

**COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS
DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr**

AUTORES

HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY

JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN

DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA

LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTÁ D.C., 2017

**COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS
DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr**

HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY

JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN

DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA

LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE

ASESORA CIENTÍFICA:

Dra. Mónica Forero

Odontóloga Especialista en Prostodoncia

UNICOC. COC

ASESORA METODOLÓGICA:

Dra. Diana Parra

Odontóloga Bioestadística

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO – UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTÁ D.C., 2017

PÁGINA DE ACEPTACIÓN

El Trabajo de grado “**COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr**”; fue elaborado por HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY, JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN, DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA, LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE, como requisito para optar por el título de especialista en prostodoncia. La sustentación se llevó a cabo **26 de mayo** de 2017.

Acta No. _____

Dra. Mónica Forero
Asesora Científica

Dra. Diana Parra
Asesora Metodológica

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico- CICO

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACION

Título del artículo: **“COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr”**; autores: los Dres. HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY, JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN, DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA, LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

HARBA YOUSSEF KAMAL
C.C.

JESUS ARCESIO CORDOBA
C.C.

DIEGO NICOLAS MATIZ
C.C.

LILIANA ALEJANDRA ROJAS
C.C.

CESIÓN DE DERECHOS

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

Nosotros: HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY, JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN, DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA, LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE; Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado **“COMPARACIÓN TOMOGRÁFICA DE LA CAPACIDAD DE CENTRADO DE VORTEX BLUE Y PROTAPER NEXT”**, producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

HARBA YOUSSEF KAMAL
C.C.

JESUS ARCESIO CORDOBA
C.C.

DIEGO NICOLAS MATIZ
C.C.

LILIANA ALEJANDRA ROJAS
C.C.

AUTORIZACIÓN BIBLIOTECA

Señores:

Sistema de Bibliotecas de UNICOC (SIBU)

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos al Centro de Investigación del Colegio Odontológico de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr”** presentado al Centro de investigación como requisito del programa para optar a el título de Endodoncista siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

HARBA YOUSSEF KAMAL
C.C.

JESUS ARCESIO CORDOBA
C.C.

DIEGO NICOLAS MATIZ
C.C.

LILIANA ALEJANDRA ROJAS
C.C.

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “COMPORTAMIENTO DE LA UNIÓN METAL CERÁMICA ANTE LAS FUERZAS DE CIZALLAMIENTO DE CILINDROS COLADOS Vs SINTERIZADOS EN Co-Cr”

AUTORES: HARBA YOUSSEF KAMAL ECHTAY, JESUS ARCESIO CORDOBA DURAN, DIEGO NICOLAS MATIZ GRACIA, LILIANA ALEJANDRA ROJAS TIQUE

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. MÒNICA FORERO.

ASESOR METODOLÓGICO: Dr. DIANA PARRA.

MATERIAL ANEXO: 2 CD, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia.

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: cobalto-cromo, termociclado, fallas adhesivas, fallas cohesivas, aleaciones, sinterizado, colado, tecnología CAD/CAM, fuerza de cizallamiento, falla del material.

DEDICATORIA

Primeramente, a Dios, por brindarnos la sabiduría que nos permitió superar cada uno de los inconvenientes que se presentaron a lo largo de esta etapa y así, permitirnos alcanzar tan anhelado sueño.

A nuestras familias, que con su compañía y consejos fueron una motivación más para no desfallecer durante este recorrido.

A nuestros compañeros sentimentales, que fueron capaces de entender las ausencias, el cansancio y en ocasiones la falta de tiempo para compartir como pareja.

A los docentes, por ser ante todo humanos, por su tiempo y por ser los guías durante el desarrollo de esta investigación.

AGRADECIMEINTOS

A Dios, que nos brindó la vida y la salud para que nosotros lográramos alcanzar las metas trazadas y realizar una parte de nuestro proyecto de vida. Que fue guía y fortaleza en los momentos de debilidad e incertidumbre.

A nuestras familias, que son un soporte de vida y una motivación para seguir adelante.

A las Dra. Mónica Forero y Diana Parra, quien es una excelente mujer, una apasionada educadora y quien, por medio de su capacidad intelectual, conocimientos y tiempo, se convirtió en pilar de esta investigación.

Al departamento de investigación de la UNICOC, representado en el comité asesor de carrera, quienes, en cada una de las reuniones realizadas, aportaron valiosos comentarios y correcciones sin los cuales no hubiéramos obtenido la rigurosidad de los resultados que presentamos en este texto.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	13
ABSTRACT	14
INTRODUCCIÓN	15
1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS	17
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
1.1.1 Pregunta problema	19
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	19
1.3 PROPÓSITO	20
1.4 MARCO TEÓRICO	20
1.4.1 Corrosión y biocompatibilidad	27
1.4.2 Aleaciones.....	31
1.4.3 Cerámicas	32
1.4.4 Colado	38
1.4.5 Fresado Co-Cr.....	42
1.4.6 Sinterizado	43
1.5 OBJETIVOS	47

1.5.1 Objetivo General	47
1.5.2 Objetivos Específicos	47
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	48
2.1 TIPO DE ESTUDIO	48
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	48
2.3 UNIDAD DE OBSERVACION.....	48
2.3.1 Unidad de medida	48
2.4 MUESTRA Y MUESTREO	48
2.5 VARIABLES.....	48
2.5.1 Operacionalización de variables.....	49
2.6 MATERIALES Y MÉTODOS	50
2.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	60
3. RESULTADOS.....	62
4. DISCUSIÓN	65
5. CONCLUSIONES	70
6. RECOMENDACIONES	71
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	72

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Clasificación de las cerámicas	35
Figura 2. Secuencia de la elaboración de cilindros Co-Cr colado	51
Figura 3. Secuencia de la elaboración de cilindros Co-Cr sinterizado	52
Figura 4. Adhesión de la cerámica en Co-Cr colado	53
Figura 5. Adhesión de la cerámica en Co-Cr sinterizado	54
Figura 6. Pruebas realizadas a las muestras	55
Figura 7. Estereomicroscopio	56
Figura 8. Fuerza media de cizallamiento por cilindros de Co-Cr	62
Figura 9. Comportamiento de las fuerzas de cizallamiento por cilindros Co-Cr	63
Figura 10. Tipo de falla encontrado según el cilindro Co-Cr	63
Figura 11. Tipo de falla por termociclaje en cilindros Co-Cr	64
Figura 12. Micrografías a 40X de los sitios donde se presentaron las diferentes fallas en los cilindros	64

RESUMEN

Introducción: comparar el comportamiento ante fuerzas de cizallamiento en la unión metal-cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizadas vs coladas.

Materiales y métodos: investigación experimental *in vitro*, utilizando 36 cilindros de metal base Co-Cr colados y sinterizados de 9mm de longitud por 2.5 mm de diámetro (n = 18 por grupo). La muestra total se subdividió en 4 grupos (n=9) a los cuales se les añadió 2mm de porcelana (cerámica Vita), sometiendo a termociclado a dos de los grupos. Un experto realizó prueba de cizallamiento al total de la muestra con una máquina universal de ensayos (Instron), el cual se encargó de interpretar los resultados obtenidos de micrografías tomadas en los lugares donde se producían las fallas en los cilindros (colados y sinterizados).

Resultados: la fuerza media de cizallamiento en los cilindros sinterizados sin termociclado fue de 63,56MPa, y de 51,52MPa; en los cilindros colados esta fuerza para ambos casos, fue cercana a los 40MPa; grupos que presentaron diferencias estadísticas ($p=0,0002$). Las principales fallas que se presentaron fueron las adhesivas (n=31; 88,57%), seguida de las mixtas (n=5, 11,43%); no se presentaron fallas cohesivas ($p=0,465$).

Conclusiones: los cilindros sinterizados sin y con termociclado presentaron un mejor comportamiento ante la presencia de fuerzas de cizallamiento que los cilindros colados. Además, sin diferencias importantes entre los grupos, se presentan prevalentemente fallas adhesivas.

Palabras clave: cobalto-cromo, termociclado, fallas adhesivas, fallas cohesivas, aleaciones, sinterizado, colado, tecnología CAD/CAM, fuerza de cizallamiento, falla del material.

ABSTRACT

Overall objective: to compare strengthening forces at the metal-ceramic bond using sintered vs. cast Co-Cr cylinders.

Materials and methods: *In vitro* experimental investigation, using 36 cast and sintered Co-Cr base metal cylinders 9mm long by 2.5 mm diameter (n = 18 per group). The total sample was subdivided into 4 groups (n = 9) to which 2mm of porcelain (Vita ceramics) were added, subjecting two of the groups to thermocycling. An expert performed the shear test with the universal test machine assembly (Instron), which was responsible for interpreting the results obtained from micrographs taken in the places where the failures in the cylinders (cast and sintered) occurred.

Results: the mean shear force in the sintered cylinders without thermocycling was 63.56MPa, and 51.52MPa; In the cast cylinders this force for both cases were close to 40MPa; groups that presented statistical differences ($p=0.0002$). The main faults presented were adhesives (n = 31, 88.57%), followed by mixtures (n = 5, 11.43%); there were no cohesive failures ($p=0.465$).

Conclusions: sintered cylinders without and with thermocycling showed a better performance in the presence of shear forces than the cast cylinders. In addition, with no significant differences between groups, adhesive failures occur predominantly.

Keywords: cobalt-chromium, thermocycling, adhesive faults, cohesive failure, alloys, sintering, casting, CAD / CAM technology, shearing force, material failure.

INTRODUCCIÓN

Durante años los metales se han utilizado para sustituir tejidos dentales, pero debido a su poca resistencia, se dio la necesidad de desarrollar aleaciones con otros metales para mejorar sus características físicas, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Es entonces cuando se crean las aleaciones de metales bases tales como Níquel-Cromo y Cobalto-Cromo (Co-Cr); las cuales fueron aceptadas debido a su equilibrio entre resistencia, estética y costo ^(1,2).

Las aleaciones deben soportar las fuerzas masticatorias y el medio intraoral; por lo tanto, deben poseer propiedades mecánicas y químicas suficientes para tales fines durante largo tiempo ⁽³⁾. A lo largo del tiempo, con los avances tecnológicos han surgido nuevas tecnologías aplicables a la prostodoncia con el fin de reducir el costo en la elaboración de las restauraciones y minimizar sus fallas, introduciendo nuevos sistemas para tratar el metal base en la fabricación de prótesis fijas, dentro de los que se encuentra el método sinterizado el cual pretende modernizar y mejorar la calidad de las estructuras metálicas en comparación con el sistema colado ⁽¹⁾.

Existen diferentes métodos de fabricación para las aleaciones de Co-Cr: el colado y el sinterizado; técnicas que en la actualidad dominan la tecnología del laboratorio dental ^(4,5). Sin embargo, es poca la evidencia que a la fecha brinde información sobre biocompatibilidad, efectos a largo plazo ⁽³⁾ o incluso comparar el tipo de

fallas que puedan presentarse entre la unión de la porcelana al metal mediante estos métodos de manufactura ⁽⁶⁾. Tal situación, ha llevado a la necesidad de investigar más a fondo estos procesos con el fin de conocer si esta nueva técnica de manufactura (3D) puede llegar a reemplazar el método tradicional colado mejorando las propiedades mecánicas y físicas entre la unión metal-cerámica; por lo cual, se desarrolló esta investigación que tuvo por objetivo comparar el comportamiento ante fuerzas de cizallamiento en la unión metal-cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizados vs. Colados; para lo cual se elaboraron una serie de cilindros de metal base Co-Cr colados y sinterizados, que fueron sometidos a pruebas de cizallamiento y termociclaje; con el respectivo análisis a través de imágenes de estereomicroscopía y fotografía digital macro.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante años los metales se han utilizado para sustituir tejidos dentales, en un principio se utilizaron puros como el oro, usado para restauraciones tipo coronas y prótesis parcial fija, pero debido a su poca resistencia, se dio la necesidad de desarrollar aleaciones con otros metales para mejorar sus características físicas, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. En la década de los años 70 materiales alternativos fueron desarrollados para combatir el aumento del costo de los metales nobles logrando métodos de fabricación que proporcionaran buenas propiedades mecánicas, precisión en el ajuste y rendimiento clínico⁽¹⁾. Es entonces cuando se crean las aleaciones de metales bases tales como Níquel-Cromo y Cobalto-Cromo (Co-Cr); las cuales fueron aceptadas debido a su equilibrio entre resistencia, estética y costo. Sin embargo, ante la posibilidad de alergia al Níquel la aleación de Co-Cr se convirtió en una opción más favorable ⁽²⁾.

