

**EVALUACIÓN DE LA ADAPTACION MARGINAL DE CORONAS CAD-CAM FABRICADAS
EN ZIRCONIO Y PMMA PARA USO EN ODONTOLOGÍA PEDIÁTRICA**

Mariapaola Rincón Pinto

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE ODONTOLOGÍA PEDIÁTRICA- FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTÁ DC- AGOSTO 2020**

HOJA DE IDENTIFICACIÓN

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Odontología Pediátrica
Título:	Evaluación de la adaptación marginal de coronas CAD-CAM fabricadas en zirconio y PMMA para uso en odontología pediátrica
Grupo de investigación	Unidad de Epidemiología Clínica Oral UNIECLO
Línea de investigación:	Odontología digital Odontología Pediátrica
Otras Instituciones participantes:	Laboratorio Programa de Prosthodontia UEB Laboratorio UNICA
Tipo de investigación:	Posgrado/ grupo
Estudiante	Mariapaola Rincón Pinto
Director:	Dra. Sandra Hincapié
Codirector	Dra. Martha C. Tamayo M. Dr. Leonardo Pérez
Asesores de laboratorio	Dra. Angie Sanabria
Análisis y asesor estadístico	Dr. David Díaz Báez

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

OTTO BAUTISTA GAMBOA	Presidente del Claustro
JUAN CARLOS LÓPEZ TRUJILLO	Presidente Consejo Directivo
MARIA CLARA RANGEL GALVIS	Rector(a)
RITA CECILIA PLATA DE SILVA	Vicerrector(a) Académico
FRANCISCO JOSÉ FALLA CARRASCO	Vicerrector Administrativo
MIGUEL OTERO CADENA	Vicerrectoría de Investigaciones.
CRISTINA MATIZ MEJÍA	Secretaria General
JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS	División Postgrados
MARIA ROSA BUENAHORA TOVAR	Decana Facultad de Odontología
MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL	Secretaria Académica
DIANA MARIA ESCOBAR JIMENEZ	Director Área Bioclínica
ALEJANDRO PERDOMO RUBIO	Director Área Comunitaria
JUAN GUILLERMO AVILA ALCALÁ	Coordinador Área Psicosocial
INGRID ISABEL MORA DIAZ	Coordinador de Investigaciones Facultad de Odontología
IVAN ARMANDO SANTACRUZ CHAVES	Coordinador Postgrados Facultad de Odontología
SANDRA HINCAPIE NARVAEZ	Director del programa de Odontología Pediátrica

“La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.

GUÍA DE CONTENIDO

Resumen

Abstract

1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
3. Planteamiento del problema	32
4. Justificación	34
5. Objetivos	36
6. Metodología del Proyecto	37
6.1. Tipo de estudio	37
6.2. Población y muestra	37
6.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información	39
6.4. Hipótesis de estudio	44
6.5 Plan de tabulación y análisis.	45
7. Consideraciones éticas.	46
8. Resultados	47
9. Referencias bibliográficas	49

LISTADO DE TABLAS

	Págs.
Tabla 1 Distribución de grupos de estudio (<i>diseñada y elaborada por Martha Tamayo</i>)	37

LISTADO DE FIGURAS

	Págs.
Figura 1	Tipos de evaluación de adaptaciones marginales en restauraciones. La g. es la discrepancia marginal absoluta (Tomado de Holmes et al. 1989) 30
Figura 2	Preparación de los dientes para coronas metálicas en filo de cuchillo, a. tacómetro, b. preparación corona metálica vista oclusal, b. preparación corona metálica vista vestibular, c. preparación corona metálica vista lingual. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 40
Figura 3	Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en filo de cuchillo, a. tacómetro, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista oclusal, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista vestibular, c. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista lingual. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 40
Figura 4	Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en chamfer, a. tacómetro, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista oclusal, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista vestibular, c. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista lingual. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 40
Figura 5	Preparaciones para corona completa libre de metal en filo de cuchillo a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 47
Figura 6	Preparaciones para corona completa libre de metal en chamfer a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 47
Figura 7	Preparaciones para corona completa metálica en filo de cuchillo a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón. 47

RESUMEN

EVALUACIÓN DE LA ADAPTACION MARGINAL DE CORONAS CAD-CAM FABRICADAS EN ZIRCONIO Y PMMA PARA USO EN ODONTOLOGÍA PEDIÁTRICA.

