



FACULTAD DE POSGRADOS

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS CAD CAM ELABORADAS
CON DISILICATO DE LITIO EN TERMINACIONES FILO DE CUCHILLO

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Especialista Medico en Rehabilitación
Oral

Profesor Guía
M.Sc. Fabián Geovanny Rosero Salas

Autor
Marco Antonio Zúñiga Llerena

Año
2017

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.

Fabián Geovanny Rosero Salas

Master Universitario en Intervención Social en las Sociedades del
Conocimiento

CI: 1713202917

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

“Declaro haber revisado este trabajo, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.

Alexandra Patricia Mena Serrano
Doctora en Dentística Restauradora
CI: 1713167896

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.

Marco Antonio Zúñiga Llerena

CI: 1803811114

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a Dios por brindarme la oportunidad de estudiar, a mis Padres y familiares que me fortalecen mental y económicamente para la consecución de mis metas profesionales, a mi tutor piedra fundamental sobre la cual se estructuró la parte científico-técnica de esta investigación.

DEDICATORIA

A mi Madre quien me brinda continuamente su aliento y amor, su comprensión y entrega para que su hijito prospere en todo ámbito.

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue evaluar la influencia del tipo de terminación marginal; Filo de Cuchillo (F) y Chamfer (C) sobre la resistencia flexural de coronas de disilicato de litio CAD/CAM en espesores de 0,8 mm y 0,5 mm.

Método: Se preparó 40 premolares superiores, sanos, extraídos por motivos ortodónticos, se ordenaron 2 grupos de acuerdo al tipo de terminación G1=F y G2=C; 2 sub grupos referente al espesor del material Sg1=0,8mm y Sg2 0,5 mm (5 coronas por cada subgrupo), se sometieron a fuerzas de compresión (máquina de ensayo universal) vertical (v) y horizontal (h). Además, se observó el tipo de fractura más frecuente entre; cohesivas en porcelana (cp), adhesiva en porcelana (ap), mixta pequeña (mp) y mixta larga (ml). **Resultados:** en preparaciones a 0,8 mm y 0,5 mm, existió diferencia significativa en relación a la mejor terminación, esta fue el C; sus valores fueron, Sg1 (h=1347,2 N / v=1402,0 N) versus F; Sg1 (h=965,6 N / v= 794,8 N). Sin embargo, F a 0,5 mm mostro mejor desempeño ante fuerzas horizontales, los valores fueron para C; Sg2 (h=924,8 N /v=813,4 N) y para F; Sg2 (h=1217,0 N /v= 576,0 N). Referente tipo de fractura y su frecuencia esta fue; cp, ap, ml y mp, sin embargo, su distribución en cada grupo fue particular así: F/ Sg1/ h= cp (60%), C / Sg1/ h= ad (60%); lo contrario sucedió en carga vertical: F/ Sg1/ v= ad (60%) C/ Sg1/ v= cp (60%); En el subgrupo 2: F / Sg2/ h= cp, ml (80%), ad (20%) y C/ Sg2/ h= ml, ad (80%), cp (20%); F/ Sg2/ v= cp (60%) y C / Sg2/ v= ad (40%). **Conclusiones:** respecto al tipo de fractura la más frecuente es cp y ap. Respecto al tipo de terminación tanto chamfer como filo de cuchillo pueden ser utilizados con seguridad ya que muestran valores aceptables de resistencia flexural, sin embargo, al reducirse el grosor de la restauración el chamfer reduce su resistencia y al parecer el filo de cuchillo la aumenta, algo que debe ser cotejado con otros estudios.

Palabras-claves: Disilicato de Litio, chamfer, filo de cuchillo, resistencia flexural, CAD – CAM.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the marginal termination type; Knife (F) and Chamfer (C) on the flexural strength of CAD / CAM lithium disilicate crowns in thicknesses of 0.8 mm and 0.5 mm. Method: 40 upper premolars, healthy, extracted for orthodontic reasons, were ordered according to the type of termination G1 = F and G2 = C; 2 subgroups related to material thickness Sg1 = 0.8 mm and Sg2 0.5 mm (5 crowns per subgroup) were subjected to vertical (v) and horizontal (h) compression forces (universal test machine). In addition, the most frequent type of fracture was observed between; Porcelain cohesive (cp), porcelain adhesive (ap), mixed small (mp) and long mixed (ml). Results: in preparations at 0.8 mm and 0.5 mm, there was a significant difference in relation to the best termination, this was the C; Their values were, Sg1 (h = 1347.2 N / v = 1402.0 N) versus F; Sg1 (h = 965.6 N / v = 794.8 N). However, F at 0.5 mm showed better performance against horizontal forces, values were for C; Sg2 (h = 924.8 N / v = 813.4 N) and for F; Sg2 (h = 1217.0 N / v = 576.0 N). Referent type of fracture and its frequency this was; Cp, ap, ml and mp, however, their distribution in each group was particular: F / Sg1 / h = cp (60%), C / Sg1 / h = ad (60%); The opposite happened in vertical load: F / Sg1 / v = ad (60%) C / Sg1 / v = cp (60%); In the subgroup 2: F / Sg2 / h = cp, ml (80%), ad (20%) and C / Sg2 / h = ml, ad (80%), cp (20%); F / Sg2 / v = cp (60%) and C / Sg2 / v = ad (40%). Conclusions: Regarding the type of fracture, the most frequent is cp and ap. Regarding the type of termination both chamfer and knife edge can be used safely since they show acceptable values of flexural strength, however, when reducing the thickness of the restoration the chamfer reduces its resistance and apparently, the knife edge increases, something that must be compared with other studies.

Keywords: Lithium Disilicate, Chamfer, Knife Edge, Flexural resistance, CAD - CAM.

ÍNDICE

1. ASPECTOS INTRODUCTORIOS	1
1.1. Planteamiento del problema.....	1
1.2. Justificación	2
2. MARCO TEÓRICO	4
2.1. Porcelanas en la odontología.....	4
2.1.1. Introducción.	4
2.1.2. Composición.	7
2.1.2.1. Fase vítrea.....	7
2.1.2.2. Fase cristalina.	7
2.1.3. Propiedades de las cerámicas dentales	7
2.1.3.1. Propiedades físicas.	7
2.1.3.2. Propiedades químicas.	8
2.1.3.3. Propiedades ópticas.	8
2.1.4. Criterios de selección de las porcelanas.....	8
2.1.4.1. Resistencia Flexural.	8
2.1.4.2. Influencia de la Adaptación y Ajuste marginal.	11
2.1.4.3. Estética.....	12
2.1.4.4. Supervivencia clínica.	13
2.1.5. Formas de presentación	15
2.1.5.1. Cerámicas Polvo líquido para modelado sinterización o cocido.....	15
2.1.5.2. Pastilla o Ingot de vitrocerámica para Colado.	15
2.1.5.3. Pastilla o Ingot de vitrocerámica para inyección o prensado.	16
2.1.5.4. Bloque de precursor cristalino para técnica vidrio infiltrada.	16
2.1.5.5. Bloques o discos para substración o técnica Milling en CAD/CAM.....	16
2.1.6. Clasificación.....	17
2.1.6.1. Cerámicas vítreas.....	20
2.1.6.1.1. Cerámicas vítreas feldespáticas.....	20

2.1.6.1.2. Cerámicas vítreas reforzadas sintéticas.....	21
2.1.6.1.3. Cerámicas vítreas reforzadas infiltradas.	24
2.1.6.1.4. Cerámicas Policristalina / vítreas reforzadas mayoritariamente de óxidos.....	26
2.1.6.1.5. Cerámicas Resinosas o Híbridas.	27
2.1.6.2. Principales materiales cerámicos y sus características.	30
2.2. Disilicato de litio.....	30
2.2.1. Nombres comerciales del disilicato de litio	31
2.2.1.1. IPS e. Max Press.	31
2.2.1.2. IPS e. Max CAD.	32
2.2.2. Resistencia Flexural del disilicato de litio.....	32
2.2.3. Protocolo de cementado adhesivo para Disilicato de Litio.....	34
2.3. Prótesis fija.	34
2.3.1. Tipos de cementación para prótesis fija.....	35
2.3.1.1. Convencional.....	35
2.3.1.2. Adhesiva.....	35
2.3.2. Prótesis fija adherida o adhesiva PFA	36
2.3.2.1. Tipos de preparaciones para PFA.	36
2.3.2.2. Contraindicaciones o Limitaciones.	38
2.3.3. Prótesis Fija unitaria o corona full contorno	38
2.3.3.1. Coronas de Metal.	39
2.3.3.2. Coronas de Cerámica.....	40
2.4. Terminaciones para prótesis fija.....	40
2.4.1. Concepto	40
2.4.2. Introducción.	41
2.4.3. Consideraciones	42
2.4.4. Tipos de terminaciones.....	44
2.4.4.1. Terminación en bisel o Filo de cuchillo.....	45
2.4.4.1.1. Filo de cuchillo.....	45
2.4.4.1.2. Hombros rectos biselados.....	46
2.4.4.2. Terminaciones en hombro.	47
2.4.4.3. Terminaciones en Chamfer.	48

2.5. Sistemas adhesivos en odontología.....	49
2.5.1. Introducción.	49
2.5.2. Clasificación.....	50
2.5.2.1. Primera, Segunda y Tercera generación de Adhesivos.....	51
2.5.2.2. Sistema Adhesivo Total Etch o Etch and Rinse.....	52
2.5.2.3. Sistema Adhesivo Self Etching.....	53
2.5.3. Elección del adhesivo.	54
2.6. Cementos en Odontología.....	55
2.6.1. Introducción.	55
2.6.2. Cementación con cementos convencionales.....	56
2.6.3. Cementación con cementos adhesivos	57
2.6.3.1. Cementos de ionómero de vidrio.....	57
2.6.3.2. Modificado con resina.....	57
2.6.3.3. Cementos resinosos.....	57
2.6.3.3.1. Clasificación de los cementos resinosos.....	58
2.6.3.4. Elección del cemento para coronas de disilicato de litio.....	58
2.6.3.5. Consideraciones para la cementación.....	59
2.6.3.5.1. En relación a la Anatomía de la prótesis coronaria / Pilar dental.....	61
2.7. CAD CAM.	62
2.7.1. Concepto	62
2.7.2. Introducción	63
2.7.3. Componentes	64
2.7.4. Variantes de maquinado	65
2.7.4.1. Bloques de Cerámica monolítica Presinterizada.	65
2.7.4.2. Bloques de Cerámica monolítica sinterizada.....	65
2.7.5. Consideraciones CAD CAM en coronas full contorno.....	66
2.7.6. Sistemas CAD CAM de uso Cotidiano actualmente	67
2.7.6.1. Tres ejes.....	67
2.7.6.2. Cuatro ejes.	68
2.7.6.3. Sistemas de 5 ejes.	69

2.8. Influencia del diseño de la preparación sobre la resistencia flexural.....	70
2.8.1. Premolares	70
2.8.2. Molares inferiores.	71
2.9. Fuerzas masticatorias.....	71
2.9.1. Concepto.	71
2.9.2. Introducción.	72
2.10. Tipos de Fractura.....	73
2.11. Test de Fractura.....	74
3. OBJETIVO E HIPÓTESIS	75
3.1. Objetivo General.	75
3.2. Objetivos Específicos.....	75
3.3. Hipótesis.....	76
4. MATERIAL Y METODOS	76
4.1. Tipo de estudio	76
4.2. Muestra.....	76
4.3. Aspectos Éticos	76
4.4. Criterios de inclusión	76
4.5. Criterios de exclusión	76
4.6. Descripción del método	77
4.6.1. Preparación del diente	77
4.6.2. Preparación filo de cuchillo.	79
4.6.3. Preparación Chamfer.....	79
4.6.4. Proceso CAD CAM	81
4.6.5. Cementación.....	85
4.6.6. Resistencia a la compresión.	88
4.7. Identificación de Variables.....	91
4.7.1. Variable Dependiente	91
4.7.2. Variable Independiente	91

5. RESULTADOS.....	91
5.1. Análisis de resultados	91
5.2. Resultados de la Observación	91
5.2.1. Resistencia flexural.....	91
5.2.2. Tipos de Fractura.....	94
6. DISCUSIÓN	97
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	100
7.1. Conclusiones.....	100
7.2. Recomendaciones.....	100
REFERENCIAS.....	101
ANEXOS	118

1. ASPECTOS INTRODUCTORIOS

1.1. Planteamiento del problema

En Ecuador existe falta de conciencia por parte del odontólogo general acerca de la odontología conservadora y su aplicabilidad, sin embargo, a su gran auge mundial, en la actualidad resulta irresponsable no conocer y aplicar los nuevos conceptos de la odontología restauradora, mismos que reducen el desgaste dentario al mínimo con el uso de protocolos adhesivos concretos y nuevos materiales cerámicos e híbridos en combinación, sin perjuicio a su sobrevida o su estética.

Actualmente existen a disposición una amplia gama de materiales de restauradores a base de porcelana, mismo que resulta en un proceso de selección del material amplio, sin embargo, su elección por parte del debe responder a un correcto diagnóstico y criterios de resistencia, flexibilidad y estética que idealmente sean compatibles con el tejido remanente de soporte. El disilicato de litio es poco utilizado como material restaurador en el medio a pesar que sus propiedades físicas son las más semejantes al diente, lo que nos lleva a pensar en un probable error por parte del clínico en el proceso de elección del material restaurador, generando disminución de la longevidad clínica, preparaciones dentarias incorrectas, gastos adicionales, incertidumbre, fracaso en la terapia sea esta adhesiva o no.

El uso de sistemas CAD CAM se popularizo desde las década de los 90 a nivel mundial, sin embargo su uso no, debido a sus altos costos y su proceso de tecnificación, en la actualidad su aplicación es ampliamente ventajosa y cotidiana es lamentable que su uso continúe siendo limitado probablemente debido al desconocimiento de sus ventajas y usos, siendo esta herramienta excelente para prever deficiencia en los espesores del material restaurador, da paso a la aplicación de manera apropiada de materiales de gran resistencia asegura su éxito clínico por medio del control de su diseño y manufactura. (Beuer, 2009)

El uso clínico de sistemas adhesivos es muy frecuente cotidianamente, sin embargo, debido a la evolución de estos sistemas existen en la actualidad al menos 7 generaciones, las cuales difieren en gran medida en cuanto a su potencial adhesivo, si a esto le sumamos el surgimiento de innumerables nombres comerciales, la simple elección de un adhesivo se convierte en un verdadero reto. Además de esto se precisa de un protocolo clínico concreto para la adhesión del material restaurador de elección, esto han llevado a las casas comerciales a simplificar el protocolo de aplicación de sus productos, los cuales el odontólogo termina prefiriendo y con esto desabasteciendo del mercado de adhesivos de aplicación compleja lo que va en desmedro de la adhesión per se. De igual forma sucede con la elección del tipo de cemento.

En el medio odontológico local es poco conocido el uso de terminaciones cervicales en filo de cuchillo para coronas unitarias de porcelana, a pesar de la introducción de herramientas tecnológicas como el CAD CAM y el advenimiento de materiales muy eficientes a espesores mínimos, por lo que existe incertidumbre de si su uso es predecible. Se ha popularizado el uso del chamfer o el hombro recto por ser de primera elección en preparaciones convencionales, mismas que generan una mayor agresión al complejo dentino-pulpar, lo cual aumenta el riesgo de ocurrencia de problemas inflamatorios o distintos grados de compromiso pulpar. Se evidencia que la PFA es poco conocida. (Leevailoj, 1998) .

1.2. Justificación

En presente estudio pretende concientizar al odontólogo sobre el uso de odontología conservadora o conducta mínimamente invasiva y su compatibilidad con las exigencias estéticas, de resistencia y longevidad de las restauraciones coronarias, por medio de un correcto diagnóstico de la situación clínica, los sistemas adhesivos y en general evolución de los nuevos materiales, se puede minimizar el desgaste del tejido dental y prevenir daños sobre sobre el órgano dentario. (Preis V, 2015)

Esta investigación permite inferir conceptos sobre el desempeño del disilicato de litio como material restaurador para coronas protésicas, por medio del estudio sobre premolares in vitro, expuestos a fuerzas de la masticación de tipo axial y no axial podemos conocer en buena medida sobre su predictibilidad, longevidad y resistencia in vitro.

Las restauraciones de disilicato de litio en cuanto a su resistencia a la fractura, han mostrado ser muy elevadas dentro de las cerámicas vítreas (desde 400 MPa), además de que la calidad de su adaptación es solo superada por la cerámica feldespática, sin embargo, es importante evaluar la resistencia de los distintos materiales cerámicos para poder utilizarlos bajo distintos criterios y escenarios clínicos múltiples. (Clausen, 2010)

Aplicar la terminación o diseño marginal en filo de cuchillo se provee el menor desgaste posible reportado de entre las terminaciones descritas en la literatura en coronas de metal, la experimentación acerca de su resistencia en comparación con la terminaciones tipo chamfer (Gold Standar.) en coronas de porcelana, aportan sobre la odontología basada en la evidencia de un tema tan controvertido actualmente, además se previene la ocurrencia de efectos perjudiciales sobre el diente y el aparato estomatognático por tanto se genera ahorro de recursos económicos considerables.

Se ha reportado que cuanto menor es la angulación del bisel en la terminación marginal, menor es el espesor del cemento. Las discrepancias marginales son equivalentes al espesor del cemento en la zona del hombro, reducir la preparación a hombros de menor angulación es un objetivo deseable. (Preis & Behr, 2015)

Una prótesis dental fija con buen ajuste marginal puede reducir los riesgos de caries secundarias y enfermedades de las encías, reduciendo al mínimo la acumulación marginal, las bacterias la placa y la resistencia del material. Por lo tanto, un mal ajuste marginal ha sido reportado como una causa fundamental del

fracaso de una prótesis dental fija, la terminación en filo de cuchillo es al respecto una de las mejores terminaciones por lo que su uso adecuado se convertiría en una gran opción clínica. (Ki, 2013)

El uso de sistemas CAD CAM reduce significativamente la presencia de errores atribuibles a las técnicas de laboratorio, la calidad de los materiales y la manipulación humana, además mejora extensamente el tiempo clínico, la velocidad del procesado de laboratorio, la comodidad del paciente, la seguridad del registro y almacenamiento de la información, por lo tanto, esta tecnología es una herramienta actual cuyo uso conlleva necesariamente a la tecnificación de la odontología.

Los resultados de este estudio buscan generar evidencia para la toma de decisiones clínicas sobre el uso de esta preparación marginal en coronas de disilicato de litio, a varios espesores usando un protocolo adhesivo establecido para proveer confianza sobre la instauración de un tratamiento seguro, por tanto, se evitan consecuencias medico legales, económicas y psicosociales. (Ezatollah, 2011)

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Porcelanas en la odontología

2.1.1. Introducción

Son biomateriales formados de metales y no metales utilizados desde la antigüedad en el campo de la odontología restauradora, derivados de las cerámicas convencionales, las cuales por medio de su modificación química y estructural son utilizadas en odontología, dentro de sus propiedades mecánicas están: Baja resistencia a la flexión, fragilidad elevada, poca tenacidad y deformación permanente, lo que se compensa por su gran estética en cuanto a su brillo y translucidez, no se descompone, corroe o solubiliza. (Bertoldi, 2012)

Están compuestos por dos fases una desordenada es la Fase vítrea y otra fase de átomos dispuestos de forma uniforme si se quiere ordenados, formada por minerales cristalizados conocida como Fase Cristalina; de la manipulación de estas Fases dependen las propiedades de cada tipo de cerámica dental, de la similitud entre las dos en especial en cuanto a su coeficiente de expansión térmica se crea un equilibrio que evita la generación de presiones internas y por consiguiente fracturas del material.

Según el Glosario de términos Prostodónticos, las define como compuestos de uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente oxígeno. Están formadas de sustancias químicas estables y bioquímicas fuertes, duros, frágiles e inertes, que no son conductores térmicos (The journal of prosthetic dentistry. 1999.)

La estructura dental se puede perder por diferentes causas principalmente caries y traumatismos, estos dientes se pueden restaurar utilizando diferentes materiales (cerámicos, metálicos y resinosos), técnicas de restauración, y sistemas adhesivos, siendo las cerámicas y el metal los materiales de mayor uso para este fin, resulta importante conocer los materiales cerámicos actualmente utilizados.

Previo al surgimiento de las nuevas cerámicas mejoradas, se proponía el uso de ciertas aleaciones de tipo metálico como exclusivo para el sector posterior, con el tiempo se desarrolló la idea de combinar un núcleo metálico con un revestimiento de porcelana inicialmente para el sector posterior y después su utilización se propuso también para el anterior con buenas perspectivas (Habekost, 2011)

Las cerámicas de uso dental al igual que todos los tipos de cerámicas, constan de una fase cristalina y de una vítrea, sin embargo, por motivos técnicos se han modificado para lograr propiedades que le permitan utilizarse dentro de la cavidad oral y desempeñarse como un símil de la estructura dental, por ejemplo,

la eliminación del caolín una arcilla blanca opaca que disminuye la translucidez del material. (Bertoldi, 2012)

Su proceso de elaboración, el uso distintas técnicas y diferentes métodos de diseño para producir restauraciones cerámicas libres de metal incluso de pequeño tamaño, tales como; incrustaciones o recubrimientos (totales y parciales) con alta resistencia responden a las necesidades de la odontología moderna, las zonas de mayor resistencia flexural se dan de la unión del esmalte a la restauración en comparación a una unión restauración dentina, debido a las diferentes propiedades biomecánicas que presentan estos tejidos en particular. (Clausen & Milia-Abou, 2010)

Hoy con el desarrollo de nuevos materiales cerámicos que incorporan dentro de su propia estructura distintas cantidades de metal molido se pretende romper esta barrera, el uso de nuevas cerámicas altamente resistentes además se enfrenta al desafío de brindar alta estética en el sector anterior e incluso en el posterior, propiedades miméticas de translucidez, fluorescencia, durabilidad química son indispensables. (Habekost, 2011)

Los factores a tomar en cuenta para el éxito de una prótesis dental fija (convencional o adhesiva), son el material seccionado: metal, metal cerámico, cerámica libre de metal, material resinoso o híbrido además principios mecánicos (estabilidad, retención y resistencia) biológicos y estéticos. Juega un papel fundamental, la selección apropiada del material restaurador, el protocolo adhesivo y de cementación, el estado del muñón, la cantidad y calidad de la preparación, la selección del tipo de preparación, el ajuste marginal, y el tipo de oclusión que presenta el paciente. (Kim B, 2013)

2.1.2. Composición

2.1.2.1. Fase vítrea

Es la encargada de proveer estética, entre más porcentaje de esta fase exista más mimética será la restauración, está compuesta por feldespatos que en su descomposición produce vidrio, en este vidrio está inmersa la fase cristalina (Bertoldi, 2012)

2.1.2.2. Fase cristalina

Es la encargada de proveer la resistencia a la cerámica, su origen es tanto preliminar es decir agregado al polvo, como generado de los distintos compuestos durante la exposición térmica de la porcelana; está compuesta por distintos cristales entre los cuales podemos mencionar el cuarzo, la leucita, el disilicato de litio, el ortosilicato de litio, mica, hidroxiapatita, óxidos de aluminio o de zirconio. Además, se le puede incorporar caolín para mejorar la maleabilidad del material, fundentes para manipular el punto de fusión de la cerámica y tintes para provocar distintos tonos. (Bertoldi, 2012)

2.1.3. Propiedades de las cerámicas dentales

2.1.3.1. Propiedades físicas

Dentro de sus propiedades físico mecánicas deseables están; baja conductibilidad térmica, radiolucidez, efecto diagnóstico de contraste, resistencia abrasiva y dureza parecida al diente natural, alta resistencia compresiva, baja a la tracción y según el material cerámico variable a la torsión. (Thompson J, 2007)

2.1.3.2. Propiedades químicas

Los materiales cerámicos deben tener dentro de su composición elementos químicos estables y no tóxicos que le permitan propiedades como; biocompatibilidad (buen comportamiento con los tejidos orales), durabilidad y estabilidad en el tiempo en el medio bucal, compatibilidad con sistemas adhesivos y sus componentes. (Hickel, 2009)

2.1.3.3. Propiedades ópticas

Las cerámicas actualmente deben poseer propiedades visuales que le permitan, mimetizarse con los tejidos dentales naturales y generar un efecto estético deseable como; colores varios, transparencia /translucidez, fácil pulido / brillo, textura superficial parecida al diente y vitalidad de sus tonos. (Peixotto R, 2007)

2.1.4. Criterios de selección de las porcelanas

2.1.4.1. Resistencia Flexural

Es la capacidad del material para evitar ser doblado o deformado irreversiblemente, la resistencia de los materiales frágiles como las cerámicas se mide en flexión (resistencia flexural), ya que estas se rompen durante la flexión, es decir, la tensión máxima que soporta la superficie cerámica (TRF) mientras que la compresión es la tensión máxima medida, pero en la superficie contraria al material cerámico. (Test de compresión) (Zeng K, 1999)

Un material de restauración ideal debe satisfacer la parte funcional, así como los requisitos estéticos, también debe proporcionar la fiabilidad a largo plazo en relación con la preservación de la estructura del diente, a mayor resistencia del material es menor el desgaste dental es necesario y menor la injuria sobre el diente por tanto mayor longevidad clínica. (Clausen & Milia-Abou, 2010)

El uso de todas las restauraciones de cerámica en odontología estética ha aumentado de forma evidente, mientras que el uso de las restauraciones de

metal-cerámica ha sido remplazada por oxicerámicas conocidas como metal free, sin embargo, las cerámicas son de naturaleza frágil, con alta propensión al fracaso espontáneo, incluso ante fuerzas tensionales de bajo impacto, en especial hacia las zonas de concentración tensiones. (Journal of prosthodontics, s.f.)

Las porcelanas que se usan actualmente en la mayoría de los tratamientos restauradores en los cuales se pretende devolver la estética de un manera precisa, aunque en este sentido tiene limitaciones en cuanto a la precisión del color, es por mucho el material que mejores características ópticas en cuanto al color presenta, además emula efectos lumínicos del diente natural, como resultado las coronas de cerámica pura tiene alta estética y buena biocompatibilidad, dentro de sus inconvenientes principales están su poca resistencia a las fuerzas de oclusales y laterales. (Zahran M, 2009)

Se han utilizado las cerámicas en especial en sectores de alta estética pero inclusive en la actualidad se las puede utilizar en el sector posterior, sin embargo, se han observado fracturas lo que se relaciona con la mayor fuerza masticatoria que se presenta nivel de premolares, echo que, en las cerámicas reforzadas, policristalinas e híbridas se ha tratado de subsanar se utilizan en el sector posterior. (Zahran M, 2009)

Los materiales cerámicos son especialmente frágiles ante las fuerzas de tracción y su resistencia depende por ejemplo de la presencia de defectos internos entre otros, como son: (Martínez, 2007)

- El diseño marginal.
- El espesor de la restauración.
- El estrés del procesamiento residual.
- Magnitud, dirección y frecuencia de la carga aplicada.
- Modulo elástico de los componentes de la restauración.
- Defectos entre la restauración y el cemento.
- Efectos ambientales orales.

Es preciso conocer que existe una clasificación de las cerámicas según su resistencia siendo; baja de 100 a 300 MPa., moderada de 300 a 700 MPa., alta sobre los 700 MPa., aunque todos los materiales cerámicos sobrepasan la norma ISO 6872, esta depende en gran medida del material cerámico en si del que estemos haciendo referencia así se explica en la siguiente figura: (Martínez, 2007)

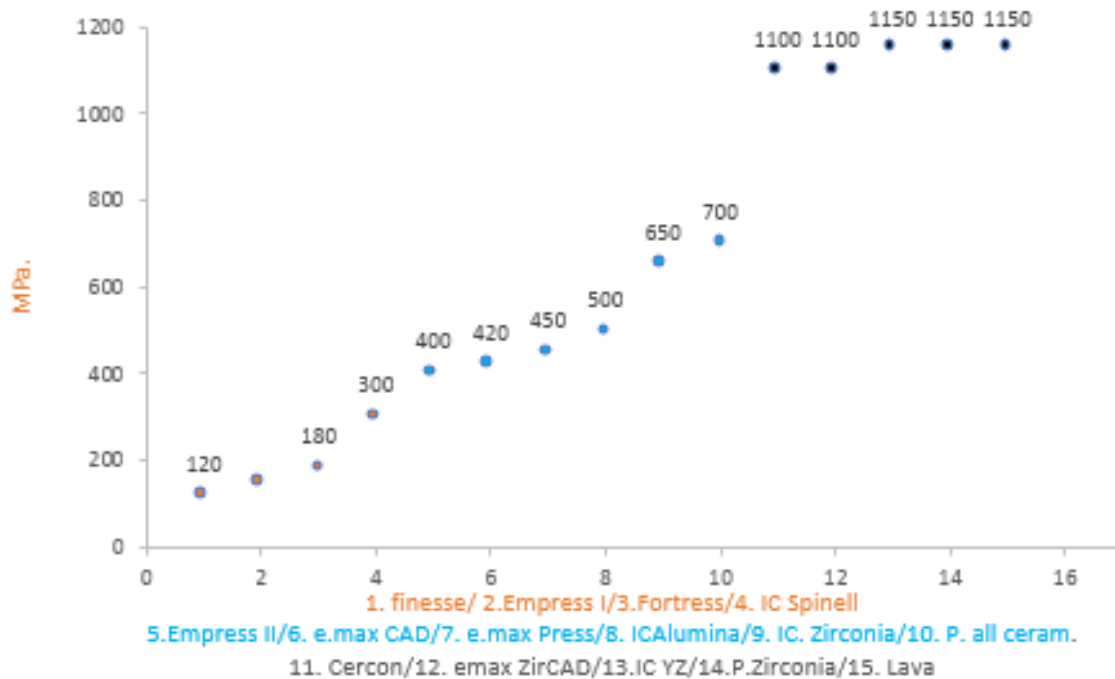


Figura 1. Resistencia a la fractura de los distintos materiales cerámico, norma ISO 6872.