Las aleaciones deben soportar las fuerzas masticatorias y el medio intraoral; por lo tanto, deben poseer propiedades mecánicas y químicas suficientes para tales fines durante largo tiempo. Se conoce que las restauraciones se someten a tracción, compresión, torsión y fuerzas de la masticación; por lo tanto, al diseñar una prótesis parcial fija es necesario aplicar los principios adecuados para obtener una restauración duradera ⁽³⁾. A lo largo del tiempo, con los avances tecnológicos

han surgido nuevas tecnologías aplicables a la prostodoncia con el fin de reducir el costo en la elaboración de las restauraciones y minimizar sus fallas, introduciendo nuevos sistemas para tratar el metal base en la fabricación de prótesis fijas, dentro de los que se encuentra el método sinterizado el cual pretende modernizar y mejorar la calidad de las estructuras metálicas en comparación con el sistema colado. ⁽¹⁾.

Existen diferentes métodos de fabricación para las aleaciones de Co-Cr: el colado y el sinterizado. Dentro de las técnicas de colado se encuentran dos tipos; Taggart introdujo el colado a presión y Jameson y Col desarrollaron el colado centrífugo; técnicas que en la actualidad siguen dominando la tecnología del laboratorio dental ^(4,5). La técnica de sinterizado laser es una técnica CAD-CAM (diseño y manufactura asistida por computador) que presenta tres elementos principales: adquisición de datos, procesamiento de los mismos y fabricación. La primera involucra escáneres intra o extraorales que permiten crear un modelo digital 3D de la cavidad oral para luego realizar un diseño que puede ser para coronas, prótesis fija y estructuras de prótesis parciales removibles por intermedio del ordenador; con el uso de los escáneres intraorales se elimina la necesidad de toma de impresión ⁽¹⁾.

1.1.1 Pregunta problema. ¿Cuál es el comportamiento en la unión metal - cerámica con aleaciones Co-Cr, realizadas mediante el método de fabricación colado y sinterizado al ser sometidas a pruebas de termociclado y fuerzas de cizallamiento?

1.2 JUSTIFICACIÓN

La introducción de estas nuevas tecnologías de manufactura en la odontología, lleva la profesión a nuevas esferas, la ayuda a dar respuestas eficientes y eficaces a las necesidades de un mercado cada vez más demandante. El sinterizado de Co-Cr es un método que pretende mantener el uso de las aleaciones metálicas en la odontología, facilitando la obtención de estas estructuras que poseen un mejor acabado, demandan un menor tiempo y logran una disminución en el costo de elaboración ^(2,3); incluso, por obtener una mayor rugosidad mejora la adhesión metal-cerámica en el exterior y mejora la adhesión cemento-metal en el interior de la estructura ⁽³⁾.

A través del método sinterizado existe la probabilidad de reemplazar la fabricación de restauraciones dentales elaboradas con el método tradicional (colado). Por tanto, es importante conocer las propiedades que brinda el sinterizado en las aleaciones metal-cerámica. Sin embargo, es poca la evidencia que a la fecha brinde información sobre biocompatibilidad, efectos a largo plazo ⁽³⁾ o incluso comparar el tipo de fallas que puedan presentarse entre la unión de la porcelana al

metal mediante estos métodos de manufactura (sinterizado y colado) ⁽⁶⁾. Tal situación, ha llevado a la necesidad de investigar más a fondo estos procesos con el fin de conocer si esta nueva técnica de manufactura puede llegar a reemplazar el método tradicional colado mejorando las propiedades mecánicas y físicas entre la unión metal-cerámica; por lo cual, se desarrolló esta investigación que tuvo por objetivo comparar el comportamiento ante fuerzas de cizallamiento en la unión metal-cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizados vs. colados.

1.3 PROPÓSITO

Determinar el comportamiento de la unión cerámica a la aleación de Co-Cr utilizando dos tipos de manufactura diferente (sinterizado y colado), con el fin de establecer qué método brinda las mejores propiedades para las restauraciones metal-cerámicas después de ser sometidos a fuerza de cizallamiento.

1.4 MARCO TEÓRICO

El manejo de los metales se ha reportado desde los tiempos antiguos los cuales se han utilizado para la elaboración de herramientas, utensilios armas etc, por medio de procesos empíricos. No es sino hasta el siglo XVII cuando el investigador francés René Antoine Ferchault de Réaumur usando el microscopio en el examen de las caras de fractura de diferentes productos metalúrgicos y presentando el proceso en su obra "EL ARTE DE CONVERTIR HIERRO

FORJADO Y EL ARTE DE ABLANDAR EL HIERRO FUNDIDO "(París, 1722) infirió en los tratamientos térmicos a los que fueron sometidos los metales. (5)

En 1883, los ingenieros Francéses Floris Osmond y Jean Werth de Creusot comprobaban una teoría celular acerca de la Constitución de los aceros y mostraron que estos productos industriales podrían estar constituidos por un núcleo de hierro envuelto en un cemento que desaparece a través de amortiguamiento, es decir, por la repentina refrigeración de alta temperatura (5).

En 1863, el Inglés Augustus MATTHIESSEN demostró que las aleaciones son consideradas soluciones que pueden o no contener compuestos definidos, dependiendo de las circunstancias. El método de investigación adoptado por Matthiessen consistió en el estudio de propiedades físicas de las aleaciones: densidad, conductividad eléctrica, termoeléctrica, etc. (5)

En 1869 ruso Dimitri Konstantinovitch Tschernoff (Chernov) estudió el ajuste de cristales de hierro y acero en lingotes. Después de la difusión de estos hallazgos basados en la estructura microscópica de productos de acero, es donde comenzaría la era de un nuevo camino en metalografía. (5)

Se ha podido evidenciar que a partir del siglo XVII el hombre se ha interesado en realizar investigaciones del comportamiento de los metales obteniendo mejores propiedades y nuevos usos de estos, logrando así que las ciencias médicas

incursionen en implementación de metales como solución a diversas situaciones clínicas dentro de lo que se encuentra la realización de diferentes tipos de prótesis, instrumentos etc. Este es el caso del área de la odontología la cual a través del tiempo ha ideado formas en la elaboración de aleaciones metálicas con el fin de buscar soluciones protésicas para los pacientes; es así que a finales de 1950, hubo un salto de manera significativa en la fabricación de restauraciones dentales ya que se logró el recubrimiento con éxito una subestructura metálica con porcelana dental. (6)

Las aleaciones dentales deben poseer suficientes propiedades mecánicas para soportar las fuerzas de la masticación, y resistir la degradación química en un ambiente cálido y corrosivo. (7) Diferentes tipos de aleaciones se ha utilizado en las restauraciones metalcerámica para prótesis parcial fija, como lo son las aleaciones de oro-platino-paladio, Oro-Paladio-plata, oro-paladio introducidas en 1977, esta aleación exhibe un color "oro blanco" y han sido comercialmente exitosa, su desventaja significativa fue que tuvo un grado de dilatación térmica incompatible con algunas porcelanas de alta expansión. (8) con el paso del tiempo y con el fin de ofrecer una alternativa económica en comparación de las aleaciones en oro se introduce en 1974 las aleaciones plata-paladio la cual tuvo una desventaja ya que producía decoloración de la porcelana. (8)

Un fuerte aumento en el costo de los metales nobles y de plata en 1973 a 1974 condujo a un interés generalizado en las aleaciones de metales base, también

conocidos como no preciosos o no nobles. (6) Estos metales no preciosos mostraron superioridad a los metales a base de oro en varios aspectos, incluyendo baja densidad, dureza, módulo de elasticidad, y resistencia a la tracción. El uso de aleaciones de metales base ha hecho posible el tratamiento de alta calidad para un gran número de pacientes con escasos recursos económicos. (9) Estos metales se pueden dividir en dos categorías principales; a base de níquel y bases de cobalto ambos sistemas conteniendo el cromo como el elemento en segunda instancia de mayor concentración el cual le da la resistencia a la corrosión a la aleación. (8)

En la actualidad, las aleaciones de metales base más utilizados para las restauraciones de metal-cerámica son materiales de níquel-cromo (Ni-Cr), sin embargo, los posibles problemas de salud asociados con el berilio y níquel han llevado al desarrollo de aleaciones cromo cobalto (Co-Cr). Las aleaciones con base de Co-Cr son más biocompatible, ya que han demostrado integridad marginal excelente y una ausencia de reacciones adversas. (3) La primera aplicación dental conocida de aleaciones de Co-Cr fue en la década de 1930, para la fabricación de prótesis parcial removible (PPR). Desde entonces, tanto las aleaciones metálicas de base Co-Cr y Ni-Cr se han vuelto cada vez más populares en comparación con las aleaciones de oro de tipo IV convencionales, que eran metales predominantes utilizados previamente para las prótesis parciales removibles. (10)

El atractivo de estos materiales se deriva de su resistencia a la corrosión, alta resistencia, módulo de elasticidad, baja densidad y bajo costo. Las propiedades físicas de estas aleaciones son controladas por la presencia de elementos de aleaciones de menor importancia tales como carbón, molibdeno, berilio, tungsteno, manganeso, nitrógeno, tántalo, galio y aluminio. (6) Las aleaciones de metal base permiten la fabricación de las estructuras más delgadas debido a que tienen una mayor rigidez, que está relacionado con el módulo de elasticidad.

El uso de aleaciones a base de Cr Co para aplicaciones de cerámica y metal fue mencionado por primera vez en la patente 1959 Weinstein para la porcelana dental. (15) Algunos estudios han informado que la resistencia de la unión de cerámica a aleaciones de Co-Cr y Ni-Cr oscila entre 35 MPa a 95 MPa. (11,12). El Cr en estas aleaciones es el elemento principal y se añade para aumentar la resistencia debido a la formación de carburo y la solución sólida de fortalecimiento y para mejorar la resistencia a la corrosión y la oxidación. (10) La composición en aleaciones Cr-Co varía de 33,9% a 60,2% para el cobalto y 21,4% a 30,1% para el cromo a los cuales se les añaden componentes metálicos como cerio (Ce), galio (Ga), y Niobio (Nb), para proporcionar fluidez, controlar la expansión térmica, y modificar la oxidación de estas aleaciones. (10)

La unión entre metal y cerámica es el resultado de quimisorción por difusión entre los óxidos de superficie en la aleación y de la cerámica. Estos óxidos se forman durante la humectación de la aleación por la cerámica y la cocción de la cerámica,

cuando estos óxidos están ausentes, forman capas muy delgadas, muy gruesas o se desprende durante ceramización, debilita adhesión del metal a la cerámica. (4)

El éxito de las restauraciones de porcelana fundida al metal depende de la resistencia de la unión y la integridad de la adhesión entre la cerámica y el metal. Debe haber compatibilidad química y térmica entre las aleaciones dentales y cerámica para permitir una adherencia óptima en la interface durante la sinterización de porcelana y también cuando la restauración está en uso. La adhesión se basa en la diferencia del coeficiente térmico entre el metal y material cerámico, la retención mecánica, fuerzas de Van der Waal, y el enlace químico. (9)

El enlace químico es el principal mecanismo de la interacción entre el metal y cerámica. Algunos estudios han demostrado que se obtiene una fuerza de unión satisfactoria entre aleaciones y cerámica de recubrimiento Co-Cr y Ni-Cr. La evidencia también sugiere que la abrasión de la aleación con aire de partículas en la superficie de unión aumenta la energía superficial del metal, mejorando la humectabilidad de cerámica en consecuencia la resistencia de la unión, a través de la unión micromecánica. La longevidad de las restauraciones cerámicas de metal depende de una unión segura entre el metal y cerámica, producida principalmente por una capa de óxido. (14.).