Antecedentes: La odontología digital ha propuesto el uso de coronas cerámicas mecanizadas CAD-CAM para la restauración de dientes temporales con defectos de desarrollo, caries extensas, con tratamiento de pulpotomía o pulpectomía porque favorecen la estética, que se ve comprometida con el uso de coronas de acero tradicionales. Se han fabricado en zirconia, sin embargo, se ha informado que, debido a su dureza, genera desgaste en los dientes opuestos. Por tanto, se ha propuesto el uso del polímero PMMA que se utiliza normalmente para coronas provisionales CAD CAM. **Objetivo:** Evaluar la adaptación marginal de las coronas completas pediátricas CADCAM fabricadas en PMMA y zirconia, en filo de cuchillo y chamfer. **Métodos:** En este estudio experimental in vitro, se utilizó una muestra no probabilística de 10 dientes Nissin-85 por cada grupo de estudio. Los cinco grupos evaluados fueron: 1) coronas de acero preformadas con línea de acabado en filo de cuchillo, 2) coronas de circonio translúcido con línea de acabado en filo de cuchillo, 3) coronas de circonio con línea de acabado en chamfer; 4) Coronas de PMMA con acabado en filo de cuchillo y 5) con acabado en chamfer. **Resultados preliminares:** En esta fase se prepararon los dientes con 3 líneas terminales diferentes: Filo de cuchillo para corona de acero, filo de cuchillo para coronas CAD-CAM y chamfer para coronas CAD-CAM. Para la fabricación de las coronas CAD CAM en PMMA y en Zirconio, los dientes preparados se escanearon con el escáner de laboratorio InEOS X5, el diseño de las coronas se realizó con el software InLab SW 18.1 y se fresaron con el inLab MC XL. En la siguiente fase se calibrarán los examinadores, se tomarán 4 estero-microfotografías por cada corona/diente y sobre ellas se realizará la evaluación de la adaptación marginal utilizando un programa analizador de imágenes.

Palabras claves: Diente primario, CAD CAM, zirconio, PMMA, corona pediátrica, adaptación marginal

ABSTRACT

EVALUATION OF MARGINAL ADAPTATION OF CAD/CAM CROWNS TOOLED IN ZIRCONIUM AND PMMA FOR USE IN PAEDIATRIC DENTISTRY

Background: Digital dentistry has proposed the use of CAD/CAM tooled ceramic crowns for the restoration of deciduous teeth with development defects, extensive caries, pulpotomy treatment or pulpectomy because they favour aesthetics which are compromised with traditional crowns. They have been manufacture with zirconium but their stiffness generates wear on the opposite teeth, so the use of PMMA is viable, as it has been used for provisional crowns. **Objective:** to evaluate the marginal adaptation of complete paediatric crowns CAD/CAM tooled and fabricated with PMMA and zirconium with knife-edge and chamfer. **Methods:** This was an *in vitro* experimental study using non-probabilistic samples of ten Nisin-85 teeth pre group. The five evaluated groups were: 1) preformed steel crowns with knife-edge finish, 2) translucent zirconium crowns with knife-edge finish, 3) zirconium crowns with a chamfered finish, 4) PMMA crowns with knife-edge finish and 5) with a chamfered finish. **Preliminary results:** Teeth were prepared in this phase with three terminal lines: knife-edge for stainless steel crowns, knife-edge for CAD/CAM crowns and chamfer for CAD/CAM crowns. Prepared teeth were scanned with InEOS X5 for the CAD/CAM fabrication of PMMA and zirconium crowns, were designed using InLab SW 18.1 and tooled with InLab XL. In the next phase the examiners will be calibrated, four stereo-microphotographs will be taken per crown and an evaluation of the marginal adaptation will be done with an image analyser.

Key word: deciduous tooth, CAD/CAM, zirconium, PMMA, paediatric crown, marginal adaptation.