Adaptado de (SciELO, 2007)

Es fundamental conocer incluso que el tratamiento que se le da a la muestra genera resultados diferentes, por ejemplo una muestra humectada previamente resulta en valores superiores sin importar el tipo de cerámica que estudia, otro ejemplo es el de la forma de procesamiento al respecto se conoce que las cerámicas vítreas y aluminosas como coping y reforzadas externamente con técnica incremental resultan más resistentes, sin embargo, en la zirconia el efecto es opuesto, por lo tanto los valores que se emplean en estudios in vitro para estas cerámicas puede que no emule la realidad clínica. (Denry & Kelly, 2007)

Estudios realizados con cerámicas de alta resistencia zirconia en cuanto a su resistencia flexural mencionan que no importa su marca comercial o tipo de procesado, material de cementación, material de adhesión, ya que los valores no fueron diferentes significativamente, siendo, PFA 1181 y 2295 y convencional 1111 y 2038 Newtons. (Rosentritt M, 2009)

2.1.4.2. Influencia de la Adaptación y Ajuste marginal

Es la unión estrecha que se produce entre la prótesis fija y la línea de terminación sobre la porción cervical de la corona dental, mediante un instrumento rotatorio, más específicamente entre su ángulo cavosuperficial y la superficie de la restauración, su rango clínicamente aceptable va de 40 a 120 μm , Holmes por su parte propone entender mejor este concepto por medio del conocimiento de las desadaptaciones como sigue: (Holmes J, 1989)

- Interno: entre la superficie interna de la restauración y la axial de la preparación.
- Marginal: entre la restauración y la preparación marginal.
- Marginal vertical: paralelo a la inserción de la corona.
- Horizontal: paralelo a la inserción de la corona.
- Sobrecontorno: distancia que sobrepase restauración al margen de la terminación.
- Infracontorno: distancia faltante de la restauración para cubrir el margen de la terminación.
- Marginal absoluta: combinación de desajuste marginal y el sobre o Infracontorno.

La adaptación marginal es el sellado en todo el contorno del unión dentario preparado, provee un ajuste por estabilidad primaria de la corona por lo que evita la desadaptación, por lo tanto, logra una distribución homogénea de las fuerzas, evitando las fracturas, esto se consolida en la fase de cementación, se recomienda un espesor mínimo ideal de cemento de 20 μm ., para que el cemento

conservar sus propiedades y se genere correcta adaptación evitando de esta manera: (Ezatollah, 2011)

- Incremento de la retención de placa.
- Cambio de la microflora oral normal.
- Enfermedad periodontal localizada.
- Caries recidivante o recurrente.
- Problemas pulpares como pulpitis.
- Microfiltraciones y fracturas

La adaptación marginal influye de manera especial en PFA en donde la resistencia flexural depende de la íntima unión adhesiva del material al diente prefiriéndose así terminaciones verticales por este motivo, actualmente el CAD-CAM ayuda a la elaboración de restauraciones muy adaptadas sea cual sea el tipo de sistema utilizado dentro de la normativa (ADA # 8) entre 20 y 40 micras, sin embargo, el único material cerámico que no cumple con esta normativa es el compuesto reforzado con fibra FRC. (Romeo E, 2009)

Un estudio sobre el ajuste marginal para estructuras en oro paladio, zirconio y zirconia estabilizada con Ytria elaboradas en sistemas CAD CAM Procera all Zircón y Cerec In Lab YZ, determinó que, no existieron diferencias significativas entre los grupos, sin embargo, tanto la aleación Au Pd y Cerec in Lab YZ alcanzaron valores dentro de los rangos clínicamente aceptables, mientras Procera sobre obtuvo 119 +/- 50 um. (Caparros, Marín, & Echavarría, 2011)

2.1.4.3. Estética

Para varios autores la estética es la suma de la experiencia dental y el sinergismo de varias especialidades, partiendo de una correcta planificación sin olvidar los requerimientos del paciente, sin embargo, podemos mencionar que a su vez es subjetiva y depende en gran medida de la percepción de cada persona acerca de los estándares de belleza intrínsecos de la persona, sin duda en búsqueda

de armonía y mimetismo dentro del entorno sociocultural del paciente. (González O, 1999)

Existen varios materiales cerámicos que cumplen con el objetivo de ser predecibles en cuanto a su mimetización con el diente, actualmente la tendencia es realizar restauraciones tipo CAD/CAM, siendo estas incluso excelentes para lograr este objetivo un ejemplo de esto es el sistema CEREC que logra estabilidad del color a doce meses de seguimiento incluso superando a todas las demás cerámicas puras, sin embargo otros estudios evidencian que existen otras cerámicas como Triceram de Spirident que resulta en mejor mimetismo. (Sailer I, 2007)

Cabe señalar que en diversos estudios se pone a consideración que el material cerámico a seleccionar depende en gran medida del sector, en términos generales para el sector anterior debe primar la estética a la resistencia del material lo contrario sucede en el posterior; sin embargo, uno de los factores a considerar es la translucidez, todo material cerámico lo posee en mayor medida que el metal cabe señalar su jerarquía; feldespato, disilicato de litio, feldespato reforzado con alúmina o zirconio, alúmina, zirconio. (Koushyar, 2010)

2.1.4.4. Supervivencia clínica

La longevidad de las restauraciones de resina compuesta en técnica directa en dientes posteriores, es de dos a tres veces más baja que las restauraciones de amalgama, la durabilidad de las restauraciones se cual sea el material fracasa por varios factores, los más comunes son: (Soares, 2010)

- Caries secundaria – Desadaptación.
- Enfermedad periodontal - Higiene deficiente.
- Fractura de la prótesis – Elección del Material.
- Fractura de dientes – Elección de tipo de restauración.
- Defectos marginales – Calidad de la restauración.

Una investigación para medir del éxito o fracaso de las restauraciones en un grupo determinado de niños de 6 a 8 años de edad, logró comprobar que las restauraciones simples para amalgama de plata con técnica directa, tienen una sobrevida mínima de entre 4-6 años. (Suarez, 2002).

Además, tienen una vida útil hasta de 20 años con una tasa de fracaso mínima de 0,3 a 6,9 %, por ende, la amalgama sigue siendo el material de restauración referente en cuanto a longevidad, sin embargo, en la actualidad no se utiliza por motivos varios. (Roulet, 1997)

La sobrevida de incrustaciones onlay MOD cementadas con cemento resinoso es de 10 años en una sobrevida del 92 %, en este estudio in vitro se termociclaron las muestras a una fuerza de 200kg y una velocidad de la cabeza de 0,2 cm / min, todos los cuerpos de prueba presentaron cierto grado de filtración marginal. (Nogales, 2011), sin embargo, se permitió observar que las incrustaciones de resinas soportaban adecuadamente las fuerzas de cizallamiento, si estas estaban adecuadamente cementadas. (Mosalves, 2014)

Varios estudios sobre la supervivencia de las coronas de cerámicas reforzadas con óxidos, entre ellas In Ceram Alumina, In Ceram Spinell, Procera All Ceram, IPS Empress II, sugieren que su supervivencia es comparable con las coronas de metal cerámica a un seguimiento de 5 a 10 años superan el 96.7 % siendo sus valores 100%, 97,5%, 96.7%, 100% respectivamente y para metal cerámica a 10 años 94%, sin embargo, se debe demostrar esto a mayor plazo y analizar la influencia del sector. (anterior o posterior) (Marquardt & Strub, 2007)

Se observó que el número de fracturas en coronas de molares, con cerámica en IPS Empress CAD, con terminación chaflán profundo y cementadas con ionómero de vidrio versus resinoso, determinó que fue mejor el cemento resinoso ante el ionomérico, sin embargo 9 de 144 coronas se fracturaron (Cavalleri, 2008)

En un estudio se determinó que las coronas monolíticas de disilicato de litio preparadas con CAD CAM en un seguimiento de 2 años no tuvieron fallas evidentes por lo que su supervivencia fue del 100%. A excepción del cambio de color marginal en las coronas en un 86 %, se los asoció al cemento dual de autograbado por lo demás representan una opción clínica factible aun que se requieren estudios de mayor tiempo de seguimiento (Fasbinder, 2010)

En un estudio realizado en coronas totales se determinó el rendimiento clínico de las coronas cerámicas monolíticas de disilicato de litio, en 10 años se determinó que el 6 % se fracturaron a los 3.3 años aproximadamente, sin embargo, la supervivencia a 10 años fue de 92.8 %, por lo que en la actualidad se consideran una terapéutica eficaz. (Dhima, 2014)

2.1.5. Formas de presentación

2.1.5.1. Cerámicas Polvo líquido para modelado sinterización o cocido

La sinterización en este caso es el proceso mediante el cual la cerámica se somete al calor parcialmente, logrando uniones entre sus partículas que refuerzan el material (feldespato, alúmina e incluso zirconia), que posteriormente es molido para formar un polvo uniforme, mismo que se mezcla con agua destilada o un líquido aglutinante para formar una pasta, esta se agrega por incrementos sobre un modelo de yeso refractario , una base metálica o cerámica hasta lograr su forma final y sinterizado total en horno para su uso desde un laminado hasta una subestructura cerámica. (Bertoldi, 2012)

2.1.5.2. Pastilla o Ingot de vitrocerámica para Colado

Las cerámicas se trabajan a partir de un lingote cerámico el cual se funde hasta hacerse fluido, es la técnica análoga a lo que realizaría con un metal colado, es decir, por otro lado se realiza un patrón en cera de la restauración misma que se reviste y elimina por medio de un horno, entonces la cerámica fundida ingresa al revestimiento toma el lugar de la cera y se enfría formando un patrón de vidrio

en cual por medio de un horno especial y 5 ciclos de calor se transforma en una estructura cristalina opaca para ser terminada, es su icono DICOR. (Alvarez & Pen, 2003)

2.1.5.3. Pastilla o Ingot de vitrocerámica para inyección o prensado

Es una vitrocerámica con alto contenido en leucita aproximadamente 40 %, el sistema es un símil al proceso de colado de metal o cerámica, se utiliza la técnica de cera perdida para crear un patrón de revestimiento , en el cual por medio de una maquinaria especial, funde una pastilla de cerámica y la presiona por inyección al vacío hacia el patrón (reduce la contracción del material), se enfría y se obtiene la restauración, la cual para término puede ser maquillada o estratificada con cerámicas de baja fusión, sus iconos son IPS Empress 1 y 2. (Sadan, 2008)

2.1.5.4. Bloque de precursor cristalino para técnica vidrio infiltrada

Representado por Inceram, su presentación es generalmente en bloques con un aspecto parecido a tiza o un terrón de azúcar y un líquido, también puede venir en polvo para mezcla con líquido, de tal forma que se forma una pasta, su indicación es para núcleos (a esto se le denomina barbotina o matriz cristalina pura), una vez formado se lo sinteriza totalmente haciendo una estructura rustica y porosa se más de 75 % de Alúmina, y finalmente esta se inmersióna en una líquido de vidrio lantano, misma que infiltra por capilarización y forma su matriz vítrea, lo que la hace extremadamente resistente al ser sinterizada al cubrir los poros y evitar propagación de grietas (alúmina, zirconia, Leucita). (Marquardt & Strub, 2007)

2.1.5.5. Bloques o discos para substración o técnica Milling en CAD/CAM

Los materiales utilizar en forma de bloque (unitario) o de disco (mayor extensión) son variables metal, cerámica, composite, entre otros; en relación a

las cerámicas podemos nombrar a las feldespáticas reforzadas y las de alta resistencias(alúmina y zirconia), su usos depende del material y se extiende a todo ámbito en la prótesis dental, estos sistemas pueden funcionar en tres variantes: (Bertoldi, 2012)

- Copia de un precursor elaborado: mediante un sistema parecido al pantográfico y una restauración de resina elaborada previamente en el modelo de trabajo.
- Escaneo del encerado sobre la preparación: o sistema CAM, ya que necesita escanear una restauración diseñada manualmente en cera sobre el modelo.
- Escaneo de la preparación: o CAD CAM ya que el diseño también se lo hace mediante un programa computacional.

Tabla 1.

Disilicato de litio principales marcas comerciales y sus técnicas de confección.

MODELADO Y SINTERIZADO.	INYECCIÓN / PRESIÓN.	TORNEADO, SUBSTRACIÓN / CAD CAM.
<ul style="list-style-type: none"> • <i>Optec HSP.</i> (Pentron-Jeneric) • <i>Duceram FC.</i> (Degussa). • <i>In-ceram.</i> (Vivadent, Baldwin Park.Calif). • <i>Allceram.</i> (Formerly Cerestore Innotek Dental Corp). 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Empress.</i> (Ivoclar, Lichtenstein) • <i>IPS Empress 2.</i> (Ivoclar, Lichtenstein), • <i>Optec OPC.</i> • <i>IPS E Max.</i> Ivoclar, Lichtenstein. 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Cerec 3. Vita Mark II.</i> (Vita Zahnfabrik) • <i>IDicor MGC.</i> (Dentsply, L. D. Caulk División) • <i>Sistema Cerec 3.</i> (Sirona). • <i>Sistema Lava.</i> (3 M) • <i>Sistema Procera.</i> (Nobel Biocare)

Adaptada de (Ateneo, s.f.)

2.1.6. Clasificación

Las clasificación de las cerámicas debido al gran auge e investigación sobre estos materiales y al constante desarrollo de nuevos sistemas, es complejo y cambiante, ya que se las puede describir en base a su composición, indicación clínica, capacidad de grabado, técnica de fabricación o procesado, resistencia/fractura, translucidez y microestructura, hacen que su esquematización se torne

compleja, incompleta y limitada en la incorporación de nuevos materiales. (Helvey, 2014)

Según su técnica de procesamiento se las clasifica en: (Craig, 1998).

- Con soporte metálico: el núcleo metálico sirve de base para reforzar la prótesis.
- Sin soporte metálico: pueden procesarse sobre un coping con distintas técnicas; prensadas, torneadas CAD CAM, coladas, estatificadas.

Existen varias formas de clasificar las porcelanas según su composición y estructura Roulet en 2001 propone: (Helvey, 2014)

- Cerámicas Feldespáticas.
- Vitrocerámicas.
- Cerámicas con Oxido de aluminio. (Alúmina)
- Cerámicas con oxido de Zirconio. (Zirconia)
- Híbridas

En otra clasificación propuesta por Fradeani 2005 (derivada de propuesta por Mallat 2002) menciona tomando en cuenta a su resistencia:

- Baja resistencia, porcelanas basadas en silicio (feldespáticas y vitrocerámicas)
- Alta resistencia, alúmina y zirconia.

Según su temperatura de fusión se las clasifica en: (Martínez, Pradíes, Suárez, & Rivera, 2007).

- Fusión alta: entre 1300 a 1370 °C, dientes.
- Fusión media: entre 1100 a 1300 °C, cofias.
- Fusión baja: entre 850 a 1100 °C, estratificación.
- Fusión ultra baja: menos de 850 °C.
- Fusión a temperatura ambiente: procesadas en la clínica.

Una de las clasificaciones que actualmente se considera más completas es la realizada por Gracis y Cols, debido a que toma en cuenta la recomendación de la ADA en la que los materiales resinosos con contenido cerámico deben ser

incluidos como cerámicas, siendo esta clasificación aplicable contemporáneamente: (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015)

- Vitrocerámicas: cerámicas inorgánicas no metálicas con fase cristalina.
- Cerámicas Policristalina: cerámicas inorgánicas no metálicas sin fase cristalina.
- Cerámicas con matriz de resina: polímero con componente inorgánico refractario (porcelana, cerámicas, vidrios o vitrocerámicas)

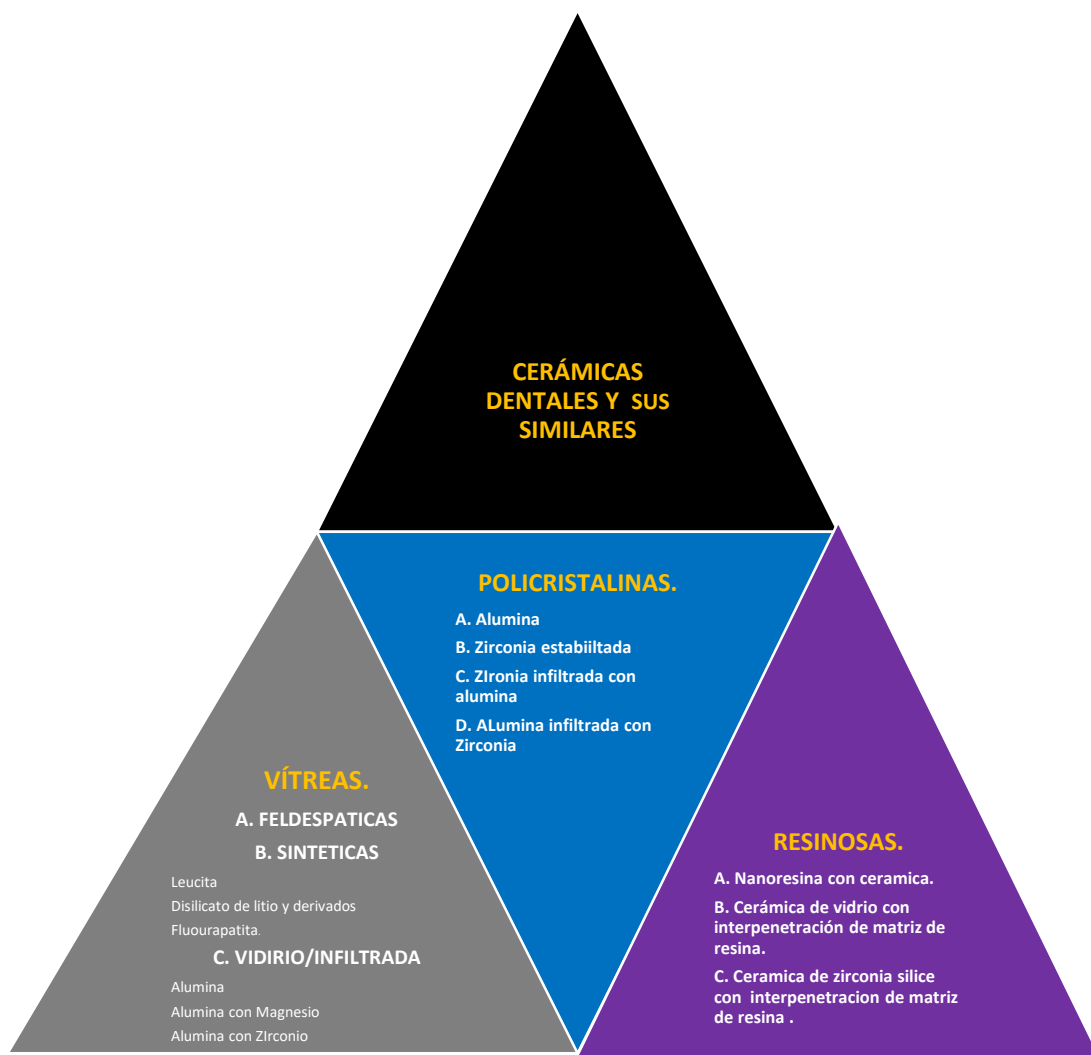


Figura 2. Clasificación de las cerámicas y similares basada en la clasificación de Gracis y cols 2015.

Adaptado de (Unitau, s.f.)

Tabla 2.

Requerimiento y temperatura de sinterización de los materiales cerámicos

CERÁMICOS	TEMPERATURA DE SINTERIZACIÓN
<i>Matriz de Sílice.</i>	Media y Baja 800 a 1100 C.
<i>Matriz de óxidos de alta resistencia.</i>	Alta de 1100 a 1600.
<i>Cerámicos Combinados con polímeros.</i>	No requieren sinterización.

Adaptado de (Scielos, s.f.)

2.1.6.1. Cerámicas vítreas

2.1.6.1.1. Cerámicas vítreas feldespáticas

Formada por vidrio amorfo, son suspensiones espesas de polvo para la técnica de estratificación de aluminosilicatos deriva del sistema ternario $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$, está hecha de mezclas de fusión de feldespatos naturales puros (ortoclasa $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ y Albita $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$), caolín ($Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$), cuarzo (SiO_2), y óxido de metales. (Ezatollah, 2011)

Su fase cristalina se obtiene de la fusión con el feldespato, su estructura amorfa consiste en una red desordenada de cadenas de polímero similares, hecha de tetraedros de sílice unidos entre sí mediante el intercambio de átomos de oxígeno comunes. (Leevailoj, 1998)

Dentro de su fase vítrea contiene silicio, aluminio, sodio y potasio la misma que al ser expuesta a elevadas temperaturas transforman el feldespato en la fase vítrea, en estas se encuentran cristales de leucita en su mayoría y mínimas cantidades de cuarzo, le provee una resistencia de 70 Mpa. Existe además una variedad de feldespato reforzado:

- Incrustaciones inlay, onlay, overlay.
- Carillas o laminados anteriores.
- Como núcleo para coronas o puentes del sector anterior, a las que se les han agregado óxidos metálicos.

- Como material de revestimiento para la estructura metálica o cerámica de alta resistencia, con la técnica de estratificación a las cuales se han modificado para que su coeficiente de expansión térmica sea similar al coping.

Tabla 3.

Vitrocerámicas, procesos de confección y algunos nombres comerciales.

VITROCERÁMICOS.	PROCESOS DE CONFECCIÓN.	NOMBRE COMERCIAL.
<i>Feldespáticos.</i>	Sinterizados por condensación en capas Sobre cofia metálica a baja temperatura.	<ul style="list-style-type: none"> • Biodent. • Noritake. • Fortune.
<i>Inyectados y colados.</i>	Vaciado y colado por sustitución de cera perdida.	<ul style="list-style-type: none"> • Empress. • Dicor. • In ceram Spinell.
<i>Torneables en bloque.</i>	Bloques presinterizados fresados en CAD/CAM.	<ul style="list-style-type: none"> • Procera. • Duret. • IPS e CAD. • Denticad. • Cerec.

Adaptado de (Sciencedirect, s.f.)

El desarrollo continuo de nuevos materiales cerámicos con base en vidrios, como la apatita-mulita de tipo cerámica feldespática, la misma que incorpora TiO₂, un agente que mejora sus propiedades mecánicas flexurales y su disminuye su corrosión, hace a está cerámica más resistente a la fractura, en concentraciones sobre los 2.5 % se muestra una resistencia flexural de 197.9 MPa y una disminución en su solubilidad considerable. dentro de sus usos podemos mencionar: (Fathi, 2015)

2.1.6.1.2. Cerámicas vítreas reforzadas sintéticas

Vidrio-cerámica de Leucita

Son hechas por la cristalización controlada de leucita en el mismo sistema de fases ternarias (SiO₂-Al₂O₃-K₂O), como las cerámicas feldespáticas

convencionales, pero con un mayor contenido de K₂O al menos 12 %, dando un total de 40%, lo cual genera resistencias sobre los 120 Mpa.

Presentan excelente estética gracias a una alta translucidez (cristales y vidrio tiene un índice de refracción similar) y la posibilidad de colorear el vidrio en los colores de dientes naturales a través de la adición de pigmentos de óxido metálico.

Aunque la fuerza de cerámica con leucita es tanto como el doble de la fuerza de porcelanas feldespáticas convencionales, sigue siendo insuficiente para prótesis dentales fijas posteriores (coronas múltiples o puentes), su aplicación clínica se limita a: (Leevailoj, 1998)

- Carillas.
- Inlay y onlay.
- Coronas anteriores y mediante el uso de un correcto protocolo adhesivo incluso en posteriores.

Vidrio-cerámica de Disilicato de litio

Consiste en una gran fracción de volumen de hasta el 70% de finos cristales de Li₂Si₂O₅, enredados en forma de varilla y una cantidad menor de ortofosfato de litio en cristales (Li₃PO₄), que están orientadas al azar y uniformemente dispersos en la matriz vítrea.

Su mayor fase cristalina aumenta su resistencia hasta en 400 MPa, siendo sus propiedades ópticas similares a las vítreas, no así su translucidez empero se conserva en gran medida. (Shen, 2014)

Los lingotes para prensado al calor y los bloques CAD / CAM están disponibles en varios colores (5 a 16 AD tonos Vita y 4 colores Bleach) y cuatro niveles de transparencia, es decir, alta translucidez (HT), translucidez media (MT), baja translucidez (LT) y alta opacidad (OH), dadas por la nanoestructura de los cristales. (Shen, 2014)

La coloración se logra mediante la adición de óxidos metálicos directamente a la materia prima de polvo, posteriormente se disuelven en la matriz vítrea, tales iones metálicos son V^{3+} (amarillo), Ce^{4+} (amarillo), y Mn^{3+} (marrón). La restauración puede caracterizarse adicionalmente con manchas y esmaltado o chapados con una vitrocerámica específica de alta estética a base de apatita utilizando la técnica de cut-back. (Leevailoj, 1998)

Gracias a una alta resistencia a la flexión, relativamente alta tenacidad a la fractura, y buena translucidez, se pueden utilizar en: (Martínez, 2007)

- Carillas.
- Inlays, onlays.
- Coronas y puentes de 3 unidades hasta el segundo premolar.
- Su uso como coping es el más frecuente.

Vidrio-cerámica con Fluorapatita

Es un aluminosilicato de baja fusión, es una vitrocerámica especialmente diseñada para ser estratificada sobre núcleos o coping (IPS e Max, IPS E Max Press de disilicato de litio) y estructuras de zirconio CAD (E Max Zir CAD), cristaliza a través de un mecanismo de cristalización de volumen controlado, su resultante se expresa en diferentes concentraciones de cristales de nano-fluorapatita con un diámetro de 100 nm y una longitud de menos de 300 nm y cristales micro-fluorapatita con un diámetro de 300 nm y una longitud de 2 hasta 5 μm .

La cantidad total de fluorapatita en la vitrocerámica es de entre 19 y 23%, permite el control de translucidez (cantidad de micro-cristales), brillo y opalescencia (cantidad de nano-cristales). (Shen, 2014)

Uso netamente estético:

- Aplicación en estratificación sobre coping o núcleos.

Vidrio-cerámica de Fluormica

Consiste en una fracción de volumen de cristales superior a 55% en la fase cristalina, estos son de tetra silícica fluormica (2.1 micras de largo y 0,5 μm . de espesor).

Se caracteriza por una alta translucidez, alta resistencia química, dureza similar a los dientes naturales, moderada expansión térmica, buena maquinabilidad, y buena resistencia a la flexión 150 MPa, se usa en: (Ezatollah, 2011)

- Coronas anteriores con técnica estratificada,
- Carillas,
- Incrustaciones onlay.

Tabla 4.

Vitrocerámicas reforzadas, procesos de confección y algunos nombres comerciales.

VITROCERÁMICAS SINTÉTICAS REFORZADAS.	PROCESOS DE CONFECCIÓN.	NOMBRE COMERCIAL.
<i>Estratificación.</i>	Aumentos de capas de cerámicas y cocción de forma sucesiva.	<ul style="list-style-type: none"> • IPS d.sign (fluorapatita más leucita).
<i>Inyectados y colados.</i>	Vaciado y colado por sustitución de cera perdida.	<ul style="list-style-type: none"> • IPS Empress. (leucita) • IPS Empress. 2 (disilicato y orto silicato de litio).
<i>Torneables en bloque.</i>	Bloques presinterizados fresados en CAD/CAM.	<ul style="list-style-type: none"> • IPS e Max. (disilicato de litio). • Suprinity (Silicato de litio más zirconio ZLS). • Celtra Duo (Silicato de litio más zirconio ZLS).

Adaptado de (Actaodontologica, s.f.)

2.1.6.1.3. Cerámicas vítreas reforzadas infiltradas

Cerámicas vítreas reforzadas con Alúmina

Mc. Lean y Hugues fueron los primeros en desarrollar cerámicas feldespáticas resistentes, están compuestas por Alúmina, leucita, fibras mismas que refuerzan el núcleo de porcelana con hasta 50% de alúmina, produciendo así una resistencia a la flexión de 120 a 150 MPa. (Martínez, 2007)

Las técnicas modernas han dado porcelanas feldespáticas con una fuerza de 150 a 200 MPa. Tales porcelanas exhiben una resistencia suficiente para ser utilizado como: (Leevailoj, 1998)

- Carillas o Laminados.
- Coronas unitarias.
- Recubrimiento de materiales.

Tabla 5.

Presentaciones de las vitrocerámicas infiltradas, procesos de confección y nombres comerciales.