La concentración de estrés durante el enfriamiento de la cerámica puede resultar en un astillado de la cerámica, ya sea inmediatamente o posteriormente a este. El

Chipping o delaminación de las cerámicas de recubrimiento son problemas críticos en la fabricación de restauraciones de metal-cerámicas, este tipo de complicación hace referencia al agrietamiento, fractura total o parcial de este tipo de cerámica. (14). Las fracturas de las restauraciones dentales son un problema multifactorial, grave y costoso la cual puede ser inducida por una combinación de coeficientes incompatibles de expansión térmica entre el metal y la porcelana, generando micro grietas dentro de la porcelana que se produce durante el proceso de condensación, sinterización, y las fuerzas oclusales o trauma. Las razones de las fracturas clínicas de porcelana en los sistemas de metal-cerámica son multifactoriales. Al igual que en el medio oral, esfuerzo repetido con frecuencia se puede encontrar durante las funciones masticatorias. Por otra parte, la influencia del agua y la fatiga causada por la carga cíclica se considera un factor importante en la durabilidad de estas restauraciones. (3)

Se debe considerar la seguridad biológica de las aleaciones antes de tomar una decisión sobre la elección de esta, el factor más importante en la determinación de la seguridad biológica es la corrosión (10); la corrosión se caracteriza por reacciones electroquímicas que causan la liberación de iones metálicos (Geis-Gerstorfer, 1996), el consumo de alimentos ácidos y bebidas, la composición salival, entre otros factores pueden influir de manera significativa a la corrosión (Bumgardner y Johansson, 1998). Los iones metálicos son liberados como consecuencia de la corrosión, y esto puede disminuir las propiedades físicas de los metales. El desgaste es otro factor importante que puede acelerar los procesos

corrosivos, sobre todo debido a una ruptura local de la capa pasiva de la aleación (Khan et al., 1999b). (15)

1.4.1 Corrosión y biocompatibilidad. El término biocompatibilidad se refiere a la capacidad de un material para realizar su función deseada con respecto a una terapia médica, sin provocar ningún efecto local o sistémico indeseables en el destinatario o beneficiario, la citotoxicidad es el componente principal de la biocompatibilidad. Además, hay que subrayar que la biocompatibilidad de los materiales protésicos fijos se suele pasar por alto debido a que muchos médicos asumen que, si el material está en el mercado, su biocompatibilidad no necesita ser cuestionada. Como se mencionó antes, dos sistemas son actualmente responsables de los estándares que se pueden utilizar para documentar los productos de calidad: ANSI / ADA y la ISO. No requieren pruebas biológicas específicas para aprobar la calidad de un nuevo material dental. Por el contrario, ponen la responsabilidad en el fabricante de presentar pruebas para su aprobación.(16)

Las evidencias utilizadas para la aprobación de la calidad de un material dental consisten en pruebas in vitro (cultivos celulares), en ensayos in vivo (pruebas con animales), y pruebas de uso (ensayos clínicos de la materia). Sin embargo, cada vez es más práctico para probar los nuevos materiales a través de todas estas etapas. Los problemas de tiempo, gastos, y la ética han limitado la utilidad de este

esquema tradicional de prueba biológica. Por lo tanto, los materiales de las empresas con poca experiencia clínica, pueden depender en gran medida de los ensayos in vitro y en animales.(16) En el entorno oral, la resistencia a la corrosión se basa en la formación de una capa de óxido superficial formada cuando las aleaciones dentales son utilizadas en la fabricación de restauraciones metal-cerámica, dejando las superficies linguales y oclusales expuestas así como los márgenes subgingivales que pueden ser propensos a la corrosión. (17)

El proceso de cocción de porcelana requiere ciclos de temperatura alta en cuatro etapas, desde 950 a 1.010 ° C, que inevitablemente altera la microestructura de aleaciones de diferentes maneras, incluyendo la homogeneización, la fase transformación, y la oxidación. Estos cambios en la microestructura pueden afectar el desarrollo de la superficie de protección de óxidos, lo que a su vez da lugar a cambios en la resistencia a la corrosión de las aleaciones. Ardlin et al estudiaron el efecto de la alta temperatura de las aleaciones de Co-Cr, y se encontró que cocción a 980 ° C reduce la liberación de iones de dos aleaciones Co- Cr en solución de ácido láctico solución salina normal. Este hallazgo indica que el tratamiento térmico debe tener un efecto sobre las propiedades de corrosión de las aleaciones de cobalto-cromo. Es importante evaluar como el proceso de la cocción de porcelana afectaría las propiedades de aleaciones de cobalto-cromo, incluyendo su microestructura, la superficie, dureza, la composición, la química, el comportamiento a la corrosión, y liberación de iones metálicos.(17)

Uno de los requisitos fundamentales que se esperan de una aleación dental es la posesión de la liberación de un mínimo de iones. La resistencia a la corrosión de un metal o una aleación no sólo se deriva de su propio comportamiento, también depende de la interacción con el medio. La resistencia a la corrosión de las aleaciones Co-Cr se suele atribuir a la presencia de una capa de óxido superficial, que se forman espontáneamente cuando entra en contacto con el oxígeno del ambiente después de pulido y por lo tanto se protege contra la corrosión al actuar como una barrera para el flujo de electrones (resistencia) entre la superficie de la aleación y el electrolito. (18)

La corrosión en odontología tiene gran importancia debido a las acciones orales que puedan provocar una serie de reacciones a partir de un sabor metálico, ardor oral, dolor bucal, sensibilización, alergias y otras reacciones tóxicas (Hayashi y Nakamura, 1994; Kedici et al., 1995). Los factores más importantes que afectan la elección de los metales y aleaciones dentales son la biocompatibilidad, propiedades mecánicas, su manipulación y la resistencia al deslustre y corrosión.(19)

Por lo tanto los metales y aleaciones que se van a utilizar en la boca deben soportar la humedad, los cambios en la temperatura (0-70 ° C) y los cambios de pH (pH 5.2 – pH 5) que se producen durante la descomposición de los productos alimenticios. La corrosión es un proceso que también depende de las

características orales como ; saliva, la placa dental, las bacterias, el reflujo de ácido gástrico, nivel de oxidación, la temperatura, la velocidad de la mezcla y los inhibidores de los medios de comunicación también afectan el proceso de la corrosión.(19)

Las velocidades de corrosión de los metales y aleaciones pueden ser determinados usando métodos químicos y electroquímicos (Mansfeld, 1976). (20)

- Los métodos químicos para corrosión son los siguientes:
 1. La pérdida de masa de la aleación por la corrosión del metal
 2. Por la cantidad de productos de corrosión en los medios corrosivos
 3. A partir de la cantidad de gas producido durante la reacción de corrosión.
- Los métodos electroquímicos para la corrosión son:
 1. Por la extrapolación catódica y anódica
 2. Mediante el uso de una potencial de corriente en : $I_{cor} = \frac{I_{ca} I_{an}}{I_{ca} + I_{an}}$ (ba 1 bc) $3 I/R_p$.
 3. Por la doble capa eléctrica que se produce entre el electrodo y el electrolito y por la ecuación de Stern-Geary. (20)

En teoría, el comportamiento de la corrosión de las aleaciones puede ser determinado por el potencial de electrodos de una aleación. Si este potencial de electrodos es positiva, entonces el metal es considerado como noble y apenas se

ioniza, pero si es negativo, el metal es activo y se ioniza rápidamente. Por lo tanto la composición de aleación es importante.(20)

1.4.2 Aleaciones. Una aleación es un material metálico formado por la combinación de 2 o más metales. En la fundición de los metales estos se disuelven en diversos grados uno en el otro, lo que les permite formar aleaciones en el estado sólido. El grado de solubilidad en estado sólido depende de los tamaños de cada átomo por individual, la estructura cristalina formada por los componentes metálicos puros, las valencias de los componentes, y su reactividad.

Existen diversos tipos de aleaciones disponibles en el mercado que se utilizan para prótesis fija. En los países desarrollados, como Estados Unidos, Europa y Japón, aleaciones de oro y materiales cerámicos son los más utilizados. En los países en desarrollo como en el medio Oriente y América del Sur, las aleaciones de metal son los más usados. Sin embargo, el criterio para todos estos materiales protésicos es la permanencia en la cavidad oral durante un tiempo prolongado sin ser rechazados por el paciente. (21)

1.4.2.1 aleaciones disponibles actualmente en odontología. 1) Altamente nobles: contienen >40% de oro o aquellas que contenga >60% de metales nobles, 2) Nobles: contienen >25% de metales nobles; 3) Metal base : Contienen <25% de metales nobles

1.4.3 Cerámicas. Cerámica (griego keramos) = tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Las cerámicas dentales se han utilizado ampliamente para restaurar dientes anteriores y posteriores debido a varias cualidades, como sus propiedades ópticas, estabilidad de color, resistencia al desgaste, la biocompatibilidad, y excelente estética. Las cerámicas presentan compuesto inorgánico formado por elementos no metálicos feldespato, sílice, caolin, opacadores y vidrios. (22) La evolución de las cerámicas ha estado influenciada por la función estética, la adaptación, las propiedades físicas, mecánicas, lumínicas, y la tecnología aplicada en cada cerámica. (23-29)

La invención de la porcelana tiene lugar en China durante la dinastía Tang y, tan pronto fue conocida en Europa, gozó de gran estima y se intentó su fabricación. La primera imitación se logró en Florencia durante el siglo XVI “porcelana Médicis”. Sin embargo, el renacer de la porcelana se alcanzó en el siglo XVIII(6). La introducción de la porcelana en Odontología tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792), un farmacéutico parisino que movido por los problemas de sus prótesis de marfil con el olor y las tinciones, intentó hacer una prótesis dentaria de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Este sólo consigue resultados satisfactorios al asociarse a un dentista de París: Nicolas Dubois de Chémant. Es Dubois de Chémant quien, después de que Duchâteau pierda el interés por los dientes de porcelana una vez obtenidas sus nuevas dentaduras, trabaja activamente perfeccionando la invención. Modifica dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base de la porcelana.(30)

En 1788 publicó sus descubrimientos en folletos que reunió en la disertación sobre dientes artificiales publicada finalmente en 1797. En 1789 Dubois de Chémant presentan su invento a la Académie de ciencias y la facultad de medicina de la Universidad de París, recibiendo de Luis XVI una patente. En 1792 para escapar de la Revolución Francesa se va a Inglaterra donde solicita y le es concedida una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que él denominaba “dentaduras de pasta mineral”, también llamados “dientes incorruptibles” 1792 Patente Inglaterra “dentaduras de pasta mineral” pero estos presentaron problemas de distorsión, forma y tamaño. (24)

El revolucionario invento de Dubois de Chemant, de las prótesis completas de porcelana, tenía el problema de que la cocción de una sola vez producía encogimiento y distorsión. Es Giuseppangelo Fonzi (1768- 1840), quien presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas” en 1808, a una comisión científica del Ateneo de Arte y la Academia de Medicina de París. Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente y después se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente otras técnicas mejoraron los dientes de Fonzi. En Inglaterra Claudius Ash, un orfebre que empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; su uso se extendió para puentes y prótesis completas. En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de

encia continua”, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía. (24)

