Hered*. 2019;29(1):17.
7. Matamala-Santander A, Rivera-Mendoza F, Zaror C. Impacto de la Caries en la Calidad de Vida Relacionada con la Salud Oral de Adolescentes: Revisión Sistemática y Metaanálisis. *Int J Odontostomatol*. 2019;13(2):219–29.
8. Cevallos Zumarán JF, Aguirre Aguilar AA. Método pronóstico de valoración de riesgo para caries dental por consumo de chocolate. *Rev Odontológica Mex*. 2015;19(1):27–32.
9. Sánchez CC. La caries secundaria y su adecuado diagnóstico. *Rev la Asoc Dent Mex*. 2012;69(6):258–65.
10. Oliver J. Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curado dual. Vol. 53, *Journal of Chemical Information and Modeling*. 2013.
11. da Veiga AMA, Cunha AC, Ferreira DMTP, da Silva Fidalgo TK, Chianca TK, Reis KR, et al. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* [Internet]. 2016;54:1–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2016.08.003>
12. Cristina D, Farf K. En Elemento Finito De Inlays Y Overlays En Premolares Con Cavidades Mod Restauradas Con Cerómero Y Cerámica. *Odontol (Habana)* [Internet]. 2015;17:117–25. Available from: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/ODONTOLOGIA/article/view/81/PDF>
13. Dhareula A, Goyal A, Gauba K, Bhatia SK, Kapur A, Bhandari S. A clinical and radiographic investigation comparing the efficacy of cast metal and indirect resin onlays in rehabilitation of permanent first molars affected with severe molar incisor hypomineralisation (MIH): a 36-month randomised controlled clinical tri. *Eur Arch Paediatr Dent* [Internet]. 2019;20(5):489–500.

- Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s40368-019-00430-y>
14. Arismendi E. J, Agudelo A. L, Marín I. JE, Peláez V. A, Echavarría V. A, Rojas M. CM. Caracterización electroquímica de cuatro biomateriales metálicos de uso odontológico. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2006;7:46–57.
 15. Eysenbach G. Evaluación De Las Aleaciones Usadas. *J Med Internet Res.* 2008;10(3):e22.
 16. Kewalramani N. Análisis in vitro de la elasticidad y la flexión del peek. *Society.* 2018;1–30.
 17. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):351–63.
 18. Aires B. Corrosión por picadura en aleaciones de níquel-cromo (Ni-Cr) utilizadas en odontología. *Rev Odontológica Los Andes.* 2009;4(1):23–30.
 19. Opdam NJM, Frankenberger R, Magne P. From “direct versus indirect” toward an integrated restorative concept in the posterior dentition. *Oper Dent.* 2016;41:S27–34.
 20. Garrigós D. Restauraciones con resinas indirectas en el segmento anterior. *Rev ADM [Internet].* 2015;72(1):43–7. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2015/od151i.pdf>
 21. Corral C, Bader M, Astorga C. Estudio Comparativo in vitro del Grado de Sellado Marginal Obtenido en Restauraciones Indirectas de Resina Compuesta Cementadas con Cemento Autoadhesivo y Cemento con Sistema Adhesivo de Grabado y Enjuague. *Rev Clínica Periodoncia, Implantol y Rehabil Oral.* 2009;2(1):10–5.
 22. De Paepe AE, Sierpowska J, Garcia-Gorro C, Martinez-Horta S, Perez-Perez J, Kulisevsky J, et al. Sistemas Adhesivos En El Tratamiento Restaurador De Lesiones De Caries Dental. Vol. 53, *Journal of Chemical Information and Modeling.* 2019.
 23. Broome JC, Chung K, Gonzalez-cabezas C, Johnson W, Kelsey WP, Maxson B, et al. (issn 0361-7734). *Oper Dent.* 2004;29(5):509–14.
 24. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int oral Heal JIOH [Internet].* 2014;6(1):116–20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24653615><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3959149>
 25. SÜMER E, DEĞER Y. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *Int Dent Res.* 2011;1(1):26.
 26. Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):643–58.
 27. Fátima AP. Composición, Morfología y Biocompatibilidad de Cementos Dentales de Fosfato de Zinc Modificados con Aditivos de Calcio. 2017.
 28. Luis Antonio Villaroel Farias. ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE MICROFILTRACIÓN MARGINAL EN RESTAURACIONES INDIRECTAS CEMENTADAS CON CEMENTO DUAL CON Y SIN FOTOPOLIMERIZACIÓN. 1390.
 29. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2011;56(SUPPL. 1):67–76.
 30. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive

- resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* [Internet]. 2008;10(4):251–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18792695>
31. Espinosa R, Valencia R, Ceja I, Teyechea F. DISOLUCIÓN DE AGENTES DENTALES DE CEMENTACIÓN: ESTUDIO IN-VITRO Dental luting cements dissolution: in-vitro study. Vol II Número Enero-Abril [Internet]. 2013;1:1–11. Available from: www.rodyb.com/disolución-de-agentes-dentales-de-cementación-estudio-in-vitro/
 32. Espinosa R, Valencia R, Ceja I, Teyechea F. Disolucion de agentes dentales de cementación : estudio in-vitro. *Rodyb*. 2013;2:1–11.
 33. Al-Helou H, Swed E. Effect of metal type and surface treatment on shear bond strength of resin cement (in vitro study). *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(1):49.
 34. Valente LL, Sarkis-Onofre R, Gonçalves AP, Fernández E, Loomans B, Moraes RR. Repair bond strength of dental composites: systematic review and meta-analysis. *Int J Adhes Adhes* [Internet]. 2016;69:15–26. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.03.020>
 35. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent Mater*. 2005;21(11):1051–8.
 36. Kim JH, Chae SY, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Oper Dent*. 2015;40(1):55–62.
 37. Raeisosadat F, Ghozeizi R, Eskandarion S, Beyabanaki E, Tavakolizadeh S. Influence of different surface treatments on the shear bond strength of resin cement to base metal alloys. *J Lasers Med Sci*. 2020;11(1):45–9.
 38. Hattar S, Hatamleh M, Khraisat A, Al-Rabab'Ah M. Shear bond strength of self-adhesive resin cements to base metal alloy. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;111(5):411–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.022>
 39. Berrios E, Porto S. Respuesta pulpar frente a diferentes agentes cementantes. *Rev Estomatol Hered*. 2004;14:84–8.
 40. Ramashanker, Singh RD, Chand P, Jurel SK, Tripathi S. Evaluation of adhesive and compressive strength of Glass ionomer cements. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011;11(4):210–4.
 41. ARCORIA CJ, DE WALD JP, MOODY CR, FERRACANE JL. A comparative study of the bond strengths of amalgam and alloy–glass ionomer cores. *J Oral Rehabil*. 1989;16(3):301–7.