VITROCERÁMICAS INFILTRADAS.	PROCESO DE CONFECCIÓN RESISTENCIA FLEXURAL MPA.	NOMBRE COMERCIAL.
<i>Alúmina.</i>	CAD- CAM 1. 123 MPa.	Vitablocs Mark II "Esthetic Line Triluxe"
<i>Alúmina con Magnesio INFILTRADA.</i>	CAD -CAM 1. 280 MPa.	In-Ceram Spinell "Vita".
<i>Alúmina con Zirconio INFILTRADA.</i>	CAD -CAM 1. 600 MPa.	In-Ceram Zirconio "Vita".

Adaptado de (Actaodontologica, s.f.)

Mediante un estudio se determinó la resistencia flexural que tienen las preparaciones totales para coronas full contorno construidas a base de cerámica feldespática versus reforzada, se observó mayores valores de la feldespática reforzada, sin embargo, no existió una diferencia significativa entre los materiales reforzados, siendo en promedio mayor de 880 N, se muestran valores superiores a estudios previos. (Burke, 1999)

2.1.6.1.4. Cerámicas Policristalina / vítreas reforzadas mayoritariamente de óxidos

Cerámicas con infiltración de Cristal – óxido

Consisten en un material cerámico en el cual la matriz cristalina abarca más del 80 % de su estructura y está conformada por óxidos metálicos, como la alúmina (óxido de aluminio) que se prepara a 1.100 ° C durante 4-6 horas con resistencia variable de entre 200 a 600 MPa. O la zirconia (Óxido de zirconio) de estructura tetragonal estabilizado con Ytrio, que ante las presiones se transforma en hexagonal para evitar las fracturas, con resistencia superior entre 1100 y 2000 MPa dependiendo de su forma de procesamiento. (Shen, 2014)

Sus usos son diversos según el tipo de infiltrado de óxido metálico y su procesamiento por lo que van desde coping hasta coronas para el sector anterior y posterior: (Shen, 2014)

- Vita In-Ceram Spinell sólo se recomienda para incrustaciones y coronas anteriores.
- Vita In-Ceram Alúmina apto para coronas anteriores y posteriores, y puentes en la zona anterior.
- Vita In-Ceram Zirconia se recomienda para coronas y puentes de 3 unidades posteriores y ofrece la posibilidad de enmascarar los dientes descoloridos.

Dentro de sus propiedades y ventajas no difieren en mayor medida a las de un metal convencional, estas son: (Martínez, 2007)

- Ausencia de alergia al contacto con los tejidos blandos.
- Muy alta resistencia.
- Óptima biocompatibilidad.
- Translucidez mayor que una base metálica opacificada.
- Restauraciones con luminosidad más natural.

Tabla 6.

Cerámicas policristalinas, procesos de confección, resistencia y nombres comerciales.

CERÁMICAS POLICRISTALINAS.	PROCESO DE CONFECCIÓN/ RESISTENCIA FLEXURAL / MPA.	NOMBRE COMERCIAL.
<i>Alúmina.</i>	1. CAD-CAM / 500 2. CAD- CAM / 700	In-Ceram AL. "Vita" Procera Alúmina All Ceram. "Nobel Biocare"
<i>Zirconia estabilizada con Itria.</i>	1. CAD- CAM /1000 2. CAD- CAM / 1.121 3. CAD- CAM / 900	YZ CUBES "Vita" Procera Zirconia Y-TZP. "Procera" IPS- E-Max Zir CAD. "Ivoclar Vivadent"
<i>Zirconia infiltrada con alúmina.</i>	1. CAD- CAM / 700	In-Ceram Zirconia. "Vita"
<i>Alúmina infiltrada con zirconia.</i>	1. CAD- CAM / 700	Procera Alúmina All Ceram. "Procera"

Adaptado de (SciELO, s.f.)

En un estudio in vitro sobre muñones de resina, se buscó determinar la resistencia a la fractura entre coronas de metal cerámica y de itria zirconia tetragonal policristalina (Y-TZP), se sometió la muestra a cargas masticatorias cíclicas en ambiente húmedo, se determinó que las dos soportan de igual manera las cargas masticatorias, cabe señalar q las fracturas más extensas fueron en (Y-TZP), no existió diferencia significativa. (Nicolas, 2014)

2.1.6.1.5. Cerámicas Resinosas o Híbridas

Poco difundidas, combinan los componentes cerámicos con orgánicos, presentan una matriz de polivinilxiloxano que mejora la inserción y manipulación, esta matriz orgánica se destruye al llevar la restauración al horno, el tratamiento térmico es de 6 horas a 1150 grados en atmósfera de nitrógeno, son empleadas sólo para confección de núcleos, por su mayor grado de plasticidad resultan ideales para evitar la erosión del esmalte del diente antagónico, poseen además mejor modulo elástico así como mayor compatibilidad química con el cemento resinoso. (Nevárez, 2012)

Los cerámicos híbridos son biomateriales que incorporan distinta cantidad de polvos cerámicos como relleno inorgánico de un material, para proveerle de mejoras en su capacidad óptica y mecánica, desde este punto de vista, el cerómero incorpora más de 70 % en polvos cerámicos (Boroaluminosilicatos, sílice zirconio, hormoceras), a una matriz orgánica de composite, incluso el ionómero de vidrio polvo (flouraluminosilicato cálcico) más varios ácidos poli acrílicos dentro del líquido, se constituyen también teóricamente como materiales cerámicos híbridos, usos: (Hickel, 2009)

- Carillas.
- Inlays y onlays.
- Coronas anteriores y posteriores, mediante el uso de un correcto protocolo adhesivo incluso en posteriores

Consideremos estos en la siguiente subdivisión: (Spitznagel, Horvath, & Guess, 2014)

- *Nanoresina con cerámica:* Se compone de una matriz de resina polimerizada, tiene más de 80 por ciento de peso en cerámica como partículas de óxido de zirconio, sílice y zirconia sílice que forman un relleno de varios diámetros con lo que se reduce el espacio intersticial entre partículas.
- *Cerámica de vidrio con interpenetración de matriz de resina:* Se compone de una matriz de cerámica sinterizada por completo de 84 % y una de resina 14 %, forma dos redes la primera es de feldespato en volumen de 75 % y la otra es polimérica de UDMA y TEGMA en volumen de 25 %, la resinosa cubre los poros de la cerámica.
- *Cerámica de zirconia sílice con interpenetración de matriz de resina:* Se compone de una matriz variable de composite, tanto en la partícula (BIS GMA, UDMA, TEGMA) como en su porcentaje, ya que puede iniciar desde 60 % en adelante en esta la cerámica de óxido de zirconio (matriz inorgánica) ingresa al espacio formado por el composite.

Tabla 7.

Cerámicas resinosas, tipos, procesos de confección y algunas marcas comerciales.

CERÁMICAS RESINOSAS.	PROCESO DE CONFECCIÓN.	NOMBRE COMERCIAL.
<i>Nanoresina con cerámica.</i>	CAD-CAM.	Lava Ultimate. "3M Espe". Tello CAD "Ivoclar Vivadent".
<i>Cerámica de vidrio con interpenetración de matriz de resina</i>	CAD-CAM.	Enamic. "Vita Zahnfabrik".
<i>Cerámica de zirconia sílice con interpenetración de matriz de resina</i>	CAD-CAM.	Paradigm MZ -100 Bloques. "3M ESPE".

Adaptado de (Unitau, s.f.)

Se determinó la resistencia flexural de coronas CAD CAM sobre dientes, con resina compuesta monolítica y la porcelana feldespática reforzada con leucita, cementadas con cemento resino dual, se mostró que la resina compuesta CAD CAM tiene una resistencia hasta 3 veces mayor, antes de que sufra fractura catastrófica, sin embargo, todos los materiales y sus marcas comerciales superaron las fuerzas de masticación por lo que constituyen son opciones viables. (Shemblish, 2016)

2.1.6.2. Principales materiales cerámicos y sus características

Tabla 8.

Principales materiales cerámicos, composición, procesamiento para la confección de coronas totales y resistencia Flexural.

NOMBRE	COMPOSICIÓN.	PROCESAMIENTO COMÚN.	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN/ MPA.
<i>Feldespáticas</i>	K ₂ O-Al ₂ O ₃ - SiO ₂ .	Estratificación y cocción.	80 – 90.
<i>Feldespáticas Reforzadas con aluminio.</i>	Porcelana con hasta 50% de alúmina.	Estratificación y cocción.	120 a 150.
<i>Vitrocerámicas de Fluormica.</i>	Tetra silícica fluormica.	Maquinada de un bloque y estratificada.	150.
<i>Vitrocerámicas de Leucita.</i>	Mayor K ₂ O contenido de al menos 12. %	Maquinada de un bloque.	160 – 180.
<i>Vitrocerámicas de Disilicato de Litio.</i>	Cantidad menor de ortofosfato de litio cristales (Li ₃ PO ₄).	Maquinada de un bloque y cocción.	180 -400.
<i>Vitrocerámicas de Fluorapatita.</i>	Fluorapatita en la vitrocerámica es de entre 19 y 23 %.	Maquinada de un bloque.	150.
<i>Cerámica con infiltración de Cristal - óxido de Aluminio.</i>	Vidrio de aluminosilicato.	Maquinada de un bloque.	200-600.
<i>Cerámica con infiltración de Cristal - óxido de Zirconio.</i>	Vidrio Zirconosilicato.	Maquinada de un bloque.	1100-2000.

Adaptado de (Sciencedirect, s.f.)

2.2. Disilicato de litio

La tendencia actual al desarrollo de materiales dentales cerámicos, cerámicos oxido infiltrados e híbridos, es la de ser más similares al substrato dental, por tanto tenemos zirconia translúcida, cerámicas feldespáticas opacas y cerámicas con infiltración de resina con índices de flexión parecidos a la dentina, sin embargo, estos materiales monolíticos deben combinar la estética con la resistencia, uno

de los ejemplos de esto es el disilicato de litio que su tasa de supervivencia a diez años es de 95.5 %. (Valenti & Valenti, 2009)

2.2.1. Nombres comerciales del disilicato de litio.

2.2.1.1. IPS e. Max Press

La influencia del número de cocciones sobre la adaptación marginal de dos tipos de cerámicas entre IPS e Max Press (0,30 um) y IPS Empress Esthetic (0.27 um), a razón de dos tipos de terminaciones marginales, el hombro recto con ángulo interno redondeado y chamfer moderado, en cada paso de procesamiento (5 pasos) se anotaron las medidas en todo el contorno coronario. Se observó que no existe diferencia significativa entre el material y el diseño marginal, sin embargo, si lo hubo en las fases de procesamiento, existe mayor porcentaje de falla en la fase de incremento de cerámica, pero se reduce en la de caracterización y glaseado. (Cho & Naggy, 2012)

Este material fue desarrollado en el 2005, su resistencia flexural alcanza 400 MPa, se obtiene con la técnica de cera perdida y posterior inyección, se puede utilizar para coronas y núcleos de dientes anteriores o posteriores, se los encuentra con alta traslucidez HT o baja traslucidez LT, se recomienda una cementación adhesiva. (Koushyar, 2010)

Un estudio sobre los factores de mayor relevancia en el aumento de la discrepancia vertical en coronas cerámicas, con diferentes sistemas de procesamiento, entre el sistema Procera, Inceram y Empress 2, y terminaciones en Chamfer marcado versus hombro redondeado, con cementación entre cementos resinosos, resino modificados y ionoméricos. Determinó que el factor más importante sobre el aumento de la discrepancia vertical fue el tipo de sistema de procesamiento cerámico, siendo la mejor la técnica Press, mientras que en otros factores no existió diferencia significativa.

2.2.1.2. IPS e. Max CAD

Este material desarrollado posteriormente al e. Max Press, se presenta en bloque compatible con CAD/CAM, su resistencia flexural no es superior a 350 MPa, indicado para el sistema CEREC, su mejoría es notable en la estética al poseer varios colores y tonos. Para la técnica CAD CAM, también existe un Disilicato de Litio reforzado con Zirconia, se lo puede encontrar bajo el nombre de Celtra Duo / Densply o Suprinity / Vita Zhanfabrik. (Koushyar, 2010)

2.2.2. Resistencia Flexural del disilicato de litio

El disilicato de litio demostró mayor resistencia flexural dentro de las vitrocerámicas, así lo muestra un estudio sobre la influencia del diseño de la preparación y el material cerámico utilizado para la confección de coronas de cobertura completa, además existe diferencias significativas entre las técnicas y métodos utilizados, la media de resistencia a la fractura en las cerámicas osciló de 2895 a 4 173 N. (Clausen & Milia-Abou, 2010)

Se estudió la distribución de las fuerzas masticatorias estáticas y de lateralidad, en coronas CAD CAM monolíticas de óxido zirconio, de disilicato de litio, leucita y composites de nanopartículas, se determinó que en movimientos de lateralidad las fuerzas son tres veces mayores que las fuerzas estáticas, siendo de mayor a menor los materiales más resistentes la zirconia, el disilicato de litio, la feldespática más leucita y finalmente el composite. (Heintzea, 2011)

Mediante la utilización del simulador de masticación se replicó los respectivos movimientos axiales y laterales, lo que permitió comprobar la resistencia resultando que las coronas de molares diseñadas de disilicato de litio (IPS e. Max Press), mostraron mayor resistencia (3 veces mayor) durante la carga dinámica, en cambio las coronas de molares fabricadas con leucita reforzada presentaron fracturas a menor carga. (Skouridou, 2013)

Al analizar coronas preparadas en CAD CAM a 1.5 mm en resina de nanopartículas, cerámica de disilicato de litio y feldespáticas, se determinó que, al ser cementadas con un protocolo adhesivo soportan a 30.000 ciclos a un carga de 800 N, superando la fuerza máxima de masticación, sin embargo, ante la carga a la última fatiga los valores en feldespato fueron considerablemente menores de 2500 N., comparado con el disilicato 3122N , los peores valores fueron 237 N para la resina. (Carvalho, 2014).

Un estudio busco determinar en coronas cerámicas CAD CAM cementadas con cementos, que material y sistema de procesamiento es superior respecto a resistencia flexural, se determinó que IPS E Max CAD (Disilicato de Litio) e IPS Empress CAD (Feldespato reforzado con leucita) mostraron mayor resistencia a la fractura en comparación con VITABLOCS Mark II (feldespato). (Stona, 2015)

Un estudio busco determinar la resistencia de los materiales en presentación monolítica entre la zirconia, el disilicato de litio y las resinas nano compuestas, este determinó que las resinas tenían un comportamiento similar al esmalte dental, muestran que el zirconio y el disilicato de litio eran superiores en resistencia al esmalte por lo que se los puede utilizar como material restaurador de elección en sectores posteriores. (Zhang, Barani, & Bush, 2016)

Existe nueva evidencia del comportamiento biomecánico de las cerámicas contemporáneas y su longevidad clínica, siendo la de óxido de zirconio de primera elección por su resistencia flexural, hay que recordar que su gran desventaja es su alta opacidad no siendo de elección en el sector anterior, el estudio comparó la zirconia, disilicato de litio y el polímero infiltrado de cerámica, siendo los valores de resistencia flexural la mitad de su fatiga, la fatiga fue 356,7/ 135,8 / 86,9. MPa, respectivamente (Homaei, 2016)

Se comparó la resistencia flexural de las coronas de óxido de zirconio monolítica, disilicato de litio y composite de nanopartículas sobre substratos de dentina reales, las coronas se fracturaron bajo cargas axiales para predecir la capacidad

de carga-sostenible, no se observó diferencias estadísticamente significativas. (Lawn Brian, 2016)

2.2.3. Protocolo de cementado adhesivo para Disilicato de Litio

Es necesario que el proceso de cementación adhesivo se lo realice en orden y esmero para lograr buenos resultados. (Corts & Abella, 2013)

1. Limpieza del muñón previo retiro del provisorio.
2. Colocación del dique de goma.
3. Prueba de ingreso una por una.
4. Prueba de ingreso todas en conjunto.
5. Acondicionamiento individual con ácido Fluorhídrico al 5 % por 20 segundos, lavado por 60 segundo con agua; opcional limpieza con ácido ortofosfórico por 15 segundos lavar por 60 segundos.
6. Aplicación de silano y capa de Bonding, previo a poner el cemento.
7. Limpieza de muñón con piedra pómez y clorhexidina.
8. Colocar el sistema adhesivo seleccionado, sin fotopolimerizar.
9. Colocar el cemento resinoso en la restauración e inserción simultanea de la misma en el muñón dental, sin retirar presión constante.
10. Fotopollimerización por 5 segundos para gelificación del cemento resinoso y retiro de excesos en el margen.
11. Fotopollimerización por 20 segundos cada pared dentaria.
12. Terminación y pulimento y control oclusal.

2.3. Prótesis fija

Es una rama de la ciencia dental que busca el remplazo de las funciones perdidas debido a la pérdida de estructuras dentarias y adyacentes por medio de artefactos artificiales, esta puede ser parcial e incluso rehabilitar una arcada completa dependiendo del número de pilares presentes, su requisito es el de no poder ser removida de la boca sin ayuda del odontólogo que la fijó en los dientes preparados y brindar estabilidad, retención y resistencia. (Maroto, 1987)

Los objetivos de la prótesis fija (coronas) pueden encasillarse en tres:

- Biológicos
- Estéticos
- Mecánicos o funcionales

La longevidad para una restauración de Prótesis fija en promedio es de 10 a 20 años, la causa de fallo más común es la de laminación o fractura del mismo, la prevalencia de las fracturas en promedio esta alcanza de 3,5 a 24 % en especial coronas metal cerámica, donde la fractura del núcleo alcanza un 3,5 % y la de laminación un 3.5 % en promedio. (Anusavice, 2013)

2.3.1. Tipos de cementación para prótesis fija

2.3.1.1. Convencional

Un estudio sobre la zirconia en odontología para la elaboración de prótesis fijas y su cementación, menciona que este material actualmente se lo puede utilizar debido a sus propiedades ideales en el sector anterior y posterior, sin embargo, no existe evidencia concluyente sobre la cementación adhesiva y su efectividad para este tipo de material. (Echeverri D, 2013)

2.3.1.2. Adhesiva

Sobre el tema se conoce que la cementación adhesiva brinda ventajas como mejorar la longevidad y minimizar la filtraciones en coronas completas o incrementa la resistencia flexural de las cerámicas en especial vitrocerámicas, sin embargo, en la cerámicas con alto contenido en oxido como la zirconia este protocolo surte un efecto muy inferior, Edelhoff incluso menciona que debido a su alta resistencia el cemento tiene una función menor y su uso debe ser específico para aumentar la retención en preparaciones muy cortas. (Rosentritt M, 2009)

Se evidenció que las prótesis adhesivas metal free eran un tratamiento seguro, comparable en resistencia con las prótesis fijas convencionales, sin embargo, es menos resistente que la prótesis fija convencional, misma que debe ser utilizada en casos pertinentes. (Clausen & Milia-Abou, 2010)

2.3.2. Prótesis fija adherida o adhesiva PFA

Siempre que la rehabilitación oral se planifique adecuadamente respecto a la oclusión, la biomecánica y la estética, se puede lograr la longevidad protésica a mediano y largo plazo, gracias a la tendencia de preservar los tejidos dentales, nos conducen actualmente a la incorporación de diseños sin denominación exacta o combinados para PFA.

Lo anterior se fundamenta en lograr una unión íntima entre el diente, la restauración y el cemento, es lo que algunos autores llaman restauraciones fusionadas o el continuum anterior o posterior, podríamos describir este continuum por motivos netamente esquemáticos como: (Corts, Arrospiede, Cedres, & Corallo, 2013)

- Carillas o laminados.
- Incrustaciones.
- Agregados Oclusales: Overlays /Carillas Oclusales / Table-Tops.
- Mini coronas / Medias coronas.
- Cuatro-Quintos / Cuatro-Quintos Inversas.
- Coronas adheridas.

2.3.2.1. Tipos de preparaciones para PFA

Carillas o laminados: carillas tipo se las utiliza en premolares superiores en vestibular, en inferiores puede alcanzar la fosa central sin tocar el punto de contacto.

Incrustaciones: inlay dentro de la superficie oclusal y onlay se extiende en oclusal; se usa sola o como retenedor de PF.

Agregados Oclusales: *Overlays /Carillas Oclusales / Table-Tops:* Restauraciones indirectas en oclusal, en LNC generalmente, terminación bisel grueso o Chamfer moderado, regularización de bordes necesario, su espesor de 1,5 mm, a mediano plazo su supervivencia es buena a 0.8mm como espesor mínimo.

Mini coronas / Medias coronas: son coronas periféricas totales supragingivales, que pueden extenderse no menos de la mitad de la corona clínica.

Cuatro-Quintos / Cuatro-Quintos Inversas: la primera es convencional, la inversa no involucra la cara palatina, puede usarse individual o como retenedor de PFA.

Coronas adheridas: son preparaciones periféricas full contorno como máximo yuxtagingivales, de 0,8 mm y no más de 1 mm, buscan no involucrar dentina.

La tendencia de la evolución de los materiales actualmente pasa por la creación de materiales de mayor compatibilidad biológica, mecánica y óptica, en vez de mayor resistencia, esto se logra en PFA por medio de cerámicas y resinas reforzadas (Compatibles con la Adhesión), además el riesgo actual a presentar lesiones no cariosas LNC, junto al éxito de los protocolos adhesivos actuales sobre esmalte y dentina los hacen muy aplicables: (Magne, 2007)

Indicaciones:

- Restauraciones múltiples.
- Cambio de color.
- Cambio de forma.
- Corrección posicional.
- Corrección superficial.
- Corrección funcional.
- Retenedores de prótesis fija.

Lo anteriormente mencionado hace que su elección sea amplia en diversas situaciones clínicas, más que presentar contraindicaciones absolutas se mencionan limitaciones, como se mencionó bajo una correcta "Planificación de

la oclusión” se las puede seleccionar con seguridad este es el factor preponderante, siendo elección del material y el diseño menos importantes. (Corts, Arrospiede, Cedres, & Corallo, 2013)

2.3.2.2. Contraindicaciones o Limitaciones

- Parafunciones.
- Alteraciones oclusales.
- Riesgo de traumatismo.
- Esmalte insuficiente o alterado.

Skoudridou y cols, determinaron el desempeño entre las coronas con preparaciones mínimas y convencionales, bajo elemento finito, utilizando el sistema CEREC, para esto se realizó 3 grupos; Grupo 1 coronas mínimamente preparadas, 2 coronas convencionales y 3 preparaciones oclusales: No se determinó diferencias significativas entre las coronas convencionales y las preparadas mínimamente, sin embargo su fallo a 5 años fue de entre un 4 al 50 % incluso en las convencionales por lo que se sugiere seguir investigando al respecto. (Skouridou, 2013)

2.3.3. Prótesis Fija unitaria o corona full contorno

Las coronas dentales sirven de recubrimiento para los dientes que han sido preparados para recibirlas, dependiendo del material que se utilice el desgaste dental es proporcional, existiendo coronas de metal, metal porcelana y de porcelana pura, o materiales híbridos, además las coronas pueden ser unitaria(Coronas) o múltiples(coronas ferulizadas), siendo las unitarias para un solo dientes pilar además se pueden utilizar en sectores anteriores o posteriores. (Pegoraro, 2010)

Las coronas de recubrimiento total son estructuras que rodean por completo la corona clínica del remante dental preparado, cuyo fin es el de devolver su función por medio de la restitución de tejido dental perdido, estas pueden ser de varios

materiales como el composite, la cerámica el metal o una combinación entre ellos. (Shillingburg, 2007)

Las coronas de cerámica son utilizadas actualmente en dientes anteriores por sus características ópticas ideales como el mimetismo, la opalescencia, la translucidez, además de sus propiedades mecánicas aceptables a las fuerzas de compresión. (Carvalho, 2014)

Indicaciones:

- Abrasión en dientes antagonistas.
- Grandes demandas estéticas sector antero superior.
- Imposibilidad de restauración menor o conservador.
- Pilar con soporte adecuado.
- Laboratorio con experticia en el proceso. (Fernández, 2011)

La Cerámica funciona bien como corona unitaria a pesar de su poca resistencia a fuerzas de cizalla y tracción, están indicadas en situaciones clínicas de destrucción extensa de la corona, defectos de forma y posición, problemas estéticos como manchas intrínsecas y reconstrucciones de raíces. (Pegoraro, 2010)

Estudios muestran que las coronas de porcelana con terminación hombro recto se fracturan en un periodo promedio de 2 meses sometidos a cargas masticatorias cíclicas, su resistencia fue de 140 Kgf. (Zhang, Barani, & Bush, 2016), más menos 21.5 Kgf. en coronas full contorno y de 98.6 más menos 17.8 Kgf. en coronas Jacket, todas cementadas con cemento resinoso modificado, no se mostraron diferencias significativas en la incidencia de las fracturas. (Leevailoj, 1998)

2.3.3.1. Coronas de Metal

Es el material de elección en cuanto a su resistencia, se los utiliza monolíticos o como núcleo de base, estas fueron de las primeras terapéuticas en utilizarse

para realizar coronas totales y puentes, las aleaciones de metal son pues ampliamente evidenciadas en la literatura científica, previsibles y seguras, sin embargo, en la actualidad la demanda estética de la odontología tiende al remplazo de las mismas por materiales totalmente cerámicos. (Kelly, 2011)

2.3.3.2. Coronas de Cerámica

Siendo la cerámica un material pilar (ampliamente estudiado) en la odontología por casi un centenario, es muy predecible, se lo utilizaba inicialmente para dientes anteriores y prótesis. Desde la década de los 60 Mc Lean desarrolló coronas de alúmina con lo que su uso se lo extendió a dientes posteriores, actualmente se utilizan coronas totalmente cerámicas o en combinación con metales y polímeros para mejorar sus propiedades. (Zhang & Salier, 2013)

2.4. Terminaciones para prótesis fija

2.4.1. Concepto

La línea de terminación es la configuración cervical que se le da al diente preparado para recibir una restauración para prótesis fija, su importancia radica en que el éxito mecánico, biológico y estético depende este margen y errores en su elaboración o elección llevan al fracaso, aunque es aun discutido cual es la que más ventajas provee, todas deben apuntar hacia objetivos comunes como: (Syu, 193)

- Remoción de la caries a ese nivel.
- Preparación fácil.
- Identificación sencilla en la impresión.
- Volumen necesario para el material restaurador.
- Resistencia adecuada para la función.
- Liso y regular.
- Cubrir los prismas del esmalte.
- Ser suficiente y causar mínima desgaste dentario.

2.4.2. Introducción

El éxito de la rehabilitación coronaria unitaria con porcelana depende en gran parte a su adaptación marginal, esto es dependiente del tipo y calidad de la terminación cervical y su reproducción fiel para la elaboración en detalle de una prótesis dental fija unitaria.

En estudios clásicos se menciona que la mejor terminación marginal en preparaciones convencionales era entonces controvertida, lo que en gran medida se ha mantenido hasta la actualidad, autores como Mc Math defendían la realización del hombro recto con margen axiogingival redondeado, ya que mejoraba la retención de la corona. (Ebrashi, 1969)

Lucca y Fuyasama, en 1972 por su parte en sus estudios establecían que el chamfer marcado, tenía mejores resultados a nivel mecánico y periodontal, incluso otros autores mencionaban que, eran mejores ángulos axiogingivales en 90 grados no redondeados, para el mejor asentamiento de la preparación coronaria “ debemos recordar que hasta la fecha la Prótesis fija adhesiva era poco aplicada, los protocolos adhesivos experimentales, y los materiales en uso de tipo aleación metálica” (Ebrashi, 1969)

Para la Fecha Kandars, Smith y otros estudiosos mencionaban que, la mejor forma de terminación para proveer estabilidad de las estructuras periodontal, se relacionaban con la terminación en filo de chuchillo (bisel), o el biselado de las terminaciones, debido a que se mantiene más estructura dental con lo que aumenta la retención por generar mayor área de contacto, sin embargo, otros autores mencionan para este fin el hombro recto biselado. (Ebrashi, 1969)

Garder en 1982 realizó un estudio, encuestó a facultades de odontología en Estados Unidos y Puerto Rico, quiso determinar cuál de las formas marginales se enseñaban con mayor frecuencia, determinó que el hombro recto, el hombro biselado a 45 grados (hombro obtuso) y el chaflán eran los más difundidos desde aquella época. (Butel, 1991)

Sadan Et all., propuso que tanto chamfer como hombro eran ideales para mejorar la adaptación marginal, pero Politek et all., mencionan que también el hombro recto con ángulo axiogingival redondeado, algunos estudios mostraron que el chaflán (chamfer marcado) resulta más resistente que el hombro recto, en la prevención de la aparición de fracturas para dientes posteriores. (Ezatollah, 2011)

2.4.3. Consideraciones

Varios estudios se han realizado respecto a que terminación cervical es la más apropiada, según el análisis de elemento finito, se determinó que ante las cargas masticatorias la mayor tensión se producía en el segmento cervical del diente, en la interfaz diente restauración y cerámica núcleo metálico, existe controversia acerca de la mejor terminación a efectuarse. Sin embargo, se conoce que la prótesis fija adhesiva necesita de terminaciones de tipo vertical, mientras que en fija convencional las preparaciones horizontales muestran buenos resultados.