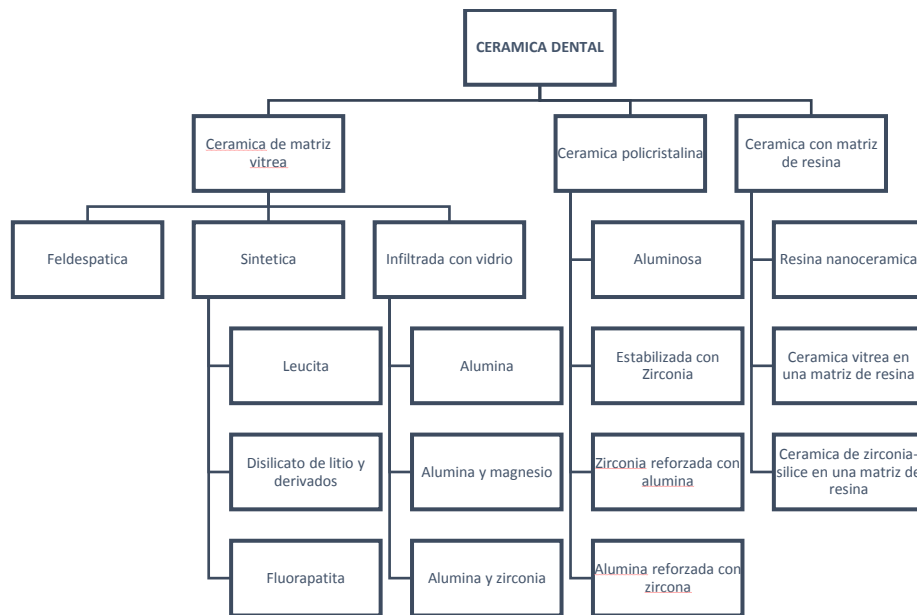
En el último cuarto del siglo XIX, los dentistas americanos toman la iniciativa mundial en la introducción de nuevas técnicas. En 1880, el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla. A pesar de que ni las coronas de Richmond ni las de Logan podían colocarse sin desvitalizar el diente natural y sacar la corona, sin embargo, representaron un importante avance, ya que la porcelana es un material mucho más estético que el metal. Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir.(24)

Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace un fundamental a la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino. Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo la estética en las coronas de porcelana. En su libro “Arte del dentista” del Dr. José Martínez

Sánchez, publicado en 1887 En la década de 1880 William H. Taggart (1855-1933), dentista de Freeport en Illinois, concibe el método de la incrustación colada a la cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustadas con precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907 (24).

En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir prótesis fijas y estéticas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente. Pero la funda de porcelana individual todavía tiene su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana de aluminio, que es un material más fuerte y menos quebradizo. Con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte en 1967, por Michael Buonocore, permite adherir las carillas de porcelana en dientes con poca estética evitando la necesidad de construir coronas completas. Más adelante, en la década de 1980, aparecen las cerámicas coladas. Y en 1985, Mörmann y Brandestini hacen posible la aplicación directa del CAD-CAM en Odontología creando el sistema CEREC® para la realización de restauraciones de porcelana sin necesidad del laboratorio.(24)

1.4.3.1 Clasificación de las cerámicas. Los materiales de restauración de cerámica se clasifican en tres familias: 1) la cerámica de matriz vítrea, 2) cerámicas policristalinas, 3) cerámicas con matriz de resina (figura 1).



Fuente: Gracis S. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 2015;28:227–235 (25)

La Cerámica de matriz vítrea está compuesta por caolin (aluminosilicato hidratado), ccuarzo (silice) , feldespato (mezcla de potasio y aluminosilicato de sodio).

El feldespato potásico: aumenta la viscosidad, manipulación, translucidez y es apto para el recubrimiento de estructuras metálicas.(25)

Fase vítrea: posee feldespato en un 75-85% (Silicato de aluminio) proporciona estética, sirve como matriz del cuarzo y cocido a altas temperaturas puede formar leucita. Estos materiales todavía se utilizan como un material de recubrimiento para aleaciones metal- cerámica y como un material estético.(25)

Cerámica policristalina: este tipo de cerámica Proporciona fuerza y tenacidad a la fractura y traslucidez reducida, debido a La ausencia de fase de vidrio hace difícil el grabar con ácido fluorhídrico, por lo tanto, requiere mayor tiempo de grabado y temperatura. (25)

Los fabricantes sugieren una amplia gama de indicaciones para estos materiales de cerámica para el uso en odontología. Lo cual induce a los fabricantes a desarrollar materiales de matriz de resina para obtener un material que simule más de cerca el módulo de la elasticidad de la dentina en comparación con la cerámica tradicional, y por consiguiente desarrollar un material que sea fácil reproducir, en el que se obtenga mejor ajuste y que facilite su reparación o la modificación con resina.(25)

En las últimas décadas, las restauraciones metálicas se han producido típicamente mediante el uso de la técnica de la cera perdida y el método colado convencional. El método convencional incluye procedimientos complejos y prolongados que involucran diversas etapas y puede dar lugar a múltiples complicaciones con respecto a la calidad de la restauración. Para superar estas limitaciones, las nuevas técnicas han sido introducidas. Uno de estos métodos incluye la fabricación con método (CAD / CAM), un método más reciente, conocido como el sistema láser de sinterización de metales directa (LMD). (18)

Hoy en día las estructuras de Co-Cr se pueden producir en 3 modos diferentes: el de cera perdida convencional ó la técnica colada, de fresado CAD / CAM, y el metal directo sinterización. El método de CAD / CAM se basa en la trituración de bloques sólidos de materiales mediante el uso de herramientas de fresado de diferente dimensiones. Debido fresado CAD / CAM fabrica los marcos de espacios en blanco en condiciones industriales normalizadas, cualquier defecto o porosidades que podrían poner en peligro la calidad de las restauraciones. (18)

El método sinterizado pueden minimizar estos defectos, es un método de fabricación de aditivos más reciente, en el que el polvo metálico es sinterizado en capas y luego fusionadas entre sí mediante soldadura láser con una alta energía rayo láser de dióxido de carbono, la construcción de la restauración de grano a grano hasta que el procedimiento se complete. Los fabricantes del DMLS han afirmado que el método ofrece varias ventajas el sobre colada convencional, tales como la mejora de las características físico-químicas del material y la producción de restauraciones libres de porosidad. (18).

1.4.4 Colado. El Dr. William H. Taggart introdujo el proceso colado con el método de cera perdida a la odontología para la construcción de coronas y prótesis, que fue adaptado a partir del método utilizado en el negocio de la joyería. (26)

COLADO Las propiedades mecánicas utilizadas para caracterizar aleaciones dentales coladas incluyen comúnmente resistencia a la fluidez, dureza, resistencia a la tracción, y módulo de elasticidad. (27)

El ajuste preciso de una restauración colada determina su éxito a largo plazo proporcionando una mecánica favorable (estabilidad, resistencia), biológica (reducción de la acumulación de placa, espesor mínimo de cemento, reducción de la filtración marginal), y propiedades estéticas. Los materiales (cera, la inversión, la aleación, anillo colado de metal) que participan en este proceso de la cera perdida se somete a la contracción o expansión, que puede influir en el resultado final de la restauración. (28) Tradicionalmente, los anillos de acero se han utilizado con mayor frecuencia para la realización de restauraciones dentales. Estos anillos de metales colados son rígidos y tienden a restringir la expansión de fraguado, además la expansión térmica del anillo de metal es menor; Esto causa una limitación adicional en la expansión térmica durante el colado, el uso de un anillo de liner compensa la expansión térmica del anillo de metal, hasta cierto punto y como respuesta a los problemas de expansión se introdujo la técnica de colada sin anillo prótesis fija y removible. (29)

El fosfato unido al grupo de materiales de revestimiento tiene una resistencia adecuada en la (temperatura ambiente) y al colado de alta temperatura, esto permite capas de revestimientos fosfatados obteniendo que la técnica de colado sin anillo sea posible.(21)

En el colado convencional, se recomienda 1 hora de ajuste seguido de una en una o dos etapas de eliminación de cera. (29) Todo el procedimiento de colado

requiere 2 a 4 horas de tiempo de laboratorio para la culminación de este. En 1988, Marzouk y Kerby describieron el método de eliminación acelerada de cera con revestimiento de fosfato. El método acelerado de eliminación de cera reporta reducir el tiempo de laboratorio y alcanzar precisión durante el colado en 30 a 40 minutos. En el método acelerado, el molde se introduce en un horno precalentado (fijado en la temperatura máxima recomendada) tan pronto como se alcanza resistencia a la humedad adecuada (de 12 a 15 minutos), esto elimina el patrón de cera rápidamente dentro de 12 a 15 minutos.(29)

La combinación de eliminación cera directa sin anillo y el método acelerado pueden potencialmente ser ventajoso para la técnica y el odontólogo, al reducir el tiempo de entrega de la restauración colada, citas clínicas, y los costos de laboratorio.(29)

Los materiales sólidos con anillo de metal, restringe la expansión lateral, provocando una presión negativa, que a su vez reduce la cavidad del molde . Esta falta de compensación, junto con la solidificación a contracción de la aleación, da lugar a piezas coladas de tamaño inferior con un mayor espacios marginales verticales (GAP). (29)

En la técnica sin anillo, un anillo plástico o elastomérico se utiliza para apoyar y confinar el material de revestimiento hasta que se alcanza la resistencia suficiente. Esto permite que el tamaño del molde sea de forma adecuada para compensar la contracción de la aleación, lo que resulta en colados con espacios

marginales. El método de eliminación de cera acelerada, se basa en la filosofía de que una inversión alcanza una resistencia suficiente para sostener el choque térmico en el punto máximo de la reacción de fraguado exotérmica, en la que la mayor parte de la sustancia química y expansión de fraguado se consideran completas. (29)

El revestimiento de fosfato se someten a una serie de fases durante las fases de determinación y eliminación de cera, dando una resistencia suficiente a temperatura ambiente (resistencia a la corrosión) y también lo que les permite resistir el impacto de altas temperaturas. El alto contenido de cuarzo en la aleación y el uso de sílice coloidal son otros factores que permiten la resistencia a la fractura o daño cuando se calienta rápidamente a altas temperaturas. (29)

La técnica colada sin anillo puede producir restauraciones precisas aceptables en prótesis fija. El método de eliminación de cera acelerado se puede utilizar como una alternativa viable, de ahorro de tiempo para el método convencional. La técnica de colado sin anillo se puede combinar con el método de eliminación acelerada de cera para ofrecer una solución rentable, clínicamente aceptable, y una alternativa de ahorro de tiempo para la fabricación de piezas de colados (29)

Los procesos de fabricación para las aleaciones, como los colados, son generalmente difíciles debido a su alto punto de fusión (1349-1449) dureza y ductilidad. El método colado ha sido el más común para la fabricación de aleación

dental durante muchas décadas, pero los errores acumulados en la serie de pasos de laboratorio son inevitables. La simplificación de procedimiento puede reducir estos errores junto con los costos que están relacionados a dispositivos caros. (22)

1.4.5 Fresado Co-Cr. La tecnologías CAD / CAM fresada para Co-Cr se realiza generalmente en tres pasos. En primer lugar, los datos son capturado ya sea escaneando directamente en la boca (con escáner intraoral) o mediante el escaneo de un modelo (con una escáner de laboratorio) .En segundo lugar, se genera una producción digital en el ordenador y, finalmente, una reconstrucción es fabricado en la sección CAM. Durante el último paso, la pre-forma virtual sirve como un patrón para el fresado de una reconstrucción de un sólido de Co-Cr en blanco.(30)

Utiliza herramientas de fresado de diferentes formas y tamaños para las reconstrucciones a base de bloques sólidos. Muchos materiales diferentes pueden ser procesada, por ejemplo, titanio, diversos polímeros, materiales cerámicos y Co-Cr. Una de las principales ventajas de usar tecnología de fresado son que las desventajas del método colado , tales como defectos y porosidades que pueden degradar la calidad de las reconstrucciones, se puede evitar ya que las piezas son fabricadas bajo condiciones industriales altamente estandarizada. (30)

Cuando se habla del fresado del co-cr la aleación de molibdeno-cobalto-cromo (CoCrMo) exhiben un alto grado de resistencia a la corrosión, la durabilidad, y la rigidez sin la necesidad de adición de un metal precioso. (31)

En un contexto dental, estas aleaciones de metal son procesados utilizando el método tradicional de colado de acuerdo con el proceso de cera perdida. Aunque la aplicación del método CAD / CAM (diseño asistido por ordenador) posee el proceso de fresado para la producción de restauraciones metálicas a partir de un metal sólido, esta posee desventajas considerables en comparación con la técnica convencional; estas derivan del rendimiento de fresado el cual es drásticamente inferior causada por la alta rigidez de la herramienta y el aumento de desgaste de la máquina, por esta razón este proceso se limita a grandes centros de fresado CAD/CAM en la industria dental. (31)

1.4.6 Sinterizado. El CAD / CAM en odontología se inició en 1970 con Duret y Preston, esto fue seguido por el trabajo de Moermann en la década de 1980, lo que condujo al desarrollo del sistema CEREC®. CAD / CAM la cual se ha convertido en una tecnología bien aceptado en la mayoría de los laboratorios dentales modernos.(26)

El método de sinterizado laser es un método aditivo para la fabricación es más ventajoso, la principal ventaja de este tipo de fabricación es la habilidad de la

técnica para crear detalles finos tales como muescas, huecos, y geometrías internas complejas.(26)

Este método de fabricación aditiva se define por la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM) como el proceso de unión de materiales para fabricar objetos de datos del modelo 3D, por lo general una capa sobre otra, a diferencia de metodologías de fabricación de sustracción.(26)

El proceso funciona mediante la adopción de un archivo de ordenador en 3D y la creación de una serie de secciones transversales. Cada capa, se imprime una encima de la otra para crear el objeto en 3D. Una característica atractiva de este proceso es que no hay residuos.(26) Tradicionalmente los procesos de fabricación de aditivos empezaron a ser utilizado en la década de 1980 para la fabricación de prototipos, modelos y patrones de colada. Este proceso se lleva a cabo dirigiendo un láser de alta potencia a un sustrato que consiste en una fina capa de polvo, donde el rayo golpea el polvo se crea un baño de fusión y las partículas de polvo se funden. Después de cada sección transversal se escanea, el lecho de polvo se reduce en un espesor de capa, se aplica una nueva capa de material en la parte superior, y el proceso se repite hasta que se completa la pieza.(26)

Una gama de polvos de metal se puede utilizar dentro de la que se encuentran el acero, titanio, aleaciones de titanio y aleaciones de Co / Cr. El proceso físico puede implicar la fusión completa, fusión parcial, o sinterización en fase líquida.

Dependiendo del material, hasta la densidad de 100% se puede lograr con las propiedades del material comparables a los de los métodos de fabricación convencionales.(26)

Al considerar el uso de sinterización selectiva por láser para producir partes médicas y dentales a partir de polvos cerámicos puros todavía hay mucho camino por recorrer y muchos problemas que necesitan ser resueltos.(26)

Cuando se fabrica un producto funcional volumétrico basada en el modelo 3D-CAD, la formación de capas en diferentes modos es un problema importante.(20) El cambio de los modos de sinterización produce una rugosidad superficial predeterminada, que es un factor importante en la adhesión de capas adyacentes. Los factores que afectan a la resistencia mecánica de las uniones soldadas por láser son la longitud de onda, la potencia, energía de pulso, la energía de salida, la duración del pulso, frecuencia del pulso, el diámetro del punto de la máquina de soldadura por láser, y el tipo de metal utilizado. Muchas máquinas de soldadura por láser utilizados en odontología tienen ajustes variables para la energía de salida (tensión o corriente), el diámetro del punto, y la duración del pulso. Las diferentes combinaciones de estas condiciones pueden cambiar la profundidad de penetración del láser en los metales y afectar a la resistencia de la unión de la restauración soldada por láser. Watanabe et al.(23)

La fuerza de fractura requerida para romper las restauraciones soldadas por láser se ve influenciada por el metal utilizado y de las condiciones de funcionamiento del dispositivo de soldadura por láser. (23) Fabricación aditiva puede fabricar objetos 3D en una sola etapa, directamente a partir de su diseño asistido por ordenador (CAD). Se trata de varias ventajas sobre la técnica de CAD / CAM convencional, también ahorra las materias primas y requiere un menor número de herramientas para reducir costes(22)

Akova et al. informaron que la resistencia de la unión de las aleaciones Co-Cr con el método sinterizado a la porcelana no fue significativamente diferente a la aleación colada de Co-Cr.(22) Sinterizadas mostraron mayor dureza ya que sus superficies son más homogéneas y regulares. La resistencia a la tracción con este método se debe al tamaño de grano más fino.(22)

La tecnología de sinterización por láser pasa por el tratamiento post-calor procedimiento para la liberación de la tensión interna residual de los productos. El láser sinterizado en las aleaciones de Co-Cr proporciona dureza apropiada de la superficie, resistencia a la tracción, y microestructura homogénea que cumplen con las exigencias de las clínicas dentales. Así desde los puntos de vista de las propiedades mecánicas y la estructura, esta técnica recientemente introducida puede ser un candidato prometedor para su uso en dispositivos dentales. Además, la tecnología de sinterización láser tiene la ventaja de que el error

humano se puede minimizar en el procedimiento de fabricación y puede mantener una calidad constante de la restauración. (22)

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Comparar el comportamiento ante fuerzas de cizallamiento en la unión metal-cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizadas vs coladas.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Observar la presencia de fallas adhesivas en la unión metal cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizado laser y colado posterior a termociclado y fuerzas de cizallamiento.
- Observar la presencia de fallas cohesivas en la unión metal cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizado laser y colado posterior a termociclado y fuerzas de cizallamiento.
- Observar la presencia de fallas mixtas (adhesivas y cohesivas) en la unión metal cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizado laser y colado posterior a termociclado y fuerzas de cizallamiento.
- Registrar el fallo en megapáscales de la unión metal cerámica de cilindros de Co-Cr sinterizado laser y colado posterior a termociclado y fuerzas de cizallamiento.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental in vitro.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Comportamiento de los métodos colados y sinterizados de la aleación co-cr en la unión con la cerámica.

2.3 UNIDAD DE OBSERVACION

Cilindros de metal base Co-Cr colados y sinterizados

2.3.1 Unidad de medida. Fuerza en mega pascales.

2.4 MUESTRA Y MUESTREO

Se utilizaron un total de 36 cilindros de metal base Co-Cr colados ($n = 18$) y sinterizados ($n = 18$); los cuales fueron divididos al azar en cuatro grupos. Todos los cilindros que componen la muestra tuvieron un tamaño estandarizado de 2,5mm de diámetro y 9mm de longitud con su respectiva cerámica (2mm de longitud y 2,5 de diámetro).

2.5 VARIABLES

Técnica de manufactura, tipo de falla.

2.5.1 Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN	NATURALEZA	TIPO DE VARIABLE	OPERACIONALIZACION	ESCALA DE MEDICIÓN	INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
Técnica de manufactura Co-Cr	Tecinas usadas para la elaboración de restauraciones según el material a usar las cuales pueden ser colado por método de cera perdida o sinterizado el cual se realiza con tecnología laser	cualitativa	Independiente	Sinterizado o colado	Nominal binominal	Recomendación del fabricante
Tipo de falla en unión metal-cerámica	Fallas que se producen en la unión metal cerámica al ser sometidas a un tipo de fuerza	Cualitativa	Dependiente	Adhesiva Cohesiva Mixta	Nominal politotómica	Resultado de la microfotografía
Falla adhesiva	Desprendimiento de la cerámica de la superficie de la aleación	cualitativa	Dependiente	Presencia o ausencia	Nominal binominal	Resultado de la microfotografía
Falla cohesiva	Fisura o delaminación de la cerámica de revestimiento	cualitativa	Dependiente	Presencia o ausencia	Nominal binominal	Resultado de la microfotografía
Falla Mixta	Se presenta falla adhesiva y cohesiva	Cualitativa	Dependiente	Presencia o ausencia	Nominal binominal	Resultado de la microfotografía
Prueba de fallo en la unión metal cerámica	Fallo de la unión metal cerámica sometido a fuerzas de cizallamiento	cuantitativa	dependiente	fallo a fuerza en megapáscales	intervalo	Máquina de pruebas instron
Termociclado	Ciclos de temperatura al que se somete un espécimen para simular condiciones de cavidad oral	cualitativa	Dependiente	4000 a 5000 ciclos en una inmersión en baño de agua a 4 °C y 60 °C (tiempo de espera, 1 minuto a cada temperatura)		termociclador