Para la realización del tallado o preparación del pilar dental, debemos utilizar la fresa de diamante adecuada, con la angulación correcta y sin dejar ángulos rectos, de esta forma evitar la producción de fracturas, de la misma forma debemos preparar una buena terminación cervical, ya sea el chaflán, hombro o el bisel para PFC y hombro obtuso o chamfer (PFA) dependiendo de: (Pegoraro, 2010)

- Tipo de preparación.
- Material de Cementación / adhesión.
- Espacio para cemento.
- Material de la restauración.

Para poder obtener tener un buen sellado cervical de la prótesis coronaria, con la preparación dental. (Pegoraro, 2010). Se menciona en una revisión bibliográfica realizada por Contrepois y cols, que los factores que influyen en la adaptación marginal son: (Contrepois, 2013)

- Configuración marginal.

- Espacio necesario para la cementación.
- Proceso de cementación en sí.
- Proceso de confección de la corona.

Los estudios realizados en relación al cumplimiento de los parámetros teóricos para la preparación de coronas totales de cerámica en prótesis fija convencional, muestran que ningún parámetro teórico se cumple en la clínica de odontólogos generales en Estados Unidos, la muestra fue de 263 dientes a los que se evaluaron bajo microscopia electrónica y análisis matemáticos, se encontró que los errores encontrados fueron: (Tiu, 2015)

- La convergencia oclusal promedio excedían los 43 grados.
- Las preparaciones fueron de 0.4 a 0.8 mm de espesor.
- El desgaste en oclusal fue excesivo de 1.8 a 5,2 mm.

Más es necesario recalcar que las medidas que se observan en la teoría, son basadas en tallados para PFC lo cual cambiaría sustancialmente para PFA, debido a la calidad de unión íntima que se produce entre la superficie dental y la protésica, a causa del uso respectivo de un protocolo adhesivo (PFA). (Tiu, 2015)

Estudios muestran que la resistencia a la fractura mejora cuando existe una mayor definición y pulido de la terminación cervical. Por otra parte, en cuanto al grado de convergencia oclusal de la preparación y el tipo de cemento utilizado, estudios sugieren que es más importante la correcta cementación, por lo que estos son factores a tomar en cuenta siempre que se busque resistencia. (Zetall, 2016)

Un estudio comprobó que, los dientes que en la línea de terminación tuvieran mayores curvaturas (Dientes anteriores) son significativamente más propensos a la filtración y fractura, que aquellos que en su preparación muestran menos curvas, la discrepancia por cada 2 mm es aproximadamente de 20 μ m, se observaron valores no aceptables clínicamente, encontrados en grupos que sobrepasan los 5 mm de curvatura.

En un estudio se determinó que la fabricación de una línea de escape del material de cementación, al ser realizada dentro de la preparación, mejorar la adaptación de la corona protésica eliminando discrepancias al servir como desfogue el cemento excedente. (Guyer, 1985)

En la evaluación de la evidencia disponibles sobre la discrepancia marginal de coronas, se observó la dependencia de varios factores: El área de las coronas cementadas o no cementadas, el tipo de pilar utilizado para los estudios in vitro, el tipo de microscopio con el que se observa, el factor de ampliación utilizado para el lugar de medición, y el número de datos propuesto, mismo que resulta en variaciones del espacio aceptable clínicamente en el margen de la terminación. (Sulaiman, 1997)

Actualmente los sistemas que mejor manipulan la adaptación marginal son los computarizados (CAD-CAM), se menciona que su rango de adaptación varía entre 29 y 179 μm ., pudiendo ser calibrado. Siendo el sistema CAM aislado del CAD el que más desadaptación produce en comparación con el sistema CAD CAM completo, es decir combinado en donde el rango varía entre 20 y 80 μm , esto depende de la precisión del sistema que se utilice. (Ezatollah, 2011)

2.4.4. Tipos de terminaciones

1. Bisel o filo de cuchillo.
2. Hombro recto con ángulo axiokingival no redondeado.
3. Hombro Obtuso.
4. Chamfer moderado.
5. Chamfer marcado.
6. Hombro recto con ángulo axiokingival redondeado.
7. Hombro recto con ángulo axiokingival redondeado y biselado.

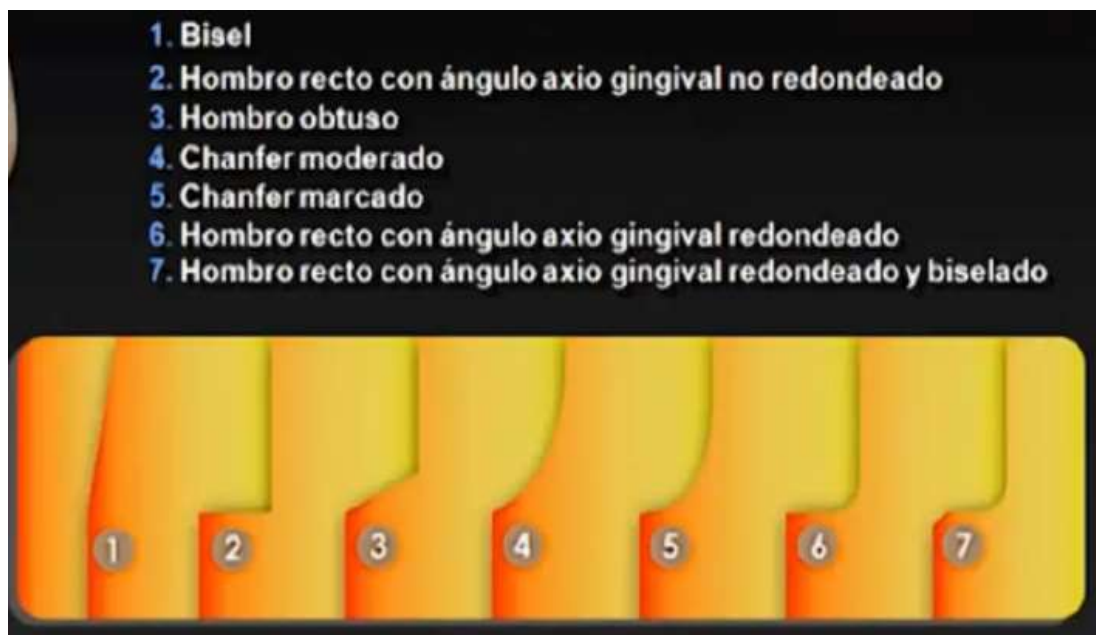


Figura 3. Tipos de preparaciones marginales, terminación cervical o forma de finalización.

Adaptado de (Alvarez, 1999)

2.4.4.1. Terminación en bisel o Filo de cuchillo

Es una terminación marginal de tipo vertical ya que su soporte marginal no posee un tope horizontal real, sino una superficie vertical que continúa con el resto de la preparación, cuanto menor es la anulación del bisel (más vertical), menor es el espesor del cemento, las discrepancias marginales son equivalentes al espesor del cemento en la zona marginal por lo que en esencia esta terminación produce mejor adaptación. (Preis, Behr, & Hannel S, 2015)

Tipos:

- Filo de cuchillo o bisel propiamente
- Bisel de las terminaciones en hombro recto

2.4.4.1.1. Filo de cuchillo

En un estudio se buscó determinar la estética óptica respecto a la translucencia la Y TZP, cerámica a base de policristales tetragonales de itria zirconia, en

preparaciones cervicales con reducciones marginales ínfimas en filo de cuchillo. Se determinó que la translucencia producidas por un desgaste menor a 0.3 mm compromete la estética de la preparación coronaria en dientes con coloraciones de base. (Kumagai, 2013)

Poggio 2012, estudio el rendimiento de las coronas feldespáticas con núcleo de óxido de zirconio en preparaciones en filo de cuchillo, dado que estudios anteriores mostraban un buen rendimiento de los mismos en el sector anterior se los puso a prueba en el sector posterior. Resultó que 1 diente fue extraído por motivo endodóntico, 2 mostraron un desgaste de la cerámica feldespática, 99 dientes tuvieron éxito en un periodo de seguimiento de 22 meses, por lo que su desempeño es este periodo es comparable con otras preparaciones marginales. (Poggio, 2012)

Gavels y cols. Mostraron en su estudio que la mejor terminación en cuanto a brindar un mejor asentamiento de la prótesis fue el filo de chuchillo o Bisel, ya que elimina la discrepancia vertical, su estudio fue comparativo versus el hombro de 90 grados y de 45 grados, con y sin vía de escape del cemento, sin embargo, la incorporación de un VEC ayuda al desfogue del material cementante hasta valores de 110 um. (Guyer, 1985)

Cuando la pendiente del bisel se vuelve vertical el espesor del cemento se reduce, si la línea de terminación se encuentra sobre el esmalte, se eliminan las barras de esmalte sin soporte lo que genera un margen de la restauración más fino, permitiendo el pulido del borde de la restauración (antes y durante el cementado), la extensión de la restauración en la zona marginal puede compensar las discrepancias. (Hooshang, 1981)

2.4.4.1.2. Hombros rectos biselados

En estudios clásicos ya se hace mención de la importancia de una correcta forma y acabado de los márgenes, en especial las terminaciones verticales, estos deben diseñarse con una inclinación entre 22 a 45 grados ya que son

importantes para mejorar el asentamiento y la adaptación de las coronas permitiendo el asentamiento de las coronas.

Hunter menciona que su éxito depende del operador y su habilidad para conservar integro el periodonto, además propuso combinar preparaciones horizontales (mejor adaptación de la corona) con preparaciones verticales cortas tipo bisel, no se ha demostrado ventajas del uso de biseles. (Hunter, 1990)

2.4.4.2. Terminaciones en hombro

Tipos:

- Hombro recto con margen axiokingival no redondeado.
- Hombro recto con margen axiokingival redondeado.
- Hombro recto con margen axiokingival redondeado más bisel.

En coronas metálicas de recubrimiento total, las cuales fueron sometidas a fuerzas masticatorias, buscó comprobar su adaptación y sellado luego de su refundición, con una aleación paladio-plata, se comparó entre hombro recto, hombro recto con bisel de 20 grados, y hombro recto con bisel de 45 grados. Mejor fue hombro recto sin bisel. (Lopes, 2005)

Se estudió en coronas parciales de cerámica Cerec 3, la adaptación marginal y el tamaño del Gap en el margen de 3 tipos de preparaciones dentales, grupo 1 protección de la cúspide funcional más hombro recto, Grupo 2 reducción horizontal de la cúspide, Grupo 3 reducción completa de las cúspides más hombro recto. Bajo Microtomografía se observó diferencia significativa en los Gap presentados siendo que los diseños más simples presentan mejor adaptación marginal interna y externa, mientras que las del grupo 1 presentaron los peores valores. (Seo, 2009)

2.4.4.3. Terminaciones en Chamfer

Tipos:

- Chamfer moderado.
- Chamfer marcado.

Chamfer Moderado

Han en 2011 en un estudio in vitro sobre tóqueles de resina, investigó la adaptación marginal de las coronas realizadas en zirconio, en tres terminaciones marginales; el hombro recto, el chamfer moderado y el filo de cuchillo, se dividieron en 2 subgrupos según el método utilizado para su elaboración; Cad - Cam, tallado y la técnica de fundido, demostró que las terminaciones en chamfer son las que menor discrepancia vertical y marginal muestran, además que la técnica Cad-Cam es menos precisa que la técnica de fundición siendo esta la de elección. (Han, 2011)

Se estudió en coronas de cerómero reforzado con cerámica (FRC) sobre muñones metálicos, la adaptación marginal y la resistencia flexural de las mismas en 3 tipo de diseño marginal como el chamfer moderado a 0,9 mm y 1,2 mm; el hombro recto con ángulo axiokingival redondeado a 1,2 mm y el hombro recto con ángulo axiokingival no redondeado a 1,2 mm. Se observó que el Gap es mayor en el chamfer respecto al hombro recto redondeado, sin embargo, la resistencia a la fractura en chamfer, todas las coronas se fracturaron en promedio a 1646N. (LeeRa, 2004)

Se estudió la resistencia flexural de coronas de alúmina, se comparó las terminaciones marginales en chamfer de 0,7mm y hombro recto con ángulo axiokingival no redondeado de 1 mm. Resulto que existió mejor resistencia a la fractura de las terminaciones en chamfer con promedio de 610 N, mientras que las de hombro recto fueron de 512 N. (Ezatollah & Neda, 2010)

Chamfer Marcado

Un estudio de la influencia del diseño marginal sobre la adaptación marginal, comparó tres tipos de terminaciones diferentes entre estas el hombro recto, el hombro recto con ángulo redondeado y el chamfer marcado. Se concluyó que la menor desadaptación se produce en el chamfer y las mayores desadaptaciones en el hombro recto, cabe señalar que el estudio se lo realizó en coronas metal porcelana electroformadas, siendo ideal hacerlo en coronas metálicas puras. (Shiratsuchi, 2006)

Se estudió en coronas de resina reforzada con fibra FRC, la adaptación marginal y la resistencia flexural, en distintas terminaciones marginales; chamfer moderado de 0,5 mm, Chamfer marcado de 1 mm y hombro recto de 1 mm. Se observó que tanto en adaptación marginal como en la resistencia flexural el chamfer ligero fue mejor que el hombro recto sin embargo no hay diferencias entre el chamfer de 0,5 y de 1 mm, sus valores fueron 15.8 MPa, 15,1 MPa y 13,7 MPa respectivamente. (Maghrabi, 2011)

2.5. Sistemas adhesivos en odontología

2.5.1. Introducción

Son un conjunto de biomateriales que se usan por medio de un protocolo o sistema, con el fin de cumplir con tres objetivos que son: *Preservar la estructura dentaria, conseguir retención óptima duradera y evitar microfiltraciones entre la restauración y el tejido dentario*, desde entonces la investigación odontológica sobre el tema ha sido amplia. (Norling, 2004)

Desde sus inicios fue Bounocore en 1955, quien utilizó ácido fosfórico en altas concentraciones para adherir acrílico al diente como método de prevención para sellar fosas y fisuras, hasta el día de hoy los adhesivos se han modificado con el fin de mejorar sus componentes y facilitar su técnica de aplicación, se ha logrado actualmente sistemas de un solo paso, los cuales hasta el momento son muy

discutidos e investigados, debido a su aparente menor desempeño adhesivo, nano filtración y resistencia de unión. (Ritter, 2009).

En 1960 el mismo Buonocore explica el fenómeno de la adhesión al esmalte como un retiro parcial del su contenido inorgánico, aumentando el número de Resine Tags, fundamento de la adhesión. Mientras que en la dentina el grabado ácido actúa retirando el Smire Layer o barillo dentinario, lo que permite la explosión de la red de colágeno, con la cual interactúa el adhesivo formado así la capa híbrida con la cual interactuara la resina para lograr adhesión. (De Munck, 2005)

2.5.2. Clasificación

La continua investigación en el campo de la adhesión ha permitido que estos materiales se los pueda clasificar en generaciones, las de uso actual se las enmarco en grupos según el sistema del que están provistos, contando hasta la fecha con 7 generaciones.

Las 3 primeras generaciones están en desuso, por lo que se conocen a la fecha dos grandes grupos de sistemas, los Total Etch o Etch and Rinse (cuarta y quinta generación) necesitan de grabado ácido y lavado y los Self Etch o autograbadores (Sexta y Séptima generación) en donde el ácido no se retira por medio de lavado se incorpora dentro de la capa funcional del adhesivo, además, se menciona el ionómero de vidrio en esta clasificación, propuesta por Van Meerbeek 2003. (Van-Meerbeek, 2003)

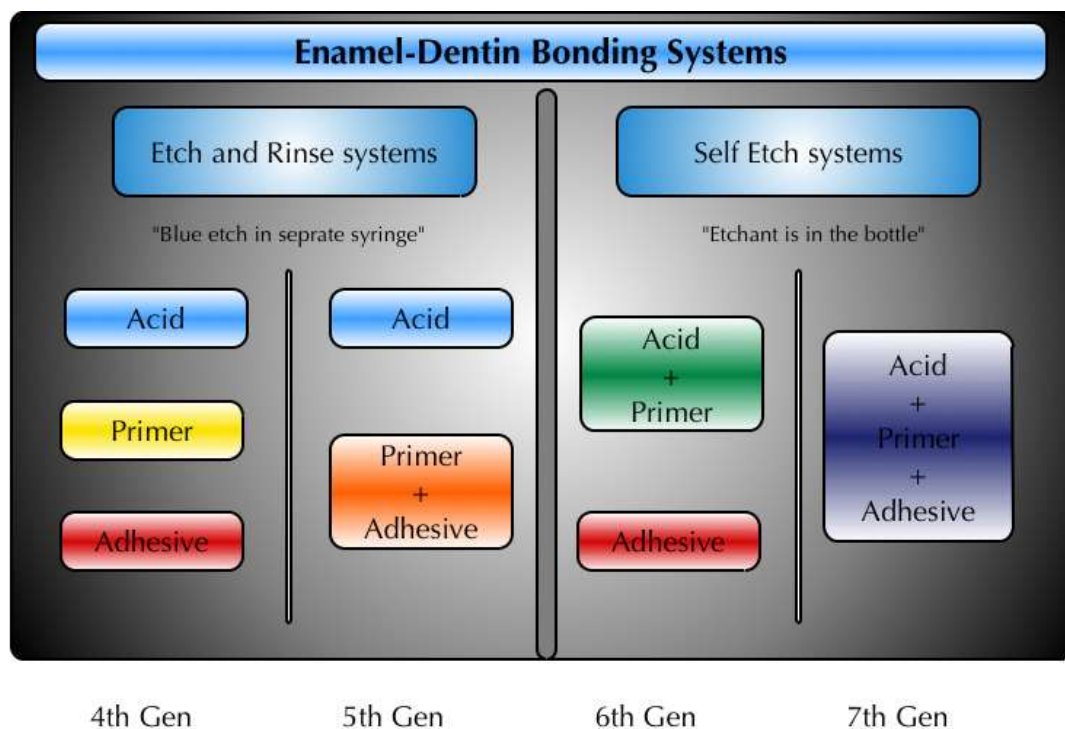


Figura 4. Generaciones de Adhesivos disponibles en la actualidad.

Adaptado de (Espeareducacion, s.f.)

El mismo autor propuso otra clasificación de los adhesivos en 1998 la cual se puede utilizar de manera apropiada y se basa en el número de pasos clínicos siendo así: (Van-Meerbeek, 2003)

1. De un paso, que modifican el Smire Layer
2. De dos pasos que:
 - a) Modifican el SL
 - b) Disuelven el SL
 - c) Eliminan el SL
3. De tres pasos, que eliminan el barrillo dentinario.

2.5.2.1. Primera, Segunda y Tercera generación de Adhesivos

La primera generación., fue desarrollada por Bounocore en 1956, inicialmente se probó con ácido glicerol fosfórico (GMDP) y posteriormente evoluciono a (NPG- GMA), sin embargo, su resistencia era menor a 1 a 4 MPa. (Krugel, 2000)

La segunda generación., en 1970 incorpora esteres halofosforados como el bisfenol glicidil metacrilato (Bis - GMA) o Hidroxietilmetacrilato (HEMA), cumplen la función de unión al calcio, sin embargo, por su pobre fuerza adhesiva de 5 a 7 MPa permitían microfiltración. (Krugel, 2000)

La Tercera generación., a principios de los 80s, incorpora por primera vez el grabado parcial de la dentina para modificar el Smire Layer, incorpora el Primer que une por medio de su extremo hidroxilo (Hidrofílico) al diente y su extremo carboxilo (Hidrofóbico) a las moléculas hidrofóbicas propias del adhesivo, con lo que consigue una unión mejorada en la humedad propia de la dentina de 8 a 15 MPa. (Krugel, 2000)

2.5.2.2. Sistema Adhesivo Total Etch o Etch and Rinse

La cuarta generación., se desarrolló a mediados de 1980, se incorpora un grabado total de la dentina con el uso de ácido fosfórico, con esto se elimina el Smire Layer y se lo hace de forma simultánea a esmalte y dentina, se basa en mantener la red de las fibras colágenas viables para la actuación del primer y el adhesivo, de tal forma que se logren la mayor cantidad de Resine Tags y Lateral Branches, lo que Nakabayashi denominó como Capa híbrida, logrando hasta 31-35 MPa. (Nakabayashi, 1982)

Las ventajas de la incorporación del ácido fosfórico son: (Tsujimoto A, 2010)

- Aumento del área de contacto superficial en dentina peri e intertubular así como en esmalte.
- Aumento de la humectabilidad por medio de la energía superficial.
- Aumento de la retención micromecánica y formación de Resine Tags con facilidad.

La quinta generación., a inicios de 1990, protocoliza el uso del ácido fosfórico de 35 a 37% para la formación de Resine Tags e incorpora en un solo frasco el

primer y el adhesivo, con lo que se reduce el tiempo clínico, sin embargo sus valores de adhesión alcanzan 27-29 MPa. (Van-Meerbeek, 2003).

2.5.2.3. Sistema Adhesivo Self Etching

Sexta generación., a mediados de 1990 se desarrolla un sistema adhesivo que incorpora el ácido al primer, por lo que se exime el lavado del contenido del frasco y lo incorpora sobre el Smire Layer, por medio del agregado de un Ester de ácido fosfórico, alcanzando un PH de entre 1,5 a 2,5 además de sustancias como el 2 hidroxietilmetacrilato (HEMA), trietilenglicol metacrilato (TEGDMA) y el metalocriloxidecil dihidrogenion fosfato. (MDP). (Perdigao, 2009)

Dentro de las diferencias con las generaciones pasadas están; el tipo de monómeros acídicos, el número de frascos / pasos, la concentración de agua y la hidrofiliidad de la capa de unión. Existen de acuerdo a esto clasificaciones según sus presentaciones: (Perdigao, 2009)

- Tipo I consta de un primer autograbadador y un adhesivo.
- Tipo II se incorpora un primer ácido y un adhesivo primer por lo que se colocan en 2 pasos.

Esto los hace incompatibles con cementos resinosos, tanto su acidez como por su forma de polimerización opuesta al cemento. Otra forma de clasificarlos es de acuerdo a la capacidad y profundidad de desmineralización generada en el tejido dentario, siendo los de menor acidez mejores en cuanto a valores de adhesión 26 Mpa: (Van Meerbeek, 2011)

- Ultra suaves; Ph mayor a 2,5, conforman una capa nanométrica.
- Suaves; Ph 2, capas de hasta 1 micras.
- Moderadamente fuertes; Ph 1 y 2, capas de hasta 2 micras.
- Fuertes; Ph menores de 1, capas de más de 2 micras.

Los sistemas adhesivos Self etching o auto acondicionantes, muestran una diferencia significativa en su fuerza de adhesión cuando se comparan entre ellos,

siendo los factores a considerar; los diferentes componentes químicos propios de cada marca y la técnica de aplicación, es superior en todos los casos, la aplicación pasiva de 2 capas del adhesivo, los mejores valores en esta generación son dadas por el Clearfill SE Bond versus el Self & Etch. (Torres, 2009)

Séptima generación., llamados adhesivos de un solo paso “todo en uno”, mantienen en un mismo frasco el monómero ácido, solventes orgánicos (acetona y/o alcohol), agua y el adhesivo, por lo que son muy inestables en el tiempo a causa de su evaporación, la inhibición por oxígeno y formación de gotas de agua. Por lo tanto, disminuye su grado de conversión, hasta la fecha los mejores valores de adhesión son de 20 Mpa. (Jaberi, 2008)

Estos adhesivos muestran ser comparablemente menores cuanto a sus valores de adhesión en esmalte y dentina, más, un estudio muestra que se puede incrementar su capacidad adhesiva por medio de la incorporación de una segunda capa de adhesivo hidrofóbico (4 o 5 generación) convirtiéndolo en un adhesivo de dos pasos. (Reis, 2009)

2.5.3. Elección del adhesivo

Un metánesis realizado en Pubmed hasta el 2009, comparó la fuerza adhesiva de las marcas con los mejores valores adhesivos disponibles a la fecha, buscando determinar el mejor sistema entre adhesivos de cuarta, quinta y sexta generación, se determinó que los resultados dependían de la prueba a la que se sometió cada sistema.

Sin embargo, en términos generales sobre esmalte, los valores de fuerza más altos fueron arrojados por adhesivos de cuarta generación (Optibond FT), mientras que sobre dentina fueron alcanzados por los de sexta generación (Clearfill SE Bond), no existiendo diferencia significativa entre estos ni en dentina ni en esmalte. (Scherrer, 2010)

Los adhesivos SE no muestran mejores valores adhesivos, y en el tiempo de aplicación SE (58 seg) en comparación con los de cuarta generación (113 seg), no muestran diferencias significativas, sin embargo, los SE constituyen una opción viable por su fácil manipulación al evitar el delicado proceso de grabado y secado. (Van-Launduyt, 2010)

Se comparó unión adhesiva versus la fuerza cohesiva en distintos materiales CAD CAM (resinosos, varias cerámicas de uso dental) y su influencia respecto al sistemas adhesivos ocupado (auto grabadores / SE y universales), se mostró que, no existe diferencia significativa al elegir un sistema de quinta o sexta generación, a excepción del Peak universal bond (Ultradent 5g) el cual contiene clorhexidina, sin embargo, existe diferencia en cuanto al material a utilizar, el disilicato de litio mostró mejor adhesión que la zirconia siendo este un factor decisivo. (Sigueira, 2016)

2.6. Cementos en Odontología

Son biomateriales de uso odontológico cuyo propósito inicial es sellar o rellena la brecha existente entre la prótesis y el remante dentario preparado, con el fin de evitar la colonización bacteriana en este espacio (30 – 120 um) y el posterior deterioro del diente subyacente. (Botino, 2001)

2.6.1. Introducción

Desde la antigüedad se han creado materiales para este fin, en sus inicios brindaban beneficio netamente como relleno, se basan en retención mecánica del componente dentario y protésico, actualmente y por medio de la aplicación de la adhesión se consigue la unión micromecánica y química o mixta, para lograr mejores resultados, en cuanto a su resistencia flexural, traccional, disminución de su solubilidad y características estéticas. (Andreatta, 2005)

Tabla 9.

Clasificación de los cementos desde sus precursores hasta los actuales.

C	CONVENCIONALES/NO ADHESIVOS
	<i>*FOSFATO DE ZINC</i>
E	<i>*OXIDO DE ZINC Y EUGENOL</i>
M	A <i>*IONOMERO DE VIDRIO(Union química)</i>
E	D <i>A. Convensionales.</i>
N	H <i>B. Resino modificados.</i>
T	E
O	I <i>*RESINOSOS</i>
S	V <i>A. Cementos de fosfonato de vidrio; SE/Relix Unicem.</i>
	O <i>B. Cementos poliacido modificado; SE, Dyract Cem Plus.</i>
	S <i>C. Cementos de Resina compuesta; 1. Preservadores de SL; SE y primer/ Panavia F.</i>
	D. <i>Cementos de Resina MMA; 1. Preservadores de SL; SE y primer/ M Bond.</i>
	2. Removedores de SL; ; Grabado acido / Superbond C&B.

Adaptado de (Coem, s.f.)

2.6.2. Cementación con cementos convencionales

Dentro de los cementos que mayor auge ha tenido están los ionoméricos y los resinosos, siendo estos últimos superiores en cuanto a adhesión, sin embargo, el ionómero de vidrio sigue siendo utilizado, mientras que otros cementos más antiguos están en la actualidad practicante en desuso, debido a que se mostraron inferiores al ionómero de vidrio en varios aspectos fisicoquímicos, estos son: (Dahl, 1986)

- **Fosfato de zinc:** fue utilizado por más de 90 años, su desventaja se debe a su alta solubilidad y valores de adherencia reducidos, sin embargo, su resistencia a la fatiga es competente.
- **Policarboxilato de zinc:** utilizado por casi 50 años, su desuso se debe a baja resistencia a la compresión, rigidez de fraguado disminuida y pobre sellado marginal. (Andreatta, 2005)

2.6.3. Cementación con cementos adhesivos

2.6.3.1. Cementos de ionómero de vidrio

Introducidos desde los años 70 por Wilson y Kent, son una disolución de polialquenoato en una matriz vítrea en forma de polvo, la cual se adhiere al diente por afinidad entre sus grupos carboxilo con el calcio del diente, siendo su ventaja la liberación de flúor y su desventaja su gran solubilidad siendo su fraguado final a las 24 horas de iniciada la mezcla, debe evitarse el contacto inicial con el agua durante mínimo 7 a 10 minutos.

2.6.3.2. Modificado con resina

Son una variante de los cementos ionoméricos, un escalón intermedio entre estos y los resinosos, por esto su comportamiento y propiedades, su reacción es ácido base, en donde el polialquenoato modificado con grupos metacrilatos, inicia la liberación de radicales libres metacrilatos, ante el contacto con el aluminio silicato de vidrio, sin embargo, de sus ventajas como fácil uso y reducción de su solubilidad no se recomiendan para feldespatos por su considerable expansión tardía. (Kern, 2003)

Es conocido que las porcelanas se pueden cementar con distintos materiales entre los cuales los cementos resinosos y resino modificados y ionoméricos, estudios muestran que las coronas de cerámica cementadas con cementos ionoméricos son las que presentan fracturas o descementación en corto período de tiempo, en un lapso de 2 meses de almacenamiento. Por otro lado, la cementación con resino modificados y resinosos puros se fracturarán a partir de los 2 meses de almacenamiento en adelante. (Finger, 1996)

2.6.3.3. Cementos resinosos

Son biomateriales a base de resina, que constituye su matriz inorgánica y una matriz orgánica que está formada por Bis GMA (Bisfenol Metacrilato de Glicidilo)

o UDMA, esto de brinda propiedades de resistencia Flexural mejoradas, estas matrices se unen por medio de silano. Por ser fluidos mejoran el asentamiento, son insolubles en el medio oral y generan unión micromecánica al diente tratado previamente con ácido fosfórico, en la actualidad sus presentaciones son de autopolimerización de fotopolimerización y de polimerización dual. (Toledano, 2003)

2.6.3.3.1. Clasificación de los cementos resinosos

Por el tamaño de partículas:

- Microparticulados.
- Microhíbridos.