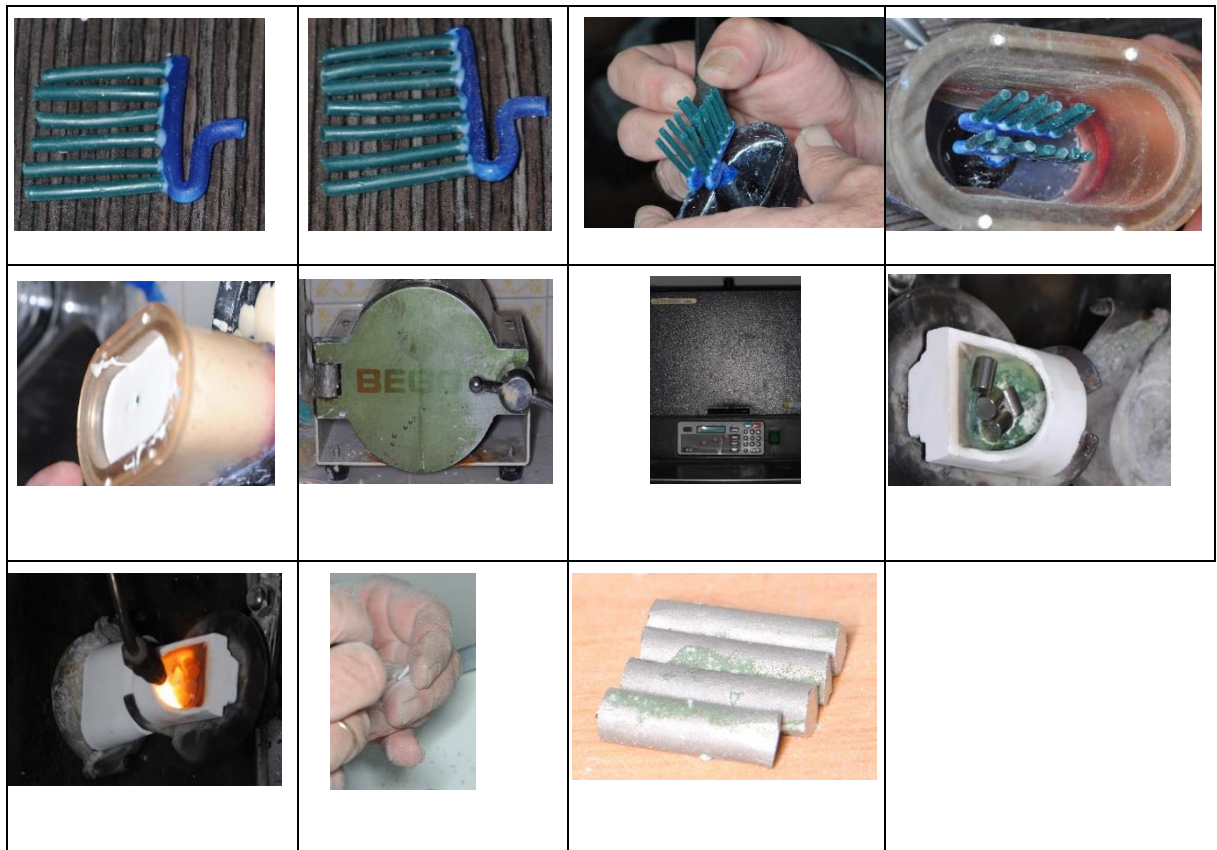
2.6 MATERIALES Y MÉTODOS

- Elaboración de los cilindros

Cilindros en Co-Cr colados. En este caso se utilizó el método de la cera pérdida, proceso que fue realizado en un laboratorio certificado de la ciudad. Cera BEGO de 2,5 mm de diámetro, previamente cortada a 9 mm de longitud, fue pegada a los bebederos, donde se armó un árbol de cera para revestir en un anillo de 150 g (revestimiento Galaxi G2 Universal Investment W Murfiel Valencia CA EE UU). Luego se mezclaron 150 g de revestimiento G2 en 30 ml de agua destilada, se llevó a la mezcladora al vacío durante 1 min para posteriormente verter la mezcla dentro del anillo. Se colocó en el presurizador por un tiempo de 30 min para mejorar las propiedades del revestimiento y luego se colocó en horno evaporador de cera, programándolo a 4 temperaturas de la siguiente manera: a) temperatura inicial 500 °F estabilizando el horno en un tiempo de 10 minutos con una rata de acenso de 30° f por minuto; b) temperatura de 1000 °F estabilizando el horno en un tiempo de 10 minutos con una rata de acenso de 30 °F por minuto; c) temperatura de 1400 °F estabilizando el horno en un tiempo de 10 minutos con una rata de acenso de 30° f por minuto; y d) temperatura final de 1660 °F estabilizando el horno por un tiempo de 45 minutos. En un paso siguiente se procedió a la fundición de la aleación Co-Cr (Argeloy N.P. Supreme) a 1480°C. Se dejó enfriar a temperatura ambiente por un periodo de 1 hora. Luego se retiró el revestimiento del anillo liberando el colado para posterior arenado con partículas

de óxido de aluminio de 110micras con una presión de 2 bar. Por último, se realizó corte, individualización y pulido de los 18 cilindros colados (figura 2).

Figura 2. Secuencia de la elaboración de cilindros Co-Cr colado.



Cilindros en Co-Cr sinterizado. En este caso se partió por diseñar un cilindro haciendo uso del software 3 Shape dental system 2016 con diámetro de 2.5mm y 9mm longitud. 18 cilindros en Co-Cr se sinterizaron en la fábrica de Phibo Colombia utilizando el diseño previamente hecho. Estas muestras fueron producidas con el sistema de EOSINT M 270 (EOS GmbH Electro Optical

Systems), que construyó el modelo capa a capa mediante el uso de un haz láser enfocado para fundir y fusionar el polvo de aleación Co-Cr (EOS Cobalt-Chrome SP2) en una estructura sólida. El espesor de la capa fue de 20 micras (figura 3).

Figura 3. Secuencia de la elaboración de cilindros Co-Cr sinterizado.



- Adhesión de la cerámica

Cilindros en Co-Cr colados. Se arenaron los especímenes con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) de 50 – 100 micras (μm) con una presión 2 bar. Se limpiaron con ultrasonido en agua destilada durante 8 minutos. Luego se usó una técnica de estratificación manual utilizando aplicaciones de dispositivo de unión, opaco, dentina, y las capas de esmalte de la siguiente manera: a) Los

especímenes fueron dispuestos en un horno (Vita Vacumat 40 T); b) Se aplicó opaco a temperatura inicial de 403 °C hasta llegar a una temperatura final 980 °C con una rata de acenso de 80 °C por minuto, manteniendo temperatura final por 6 minutos; c) A la segunda capa de opaco se le aplicó una temperatura inicial de 403 °C hasta llegar a una temperatura final de 970 °C con una rata de acenso de 80 °C por minuto, manteniendo temperatura final por 6 minutos; d) Dentina: se le aplicó una temperatura inicial de 403 °C hasta llegar a una temperatura final de 920 °C con una rata de acenso de 80 °C por minuto, manteniendo temperatura final por 4 minutos; y e) Esmalte: se le aplicó una temperatura inicial de 403 °C hasta llegar a una temperatura final de 920 °C con una rata de acenso de 80 °C por minuto, manteniendo temperatura final por 4 minutos (figura 4).

Figura 4. Adhesión de la cerámica en Co-Cr colado



Cilindros en Co-Cr sinterizado. Este procedimiento fue realizado siguiendo el protocolo sugerido por Phibo, en donde se realizó arenado con Oxido de Aluminio de 250 micras a 4,5 bar. Se limpió con ultrasonido en agua destilada durante 8 minutos. Se usó una técnica de estratificación manual que participa aplicaciones

de dispositivo de unión, opaco, dentina, y las capas de esmalte. Los especímenes fueron dispuestos en un horno (Vita Vacumat 40 T). Se empleó el mismo protocolo utilizado en los cilindros colados variando su enfriamiento el cual se fue a 600 °C (manteniendo esta temperatura 1 minuto) con la mufla cerrada en un 90% (este enfriamiento se realizó en todas las capas cerámicas) (figura 5).

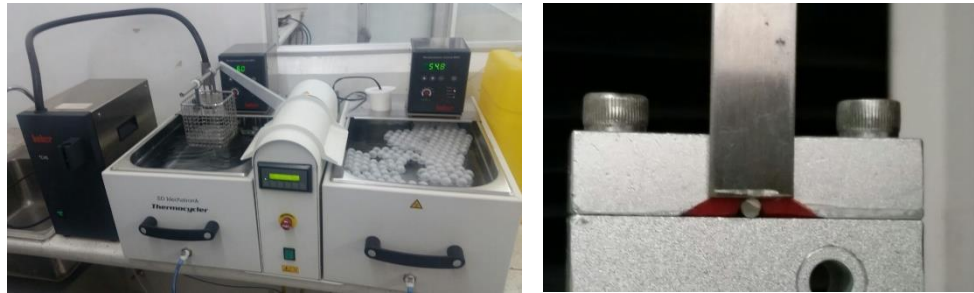
Figura 5. Adhesión de la cerámica en Co-Cr sinterizado



Una vez listos los especímenes se dividieron los grupos de la siguiente manera:

- **Grupo A (colado) y B (sinterizado):** compuesto por 9 modelos cada uno de Co-Cr con su respectiva cerámica de revestimiento, los cuales fueron dispuestos a 37°C por 24 horas previo a la prueba de fuerza de cizallamiento.
- **Grupo C (colado) y D (sinterizado):** compuesto por 9 modelos cada uno de Co-Cr sometidos a 5000 ciclos en una inmersión en baño de agua a 4°C +-2 y 55°C+-2, (tiempo en cada compartimiento de 30 segundos, tiempo de escurrimiento y entre compartimientos de 3 segundos) con su respectiva cerámica de revestimiento (figura 6).

Figura 6. Pruebas realizadas a las muestras.



Las pruebas de laboratorio fueron realizadas por un experto en la materia, el cual al momento de recibir los grupos desconocía su distribución. Sin embargo, se le indicó que en los grupos C y D les correspondía la prueba de termociclado.

La máquina universal de ensayos Instron (modelo 3345), fue la encargada de generar las cargas de cizallamiento sobre los correspondientes especímenes hasta producir la fractura de la cerámica. La fuerza aplicada por esta máquina se registra en megapáscales (Mpa) y se realiza de manera constante hasta alcanzar el punto de fractura del material.

Se registraron los tipos de falla encontrados por medio de microfotografías; las cuales permitieron clasificar las fallas en:

- **Tipo I:** cohesivas, presente únicamente en la cerámica.
- **Tipo II:** adhesivas, presente en la unión metal-cerámica.

- **Tipo III:** mixtas, presentes tanto en la cerámica como en la unión metal-cerámica.

El registro de cada falla se realizó por medio de imágenes de estereomicroscopía y fotografía digital macro (cámara Cannon EOS T5 con un objetivo macro 100) (figura 7).

Figura 7. Estereomicroscopio



- Fichas técnicas de los instrumentos utilizados

Horno VITA VACUMAT 40 T. Horno de cocción de cerámica totalmente automático controlado por microprocesador, manejo intuitivo a través de los menús de la pantalla táctil.



Ancho	220 mm
-------	--------

Fondo	320 mm
Alto	420 mm
Peso	10 kg
Carcasa	Acero/acero fino
Diámetro de la cámara de cocción	90 mm
Altura de la cámara de cocción	55 mm
Temperatura de la cámara de cocción max.	1200°C
Conexión eléctrica	230 voltios c.a., 50 Hz o 100/110 voltios c.a., 50/60 Hz
Consumo de potencia max.	1,5 kW
Clasificación	Clase de protección 1

Vulcan 3-Series Hornos.



Mufla de alto rendimiento híbrida.

• Amplio intervalo de temperatura de funcionamiento 50 °C (122 °F) a 1100 °C (2012 °F).

• Puerta eléctrica con cierre temporizado automático (sólo 3-550PD).

• Controlador programable con 9 programas de tres etapas (con 6 segmentos cada uno) y 1 programa de mantenimiento de una única temperatura.

- Construcción resistente con panel frontal en acero inoxidable.
- Funcionamiento con inicio retardado que permite programar la hora de finalización del ciclo en lugar de calcular la hora de inicio.
- Programas enlazables para funcionamiento en 6 etapas.
- Amplios intervalos de velocidad de temperatura lineal programable tanto positivos como negativos (de 0,1 a 40 °C/minuto).

Instron Modelo 2519-107

- Diseñada específicamente para su uso con 3300 sistemas de prueba de columna única.
- Capacidades de fuerza de $\pm 10 \text{ N}$ - $\pm 5 \text{ kN}$ (1 - 500 kgf, 2.2 - 1.125 lbf).
- Adecuado para una amplia gama de tipos de prueba, incluyendo tensión, compresión, tensión cíclica y inversa.
- Mediciones exactas hasta 1/500 de la capacidad de la célula de carga - significa menos células de carga y menos cambios en las células de carga.
- El reconocimiento automático con número de serie electrónico y calibración eléctrica permite un funcionamiento sencillo y sin errores.
- La protección contra sobrecarga integral reduce la posibilidad de daños durante el manejo y el uso.
- Cumple con todas las normas internacionales de medición de fuerzas, incluyendo ASTM E4, ISO 7500-1 clase 0.5 y JIS B7721, B7733.



THERMOCYCLER TC45 (Mechatronik)



Simula el envejecimiento artificial mediante cambios cíclicos de temperatura. Todos los parámetros relevantes como, por ejemplo, el tiempo de exposición, las temperaturas y el

número de ciclos pueden ajustarse fácilmente en el dispositivo.

Los baños se llenan automáticamente con una bomba de recarga integrada para compensar las pérdidas por evaporación.

Función de arranque automático: después de un corte de energía, la prueba continúa automáticamente (útil para ensayos largos que no se supervisan permanentemente).

Unidad de refrigeración disponible con 240 o 300 vatios de potencia de refrigeración

Rendimiento térmico: temperaturas entre 5 y 55 ° C; Período de ciclo 60 segundos; Masa de muestra aprox. 250-300 g. El peso máximo de la muestra mecánica es 1000g.

Estereomicroscopio OLYMPICS



Ofrece 2 diferentes intervalos de aumentos, diseñado ergonómicamente con un tubo de observación de 45 grados de inclinación como modelo estándar.

Para fines de documentación, existe un modelo trinocular que permite el rápido y fácil acoplamiento de cámaras digitales.

Los LEDs uniformes y brillantes permiten integrar eficazmente la iluminación transmitida a una base muy delgada, lo cual facilita el acceso y la manipulación de muestras.