Por su forma de activación:

- Químicamente activados.
- Fotoactivados.
- Duales.

Por la necesidad de sistema adhesivo:

- Necesidad de adhesivos.
- Autoadhesivos.

2.6.3.4. Elección del cemento para coronas de disilicato de litio

Un estudio muestra que la superficie de las resinas, se puede modificar según el tratamiento de superficie que se les dé y por ende su adhesión, se mostró que el ácido hidrofúrico no afecta significativamente la superficie protésica para generar una mejor adhesión, sin embargo, sí lo hicieron el arenado con óxido de aluminio y la silanización, siendo estos recomendados para lograr mejor adhesión en composites.

Al comparar los diferentes tipos de cementos en cuanto a la filtración marginal, se demostró que los cementos como Panavia F junto con adhesivos de Self Etch, muestran un menor grado de filtración marginal al esmalte y cemento en

comparación de Variolink II con un adhesivo universal, el cual fue más efectivo en esmalte, sin embargo, no en cemento, el termociclado mostró que, la fractura se dio en el cemento mas no en el esmalte. (Gerdolle, 2005)

La utilización de diferentes agentes de cementación a base de resina no daría lugar a diferencias significativas en la resistencia a la fractura de los dientes en cuestión, sin embargo, los cementos resinosos duales convencionales junto a un protocolo adhesivo estricto brindan valores superiores al resto de cementos. (Santos, 2005)

Un estudio para determinar el cemento que mayor resistencia al desalajo brindaba al ser sometido a fuerzas de tracción, se comparó entre cementos actuales, resinosos, vítreos, resino modificados y resinosos reforzados, se mostró que el Relix Luting (3 M) y Relix unicem obtuvieron valores de 7 Megapascuales, en comparación a valores inferiores a 5 MPa de los otros cementos, además, se determinó que los cementos en presentación polvo liquido eran superiores a las versiones actuales. (Johnson, 2009)

Se investigó la resistencia adhesiva al cizallamiento en el esmalte de los cementos reinosos, se comparó los cementos de referencia para los estudios hasta la fecha, entre ellos el Relix Ultimate, Multilink Automix y Panavia F2.0. Se observó que el Relix Ultimate fue superior con 39 MPa, el Panavia alcanzó 35 MPa y el Multilink 32 Mpa. (Decoteau, 2011)

2.6.3.5. Consideraciones para la cementación

Se realizó un análisis de la profundidad de polimerización de la resina fluida a través de bloques de cerámica, se depositó resina fluida y después de eso se iluminó por 60 segundos, se determinó que entre mayor el grosor de la cerámica es menos probable la polimerización del composite fluido, para la cementación de coronas totales es imprescindible una correcta polimerización del cemento,

esto influye directamente en la supervivencia de la misma en el tiempo y la presencia de fracturas. (Aranda, 2013)

Zhang., por su parte en su estudio buscó determinar la correlación existente entre los tres factores más implicados en la fractura de las coronas, realizó un análisis de elemento finito extendido, el cual comparó mediante simulación en computadora de coronas de distintas cerámicas, versus factores como, la cantidad de preparación de 0.8 mm a 1.2 mm y el ángulo del convergencia de 6 a 12 grados, demostró que el grado de convergencia influye de mayor manera en la resistencia a la fractura. (Zhang, Barani, & Bush, 2016)

En el mencionado estudio se determinó además que, para propender a un mayor grado de resistencia a la fractura, se debe considerar los siguientes elementos: (Zetall, 2016)

- En primer lugar, una corona cementada correctamente.
- En segundo lugar, la cantidad de preparación y
- Finalmente, el grado de convergencia oclusal.

Con respecto a la influencia del ácido fluorhídrico en la cementación de coronas de porcelana, hay que considerar que se debe cumplir con protocolo estricto en cuanto al tratamiento de la superficie cerámica, se debe aplicar ácido fluorhídrico por el tiempo necesario para cada material, ya que un estudio demostró que un grabado con este ácido por un minuto es más eficaz que por dos minutos y el grupo control que no fue grabado, ante las pruebas de tracción registró valores menores significativamente, los valores oscilan entre 4.64 a 3.35MPa. (Guzman, 2012)

La influencia del espesor del cemento en la incidencia de la fractura de coronas feldespáticas con cemento de resina de autopolimerización, determinó que espesores de 50 micras resisten mejor las fuerzas de masticación cíclicas a las que fueron sometidos los cuerpos de estudio, comparados con espesores de 500

micras del mismo cemento, con una diferencia media de casi 100 N entre uno y otro. (Gressler, 2015)

Un estudio buscó determinar en un análisis de elemento finito, cual es el grosor de capa de cemento ideal para ser colocada en muñones implanto soportados en coronas metal cerámica, el estudio logró determinar que el espesor ideal para evitar la transmisión de fuerzas tensionales lesivas para el hueso cortical se encuentra entre espesores de 20, 40 y 60, se mostró que 60 micras fue superior con los mejores valores. (Anwar, 2015)

Un estudio buscó determinar la relación existente entre 2 diseños de preparación de coronas de disilicato de litio, además de, las clase de cemento ideal en cuanto a su resistencia flexural, se determinó que los diseños tuvieron diferencia significativa en relación a la resistencia a la fractura, siendo los diseños que menos acentúen la curvatura UAC las que mejor resultado obtuvieron, el tipo de cemento no influyó en la resistencia, sin embargo, el cemento cobra mayor importancia cuando se realizaron diseños anatómicos de tipo corona full contorno. (Sharbaf, 2014)

2.6.3.5.1. En relación a la Anatomía de la prótesis coronaria / Pilar dental

Es importante considerar los aspectos biomecánicos del diseño oclusal, anatomía, y la configuración, además, son factores a considerar; la altura del pilar, ángulo de convergencia oclusal y su configuración marginal. Siempre existe la posibilidad de posicionar incorrectamente la corona sobre su muñón lo mismo que se dificulta en ciertas terminaciones (horizontales), además, en este estudio se mostró que las mayores brechas se daban en el hombro redondeado, aseveración ya estudiada. (Kaukinen, 1996)

Se estudió la influencia del tipo de preparación en cantidad de desgaste dentario (Incisivo central /11, canino /13 e incisivo central inferior), los grupos de estudio fueron; A1 atache con surco, A3 con surco más aleta; carillas parcial V1, tradicional V2, extendida V3 y completa V4; coronas cerámica de 0.8 mm en

chamfer F1, cerámica de 1 mm en hombro recto con ángulo interno redondeado F2 y metal cerámica de 1,4 mm con hombro recto F3, no se observó diferencias significativas en cuanto al tipo de dentario, sin embargo, si su morfología y el tipo de preparación; respecto al desgaste dental las preparaciones de menor a mayor fueron A1: (5.2), V1 (8.2), A3 (14), V2 (16.7), V3 (22.1), V4 (30), F1 (64), F2 (70), y F3 (71.9) (Edelhoff, 2012).

Respecto al detalle de la morfología oclusal de la corona protésica y la disminución de la inclinación de las cúspides juegan un papel importante ya que reducen la fuerza transmitida al diente durante las lateralidades y fuerzas axiales, esto es beneficioso en el mantenimiento y conservación de la osteointegración, como se muestra en un estudio sobre prótesis coronarias sobre implantes, donde se simuló el hueso de soporte y se sometió a cinco ciclos masticatorios con distintas fuerzas como: Las necesarias para rotura inicial de la comida, las fuerzas máximas de rotura y la tensión máxima registrada, por tanto el mayor potencial de acuñamiento del alimento resulta perjudicial en la sobrevida del implante. (Kaukinen, 1996)

Respecto al origen de las fracturas en prótesis coronarias sobre dientes naturales, se observó que suceden con mayor frecuencia a nivel del margen cervical en interproximal, justamente en la curvatura más acentuada hacia coronal de la preparación, este estudio se realizó en coronas de cerámica feldespática con núcleo de alúmina reforzado en 37 dientes con fractura clínica catastrófica, además, se concluyó que el tipo de cemento (resinosos o ionoméricos) y el tiempo de uso no fueron factores que muestren diferencias significativas. (Olio & Rear, 2013)

2.7. CAD CAM

2.7.1. Concepto

Su significada por sus siglas es, diseño asistido por computador CAD y Manufactura asistida por computador CAM, es un sistema que utiliza un

programa de computadora y una maquina fresadora para ejecutar un diseño predeterminado, mediante ordenes de coordenadas hacia la fresadora, algunos programas además realizan coronas, incrustaciones, PPR, implantes y aditamentos protésicos o PT, bajo el mismo sistema. Existen más de 14 materiales cerámicos actualmente que se pueden utilizar en CAD CAM (sinterizados o semisinterizados) siendo su aplicación innovadora se debe conocer: (Nevárez, 2012)

Ventajas

- Materiales cerámicos menos porosos.
- Impresiones virtuales más precisas.
- Tiempos terapéuticos más cortos.

Desventajas

- Necesidad de equipos costosos, sofisticados.
- Técnica de alta sensibilidad requerida.

2.7.2. Introducción

Li menciona que las cerámica son ampliamente utilizadas como materiales restauradores indirectos en odontología, debido a su alta biocompatibilidad y estética agradable, los biomateriales cerámicos, sus aplicaciones y usos clínicos han tenido un éxito clínico variable a lo largo de su historia., varias opciones están disponibles para los clínicos para la fabricación de restauraciones cerámicas estéticas la cuales son factibles gracias al desarrollo de la tecnología CAD CAM. (Kim, 2014)

La creciente demanda estética de restauraciones incluso en la región posterior se ha intensificado por la evolución de las nuevas técnicas y tecnologías de procesamiento de las restauraciones, la introducción de la fabricación y diseño asistido por ordenador (CAD / CAM), ha permitido el manejo de materiales con

alto rendimiento, que no podían de otra manera ser elaborados en forma tan segura y veloz. (Azim, 2015)

2.7.3. Componentes

Digitalización.- es el proceso mediante el cual se obtiene una imagen digital tridimensional, mediante triangulación de líneas se capta datos en el sensor del scanner utilizado, existiendo tanto scanner mecánico (una esfera de zafiro contacta con un modelo de yeso previamente obtenido) y óptico (una luz láser o blanca recepta la forma de las sombras reflejadas en el paciente), se realizó un estudio para conocer la fidelidad de copia de detalles entre estos, se determinó que no existía diferencia entre estos y que su variación era de 6µm, su detalle fue de 10 µm: (Persson, 2007)

1. Programa de diseño. – es un software específico de cada sistema, previo traslado de la información obtenida del scanner se genera una imagen digital de las estructuras pilares, pónicos, antagonistas, sobre la cual se selecciona la restauración a realizar, se crea la misma virtualmente y se la modifica si es necesario, una vez conforme con ella se genera un archivo para sea procesado físicamente en un material mediante una máquina. (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008)
2. Equipo de maquinado. – es la maquina encargada de ejecutar ordenes sistemáticas, mediante eje de coordenadas provisto por un archivo de sistema generado previamente, la calidad de la restauración elaborada depende de la calidad de los paso anteriores y de la precisión del equipo existiendo equipo desde 3 ejes de rotación(eje XYZ), de 4 ejes(a XYZ se le añade la rotación en el puente de tensión eje A) y 5 ejes (a XYZ,A se suma la rotación del huso del maquinado o eje B) siendo estos los más eficientes en tiempo y ahorro de material. (Denry & Kelly, 2008)

Además, se debe considerar el tipo de procesamiento de la restauración existiendo de consultorio u oficina (en donde el CAD CAM está dentro de las instalaciones) el de Laboratorio (CAD CAM externo necesita de modelos de boca

convencionales) y Centro de procesamiento en consta de un scanner clínico el cual envía su información al laboratorio este la reenvía al Centro este procesa la respuesta y responde al laboratorio local el cual fresa la restauración pule y termina, finalmente entrega al odontólogo. (Caparroso & Duque, 2010)

2.7.4. Variantes de maquinado

El Proceso de sinterización es el sometimiento de las cerámicas dentales al calor para que sus partículas encuentren el mayor grado de cohesión entre ellas obteniendo sus propiedades fisicoquímico ideales, existen entonces el presinterizado en donde el calor no alcanza ni la temperatura ni el tiempo necesarios facilitando así su fresado y el sinterizado total. (Denry & Kelly, 2008)

2.7.4.1. Bloques de Cerámica monolítica Presinterizada

Es una cerámica precocida a menor grado que la totalmente sinterizada, por lo que su dureza disminuye lo que hace más fácil el fresado en CAM, su completa sinterización se realiza posterior a su fresado, especialmente para cerámicas de alta resistencia como la zirconia estabilizada con Ytria. Los estudios muestran que, aunque su rapidez en la confección es menor, el seguimiento de las mismas a 5 años muestra un 22 % de caries secundarias, sin embargo, no existe diferencia significativa en la adaptación marginal promedio es de 80 um, en comparación con la cerámica totalmente sinterizada y posteriormente maquinada presentan valores similares. (Beuer, 2009)

2.7.4.2. Bloques de Cerámica monolítica sinterizada

Aunque su uso se puede referir a cualquier material cerámico en especial se usa en feldespática con alto contenido en Leucita, esta se posee ya en el bloque previo a fresar las propiedades físicas y químicas apropiadas para su uso, para evitar fallos en el material por sobre calentamiento se fresa con irrigación en frío,

sus desventajas son el tiempo y el desgaste de fresas y equipo de fresado considerable. (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008)

2.7.5. Consideraciones CAD CAM en coronas full contorno

Quante 2008, manifiesta que se debe evaluar el ajuste marginal e interno de las coronas de metal-cerámica fabricadas con un nuevo procedimiento de fusión por láser versus CAD CAM, este proceso tiene una alta precisión del ajuste interno y es comparable en pasos, sin embargo, su rendimiento es mayor en rapidez y más eficacia. (Quante, 2008)

Las nuevas técnicas han llevado al desarrollo de materiales de alto rendimiento, sin embargo, se necesita entrenamiento para el diseño y fabricación de una restauración dental en CAD/CAM, usando este sistema los procedimientos pueden llevarse a cabo con ciertas ventajas respecto a las técnicas convencionales de laboratorio: (Kim, 2014)

- Disminuye el número de citas, el costo y el tiempo.
- Reduce la posibilidad de contaminación.
- Reduce la posibilidad de errores técnicos.
- Aumenta la durabilidad y longevidad.
- Disminuye la ocurrencia de brechas marginales.

Según Reich y cols., los errores de precisión marginal se deben a la formación de ángulos redondeados o picos formados debido en el escaneo, por lo que toda la exactitud dependiendo de la calidad del scanner, debido al procesamiento finito de datos recogidos. (Reich, 2005)

El ajuste alrededor de toda la preparación es más importante que el marginal de la corona, bajo dos métodos de medición como microtomografía y el método óptico, se estableció que los dos ajustes (marginal y periférico) son importantes y que los dos métodos de medición son confiables para determinar el espacio. (Runguanganut, 2010)

Es potenciado con la calidad de las impresiones que se tomen, siendo el material de elección polivinililoxano en comparación al resto de materiales con técnica convencional, sin embargo, los sistemas de impresión que utilizan scanner intraoral son superiores significativamente a la técnica convencionales independiente del material de impresión utilizada, dando como resultado una menor brecha marginal estimada en 89 micras en relación a las 112 de los sistemas de registro convencionales. (Azim, 2015)

2.7.6. Sistemas CAD CAM de uso Cotidiano actualmente

2.7.6.1. Tres ejes

Procera / Nobel Biocare

Es un centro de fresado diseñado por el DR Motts Anderson en 1997 consta de un scanner de contacto (esfera de zafiro), una fresadora (tres ejes), un horno de sinterizado; se basa en escaneado de un modelo de yeso, el cual es procesado en el centro de fresado mismo que elabora un modelo sobredimensionado por inyección de material y sinterizado, después se lo fresa en CAD CAM y se añade cerámica de baja fusión para el sinterizado final, ulteriormente lo envían al laboratorio o al odontólogo.

La zirconia Nobel Procera (Nobel Biocare) es fabricada en un modelo ampliado para compensar con anticipado la contracción del material (30%) en una técnica de presinterizado, la diferencia en las discrepancias marginales entre Nobel Procera alúmina y zirconia podría deberse a la contracción después de la sinterización final, cuando se fabrica tanto alúmina y cofias de óxido de zirconio utilizando el sistema Procera, las discrepancias más importantes se dan a nivel del margen y por este motivo también en oclusal. (Burke, 1999)

Kokubo 2011., evaluó coronas en su estudio respecto a las desadaptaciones marginales, siendo menores en el chaflán moderado y mayor en el hombro recto con ángulo axiokingival redondeado, resultando en una brecha de 44,2 um., en el rango clínicamente aceptado. (Kokubo, 2011)

Lava / 3M

Es un centro de fresado que consta de un scanner de luz blanca (12 0.000 datos), el sistema (acepta preparaciones chaflán bajo estándares de calidad), una fresadora de tres ejes (para material presinterizado 20 a 25 % más grande) y un horno de sinterización(8 horas total de procesamiento), a diferencia de los otros lava solo utiliza de estructura a YZ y Lava Ceram de recubrimiento hasta 3 dientes. (Strumb J, 2006)

2.7.6.2. Cuatro ejes

Cerec / Sirona

Inicialmente fue creada bajo la primicia de eliminar la intermediación del laboratorio para realizar restauraciones en el consultorio hace ya 20 años, siendo el único que permite utilizarlo en la consulta, desde entonces modelos CEREC 1, 2, 3 poseen alta eficacia hasta en 3 unidades sobre el 90 % a 10 años, consta de un scanner el cual con una resolución de 50 um puede enviar información para su fresado incluso externo en un centro que posea un equipo Sirona InLab (CEREC) de estructuras complejas o el fresado en consulta en pocos minutos.

El sistema CEREC es sólo un arma en el arsenal de sistemas CAD / CAM disponibles actualmente, fue introducido hace más de 15 años y constituye el único que al 2013 podía ser utilizado tanto en la clínica como en el laboratorio. Varios investigadores son criticados ampliamente el ajuste marginal de sus restauraciones, sin embargo, mejoras en el aparato y el software CEREC logran de hecho ajuste excelentes. (Skouridou, 2013)

Se examinó el ajuste marginal de coronas de composite de resina fabricado con el CEREC en; bisel, chaflán moderado y el hombro, por medio de una técnica de réplica, con bloques de resina Paradigma MZ100TM, técnica de duplicación (Aquasil TM LV, Dentsply), y con un cemento resinosos (RelyXTM Unicem, AplicapTM), se midió con un microscopio de barrido, resultando que

independientemente de la línea de terminación la adaptación está dentro del rango clínicamente aceptado (Quante, 2008)

El polvo antireflectante (Vita Cerec Powder) se usa para facilitar el proceso de escaneado, la brecha interna promedio se calcula dividiendo el total del volumen de la brecha interna por la superficie de contacto. (Denissen, 2000)

Sistema Cercon

Es un sistema fácil de utilizar, su software se actualiza gratuitamente, fue diseñado por el Instituto Federal de tecnología de Zúrich y la escuela de Odontología de Zúrich, permite fresar varios materiales como el cromo-cobalto, poliamida y zirconio; este último Y-TZP se obtiene presinterizado un 30 % más grande, logra el mejor acabado ya que después de su sinterización se le incorpora su correspondiente revestimiento cerámico, su resistencia es 900 a 1200 Mpa. para zirconia, sus componentes son: (Poss, 2007)

- Cercon Eye: scanner óptico.
- Cercon Brain: Fresadora
- Cercon Heat: Sintetizadora tipo horno.

2.7.6.3. Sistemas de 5 ejes

Everest/ Kavo

Sistema desarrollado por Kavo Alemania, su precisión es 1 a 1, en sus componentes tiene una cámara de CCD con 1040 pixeles y una amplitud de campo de 60 x 80 mm, el procesamiento de datos en el Sistema Surface Kavo, el maquinado en Everest Engine con 5 ejes de rotación fresa estructuras presinterizadas de hasta 14 piezas y un horno de sinterización automático, Everest Termo su capacidad de ajuste es menor a las 20 um.

Zircón Zhan/ Zhanfabrik

El HIP (Hot isoestatic pressing) es uno de los procesos de sinterización inicial o de precocción o presinterización, con el cual el zirconio monolítico es preparado

para adquirir cierto grado de dureza antes de ser fresado por los sistemas CAD CAM, con esto se logra mayor velocidad en el milling y menor esfuerzo, sin embargo, se observó que la mejor adaptación marginal se logra con las cerámicas sinterizadas totalmente previo al labrado del CAD/CAM, por sufrir menos contracción. (Kokubo, 2011)

2.8. Influencia del diseño de la preparación sobre la resistencia flexural

2.8.1. Premolares

La demanda estética para tratamientos que van a restablecer al tejido dental perdido se ha incrementado extraordinariamente, existen opciones como son; restauraciones de cerámica, las cuales son una excelente alternativa para el restablecimiento morfofuncional de dientes posteriores con grandes pérdidas de estructura dental y que responden a los requerimientos estéticos actuales. (Santos, 2005)

Refiriéndose a la resistencia a la fractura de los premolares superiores restaurados con dos sistemas de cerámica, "Vitadur Alfa y Ceram, se comparó varios diseños y agentes de cementación, se examinaron setenta dientes sanos para ser restaurados con cerámica "Vitadur Alfa", los dientes fueron sometidos a una carga axial de compresión a 0,5 mm. sobre min, utilizando una bola de acero 9 mm. Como resultado existe una diferencia significativa tanto entre cementos como diseños de preparación. (Santos, 2005)

Los estudios sobre resistencia flexural de coronas de resina en premolares muestran que no existe diferencia significativa dentro de este grupo dentario, debemos tomar en cuenta que estas coronas se encontraban sin metal lo que ayuda a la abrasión de la resina. (Shahrbaf, 2014)

2.8.2. Molares inferiores

Un estudio sobre resistencia flexural de coronas sobre molares y tipos de preparaciones, elaboradas con cerámica feldespática reforzada con leucita, en 3 grupos: 1 overlay convencional, 2 overlay mínimamente invasivo, 3 overlay sin línea de terminación, determinó que todas las superficies oclusales mostraron grietas, en todos los grupos 1,2,3, sin embargo, la mejor resistencia flexural fue mostrada por el grupo mínimamente invasivo 2,3 y su resistencia fue de más de 1110 N. (Skouridou, 2013)

Otro estudio en molares inferiores sobre la influencia del diseño de preparación (convencional versus adhesiva) y el material restaurador utilizando las distintas cerámicas vítreas o metal free, cementadas con cementos resinosos. Resultó que no existen diferencias entre las técnicas y métodos utilizados en cuanto a resistencia, siendo los valores más altos alcanzados en técnica convencional, en cuanto al material y su resistencia a la fractura los valores oscilaron a partir de 2895 a 4173 N, existiendo diferencia significativa entre disilicato comparado con feldespato reforzado con leucita. (Clausen & Milia-Abou, 2010)

2.9. Fuerzas masticatorias

2.9.1. Concepto

Se conoce que la masticación es un proceso fisiológico cíclico que permite la trituración y reducción del tamaño de los alimentos antes de ser deglutidos, el tamaño de los trozos de alimento que forman el bolo es variable de persona en persona, con mayor razón en pacientes portadores de prótesis, los estudios muestran valores hasta de 4 mm en pacientes portadores de prótesis totales, además, la fuerza de masticación es variable y depende de la musculatura y el tono de la misma e incluso del tipo de alimento ingerido. (Shimanda, 2015)

2.9.2. Introducción

Los estudios de la fuerza generada y transmitida a los componentes del sistema masticatorio son complejos, son muy poco concluyentes y difíciles de realizar clínicamente, sin embargo existen, los estudios de elemento finito muestran que la fuerza ejercida en la masticación dinámica, puede variar de acuerdo con el alimento que se ingiera, por tanto los ciclos masticatorios varían en fuerza unos de otros, a considerar en la planificación de la rehabilitación oral. (Commisso. M, 2015)

Un estudio muestra la importancia del uso de una guarda oclusal después del tratamiento rehabilitador, debido a que las cargas masticatorias se producen aleatoriamente en el tiempo, y el contacto entre materiales restauradores con las estructuras dentales presentan comportamientos diferentes, mismo que al cabo de un lapso mediático de tiempo podría generar fallas en el material o fractura en el diente. (Rueda, 2015)

El intervalo de tiempo promedio entre el inicio de la masticación y su actividad de fuerza máxima durante la apertura bucal fue de 69 ± 2 ms. mientras que el autor Plesh., estudió la trayectoria del movimiento de la mandíbula en tres dimensiones y su velocidad para proporcionar información sobre el control del motor de la masticación de forma consiente, el autor Yoshinori Hattori., acoto que la resultante mordedura-fuerza se inclina ligeramente hacia delante desde la dirección perpendicular al plano de oclusión mandibular, “componente anterior de la fuerza”. (Plesh, 1988)

El autor Stavros Kiliaridis., demostró los efectos del entrenamiento sobre de los músculos de la masticación y su tolerancia al stress, se mostró que, los sujetos con valores iniciales de fuerza al morder menor (débil), por medio del entrenamiento incrementaron la fuerza significativamente, en relación a los sujetos que iniciaron con valores de mordida superior (fuertes). Myra F., acotó como consecuencias a la sobrecarga masticatoria la reducción de la superficie

oclusal en el humano, asociado con una reducción en la eficiencia masticatoria, en particular para alimentos con una mayor dureza. (Stavros, 1995)

Barrie R., infirió que todos los sujetos hacen una pausa o descanso en oclusión céntrica al final de un ciclo masticatorio del cierre, por su parte Charles H., acotó que las desarmonías oclusales que se evidencian durante los movimientos de masticación laterales por mínimas que parezcan, pueden ser significativos y desencadenar en patología de tipo trauma y en el desencadenamiento de trastornos parafuncionales. (Gibbs, 1982)

Tabla 10.

Propiedades de las cerámicas y tejidos dentales en cuanto a su módulo elástico una estimación mediante FEA.

Materials	Elastic modulus (E) (GPa)	Poisson's ratio (ν)	Density (ρ) (g/cm ³)
Enamel	84.10	0.30	2.92
Dentin	18.60	0.31	2.65
Bone	13.80	0.26	1.85
Feldspathic ceramic	65.00	0.19	1.00
Leucite-reinforced ceramic	65.00	0.23	1.01
Lithium disilicate-reinforced ceramic	95.00	0.24	2.50
Resin-based composite	16.60	0.24	2.10
Resin luting cement	8.30	0.35	1.10

Tomado de (SCI-HUB, s.f)

2.10. Tipos de Fractura

La fractura de un material es el efecto de la aplicación de una fuerza en una misma dirección sobre la superficie del mismo, hasta el punto que la tensión supere el punto de máxima flexión y se deforme irreversiblemente, los tipos de fractura entonces dependen de la fuerza ejercida y sobre todo del material: (Anusavice, 2013)

Por lo tanto, se han de aplicar las clasificaciones de tipo de fractura más pertinente para la restauración en cuestión, considerando además que no todo tipo de fractura es señal de fracaso así; fractura de glasé o de una zona coronal no funcional se trata con ligero pulido, el caso de fractura total de la corona amerita un remplazo de la misma. Por lo dicho anteriormente en el Disilicato de Litio consideramos la siguiente clasificación: (Oilo, 2014)

- Chipping; Falla cohesiva de la cerámica de recubrimiento o glase, abreviatura CP.
- Delaminación; Falla adhesiva de la cerámica sin exponer el diente, abreviatura AP.
- Fractura total; Fractura total de la cerámica expone diente, Abreviatura MP.
- Fractura catastrófica; fractura de restauración y parte el diente, abreviatura ML.

En un estudio sobre coronas de alúmina en relación al origen de las fracturas, propuso las siguientes fallas, entre estas:

- Contaminación.
- Defectos en el manejo.
- Manufactura.
Maquinabilidad.
- Propios del material restaurador.