Canon EOS T5



Resolución:	Aprox. 18.0 megapíxeles.
Tipo de sensor:	Sensor CMOS APS-C de Canon aprox. 22.3 mm x 14.9 mm.
Disparo en serie (aprox.):	Máx. 3 fps para aprox. 69 imágenes JPEG ¹ , 6 imágenes RAW ²³ .
Procesador:	DIGIC 4.
LCD:	TFT de 7.5 cm (3,0”), aprox. 460,000 píxeles.
Visor óptico:	Visor luminoso con aprox. un 95% de cobertura, 0.80x.21 mm. Pentaespejo.
Rango de velocidad de obturación:	30-1/4,000 s, Bulb (rango de velocidad del obturador total. La gama disponible varía dependiendo del modo de disparo).
Modos de disparo:	Modo de Escenas Automático Inteligente, sin flash, Creative Auto, retrato, paisaje, primeros planos, deporte, retrato nocturno, video, programa AE , AE con prioridad al obturador, AE con prioridad a la apertura, manual.
Sensibilidad ISO:	AUTO (100-6,400), 100-6,400 en incrementos de 1 punto. La sensibilidad ISO puede ampliarse hasta H: 12,800. Durante la grabación de video: Auto (100-6,400), 100-6,400 (en incrementos de 1 paso).
Flash incorporado:	Si
Mini salida HDMI:	Si
Dimensiones (An x Al x Prof.):	129.6 x 99.7 x 77.9 mm.

2.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

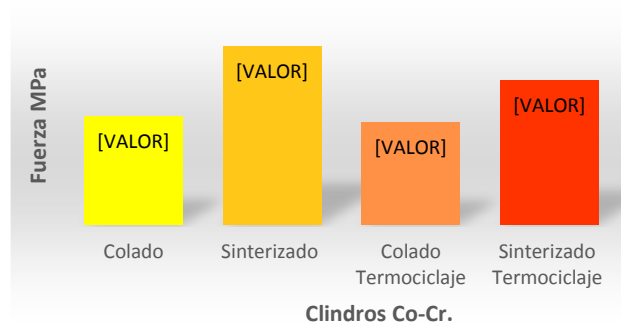
Los datos obtenidos fueron de tipo cuantitativo y cualitativo; los primeros de éstos con colaboración del experto para realizar la correcta interpretación. Se culminó con el diligenciamiento en un instrumento de recolección de datos previamente

diseñado (Microsoft Excel 2016). A nivel estadístico, las variables se describieron según medidas de tendencia central) y con frecuencias al describir el tipo de falla. Para determinar si las fuerzas presentaban distribución normal se utilizó la prueba de Shapiro Wilk, la prueba de Grubbs sirvió para determinar la presencia de fuerzas atípicas, la prueba de Levene se utilizó para determinar la igualdad de varianzas; con la prueba ANOVA de 1 vía se compararon las fuerzas promedio de cizallamiento y la prueba de χ^2 reveló la asociación entre tipo de falla y cilindro. Se consideró un nivel de significancia de 0,05.

3. RESULTADOS

Tras analizar los 36 cilindros de metal base Co-Cr colados y sinterizados, se encontró que la fuerza media de cizallamiento por espécimen fue superior en los casos de los grupos sinterizados, tanto para los no termociclados (63,56MPa) como para aquellos en los que sí se realizó (51,52MPa). La fuerza media en los cilindros colados con y sin termociclado fue cercana a los 40MPa dando diferencias estadísticas ($p=0,0002$) que dejan en evidencia la relación entre variables (figura 8).

Figura 8. Fuerza media de cizallamiento por cilindros de Co-Cr.



ANOVA: Single Factor $p\text{-value}=0,0002$

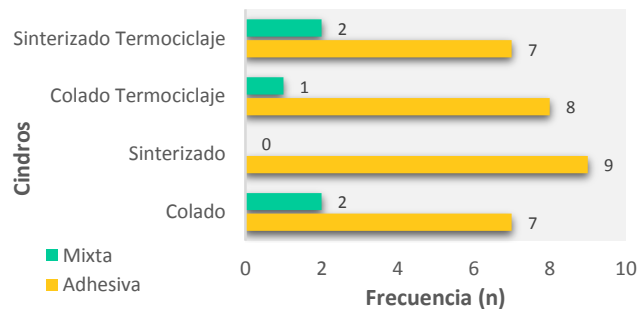
Cuando se observa la dispersión de las fuerzas de cizallamiento que presentaron cada uno de los cilindros en los diferentes grupos; se obtuvieron medidas mucho más homogéneas en los grupos de cilindros sinterizado (figura 9).

Figura 9. Comportamiento de las fuerzas de cizallamiento por cilindros Co-Cr.



Al analizar la presencia de fallas adhesivas, cohesivas y mixtas en la unión metal cerámica utilizando cilindros de Co-Cr sinterizado laser y colado posterior a los procesos de termociclado y fuerzas de cizallamiento respectivamente, dejan claro que la mayoría de las fallas presentes fueron de tipo adhesivo ($n=31$; 88,57%) sin haber presencia de fallas cohesivas en ninguno de los grupos (figura 10).

Figura 10. Tipo de falla encontrado según el cilindro Co-Cr.



Chi-Square Test p-value 0,465

El tipo de falla tampoco estuvo asociado con la condición de la prueba, termociclado o no termociclado ($p=0,628$) y se presenta similar en ambos casos (figura 11). Las fallas encontradas se observan en las siguientes micrografías (figura 12).

Figura 11. Tipo de falla por termociclaje en cilindros Co-Cr.

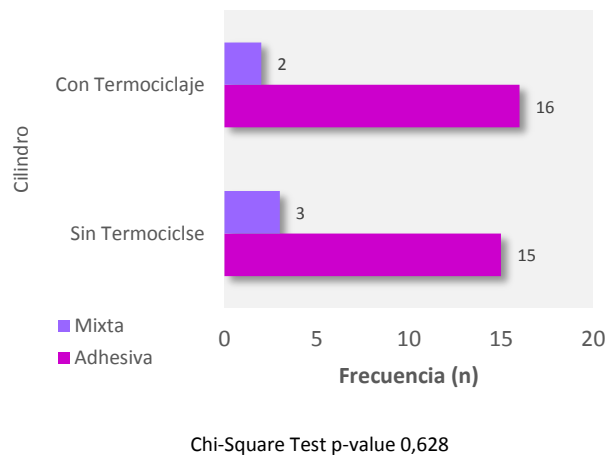
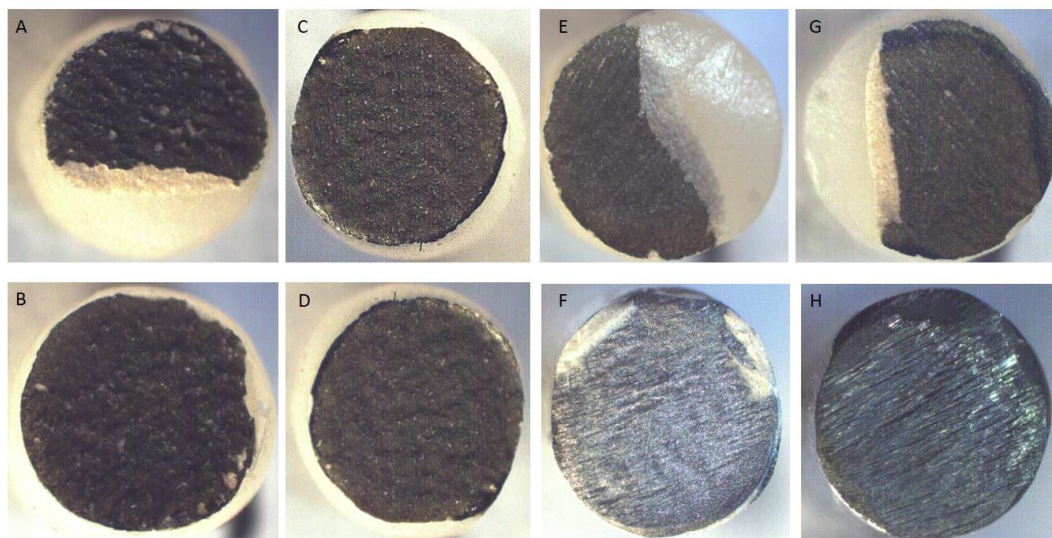


Figura 12. Micrografías a 40X de los sitios donde se presentaron las diferentes fallas en los cilindros



A) Falla mixta cilindros colados sin termociclado; B) Falla adhesiva cilindros colados con termociclado; C/D) Falla adhesiva cilindros colados con termociclado (solo se presentó este tipo de falla); E) Falla mixta cilindros sinterizado sin termociclado; F) Falla adhesiva cilindros sinterizado sin termociclado; G) Falla mixta cilindros sinterizados con termociclado; H) Falla adhesiva cilindros sinterizado con termociclado

4. DISCUSIÓN

El uso de nuevas tecnologías de diseño y manufactura es en la actualidad una buena herramienta que ha empezado a utilizarse con frecuencia en el campo odontológico; es por eso que cada vez se encuentran más estudios que buscan compararla con otros métodos ampliamente aceptados como lo son las técnicas convencionales (4).

Existen mecanismos para realizar seguimiento a los materiales y a sus propiedades, como la ANSI/ADA N°38 del 2000 y la Norma ISO 9693 de 1999, con las que se puede evaluar la unión metal-cerámica a través de un ensayo de flexión de tres puntos, con el cual se pudo establecer que la resistencia mínima de adhesión en estos casos debe ser de 25 MPa y de 51 MPa en estudios in vitro (4,32). Los valores medios de resistencia al cizallamiento in vitro encontrados en este estudio para los especímenes metalocerámicos preparados a partir de aleaciones de Co-Cr sinterizados con y sin termociclado estuvieron por encima de estos dos valores (51,52MPa y 63,56 MPa) respectivamente; sin embargo, para el caso de las muestras coladas no se cumplió a cabalidad con esta especificación. Las cifras de las aleaciones Co-Cr sinterizadas fueron similares a las reportadas por De Melo y cols. (2005), donde las fuerzas para los grupos que ellos consideraron, fueron de $71,7 \pm 19,2$ MPa y $55,2 \pm 13,5$ (33). Un estudio similar fue el desarrollado por Stawarczyk y cols. (2014), que compararon aleaciones

convencionales de Co-Cr-Mo con otras realizadas con CAD/CAM, para evaluar in vitro la resistencia a largo plazo de los enlaces metal-cerámica, encontrando que la nueva aleación con metal base realizado con CAD/CAM presentaba una resistencia de unión metal-cerámica comparable a la de las aleaciones Co-Cr-Mo con técnicas convencionales (34). Finalmente, los resultados de la investigación de Serra y cols. (2014), tras comparar la resistencia a la adherencia de la porcelana dental en las aleaciones de Co-Cr coladas y sinterizadas por láser y el tipo de falla después del termociclado al aplicar prueba de cizallamiento, encontraron que la resistencia de adhesión para las muestras no termocicladas fueron $42,79 \pm 14,14$ MPa (coladas), $37,56 \pm 9,18$ MPa (fresadas), $29,09 \pm 6,95$ MPa (sinterizadas por láser), y para las muestras termocicladas $16,52 \pm 8,96$ MPa (coladas), $22,21 \pm 13,25$ MPa (fresado), $24,28 \pm 10,13$ MPa (sinterizadas por láser); no obstante las diferencias estadísticas no fueron significativas en la adhesión entre los métodos de fabricación ($p = 0,257$), sucedió igual para el tipo de falla que no estuvo asociada con la condición de prueba (termociclado, $p = 0,280$, no termociclado, $p = 0,240$) (4); dichas cifras resultan inferiores a las encontradas en este estudio las cuales fueron para no termociclado 38,53MPa (colados), 63,56MPa (sinterizado Laser) y para los termociclado 36,50MPa (colado), 51,52MPa (sinterizado laser). Los resultados del estudio anterior no superan los mínimos recomendados, situación que puede atribuirse a los parámetros en el diseño del estudio en el cual no se pudo controlar la contracción de la cerámica obteniendo diámetros menores en comparación con los cilindros en Co-Cr.