El origen fue mayor en el margen cervical, se determinó como un importante factor de predictibilidad, el diseño de bordes biselados se recomienda por tanto realizar márgenes continuos y preparaciones suficientes. (Olio & Quinn, 2016)

2.11. Test de Fractura

Para esto se utiliza según la norma ISO 6872:2008 una Máquina de Ensayo universal calibrada a 1 mm/ min, y una semiesfera de marial (cerámica o metal)

de diámetro variable(0,5 a 0.8 mm), la cual simula el vector de fuerza de tipo compresivo vertical (sobre el eje axial) a 0 grados, u horizontal (perpendicular el eje axial del diente) a 30 o 45 grados, sin embargo en estudios sobre implantes se muestra que, en premolares esta angulación puede ser variable dentro de este rango para intentar simular adecuadamente las fuerzas de lateralidad. (Att, 2006)

El fin de este Test es determinar la cantidad de carga soportada por un material antes de su fractura y observar el tipo de fractura, para esto se puede registrar en Newtons (N) si se considera la fuerza necesaria exclusivamente o en Mega Pascales (MPa) si se toma en cuenta la superficie sobre la que se aplica, en términos generales la norma ISO 6872. estima mínimo 100 MPa para cerámicas vítreas y de 500 MPa para oxicerámicas. (Yildiz, 2013)

Un estudio buscó determinar la similitud de las fracturas simuladas en laboratorio con las producidas clínicamente, en coronas preparadas sobre muñón cilíndrico metálico, se determinó que, tanto fracturas en paciente como en laboratorio tienen el mismo patrón ante cargas oclusales similares, por lo que estudios in vitro son válidos para en la emulación del comportamiento clínico de las coronas. (Olio, Kvam, Tibbals, & Roar, 2013)

3. OBJETIVO E HIPÓTESIS

3.1. Objetivo General

- Evaluar la resistencia a la fractura de coronas en disilicato de litio con terminaciones en filo de cuchillo elaboradas en CAD – CAM.

3.2. Objetivos Específicos

- Proponer la selección clínica de la mejor terminación marginal (Filo de Cuchillo vs Chamfer), en cuanto a la resistencia flexural.
- Describir la influencia del espesor del material en la resistencia de la PFA unitaria (coronas) de disilicato de litio.
- Conocer el tipo de fractura más frecuente en cada grupo de estudio.

3.3. Hipótesis

- Las coronas de disilicato de litio con terminación filo de cuchillo presentaron mayor resistencia flexural respecto a chamfer.

4. MATERIAL Y METODOS

4.1. Tipo de estudio

Experimental, transversal y de laboratorio in vitro.

4.2. Muestra

40 coronas de porcelana.

4.3. Aspectos Éticos

4.4. Criterios de inclusión

- Premolares extraídos hace 1 año.
- Premolares sin compromiso pulpar.
- Premolares sin lesiones cavitarias mayores de 0.5 mm en esmalte.
- Premolares superiores con altura cervicoincisoral de 9 mm, mesio distal de 7 mm, vestíbulo lingual de 7 mm con un rango de más-menos 0.5 mm.
- Premolares superiores con una longitud radicular de más de 10 mm.
- Premolares superiores extraídos por motivo ortodónticos.

4.5. Criterios de exclusión

- Premolares con afectación periodontal quistes, granulomas, abscesos.
- Premolares con patología traumática, fracturas, fisuras.
- Desgaste del esmalte mayor de 0.3 mm por cualquier causa, en cualquier localización de la corona clínica.
- Premolares inferiores.
- Premolares con alteración congénita, microdoncia, enanismo radicular, hipoplasia del esmalte, fusión, gemación.

- Premolares con alteraciones adquiridas no traumáticas, fluorosis, abrasiones, erosión.
- Premolares con alteraciones de su forma.

4.6. Descripción del método

4.6.1. Preparación del diente

Se obtuvieron 40 premolares extraídos por motivos ortodónticos, sin lesiones severas que comprometan gravemente la integridad de los tejidos dentales en un lapso de 1 año, la muestra recogida fue conservada en agua destilada por 7 días y sumergida en solución salina Lacto de Ringer 48 horas antes de su preparación hasta su cementación y 48 horas antes de ser fracturadas, estos se agruparon aleatoriamente (figura 13).

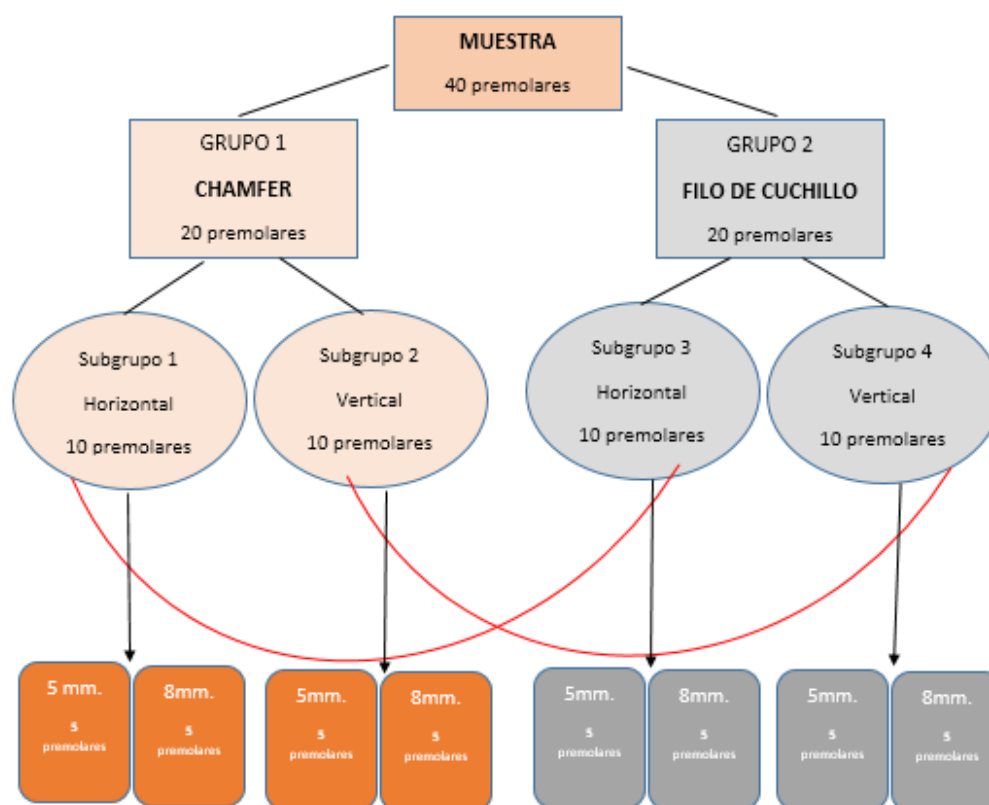


Figura 5. Distribución de la Muestra (grupos y subgrupos)

*En naranja el grupo Chamfer y el gris el grupo filo de cuchillo, la línea roja enlaza los subgrupos que se compararan entre si y al final en cuadros un total de 5 dientes para cada espesor de material

Los dientes previo a su desgaste fueron calibrados con el uso de un pie de rey, para ser incluidos en el estudio en dimensiones lo más similares posibles y se les realizó una matriz de silicona pesada (figura 14), de forma aproximada a un cuadrado con la ayuda de un troquel de plástico calibrado (Figura 14) en donde previo aislamiento con vaselina y mezcla de las dos pastas se introdujo el diente, esta matriz guía se cortó con la ayuda de un bisturí # 12 en sentido vestibulo palatino y posteriormente mesiodistal conforme se avanzaba con el tallado del diente. (figura 14).

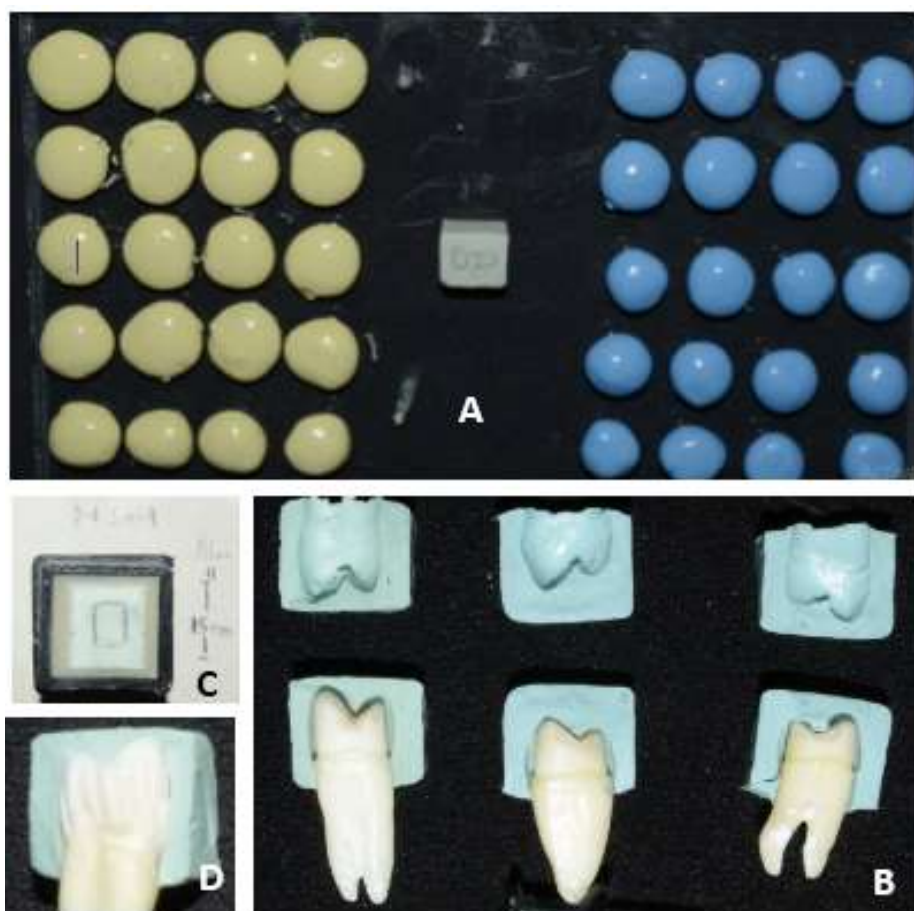


Figura 6. Elaboración de Guías de Tallado.

- a Silicona de adición de consistencia pesada" Exaflex de GC"
- b Preparaciones en filo de cuchillo de 0,8 mm y su respectivo
- c Matriz de control de desgaste confeccionada dentro de un cubo de acrílico y sus dimensiones
- d Guía de silicona y realización de los surcos guía dan inicio a preparación dental.

La preparación fue realizada por un odontólogo el cual fue previamente calibrado (entrenado) para su realización, tanto para preparar terminaciones en filo de cuchillo (bisel) como para el chamfer.

4.6.2. Preparación filo de cuchillo

Se siguió este protocolo: Se calibró la fresa de diamante verde en forma de bala de 0,8 mm para verificar sus dimensiones, se montó sobre una turbina con refrigeración de 3 salidas de agua a 2200 RPM (para realizar la terminación cervical filo de cuchillo), Previamente a esto se procedió a realizar surcos guía en la cara vestibular en el tercio cervical (1mm sobre la unión amelo cementaría donde se prepararía la terminación), se realizó el desgaste con fresa troncocónica verde de 0.8 mm en el tercio medio y oclusal , (sin sobrecalentar el diente), después se procedió Ídem en la cara lingual y proximales, siguiendo en lo posible la curvatura de la UAC sobre sobre el esmalte. Posteriormente en la cara oclusal con una angulación que siga la inclinación de las cúspides (20 a 30 grados aproximadamente). Finalmente se procedió al terminado con las fresas de la misma forma y diámetro en grano fino y ultra fino en orden descendente de color rojo, amarillo, blanco y gomas de pulir blancas (Jiffy casa Ultradent) en seco. (Figura 15)

Nota: Se procedió de la misma forma para la preparación filo de cuchillo de 0.5 mm con fresas calibradas en ese diámetro.

4.6.3. Preparación Chamfer

Se siguió este protocolo: Se calibró la fresa de diamante verde en forma cilíndrica de punta redonda de 0,8 mm para verificar sus dimensiones, se montó sobre una turbina con refrigeración de 3 salidas de agua a 2200 RPM (para realizar la terminación cervical Chamfer), Previamente a esto se procedió a realizar surcos guía en la cara vestibular en el tercio cervical (1mm sobre la unión amelo cementaría, donde se prepararía la terminación), se realizó el desgaste con fresa troncocónica verde de 0.8 mm en el tercio medio y oclusal , (sin sobrecalentar el diente) , después se procedió Ídem en la cara lingual y proximales siguiendo en lo posible la curvatura de la UAC sobre sobre el esmalte.

Posteriormente en la cara oclusal con una angulación que siga la inclinación de las cúspides (20 a 30 grados aproximadamente). Finalmente se procedió al terminado con las fresas de la misma forma y diámetro en grano fino y ultra fino en orden descendente de color rojo, amarillo, blanco y gomas de pulir blancas (Jiffy casa Ultradent) en seco. (Figura 15)

Se procedió de la misma forma para la preparación de chamfer de 0.5 mm con fresas calibradas en ese diámetro.

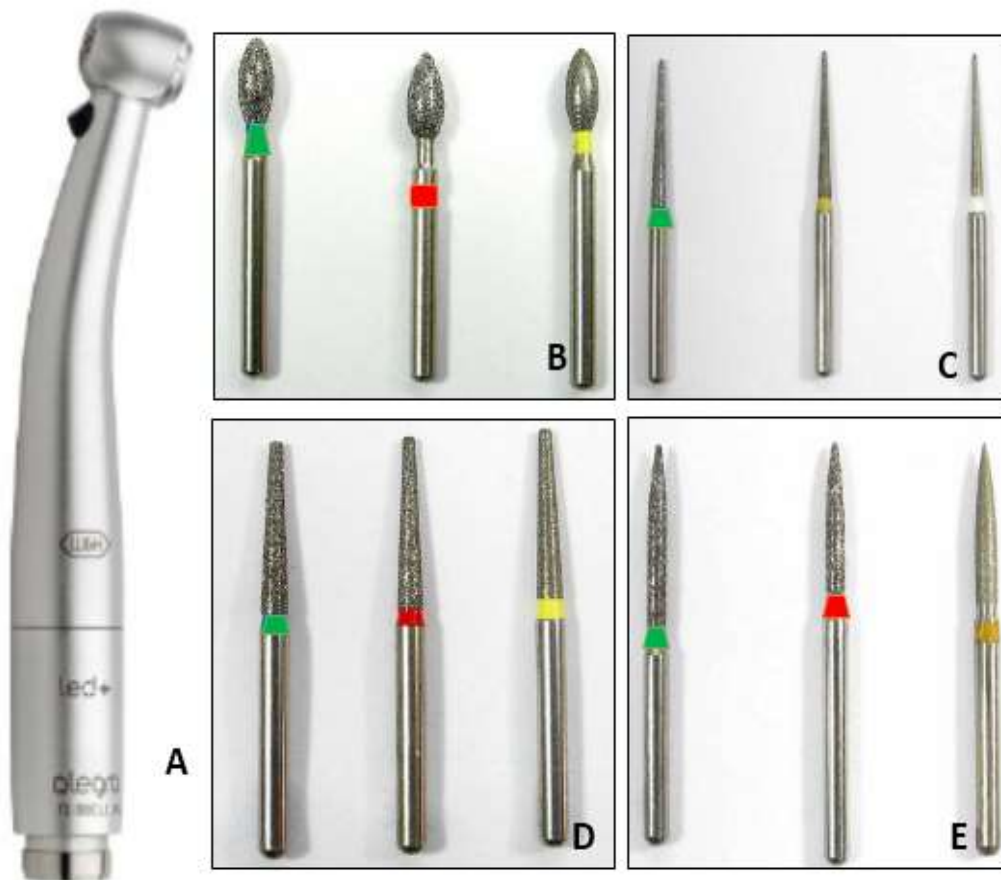


Figura 7. Instrumentos e insumos para el Tallado dental.

Adaptados de (Carrión, a.f.)

- Turbina W y H sobre la que se montaran las fresas diamantadas respectivas;
- Fresas en forma de flama o pera;
- fresas en forma de aguja;
- Fresas en forma de troncocónica de punta redondeada origina la terminación Chamfer;
- fresas en forma de punta de lápiz generar la terminación filo de cuchillo, el color del halo va de acuerdo a su abrasividad siendo de mayor a menor verde, rojo, amarillo, blanco.

4.6.4. Proceso CAD CAM

Con el uso de una scanner se procedió a scanner cada una de las superficies preparadas, con la ayuda de un medio de contraste como lo es el spray ZIRKON de ZirkonZahn, primero la cara vestibular, oclusal, lingual, mesial, distal, la imagen es visualizada en el monitor de la PC utilizada, después de su ingreso al scanner (Figura16), se revisó el archivo digital en busca de errores en este proceso, una vez aceptado, se procedió a la calibración de la corona en cuanto a sus espesor (0.8 y 0,5 mm) y la delimitación de la línea de terminación tanto en preparaciones para chamfer como en preparaciones para filo de cuchillo (Figura17). Posteriormente se manda la orden sistema CAM el cual fue cargado previamente con un disco de Cera (Figura16), este procesa la orden en un tiempo aproximado de 20 minutos. Se realizó lo mismo con cada grupo de estudio fresando en cera 6 coronas en cada ocasión.



Figura 8. Preparación de la muestra previo al escaneado.

- Opacador en spray para uso óptimo para escáner
- Troqueles, preparaciones previo su escaneo; C. Inicio de escaneo con escáner FRONT.

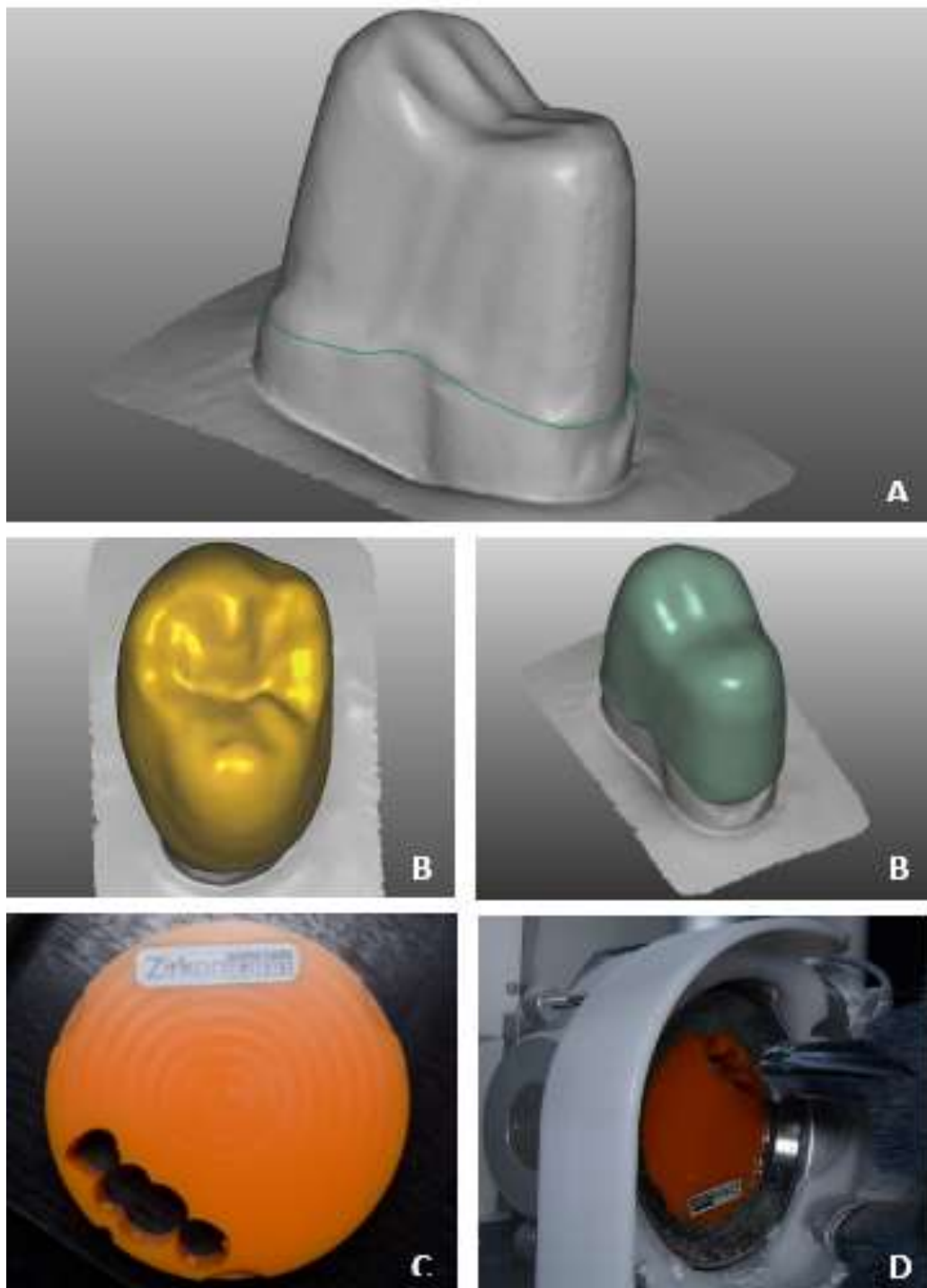


Figura 9. Pasos del proceso CAD- CAM.

- a Escaneo de muñón y delimitación de margen
- b derecha. Diseño de cofia base calibrada sin morfología
- c Izquierda. Diseño en CAD CAM de la corona de DSL
- d Disco de cera posterior a extracción de coronas
- e Fresado CAD- CAM de cera para confección de coronas.

Entonces se procede a sacar las coronas del disco de cera con la ayuda de una fresa de fisura de carburo de halo amarillo para pieza de mano y a pulir la corona en el sitio que mantuvo el conector, liberada la corona se revisa el margen y se procede a la confección del bebedero con cera para bebederos calibrada a 0.5 mm de largo y angulación de mayor a 90 grados. (Figura17)



Figura 10. Procesamiento para la técnica Press.

- a Adaptación de cera sobre troquel y pulido del margen
- b Colocación de bebedero a 45 grados según ficha técnica
- c Grupo de coronas unidas por medio de bebederos a base de cilindro
- d Material de revestimiento de alta precisión
- e Inicio de mezcla del material de forma manual
- f Mezcla al vacío
- g Cilindro con material de revestimiento después de la fundición
- h Colocación de pastilla de disilicato de litio
- i Inicio de fase de pre calentamiento en horno cerámico DEKEMA Press-i-dent.

Se procede con cada grupo de 6 coronas y se las fijó a la parte interna del cilindro de revestimiento de material plástico, se preparó el material de revestimiento bajo las instrucciones del fabricante, se lo mezcla manualmente durante 10 segundos y mezcla al vacío (Figura18). Posteriormente, se vierte sobre el cilindro primero con un Pkt sobre la parte interna de las coronas y luego el resto del contenido, se tapa se sella el cilindro y se deja fraguar, finalmente se introduce el envestimiento en el horno cerámico (Figura18). Se coloca la pastilla de DSL Emax Press de Ivoclar Vivadent en tono HT B1, se programa el horno para disilicato de litio a presión y temperatura establecida. (Figura18)

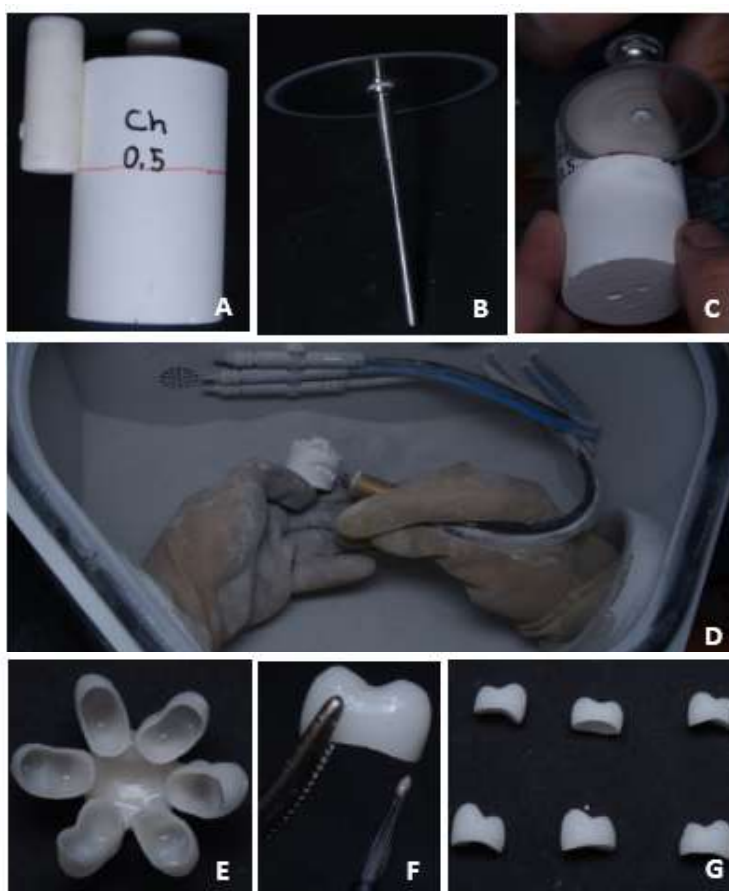


Figura 11. Limpieza y acabado de la muestra.

- a Control mediante medición de vástago en cilindro, línea de corte
- b Disco de acero para corte de conectores
- c Corte de cilindro con disco de acero inoxidable
- d Despeje parcial de restauraciones mediante arenado
- e Coronas de disilicato de litio, equivalentes a una pastilla
- f Glaseado de corona DSL
- g seis coronas terminadas equivalentes a 1 pastilla de DSL.

Finalmente se dejó enfriar por 1 hora se cortó el revestimiento con disco de carburo a la altura señalada y se liberó la corona con micro arenado, finalmente se quitó y pulió la corona del bebedero y se colocó el glase. Se comprobó la adaptación marginal mediante fotografías. (Figura18).

4.6.5. Cementación

Sobre la superficie interna de la corona de Disilicato de litio, se colocó una capa de ácido fluorhídrico al 10 % de la casa Condac Porcelana de FGM y demás materiales según las instrucciones de fabricante (Ver tabla 3.), se colocó ácido ortofosfórico por 30 segundos, en toda la superficie (Figura 21), se secó con papel absorbente estéril, finalmente se colocó silano Prosil de FGM y se dejó secar durante 1 minuto. (Figura 20).

La superficie dentaria se preparó con una limpieza con alcohol antiséptico 70 volúmenes y un cepillado leve, colocación de ácido ortofosfórico Kerr durante 15 segundos (Ver tabla 3.), colocación mediante Brush Kerr del Primer Kerr y sistema adhesivo de cuarta generación Optibond FL durante 20 segundos, contenido en KIT (Ver tabla 3.). Posteriormente se prepara el cemento Relix Ultimate de la casa 3M en una loseta de vidrio se mezcló durante 10 segundos y se colocó en la superficie interna de la corona y en el muñón se unió la corona y el diente mediante presión digital (Figura 21), se pinzó hasta que termine su polimerización, inmediatamente se aplicó glicerina con un brush se retiró los excesos de cemento. (Figura 20).

Tabla 11.

Materiales utilizados para la cementación, detalle e indicaciones de aplicación por el fabricante.

MATERIAL. (LOTE)	NOMBRE GENÉRICO.	INDICACIONES DE APLICACIÓN SEGÚN EL FABRICANTE.
<i>Kit Optibond FL. (Lot 20150401)</i>	Ácido ortofosfórico al 37%. Primer. Bonding o Adhesivo. Aplicadores. Puntas dispensadoras Kerr (Alemania).	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilice aislamiento absoluto. 2. Grabe la superficie dental con ácido ortofosfórico durante 15 segundos, lave y seque sin desecar la dentina. 3. Coloque una gota de primer (frasco amarillo) con un brush desechable creando una fina capa sobre el diente, deje 20 segundos y fotopolimerizar 20 segundos. 4. Coloque una gota de adhesivo (frasco negro) y aplique una capa fina sobre el diente, adelgace con aire y fotopolimerizar por 20 segundos. (Kerr, s.f.)
<i>Condac 37. (Lot 300315)</i>	Gel Grabador para esmalte y dentina de Ácido fosfórico al 37 %. FGM. Brasil.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Prepare la región a ser grabada limpiando y secando. 2. Aplique Condac 37 en la región por 15 segundos. 3. Lave abundantemente con agua y seque de forma que la dentina no se deshidrate. (FGM, s.f.)
<i>Condac porcelana 10. (Lot 030516)</i>	Gel Grabador para porcelanas de Ácido fluorhídrico al 10 %. FGM. Brasil.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplique Condac Porcelana 10% en la superficie interna restauración a cementar, durante el tiempo de 10 segundos para DSL. 2. Lave abundantemente con agua hasta eliminar totalmente el producto y seque. 3. Cementar con un cemento de resina. (FGM, s.f.)
<i>Prosil. (Lot 210316)</i>	Agente de unión Silano. FGM. Brasil.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Previo secado total de la restauración con aire. 2. Dispense una gota en una cápsula limpia y exenta de aceite o sobre un micro aplicador desechable. 3. Aplique una fina capa sobre la superficie interna de la prótesis con un micro aplicador y espere 1 minuto, seque la superficie con leves chorros de aire. Debe estar brillante. (FGM, s.f.)
<i>RelyX Ultimate Cliket. (Lot 633377)</i>	Cemento Adhesivo Resinoso Dual. 3M Alemania.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Dispense el cemento con el uso de una punta sobre la superficie interna de la restauración previamente tratada. Las puntas pueden ser evitadas para mezcla manual sobre una loseta de vidrio durante 10 segundos. 2. Posicionar la restauración tiempo desde el mezclado 30 segundos. 3. Fotopolimerizar 5 segundos retire excesos sonda e hilo dental y polimerice 20 segundos por superficie caso contrario espere 7 minutos a su polimerización. (Productos3m, s.f.)



Figura 12. Materiales e insumos para el proceso de adhesión.

- a Kit de sistema adhesivo de cuarta generación Optibond Kerr;
- b De Izquierda a derecha Ácido Fluorhídrico FGM, Acido ortofosfórico al 37% FGM y Agente órgano Silano FGM;
- C Clicker de cemento resinoso Dual 3 M.

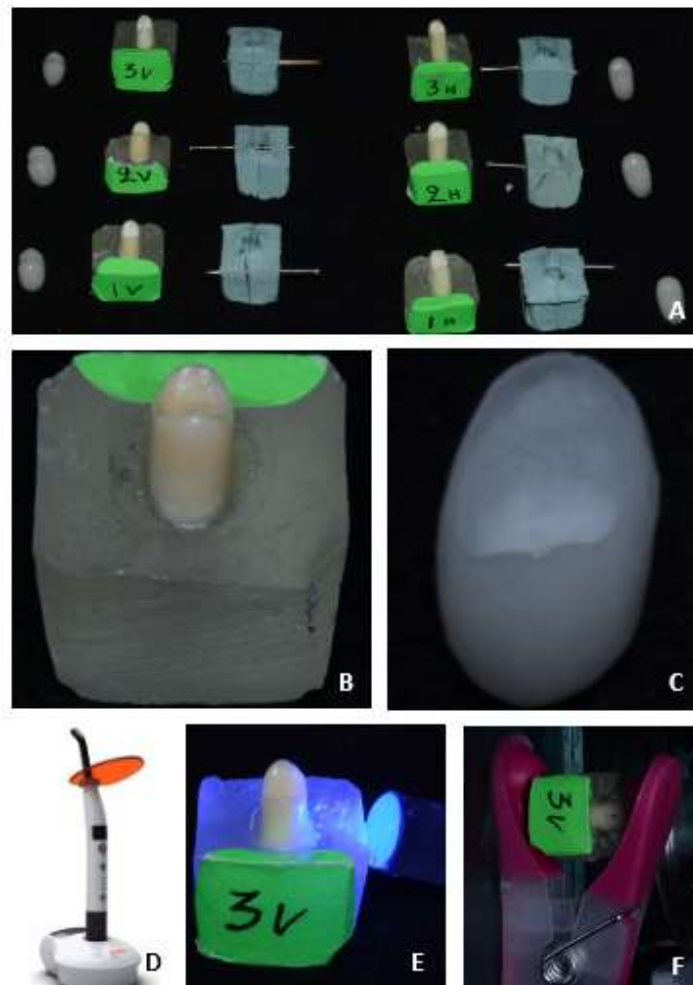


Figura 13. Proceso de adhesión de la corona con el diente.

Adaptado de (Admasmedical, s.f.)

- a. Coronas DSL y respectivo muñón dental con matriz de silicón
- b. Control previo a cementación de asentamiento de la corona
- c. Aspecto interno posttratamiento semejante a terrón de azúcar;
- d. Lámpara de foto polimerización Wood Pecker;
- e. Fotopolimerización del sistema adhesivo Optibond FL
- f. Pinza para asegurar la estabilidad al momento de cementar.

4.6.6. Resistencia a la compresión

Se usó una máquina de ensayos universales para la carga mecánica de las coronas después de 2 días de haberlas cementado, se cargó sobre la superficie oclusal en su centro con una esfera de 1 mm de diámetro con una fuerza de 5 Newtons, inicialmente con una velocidad de 1 mm/min hasta que se produjo la primera fractura en cada caso, la ocurrencia de la fractura se registraba en el

software de Excel, y las diferencias estadísticas entre los grupos se validaron por medio de ANOVA y la T - Student en cuanto a la significancia de los resultados fue demostrada tras tabulación de los datos(Figura 22), de Resistencia flexural (Figura 25), y de tipos de fractura encontrados.(Figura 23 y 24).



Figura 14. Maquina Universal de Ensayos, laboratorio de la universidad ESPE (Escuela politécnica del Ejercito).



Figura 15. Software y equipos para observación de tipo de fractura presente en las coronas.

Tomado de: (Ebay, s.f.); (Splotstocks, s.f.); (Detonashop, s.f.); (Wikihow, s.f.)

- a Cámara de fotos Réflex Nikon D7100;
- b Ordenador portátil Toshiba Satellite Corel i5;
- c Lente Macro Sigma 110 mm.;
- d Programa Adobe ilustrador versión 2016.

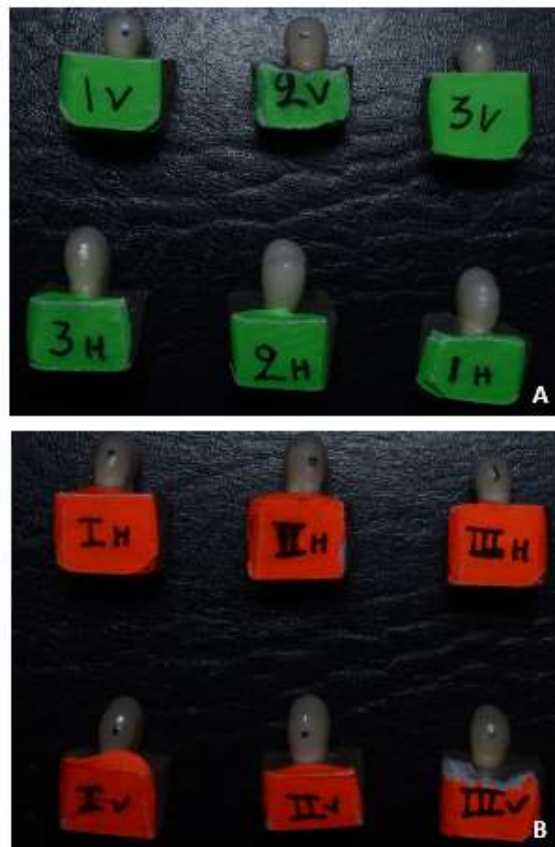


Figura 16. Muestra previo a su fractura.

- Grupo Filo de cuchillo listos para su almacenaje color verde;
- Grupo Chamfer listo para su almacenaje color naranja.

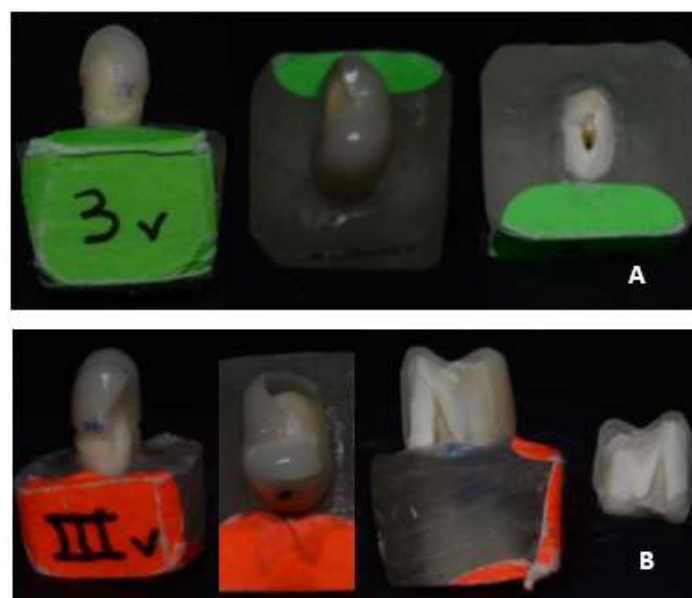


Figura 17. Tipos de fracturas encontrados.

- Tipos de Fractura encontrados en el grupo verde, filo de cuchillo CP, MP, ML.
- El grupo naranja o chamfer igualmente presento las mismas fracturas CP.MP y ML.

4.7. Identificación de Variables

4.7.1. Variable Dependiente

- Coronas CAD CAM elaboradas con disilicato de litio.

4.7.2. Variable Independiente

- Terminación en filo de cuchillo.

5. RESULTADOS

5.1. Análisis de resultados

5.2. Resultados de la Observación

5.2.1. Resistencia flexural

Prueba de Normalidad: Primeramente, se debe verificar que las muestras tomadas provienen de una población con distribución Normal, esto se realiza con las pruebas de Kolmogorov - Smirnov o con la prueba de Shapiro – Wilk. (menor a 20 datos).

Hipótesis a demostrar: H_0 : Las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal / H_a : Las muestras NO provienen de poblaciones con distribución normal.

Tabla 12.

Comparación de la significancia mediante pruebas de Normalidad.

PRUEBAS DE NORMALIDAD						
	Kolmogorov-Smirnov.			Shapiro-Wilk.		
	Estadístico	GL	Sig.	Estadístico	GL.	Sig.
<i>Horizontal Chamfer 0,8 mm.</i>	0,207	5	0,2000	0,9100	5	0,466
<i>Horizontal Filo de Cuchillo 0,8 mm.</i>	0,234	5	0,2000	0,8880	5	0,349
<i>Horizontal Chamfer 0,5 mm.</i>	0,191	5	0,2000	0,9840	5	0,954
<i>Horizontal Filo de Cuchillo 0,5 mm.</i>	0,182	5	0,2000	0,9870	5	0,968
<i>Vertical Chamfer 0,8 mm.</i>	0,305	5	0,1460	0,8320	5	0,144
<i>Vertical Filo de Cuchillo 0,8 mm.</i>	0,208	5	0,2000	0,9490	5	0,727
<i>Vertical Chamfer 0,5 mm.</i>	0,168	5	0,2000	0,9900	5	0,978
<i>Vertical Filo de Cuchillo 0,5 mm.</i>	0,267	5	0,2000	0,9110	5	0,473

Nota: Las casillas de color muestra el grado de significancia(Sig.), nótese las 2 pruebas aplicadas muestran grado de libertad (GL.)

Según la prueba de Normalidad de Shapiro-Wilk, todos los valores de significación (Sig) de las muestras son mayores que 0,05 (95% de confiabilidad), luego se acepta H_0 : esto es las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, por tanto, para realizar las comparaciones se realizan pruebas Paramétricas: T student.

Fuerza horizontal

Horizontal a 0,5 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,566, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,010) es inferior a $P=0,05$ por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en Filo de cuchillo.

Horizontal a 0,8 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,311, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,002) es

inferior a $P=0,05$ por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en Chamfer.

Tabla 13.

Fuerza Horizontal: Media(M) y desviación estándar de la Resistencia Flexural en Newtons (N) del DSL en terminación chamfer y filo de cuchillo.

ESPESOR.	CHAMFER.		FILO DE CUCHILLO.	
0,5 mm.	Bb.		Aa.	
	942,80 M	161,292	1217,00 M	109,832
0,8 mm.	Aa.		Bb.	
	1347,20 M	158,056	965,60 M	94,442

Nota: Letras Mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación dentro de una misma fila; Letras Minúsculas iguales (aa) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación en sentido vertical.

En resumen, es estadísticamente significativa la diferencia entre Chaflán y Filo de cuchillo, mayores valores se obtienen en Chamfer a 0,8 mm sin embargo en Filo de cuchillo se los obtiene a 0,5 mm de espesor.

Fuerza vertical

Vertical a 0,5 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,95, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,001) inferior a $P= 0,05$ por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en Chamfer.

Vertical a 0,8 mm: En la prueba de Levene, el valor de significación es de 0,166, este valor es superior a 0,05, equivalente a T (Sig. (Bilateral) = 0,006) inferior a $P= 0,05$ por tanto las medias de las dos muestras no son similares, mayor valor se tiene en Chamfer.

Tabla 14.

Fuerza Vertical: Media y desviación estándar de la Resistencia Flexural en Newtons (N) del DSL en terminación chamfer y filo de cuchillo.

ESPELOR.	CHAMFER.		FILO DE CUCHILLO.	
0,5 mm.	Ab.		Bb.	
	813,40	66,621	576,00	73,430
0,8 mm.	Aa.		Ba.	
	1402,00	345,592	794,80	106,561

Nota: Letras Mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación dentro de una misma fila; Letras Minúsculas iguales (aa) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación en sentido vertical. La casilla en color azul pastel muestra la media aritmética (m) y casilla numérica sin color la desviación estándar (de)

En resumen, es estadísticamente significativa la diferencia entre las medias entre Chaflán y Filo de cuchillo, mayor valor se tiene en Chaflán a los 8 mm y a los 0,5 mm.

5.2.2. Tipos de Fractura

Observación: en forma general la prueba Chi Cuadrado pierde veracidad con tan pocos datos, más factible solo se explica los porcentajes de los gráficos.

Tabla 15

Cruzada estadístico Chi cuadrado grupo 1.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO 0,5 MM.			
	Valor.	GL.	Sig. asintótica (2 caras)
<i>Chi-cuadrado de Pearson</i>	0,667	2	0,717

Prueba Chi cuadrado de Pearson, el nivel de significación (Sig. asintótica (2 caras) = 0,717), es superior a 0,05 (95% de confiabilidad), luego existen similitudes entre los porcentajes entre Chaflán y Filo de Cuchillo.

Tabla 16.

Cruzada estadístico Chi cuadrado grupo 2.

PRUEBAS DE CHI-CUADRADO 0,8 MM.			
	Valor.	GL.	Sig. asintótica (2 caras)
<i>Chi-cuadrado de Pearson</i>	0,400	1	0,527

Prueba Chi cuadrado de Pearson, el nivel de significación (Sig. asintótica (2 caras) = 0,527, es superior a 0,05 (95% de confiabilidad), luego existen similitudes entre los porcentajes entre Chaflán y Filo de Cuchillo.

Fuerza horizontal

Horizontal 0,5 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP y ML (2 dientes cada uno), se presentó fractura de 2 muñones; En filo de cuchillo más frecuente fue CP y ML (2 dientes cada uno), se presentó fractura de 2 muñones.

Horizontal 0,8 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP (3 dientes); En filo de cuchillo más frecuente fue CP (3 dientes) solo se involucró el material(DSL), en ningún grupo existió fractura mixta.

Tabla 17.

Fuerza Horizontal: Frecuencia (#) y Porcentaje (%) de los tipos de fractura en terminación chamfer y filo de cuchillo.

Espesor	Chamfer			Filo de Cuchillo		
	CP	AP	ML	CP	AP	ML
0,5 mm.	B	A	A	A	B	A
	20/1	40/2	40/2	40/2	20/1	40/2
0,8 mm.	B		A	A		B
	40/2		60/3	60/3		40/2

Nota: Letras Mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación dentro de una misma fila y de un mismo grupo, las casillas pintadas del mismo color delimitan el grupo en el cual se hace valida la comparación. Los valores n/n se leen, n1= porcentaje y n2= frecuencia.

En resumen, en la fuerza horizontal a un espesor de 0,8 mm. solo existieron fracturas tipo AP y CP; mientras que a espesores de 0,5 mm tanto en chamfer como filo de cuchillo existieron igual número de ML. También conocida como fractura catastrófica.

Fuerza Vertical

Vertical 0,5 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue AP (2 diente), incluso se presentó fractura del muñón ML (1 diente); En filo de cuchillo más frecuente fue CP (3 dientes) solo se involucró el material(DSL).

Vertical 0,8 mm: En chamfer la fractura más frecuente fue CP (3 diente); En filo de cuchillo más frecuente fue AP (3 dientes) solo se involucró el material (DSL).

Tabla 18.

Fuerza Vertical: Frecuencia (#) y Porcentaje (%) de los tipos de fractura en terminación chamfer y filo de cuchillo.

Espesor	Chamfer				Filo de Cuchillo		
	0,5 mm.	CP	AP	MP	ML	CP	AP
B		B	A	B	A	B	B
20/1		20/1	40/2	20/1	60/3	20/1	20/1
0,8 mm.	CP		AP		CP		AP
	A		B		B		A
	60/3		40/2		40/2		60/3

Nota: Letras Mayúsculas iguales (AA) significan medidas iguales (no hay diferencia significativa), valido para comparación dentro de una misma fila y de un mismo grupo, las casillas pintadas del mismo color delimitan el grupo en el cual se hace valida la comparación. Los valores n/n se leen, n1= porcentaje y n2= frecuencia.

En resumen, en la fuerza vertical a un espesor de 0,8 mm. solo existieron fracturas tipo AP y CP; A espesores de 0,5 mm el chamfer produjo fractura catastrófica ML (1 diente) siendo MP la fractura más frecuente. Nótese que en filo que chuchillo solo existió fractura del material. (DSL).

6. DISCUSIÓN

La presente investigación se basó en afirmaciones emitidas por autores como Clausen, quien mencionan que las prótesis fijas adhesivas metal free son un tratamiento seguro comparable con las prótesis fijas convencionales (PFC), sin embargo, otros estudios mencionan que su resistencia es inferior. Además existen factores que influyen en la resistencia flexural de una PF: (Zetall, 2016) En primer lugar, una corona cementada correctamente (Protocolo de Adhesión), en segundo lugar, la cantidad de preparación (Espesor del Material) y finalmente, el grado de convergencia oclusal (Ideal de 6 a 12 grados en busca de paralelismo).

Respecto al protocolo adhesivo para el estudio se utilizaron materiales cerámicos vítreos actuales que permiten un tratamiento adhesivo adecuado y además de una resistencia flexural superior a 100N, como en el caso del disilicato de Litio(400 Mpa.), sin embargo, el material ideal debe tener resistencia y resiliencia suficiente, tanto cerámicas (80 % de contenido vítreo) y resinas(con refuerzo cerámico) constituyen parte del arsenal terapéutico. (Magne P, 2010) para PFA, en este caso el tipo de cemento resinoso es importante y este cobra mayor importancia cuando se realizan diseños anatómicos de tipo corona full contorno, (Sharbaf, 2014) se utilizó además adhesivos de 4 generación superiores en esmalte (Optibond FT), sin embargo existe literatura que menciona como elección los de sexta generación (Clearfill SE Bond) para generar mejores valores de resistencia, no existiendo diferencia significativa entre ellos. (Scherrer, 2010) se opta por el material que mejores valores genera en esmalte. (PFA) En este estudio el espacio para el cemento fue calibrado en CAD CAM a 60 μ m. según el estándar. (Gressler, 2015), otros autores defienden los espesores de 20, 40 se mostró que 60 micras fue superior con los mejores valores. (Anwar, 2015) para PFA.

Respecto al espesor del material en la investigación encontró diferencias estadísticas, a mayor espesor mayor resistencia, sin embargo, en filo de cuchillo

esta regla parece no cumplirse totalmente puesto que este mostro resultados superiores ante la compresión horizontal, esto último en contraposición a lo encontrado por Politek en coronas de Alúmina a un intervalo de 0,2 mm de espesor, refiere no existe diferencia estadística los espesores varían entre 0.6 mm y 0,4 mm. (Potiket N, 2004) o con lo encontrado en coronas de cerámica vítrea donde la cantidad de preparación (0.8 mm a 1.2 mm) influye en menor medida sin diferencia estadística ente los grupos, (Zhang, Barani, & Bush, 2016) por tanto, se puede inferir en que para disilicato de litio el espesor si es importante. (Clausen & Milia-Abou, 2010). Siendo necesario cotejar los resultados con mayor muestra, diferentes materiales, test de compresión de los espesores en cuestión. (Attia A, 2004)

Los resultados del presente estudio muestran una diferencia significativa en la resistencia flexural entre el chamfer y el filo de cuchillo, siendo de elección el chamfer, (Maghrabi, 2011) a espesores mayores a 0,8 mm con promedio de 610 N (Alúmina) en comparación con Filo de Cuchillo, (Ezatollah & Neda, 2010) persiste la duda a espesores de 0,5 mm, hay que tomar en cuenta que la posibilidad de posicionar incorrectamente la corona sobre su muñón aumenta en la terminaciones horizontales como el chamfer, (Kaukinen, 1996) por otra parte Edelhoff rescata la importancia de preparaciones mínimamente invasivas, para la conservación del tejido, resalta la importancia de la morfología dental y el tipo de preparación, (Edelhoff, 2012) preparaciones filo de cuchillo proveen menor desgaste dentario, siendo necesarias más investigaciones sobre el tema con diferentes configuraciones de la preparación, el espesores del material cerámico, métodos de cementación, incluso el mismo tratamiento de la muestra influyen sobre los resultados finales. (Friedlander L, 1990)

La resistencia flexural del disilicato es superior dentro de las vitrocerámicas los valores oscilaron a partir de 2895 a 4173 N, (Clausen & Milia-Abou, 2010) materiales con valores mayores a 100 N son utilizables en boca, la importancia del uso de una guarda oclusal después del tratamiento rehabilitador, debido a que las cargas masticatorias se producen aleatoriamente en el tiempo, mismo

que al cabo de un lapso mediático de tiempo podría generar fallas en el material o fractura en el diente, (Rueda, 2015) la prevalencia de las fracturas en promedio esta alcanza de 3,5 a 24 % en especial coronas metal cerámica, donde la fractura del núcleo alcanza un 3,5 % y la de laminación un 3.5 % en promedio, (Anusavice, 2013) el termociclado mostró que, las fracturas se dan en el cemento mas no en el esmalte. (Gerdolle, 2005) mismo que no coincide con lo encontrado en este estudio donde la mayor prevalencia de las fractura se dieron en el material de disilicato de litio mas no en el diente.

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Conclusiones

La restauración de premolares con coronas CAD CAM de DSL tanto con terminación chamfer o filo de cuchillo, es un tratamiento clínico predecible, debido a que superan las fuerzas de masticación.

El Chamfer fue significativamente mejor al Filo de Cuchillo respecto a la resistencia flexural, sin embargo, el filo de cuchillo fue superior ante fuerzas horizontales en espesores de 0,5 mm.

El espesor del material fue directamente proporcional a la resistencia flexural, los mejores valores se observaron a 0,8mm.

Los tipos de fractura más prevalentes fueron; la adhesiva en dentina y la cohesiva en porcelana, además su diferencia fue significativa en espesores de 0,5 mm, donde la fractura incluso afecto el muñón.

7.2. Recomendaciones

Usar clínicamente coronas de DSL/CAD CAM para lograr resistencia adecuada a espesores mínimos.

Utilizar el Chamfer a espesores de DSL de 0,8 mm; el Filo de cuchillo es una alternativa a espesores de 0,5 mm.

Estudiar las distintas preparaciones marginales en cuanto a la conservación del tejido dental y la estética.

Comparar el Chamfer versus el Filo de cuchillo a otros espesores menores podrían aclarar el panorama encontrado a 0,5 mm.

Futuros estudios podrían aclarar la mayor prevalencia de fracturas del muñón a menores espesores del material (0,5 mm).

REFERENCIAS

- Andrew, C. (2005). The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, vol 103 (27 - 34). doi:10.1016/j.jdent.2005.07.009.
- Actaodontologica. (s.f.). Presentaciones de las vitrocerámicas infiltradas, procesos de confección y nombres comerciales. Recuperado el 16 de abril de 2017, de <http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a11.pdf>
- Actaodontologica. (s.f.). Vitrocerámicas reforzadas, procesos de confección y algunos nombres comerciales. . Recuperado el 18 de abril de 2017, de <http://www.tdx.cat/handle/10803/360593>
- Admasmedical. (s.f.). Proceso de adhesión de la corona con el diente. Recuperado el 16 de mayo de 2017, de <http://admasmedical.es/lamparas-de-polimerizacion/8258-lampara-led-h-inalambrica-fotocurado.html>
- Alvarez, C. (1999). Fundamentos, Técnicas y Clínica en Rehabilitación Bucal. Recuperado el 11 de mayo de 2017, de http://www.libinter.com/libro.php?libro_id=4305
- Alvarez M. (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE*, vol (545-552) ISSN 1138-123X.
- Andreatta, O. (2005). Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal Application Oral Sciencs*, vol 11 (61-67) <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572003000100011>.
- Anusavice, K. (2012). Standardizing Failure, Success, and Survival decisions in Clinical Studies of Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses. *Dental Materials*, vol 1 (102–111) doi: 10.1016/j.dental.2011.09. 012.
- Anwar, M. (2015). The effect of luting cement Type and Thickness on stress distribution in upper premolar implant restore with metal ceramic

- crowns. *Tanta dental journal*, vol1 (48-55). doi:10.1016/j.tdj.2015.01.004.
- Aranda, N. (2013). Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, vol 6 (123-126). [https://doi.org/10.1016/S0718-5391\(13\)70134-4](https://doi.org/10.1016/S0718-5391(13)70134-4).
- Ateneo. (s.f.). Disilicato de litio principales marcas comerciales y sus técnicas de confección. Recuperado el 14 de abril de 2017, de <http://www.tdx.cat/handle/10803/360593>
- Att, W. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all ceramic restorations after exposure to the artificial mouth ,vol 33 (380–386). doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01571. x.
- Azim, T. (2015). Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol 2 (25-41).
- Bertoldi, A. (2012). Porcelanas Dentales . *Revista de la Asociacion Argentina de Odontologia*. vol2 (24-41).
- Bertoldi, A. (2012). Porcelanas dentales 2da parte: clasificacion según el metofo de elaboración de la resturación. *Revista de la asociacion argentina de odontologia*,
- Beuer, F. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for D-CAM generated restorations. *British Dental Journal*, vol 11 (31-63).
- Beuer, H. (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *dental materials*, vol 25 (94-102). doi: 10.1016/j.dental.2008.04.018.
- Bottino, M. (2001). Estetica en Rehabilitacion Oral Metal Free. *Editorial Artes Medicas Ltda*.
- Burke, T. (1999). Resistencia a la fractura de los dientes restaurados con coronas adheridas a la dentina construidos en una cerámica reforzada con leucita. *Dental Materials*, vol 1 (359-362).

- Butel, E. (1991). Crown margin design: A dental school survey. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol65 (303-305). doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90179-Z](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(91)90179-Z).
- Caparroso, C. (2010). Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, vol 22(88-108). ISSN 0121-246x.
- Caparroso, C. (2011). Marginal Adaptation and internal fit of zirconia - Yttria frameworks fabricated with Procera and Cerec in Lab CAD/CAM systems. *Revista de la facultas de Odontologia de la Univesidad de Antioquia*, vol 22(186-197). ISSN 0121-246X.
- Carvalho, A. (2014). Fatigue resitence of CAD CAM complete Crowns with a simplified cementation process. *The journal of prothetic dentistry* , vol 111(310-317). doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.020.
- Carrión, M. (s.f.). Instrumentos e insumos para el Tallado dental. Recuperado el 27 de abril de 2017, de <http://marcocarrion.blogspot.com/>
- Cavalleri, A. (2008). La frecuencia de fracturas de coronas de cerámica momento de la carga dinámica en un simulador de masticación utilizando diferentes protocolos de carga y de cementación. *Dental Materials*, 1352 a 1361.
- Coem. (s.f.). Clasificación de los cementos desde sus precursores hasta los actuales. Recuperado el 22 de abril de 2017, de <http://www.coem.org.es/sites/default/files/revista/cientifica/vol6-n2/61-75.pdf>
- Commisso. M. (2015). Finite element analysis of the human mastication cycle. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.vol 41 (23-35). doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.09.022.
- Contrepolis, M. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 447-454. vol 110 (447-454). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>.
- Corts, J. (2013). Restauraciones de cerámica adherida Continuum restauraor posterior. *Actas Odontologicas*, 16-27. vol 11 (37-47). ISSN 1510-8257.

- Corts, P. (2013). Protocolos de cementado de restauraciones cerámicas . *Actas Odontológicas* , vol 10 (37-44). ISSN 1510-8139.
- Craig, R. (1998). *Materiales de Odontología restauradora. 10a edición*. Madrid: Madrid España.vol 10.(1-600) ISBN-13, 9788481742879.
- Cho, S. (2012). The effect of multiple firing the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *Journal of prosthetics dentistry.*,vol 107(17-23).
- Clausen, J. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Material*, vol 26 (533-538). doi: 10.1016/j.dental.2010.01.011.
- Dahl, B. (1986). Retentive properties Of luting cements. *Investigation Dental Materials*, vol 2 (17-20). [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(86\)80064-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(86)80064-1).
- De Munck, J. (2005). A critical review of the durability of adhesion tooth tissues: methods and results. vol 2 (118-132). doi: 10.1177/154405910508400204.
- Decoteau, C. (2011). Resistencia adhesiva al cizallamiento de cementos de resina al esmalte. *IADR/AADR*, vol 9 (110-117) 375. doi: 10.4047/jap.2017.9.2.110
- Denissen, H. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. vol 84 (506- 513). doi: 10.1067/mpr.2000.110258.
- Denry, I. (2007). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. vol 141 (10-14). doi: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0355>
- Denry, L. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 299-307.
- Denry, I. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 299-307. vol24 (299-307). doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007.