La investigación de Li y cols. (2016), tras evaluar in vitro la resistencia de la unión metal-cerámica de una aleación Co-Cr fabricada de manera convencional y por fusión láser selectiva (SLM); reportaron que en su caso tampoco se encontraron diferencias significativas entre todos los grupos evaluados ($p > 0,05$) para la resistencia en la unión; aunque el grupo SLM mostró una adherencia significativamente mayor a la porcelana que el grupo colado ($p < 0,001$); con estos resultados los autores concluyen que si bien la resistencia de unión entre las cerámicas y las aleaciones Co-Cr es independiente del método de fabricación; cuando las aleaciones son producidas por fresado y SLM se obtiene una mejor adherencia a la porcelana (35). Jang y cols. (2015) evaluaron la tensión que podía soportar el Co-Cr con tres procesos de fabricación, que incluía el proceso rápido (sinterizado) utilizando como criterios de estudio la adhesión del material y resistencia a la fractura. Ellos encontraron en todos los grupos ensayados, una resistencia superior a 500Mpa y una elongación mayor al 2%; no obstante, las muestras sinterizadas presentaron una mayor resistencia a la prueba (36), lo que sugiere que éstos sufren poca deformación cuando son sometidos a esfuerzos, situación considerada ideal cuando se trabaja con materiales de restauración. Choi y cols. (2014); compararon las propiedades mecánicas y microestructurales de la superficie fracturada para muestras de aleaciones Co-Cr fabricadas mediante el método tradicional y método sinterizado (CAD/CAM), utilizaron pruebas de elasticidad, tracción y dureza Vickers; encontrando diferencias significativas en la media de los valores de dureza Vickers entre todos los grupos;

Se presentó un mayor valor de resistencia a la tracción final (1442,94 MPa) en el grupo fresado y un mayor límite de elasticidad (0,2%) (1136,15 MPa) en el grupo sinterizado láser, llevando a concluir que con diferentes métodos de fabricación se puede influir en las propiedades mecánicas y microestructurales de las superficies en aleaciones Co-Cr (37). Analizando los estudios de Choi, Li y Jang se puede atribuir que el método de fabricación tiene influencia sobre la adhesión cerámica lo cual fue expresado en los resultados del presente estudio.

Estudios como el de Qian y cols. (2015), al analizar a nivel microestructural en aleaciones de este tipo, identificaron de manera general la formación de gránulos; estos llevaron a que se produjeran tres tipos de defectos microestructurales; Finas grietas en los límites de grano ($<10\ \mu\text{m}$) y grietas en los límites de la línea de unión ($> 10\ \mu\text{m}$) (38); sin embargo, a pesar de la presencia de estos defectos considerados “tolerables”, que son difíciles de evitar durante el proceso de manufactura, las aleaciones Co-Cr tienen un buen comportamiento permitiendo alcanzar altas fuerzas de cizallamiento antes de que ocurra algún tipo de falla (33). No obstante, con imágenes de microscopía electrónica de barrido, se ha establecido que los especímenes de Co-Cr fabricados por sinterización láser tienen mayor resistencia (incluso a la corrosión) que especímenes de aleación colado(39).

Las aleaciones metálicas de base están formadas por elementos que pueden ser oxidados, especialmente cromo. Por lo tanto, uno de los desafíos en este tipo de

aleaciones es el control de la formación excesiva de óxido de cromo que se traduce en una menor resistencia de la unión entre el metal y la porcelana, Henriques y cols. (2012) evaluaron el efecto de preoxidación sobre la resistencia de unión de la porcelana a la aleación cobalto-cromo-molibdeno-silicio (CoCrMoSi), en la cual concluyeron que el tratamiento térmico influye en la capa de óxido que se encuentra entre la aleación y la porcelana disminuyendo considerablemente la adhesión y resistencia de la unión metal-cerámica(40). Esto se pudo observar en las micrografías a 40x tomadas a los diferentes especímenes del presente estudio donde se evidencia la capa de óxido sobre los cilindros, siendo más notorio en los cilindros colados haciendo a estos más susceptibles a la falla adhesiva.

Finalmente, aunque el tamaño de la muestra de esta investigación es relativamente superior al de otras investigaciones de su clase, aun puede ser considerado reducido, limitando las comparaciones entre grupos.

5. CONCLUSIONES

Tras la aplicación de fuerzas de cizallamiento en los cilindros de metal base Co-Cr, se encontraron mejores resultados en los que fueron diseñados con el método de sinterizado a través de la tecnología de diseño y manufactura CAD-CAM; con estos resultados se pudo establecer que los cilindros sinterizados presentan cerca de 1,5 veces más resistencia que los cilindros colados, antes de alcanzar su punto de fractura entre la cerámica y la aleación.

Respecto a los tipos de fallas que se produjeron durante la prueba, es de destacar que las más frecuentes fueron las de tipo II o adhesivas y, en una menor proporción las de tipo III o mixtas; sin casos donde se presentaran fallas tipo I o cohesivas.

El tipo de falla no estuvo asociado con la condición de la prueba, termociclado o no termociclado.

La capa de óxido es un factor influyente en la adhesión metalcerámica, lo cual fue evidenciado en las micrografías y en la prueba de cizalla donde los especímenes colados mostraron una capa evidente de óxido y un fallo a fuerza menor en comparación con los cilindros sinterizados.

6. RECOMENDACIONES

Dando continuidad a esta investigación, a futuro se pueden desarrollar investigaciones que analicen a profundidad la zona de interface entre la aleación y la cerámica, con análisis con microscopía electrónica de barrido o análisis de la rugosidad superficial (Ra).

Además, se puede considerar otras variables de tipo mecánico al momento de realizar las pruebas, entre ellas la dureza, resistencia a la tracción, entre otras.

Se sugiere que para estudios a futuro las muestra tenga un tamaño de 10 mm de diámetro por 7 mm de longitud para acercar los especímenes a una configuración más cercana a lo que son las medidas de un diente natural.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Thompson, GA. Luo, Q. Hefti, A. Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/ vacuum-pressure casting procedures. J Prosthet Dent. 2013; 110(6): 471-80
2. Örtorp, A. Jönsson, D. Mouhsen, A. Steyern, P. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. Dental Materials. 2011; 27: 356-363.
3. G, Lombardo. R, Nishioka. R, Souza. S, Michida. A, Kojima. A, Mesquita. L, Buso. Influence of Surface Treatment on the Shear Bond Strength of Ceramics Fused to Cobalt–Chromium. Journal of Prosthodontics 2010; 19: 103-111.
4. Serra J, Cano J, Cabratosa J, Figueras O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. J Prosthet Dent., 2014; 112(3): 600-605.
5. Firićă, J. Firițeanu, D. Brief History of the Examination of Fracture Faces and Flat Faces. Publications on Etallography. Metalurgia. 2013; 7(65): 28-36.
6. A, Madani. S, Rokni. A, Mohammadi. M, Bahrami. The Effect of Recasting on Bond Strength between Porcelain and Base-Metal Alloys. Journal of Prosthodontics 2011; 20: 190-194.
7. Vincent PF, Stevens L, Basford KE. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelainvenneering. J Prosthet Dent 1977; 37: 527-36.

8. Li, KC. Ting, S. Prior, DJ. Waddell, JN. Swain, MV. Microstructural analysis of Co-Cr dental alloy at the metal- porcelain interface: A pilot study. New Zealand Dental Journal. 2014; 110(4):138-142.
9. V, Shaghaghian. K, Adibi. The effect of thermal and mechanical cycling on bond strength of a ceramic to nickel-chromium (Ni-Cr) and cobalt-chromium (Co-Cr) alloys. Indian Journal of Dental Research 2012; 23(4): 509-513.
- 10.Y, Jabbari. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literatura. J Adv Prosthodont 2014; 6: 138-45.
- 11.Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Bonding mechanism evidence in a ceramicnonprecious alloy system. J Biomed Mater Res 1977;11:701-9.
- 12.Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. J Prosthet Dent 1987;57:26-9.
- 13.Shanley JJ, Ancowitz SJ, Fenster RK, Pelleu GB Jr. A comparative study of the torch/centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent 1981;45:18-23.
- 14.R, Morales. R, Nisie. Et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. J ProsthetDent 2008; 99: 54-59.
- 15.W, Geurtsen. Biocompatibility Of Entalcasting Alloys. Crit Rev Oral Biol Med 2002; 13(1):71-84.
- 16.W.Elshahawy a, Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics; Tanta dental journal 11 (2014) 150e159.

17. Q, Yu. F, Zhang. Corrosion behaviour and Surface analysis of a Co–Cr and two Ni–Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *Eur J Oral Sci* 2011; 119: 93–101.
18. Roberts, H. Berzins, D. Moore, K. Charlton, D. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics*. 2009; 18: 188–194.
19. X-Z. Xina. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing. *Dental materials* 2014; 30: 263–270.
20. S. A, KEDICI. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media *Journal of Oral Rehabilitation* 1998; 25: 800–808.
21. J, Wataha. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351–63.
22. Santos MC. Current All-Ceramic Systems in Dentistry: A Review. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 227–235.
23. P, Magne. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético. Quintessence books 2004.
24. J, Heather. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389–404.
25. S, Gracis. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 227–235.
26. Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012; 28: 3–12.
27. G, Baran. E, Woodland. Forming of cast precious alloys. *J Dent* 1981.

28. N, Saprykina. A, Saprykin. M, Matrunchik. Formation of Surface Layer of Cobalt Chrome Molybdenum Powder Products with Differentiation of Laser Sintering Modes. *Applied mechanics and Material* 2014 Vol. 682.
29. R, Prasad. A. Al-Keraif. N, Kathuria. P, Gandhi. S, Bhide. Accuracy of Ringless Casting and Accelerated Wax-Elimination Technique: A Comparative In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics* (2014) 157–162.
30. S, Suleiman. P, Von Steyern. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013; 71: 1280–1289.
31. K, Krug. A, Knauber. F, Nothdurft. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Invest* (2015) 19:401–411.
32. International Organization for Standardization. ISO 9693. Metal ceramic dental restorative systems. Geneva: ISO; 1999. p. 1-14.
33. De Melo R, Caldas A, Piero M. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 64-69.
34. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F. A Novel CAD/CAM Base Metal Compared to Conventional CoCrMo Alloys: An in-vitro Study of the Long-term Metal-ceramic Bond Strength. *OHDM*, 2014; 13(2): 446-452.
35. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, Ye J. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling and selective laser melting. *J Prosthet Dent* 2016; doi doi: 10.1016/j.prosdent.2016.11.001.

36. Jang SH, Lee DH, Ha JY, Hanawa T, Kim KH, Kwon TY. Preliminary Evaluation of Mechanical Properties of Co-Cr Alloys Fabricated by Three New Manufacturing Processes. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 396-398.
37. Choi YJ, Koak JY, Heo SJ, Kim SK, Ahn JS, Park DS. Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *J Korean Acad Prosthodont* 2014; 52: 67-73.
38. Qian B, Saeidi K, Kvetková L, Lofaj F, Xiao C, Shen Z. Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting. *Dent Mater.*, 2015; 31(12):1435-44.
39. Hakan S, Ozcicek N, Kurkcoglu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent.*, 2015; 2015 Nov;114(5):725-34.
40. Henriques B, Soares D, Silva FS. Influence of preoxidation cycle on the bond strength of CoCrMoSi-porcelain dental composites. *Material Science and Engeneering*, 2012; 32: 2374-2380.