- Detonashop. (s.f.). Lente macro. Recuperado el 06 de mayo de 2017, de <http://www.detonashop.com.br/lente-macro-sigma-105mm-f-2-8-ex-dg-os-hsm-para-canon.html>
- Dhima, M. (2014). Practice-based clinical evaluation of ceramic single crowns after at least five years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol111(124-130).
- Ebay. (s.f.). Camara reflex. Recuperado el 06 de mayo de 2017, de <http://www.ebay.com.au/itm/NEW-Nikon-DSLR-Camera-D7100-Body-Black-24-1MP-Digital-Cameras-/171508708974>
- Ebrashi, M. (1969). Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 22 (333-345). PMID: 5257389.
- Edelhoff, D. (2012). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *Journal of Prosthetics Dentistry*.vol 87 (503-509). doi:10.1155/2012/742509
- Espeareducacion. (s.f.). Generaciones de Adhesivos disponibles en la actualidad. . Recuperado el 30 de abril de 2017, de <https://www.speareducation.com/spear-review/2012/07/how-to-categorize-bonding-systems>
- Ezatollah, J. (2010). The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics research*, vol 55 (121-125) doi: 10.1016/j.jpor.2010.04.006.
- Fasbinder, D. (2010). A clinical Chairside of litium Disilicate CAD CAM crowns. *The joournal of american dental association*, vol 141 (10-14). doi: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0355>
- Fathi, H. (2015). The effect of TiO₂ concentration on properties of apatite-mullite glass-ceramics for dental use. *Avances en odontoestomatologia*.vol 32(311-322). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.012>.
- Fernández, E. (2011). Restauraciones estéticas de porcelana pura. Sistema Cercon. *Avances en odontoestomatologia*.vol 27 (231-240). <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-381X2013000100022>.

- Finger. (1996). Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials*. doi: 10.1016/S0109-5641(96)80066-2.
- FGM. (s.f.). Condac 37%. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de <http://www.fgm.ind.br/site/produtos/estetica-en/condac-37/?lang=en>
- FGM. (s.f.). Condac porcelana 10%. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de <http://www.fgm.ind.br/site/produtos/estetica-en/condac-porcelana/?lang=en>
- FGM. (s.f.). Organo silano. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de <http://www.fgm.ind.br/site/produtos/estetica-en/prosil/?lang=en>
- Gerdolle, D. (2005). In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents.vol 93 (563-570). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.04.004>
- Gibbs, C. (1982). Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 46 (308-322). PMID: 6943340.
- González, O. (1999). Estética en Odontología Parte IV: Alternativas de Tratamiento en Odontología Estética . *Acta Odontológica Venezolana*, volumen 37(49-52).
- Gracis, S. (2015). A new classification system for all ceramic like restorative materials . *International Journal of prosthodontics*, vol 38 (227-235). doi: 10.11607/ijp.4244.
- Gressler, L. (2015). influence of resin cement Thickness on the fatigue failure loads of CAD CAM feldespatic crowns. *Dental Materials* ,vol 31 (895-900). doi: 10.1016/j.dental.2015.04.019.
- Guyer, S. (1985). Internal escape channel to improve the seating of full crowns with various marginal configurations: A follow up study. *The journal of prosthodontics dentistry*, vol 53 (759-763). doi: 10.1016/0022-3913(85)90151-9.
- Guzman, J. (2012). influence of surface treatment time with fluorhydric acid vita VM 13 porcelain on tensile bond strength to a luting resin cement. in

- vitro study. *Revista clínica de priondoncia impantologia y rehabilitacion oral*, vol 5 (117-121).
- Habekost, G. (2011). Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses.vol 31 (204-211). doi: 10.2341/05-11
- Han, H. (2011). Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 106 (191.197). doi: 10.1016/S0022-3913 (11)60120-0.
- Heintzea, S. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*.vol 27 (10-19). doi: 10.1016/j.dental.2010.09.004.
- Helvey, G. (2014). Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations, Compendium of Continuing education in Dentistry, vol 35 (38 – 43).
- Hickel, R. (2009). Trends in materials science from the point of view of a practicing dentist . *Journal of european ceramics society* , vol 35 (1283-1289). doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2008.08.014.
- Holmes, J. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of prosthetics Dentistry*,vol 62 (405- 408). PMID: 2685240.
- Homaei, E. (2016). Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *Diario del comportamiento mecánico de materiales biomédicos*. vol 59 (304-313). doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.023.
- Hooshang, G. (1981). The effects of bevel angulation on marginal integrity. *JADA*, vol (882-885). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1981.0431>.
- Hunter, A. (1990). review discussion part II: Discrepance and configuration. *The journal of prostetic dentistry* , vol 64 (636-642). PMID: 2079668.
- Journal of prosthodontics. (s.f.). Department of prosthodontics, s. o. ELSEIVER . Recuperado el 27 de abril de 2017, de https://attachment.fsbx.com/file_download.php?id=1520731821560225&eid=ASssN_eOMwPoQzVmZT3u00T9bIVAh6u8ao6t2fOvV5IW

Jw5VhgSc7ESAdjq1sBKzfHg&inline=1&ext=1450414312&hash=ASv9mwo2gWQhObkk

- Holmes, S. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 62 (405–408). PMID: 2685240.
- Jaberi, Z. (2008). Effects of one-year storage in water on bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. vol 27 (266.272). <http://doi.org/10.4012/dmj.27.266>.
- Johnson, G. (2009). Retention of metal ceramic crowns with contemporary dental cements. *The journal of american dental association* , vol 140 (1125-1136). PMID: 19723946
- Kaukinen, J. (1996). Chewing forces types. *The journal of prosthetics dentistry*.vol76 (50-55) doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90346-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90346-7).
- Kelly, J. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* , vol 1 (84-96). doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- Kerr. (s.f.). OptiBond™ FL. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de <https://www.kerrdental.com/kerr-restoratives/optibond-fl-filled-light-cure-total-etch-dental-adhesive>
- Kern, M. (2003). Marginal Discrepances and Leakage of All Ceramic – Crowns: Influence of Luting Agents and Aging Condition. *International Journal Of Prostodontics*,vol 16 (109-116).
- Kim, B. (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *dental materials*, vol 29 (91-96). doi: 10.1016/j.dental.2013.04.007.
- Kim, L. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, vol 58 (208–216). <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2014.07.003>.
- Kokubo, Y. (2011). Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontic Research*,vol 55 (40–43). <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2010.09.001>.

- Koushyar, J. (2010). Recommendations for the Selection of Metal-free Ceramic Material, According to the Location of the Restoration in the Arcade. *Internacional Journal Of Odontostomatology*, vol 4 (237-340). <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-381X2010000300005>.
- Kovarik, E. (1992). Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 68 (584–590). PMID: 1403934.
- Krugel, G. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation . *Journal of american dental association*. vol 131(20-25). PMID: 10860341.
- Kumagai, N. (2013). traslucencia cervical de yztp. *International Journal of Dentistry*, vol 3 (87-92). doi: 10.1155/2012/687058.
- Lawn, E. (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*. vol 32(442/449). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010.
- LeeRa, C. (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 91 (554-560). doi: 10.1016/S002239130400127.
- Leevailoj, C. (1998). In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 80(699-707).
- López, M. (2005). Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *The Journal of Prosthetics Dentistry* 430-434. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.08.018.
- Maghrabi, A. (2011). Relationship of Margin Design for Fiber-Reinforced Composite Crowns to Compressive Fracture Resistance. *American Colleague of Prosthodontist.*, vol 20 (355-360). doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00713.x.
- Magne, P. (2007). Adhesive Restorations, Centric Relation, and the Dahl Principle: Minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion . *European Journal of Esthetic Dentistry*, vol2 (260-273). PMID: 19655550.

- Magne, P. (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 104 (149-157). doi: 10.1016/S0022-3913 (10)60111-4.
- Maroto, G. (1987). Estudio de la desadaptación marginal de retenedores para prótesis fija en metales no nobles y seminobles, mediante análisis computarizado de imagen y pruebas traccionales. *Universidad de Granada*, 36-39.
- Marquardt, P. (2007). Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, vol 10 (253-259). doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.
- Martínez, F. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*, vol 12 (253-263). ISSN 1138-123X.
- Miyazaki, T. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*. vol (97-106). doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.
- Mosalves, G. (2014). Rol del 10-metacriloxidecilo fosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, vol 7 (194-199). <http://dx.doi.org/10.1016/j.piro.2014.09.008>.
- Nakabayashi, N. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth states. vol 16 (265-273). doi: 10.1002/jbm.820160307.
- Nevárez, A. (2012). Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *ADM*, vol 69 (157-163).
- Nicolaisen, M. (2014). Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal ceramic and all ceramic crowns by cyclic loading in water. *Journal of Dentistry*, vol 42 (1613-1620). doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.013.
- Nogales, M. (2011). Sellado marginal en restauraciones indirectas, cementadas con dos sistemas adhesivos diferentes. *Revista Clínica de*

Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral, vol 4 (106–109).
ISSN: 0718-5391.

- Norling, B. (2004). *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. Madrid: Elsevier.vol11(1-854). ISBN: 9788481747461.
- Oilo, M. (2014). Simulation of clinical fractures for three different all ceramic crowns . *European Journal of Oral Science* , vol 122 (245–250). doi: 10.1111/eos.12128.
- Olio, M. (2016). Fracture origins in twenty two dental alumina crowns. *Journal of mechanical Behavior of biomechanical materials*, vol 31 (93-103). doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.006.
- Olio, M. (2013). Fractographic analys of all ceramic crowns: A study of 27 clinically fractured crowns. *Dental Materials*, vol 29 (78-84). doi: 10.1016/j.dental.2013.03.018.
- Olio. M. (2013). clinically relavant fracture testing of all ceramic crowns. *Dental Materials*,vol 29(815-823). doi: 10.1016/j.dental.2013.04.026.
- Pegoraro, L. (2010). *Protesis fija*. Bauru: Artes Medicas.vol 4 (1-305).ISBN:85-404-039-8.
- Peixotto, R. (2007). Light transmission trough porcelain. *Dental Materials*, vol(1363-1368). doi: 10.1016/j.dental.2006.11.025.
- Perdigao, J. (2009). Two-year clinical evaluation of self etching adhesive .vol 11(149-159). PMID: 19492717.
- Persson, A. (2007). A three-dimensional evaluation of laser scanner and touchprobe scanner. . *Journal of Prosthetic Dentistry*,vol 95 (194-200). doi: 10.1016/j.prosdent.2006.01.003
- Plesh, B. (1988). Comparison of automatic and voluntary chewing patterns and performance. *Experimental Neurology*, vol 99 (326–341). PMID:3338526.
- Poggio, C. (2012). A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol 107 (316-321). doi: 10.1016/S0022-3913(12)60083-3.
- Poss, S. (2007). CAD CAM Restoration; aesthetic all-ceramics predictable fit . *Dental Today*, vol 26 (86-98). PMID: 17348274.

- Powis. (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel, *Journal of Dental Research*, vol 61 (16-22). doi: 10.1177/00220345820610120801
- Preis, V. (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, vol 31 (1363-1369). doi: 10.1016/j.dental.2015.08.154.
- Productos3m. (s.f.). Cemento resinoso dual. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de http://solutions.productos3m.es/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1333096363000&locale=es_ES&assetType=MMM_Image&assetId=1319220569939&blobAttribute=ImageFile
- Quante, K. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *dental materials*, vol 24 (1311-1315). doi: 10.1016/j.dental.2008.02.011.
- Reich, S. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Science.*, vol 113 (174–179). doi:10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x.
- Reis, A. (2009). Improving clinical retention of one-step self-etching adhesive systems with an additional hydrophobic adhesive layer. *Journal of American Dental Association*, vol 140 (178-183). PMID: 19571051.
- Ritter, A. (2009). An eight-year clinical evaluation of filled and unfilled one-bottle dental adhesives. *Journal of the dental American association*, vol 140(28-37). PMID: 19119164
- Roberson, T. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. vol 6 (1-568). ISBN: 9780323083324.
- Romeo, E. (2009). Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatology*, vol 58 (61-72). PMID: 19357612.

- Rosentritt, M. (2009). Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence International*, vol 40 (655-662). PMID: 19639090.
- Roulet, J. (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *Journal of dentistry* .vol 6 (459-573). doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00066-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00066-8).
- Rueda, A. (2015). Puesta en contacto y la fatiga de la chapa de porcelana feldespática sobre zirconia . *Materiales dentales* , vol 31(217-224). doi: 10.1016/j.dental.2014.12.006.
- Rungruananut, P. (2010). Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns . *Journal of Dentistry*, vol 38 (995-1000). doi: 10.1016/j.jdent.2010.08.015.
- Sadan, A. (2008). The dentist in society part 1: who are we?. *Quintessence Publishing* .vol 39(367-373). PMID: 19088950.
- Sailer, I. (2007). Clinical study of the color stability of veneering ceramics for zirconia frameworks. *Internacional Journal of Prosthodontics*, vol 20 (263-269). PMID: 17580458.
- Santos, M. (2005). Resistencia a la fractura de inlays a la compresión. *Journal of Prosthodontic Reserch*, vol 10 (54-56). doi: 10.1590/1519-6984.21414.
- Seo, D. (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, vol 37(374-382). doi:10.1016/j.jdent.2009.01.008.
- Scielo. (2007). Resistencia a la fractura de los distintos materiales cerámico, norma ISO 6872. Recuperado el 12 de abril de 2017, de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003
- Scielo. (s.f.). Cerámicas policristalinas, procesos de confección, resistencia y nombres comerciales. Recuperado el 15 de abril de 2017, de <http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a11.pdf>

- Scielos. (s.f.). Requerimiento y temperatura de sinterización de los materiales cerámicos. Recuperado el 12 de abril de 2017, de <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2012/od124c.pdf>
- Sciencedirect. (s.f.). Principales materiales cerámicos, composición, procesamiento para la confección de coronas totales y resistencia Flexural. Recuperado el 28 de abril de 2017, de http://www.unitau.br/files/arquivos/category_1/Artigo_3_1487775259.pdf
- Sciencedirect. (s.f.). Vitrocerámicas, procesos de confección y algunos nombres comerciales. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de http://www.unitau.br/files/arquivos/category_1/Artigo_3_1487775259.pdf
- SCI-HUB. (s.f.). Propiedades de las cerámicas y tejidos dentales en cuanto a su módulo elástico una estimación mediante FEA. Recuperado el 04 de mayo de 2017, de <http://sci-hub.cc/10.1111/jerd.12018>
- Scherrer, S. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review: *Dental Materials*.vol 6(78-93). doi: 10.1016/j.dental.2009.12.002.
- Shahrbafe, S. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*, vol 30 (234-241). doi: 10.1016/j.dental.2013.11.010.
- Shemblish, F. (2016). Fatigue resistance of CAD CAM resin composite molar crowns . *Dental Materials*.vol 32(499-509). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.005.
- Shen, J. (2014). *Cerámicas de Odontología*. Elsevier.vol 3 (1-530).
- Shillingburg, H. (2007). *Fundamentos Esenciales en prótesis fija 3era Edición*. Barcelona España: Quintessence.
- Shimada, A. (2015). Effect of experimental jaw muscle pain on dynamic bite force during mastication. *Oral Biology*.vol 60(256-266). doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.11.001>.

- Shiratsuchi, H. (2006). Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* , vol 95 (237-242). doi: [10.1016/j.prosdent.2006.01.009](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.01.009).
- Sigueira, F. (2016). Laboratory Performance of Universal Adhesive Systems for Luting CAD/CAM Restorative Materials. *Journal Adhesive Dentistry*,18 (331-340). doi: [10.3290/j.jad.a36519](https://doi.org/10.3290/j.jad.a36519).
- Skouridou, N. (2013). Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Master*, vol 29 (70-77). doi: [10.1016/j.dental.2013.03.019](https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.019).
- Soares, A. (2010). A Review of Amalgam and Composite Longevity of Posterior Restorations. *Revista portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria y Cirugia Maxilofacial*, vol 51 (155-164). [https://doi.org/10.1016/S1646-2890\(10\)70005-4](https://doi.org/10.1016/S1646-2890(10)70005-4).
- Spitznagel, F. (2014). Resin Bond to Indirect composite and new ceramic/polymer materials. A review of the Literature . *Journal of Esthetic restotation Dentistry*. vol 26 (382-393). doi: [10.1111/jerd.12100](https://doi.org/10.1111/jerd.12100).
- Splostocks. (s.f.). Computador portatil. Recuperado el 06 de mayo de 2017, de <http://www.solostocks.com/venta-productos/otros/portatil-toshiba-satellite-pro-a50-c-204-i5-6500u-2-3ghz-4gb-500gb-25661094>
- Stavros, K. (1995). Effects of fatigue and chewing training on maximal bite force and endurance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,vol 107(372–378). PMID: 7709901.
- Stona, D. (2015). Fracture resistance of computer aided design and aumputer aided manufacturing ceramic crown cemented on solid abutments. *The journal of American dental association* , vol 146 (501-507). doi: [10.1016/j.adaj.2015.02.012](https://doi.org/10.1016/j.adaj.2015.02.012).
- Strumb, J. (2006). Computer-aided desing and fabrication of dental restorations. Current system and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, vol 137 (1289-1296). doi: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>.

- Suarez, F. (2002). Dental fillings in school-children from the alcalá la real-martos health district (jaén). *Atencion Primaria* , vol 15 (496-500). PMID: 12427372.
- Sulaiman, F. Prefomed crowns for decayed primary molar teeth. (1997). *Cochrane Database Syst Rev.* vol 31 (1-12). doi: 10.1002/14651858.CD0055.
- Syu, J. (1993). Influence of the finish line geometry on the fit of crowns. *Internacional Journal of Prosthodontics* ,vol 2 (25-30). PMID: PMC3415351.
- Thompson, J. (2007). Ceramics for restorative dentistry; Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering* ,vol 22 (565-569).
- Tiu, J. (2015). Reporting numeric values of complete crowns. Part 1: Clinical preparation parameters. *The journal of prosthetic dentistry*, vol (114 (67-74). doi: 10.1016/j.prosdent.2015.01.006.
- Toledano, M. (2003). Arte y ciencia de los materiales odontológicos. *Avances medico-dentales*.vol 1 (1-537). ISBN: 8487922406 9788487922404.
- Torres, C. (2009). Influence of methods of application of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*. vol 11(279-286). PMID: 19701508.
- Tsujimoto, A. (2010). Enamel bonding of single-step selfetch adhesive: influence of surface energy characteristics . 38 (123 -130).
- Unitau. (s.f.). Cerámicas resinosas, tipos, procesos de confección y algunas marcas comerciales. Recuperado el 25 de mayo de 2017, de http://www.unitau.br/files/arquivos/category_1/Artigo_3_1487775259.pdf
- Unitau. (s.f.). Clasificación de las cerámicas y similares basada en la clasificación de Gracis y Cols 2015. Recuperado el 18 de abril de 2017, de http://www.unitau.br/files/arquivos/category_1/Artigo_3_1487775259.pdf

- Valenti, M. (2009). Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International*, vol 40 (573-579), PMID:19626232.
- Van-Launduyt, K. (2010). Are one-step adhesive easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one step self etching adhesives. *11* (1-12), doi :10.1016.
- Van-Meerbeek, B. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*.vol 27(17-28), doi: 10.1016
- Van-Meerbeek, B. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* . vol 28 (215-235), PMID: 12760693.
- Wikihow. (s.f.). Adobe ilustrador. Recuperado el 06 de mayo de 2017, de <http://www.wikihow.com/Color-and-Draw-on-Adobe-Photoshop-6>
- Yildiz, C. (2013). Marginal internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM Crown restorations . *Dental Materials Journal* , vol 42 (199-209). doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.002
- Zahran, M. (2015). Benchmarking Outcomes in Implant Prosthodontics: Partial Fixed Dental Protheses and Crowns Supported by Implants with a Turned Surface over 10 to 28 Years at the University of Toronto. *Int J Oral Maxillofac Implants*.vol 21 (45-53). doi: 10.11607/jomi.5454.
- Zeng, K. (1999). Evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales de los núcleos cerámicos en combinación con porcelanas. . *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*, vol (165-171). ISSN 1139-9791.
- Zhang, Y. (2016). Frature resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*, vol 32 (442-449). doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010.
- Zhang, Z. (2016). Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns. *Dental Materials*.vol 32 (373-384). doi: 10.1016/j.dental.2015.11.018.
- Zhang, Y. (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, vol 41(135 - 147). doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.

ANEXOS

Anexo 1. Consentimiento informado donación de dientes



Facultad de Odontología UDLA

Consentimiento Informado donación de dientes por parte del odontólogo

15 de Junio de 2016

Yo, Carlos Mauricio López Ulloa, género, con cedula de identidad 1802310696 con consultorio dental ubicado en la Av. 12 de Noviembre y Quito frente a la Cruz Roja, ciudad de Ambato , Teléfono (03)2829862, acepto donar 25 diente (s) para el Banco Dientes humanos Facultad de Odontología (UDLA). Estos dientes fueron extraídos por indicación terapéutica, tal como se documenta en la historia clínica. Este diente (s) será (n) utilizado (s) con fines de investigación o didácticos para educación.

Atentamente,




Firma del Odontólogo:

Anexo 2. Encuesta aplicada a odontólogos / Parte 1.

ENCUESTA SOBRE ADHESION Y PORCELANAS.

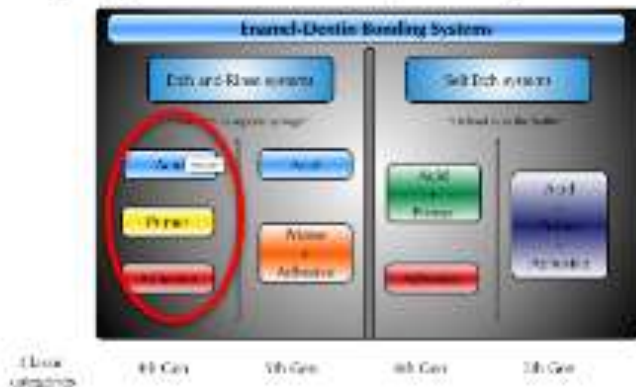
Nombre: Patricio Pazmiño

Especialidad o Cargo: Odontólogo General

1. ¿Es Participe de conceptos de odontología mínimamente invasiva y los aplica en su consulta?
Si. X
No.
Motivo: porque se debe tratar de conservar lo más posible el tejido sano.
2. ¿Qué dimensiones utiliza como mínimo para una Prótesis Fija Adhesiva Unitaria PFA (Corona) de disilicato de Litio?
a) 0,3 mm.
b) 0.5 mm.
c) 0.8 mm.
d) Más de 10 mm
e) Otra.....
3. ¿Es participe de protocolos de Adhesión en su clínica, para realizar PFA?
Si. X
No.
Motivo:
4. ¿En su protocolo de adhesión, conoce que generación de adhesivo maneja? (cuarta a séptima)
Si. X
No.
Cual: tercera generación
5. ¿Cuál es el nombre comercial del adhesivo que maneja?
X ULTIMATE DE LA 3M
6. ¿Enliste con que prepara el disilicato de litio para su protocolo adhesivo?
ACIDO FOSFORICO
BONDING
SILANO
CEMENTO

Anexo 3. Encuesta aplicada a odontólogos / Parte 2.

7. Elija la generación adhesiva que maneja.



8. ¿Cómo recomendaría el procesamiento de una corona de Disilicato de Litio para mejorar su resistencia flexural? (evitar su fractura)

- a) Fresado de bloque de DSL en CAD CAM
- b) Cera perdida o Técnica inyectada (Press)
- c) Combinada Cera CAD CAM más Prensado de DSL.

Motivo:

9. ¿Qué tipo de cemento utiliza para una corona de Disilicato de litio? o Ponga su nombre.

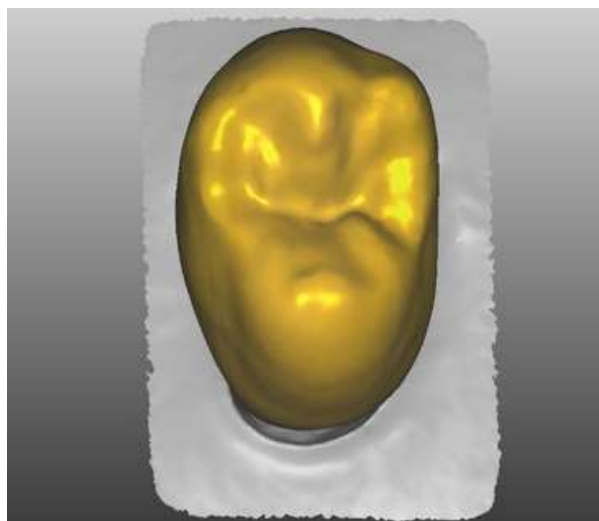
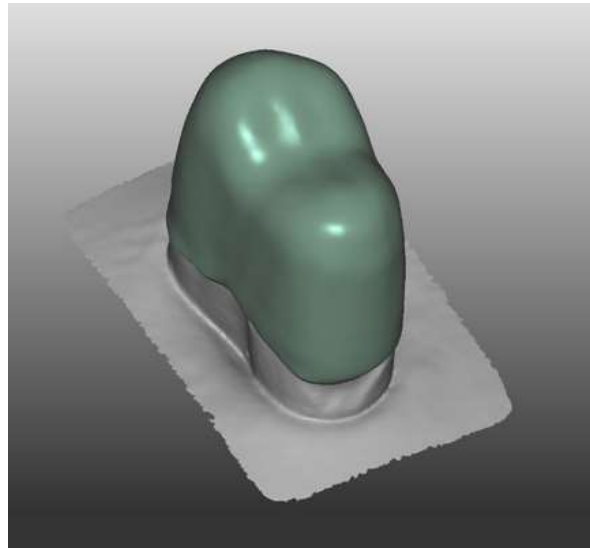
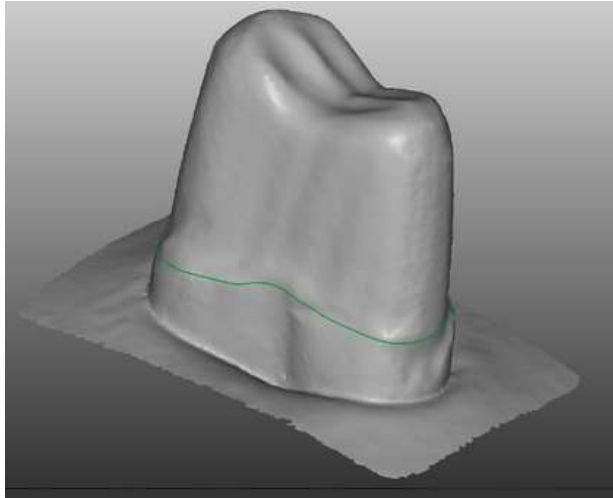
- a) Resinoso Dual convencional.
- b) Resinoso de Foto polimerización.
- c) Resinoso de Auto polimerización.
- d) Resinoso dual Autoadhesivo.
- e) Otro

10. ¿Qué tipo de terminación cervical utilizaría para prótesis fija adhesiva unitaria (corona) en Disilicato de litio?



Cual.....CHANFER MODERADO

Anexo 4. Diseño en CAD CAM de la corona de DSL.



Anexo 4. Print del recibo digital de entrega de Tesis en Turnitin.



Tu entrega se ha cargado con éxito a Turnitin

Recibo digital

Ajustes por defecto: 814762614

Extracto de la entrega:

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA ESCUELA DE ODONTOLOGÍA POSTGRADO DE REHABILITACIÓN ORAL. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS CAD CAM ELABORADAS CON DISILICATO DE LITIO EN TERMINACIONES FILO DE CUCHILLO. Autor: Marco Antonio Zuñiga Llerena 2017 CHECK LIST PROFESOR GUÍA Nombre del Alumno: Marco Antonio Zuñiga Llerena Título del trabajo: Resistencia a la fractura de coronas CAD CAM elaboradas con disilicato de litio en terminaciones filo de cuchillo. Criterio Cumple o no cumple Extensión de la redacción mínimo 60 hojas, letra Arial 12, interlineado 1,5 Cumple Observaciones Falta los resultados estadísticos, fotos, resultados conclusiones, discusión etc. Redacción: no escribir en primera persona Cumple Cantidad de referencias. Deberá tener mínimo 40 referencias. Podrá incluir máximo 2 libros. (Hasta material y métodos mínimo 30 referencias). Cumple 77 referencias hasta el momento Idioma de artículo: Del total de referencias citadas el alumno deberá tener mínimo el 70% de referencias en inglés. Cumple Artículos escritos en inglés Antigüedad de los artículos: Máximo el 30% de las referencias citadas podrán tener una antigüedad mayor a 10 años. Cumple 18 más de 10 años Todas las referencias citadas en la bibliografía se encuentran en el texto, y viceversa. Cumple Citación APA UDLA en el texto. Cumple Citación APA UDLA en las referencias bibliográficas. Cumple FACULTAD DE ODONTOLOGÍA ESCUELA DE ODONTOLOGÍA POSTGRADO DE REHABILITACION ORAL RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS CAD CAM ELABORADAS CON DISILICATO DE LITIO EN TERMINACIONES FILO DE CUCHILLO. Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos establecidos para optar por el título de Especialista Médico en Rehabilitación Oral. Profesor guía: Dr. Fabián Rosero Autor: Marco Antonio Zuñiga Llerena 2017 DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA -Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el (los) estudiante(s), orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación Fabián Rosero Odontólogo Periodoncista 1715202917 DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE -Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes. Marco Antonio Zuñiga Llerena 1803811114 AGRADECIMIENTOS. En primer lugar, a Dios por brindarme la oportunidad de estudiar, a mis Padres y familiares que me fortalecen mental y económicamente para la consecución de mis metas profesionales, a mi tutor piedra fundamental sobre la cual