1. INTRODUCCIÓN

Las coronas de acero son coronas preformadas con una variedad de tamaños para la restauración de dientes con caries extensas, defectos del desarrollo o dientes con tratamiento pulpar previo (AAPD, 2016; Innes et al., 2015), presentan una tasa de éxito superior a otros materiales restauradores; recomendados por su alta durabilidad y longevidad, sin embargo se han reportado fallas por descementación, caries secundarias, preparaciones dentales excesivas y alteración en la salud gingival además de un inconformismo por la baja estética que brindan. (Roberts et al., 2005; AAPD, 2016). Por tal razón, y ante el gran desarrollo que ha tenido la odontología digital, se ha propuesto el uso en odontología pediátrica de coronas cerámicas maquinadas CAD-CAM, las cuales se han definido como restauraciones cerámicas libres de metal que reproducen las características de un diente natural sin una subestructura metálica (Bamdadian et al., 2019). Están indicadas en dientes con defectos de desarrollo, caries extensas y después de pulpotomía o pulpectomía (Mourouzis et al., 2019). Una de las principales ventajas es la estética, seguida del confort que genera en los pacientes, menor tiempo clínico, mayor salud periodontal y adaptación marginal (Schlenz MA et al., 2020). Dentro de los materiales para su fabricación, se incluyen los polímeros reforzados, cerámicas de óxido, cerámicas híbridas, cerámicas de sílice o feldespáticas (Bajraktarova et al., 2018).

Regularmente estas coronas han sido fabricadas en zirconio, y clínicamente se ha observado que presentan una alta resistencia al desgaste, una excelente biocompatibilidad y una resistencia superior a la corrosión (Stock et al, 2016; Bica et al, 2017; Halal et al, 2018). Para dientes primarios, las coronas en zirconio pueden ser usados tanto incisivos como en molares (Planells del Pozo & Fuks, 2014).

Sin embargo, se han observado algunas desventajas como el alto costo, el desgaste que producen algunos materiales en los dientes antagonistas (Choi et al., 2016), se pueden modificar, pero no se pueden moldear, y dependiendo del material, pueden presentar baja resistencia a la flexión por lo que pueden fracturarse durante la cementación (Townsend et al., 2014).

El PMMA maquinado es un tipo de polímero lineal ligeramente reticulado compuesto de largas cadenas de carbono que están unidas por enlaces químicos débiles los cuales pueden someterse a altas temperaturas y reformarse además de ser solubles en ciertos

solventes (O'Brien WJ, 2008). Se utiliza como material alternativo para restauraciones provisionales, gracias a que estos pueden disminuir la liberación de monómero residual, mejorar la estabilidad del color y tener mayores propiedades ópticas (Alp et al., 2019). El tipo de línea de acabado cervical influye directamente sobre la adaptación marginal de las restauraciones. En varios estudios se ha evaluado la influencia del método de fabricación (restauraciones impresas y restauraciones moldeadas en CAD CAM) teniendo en cuenta el diseño de las líneas terminales en filo de cuchillo, chamfer, hombro redondeado y hombro redondeado con bisel, en el ajuste marginal e interno de las restauraciones provisionales completas, los resultados han coincidido con que la terminación en filo de cuchillo presenta la menor brecha de ajuste y desadaptación marginal sobre los métodos de fabricación antes mencionadas, sin embargo, no se recomienda para la práctica clínica ya que al ser muy conservador puede limitar la elección del restaurador además de que la visibilidad de esta línea terminal en un medio digital no se considera óptima (Alharbi et al., 2018). La tecnología CAD / CAM es un método innovador para producir restauraciones indirectas en dientes primarios. Con la ayuda del software de diseño, el clínico puede producir puntos de contacto oclusales y proximales ideales, obteniendo un mejor ajuste marginal en la pared gingival. Además, es un método confiable ya que da como resultado una alta tasa de supervivencia de las restauraciones con una baja tasa de fractura de restauración y supervivencia clínica a largo plazo. Sin embargo, no existe evidencia en softwares de CAD-CAM que contenga en su base de datos la morfología de un diente primario por lo que se utiliza en algunos casos morfología de dientes permanentes (Mourouzis et al., 2019). También se tiene en cuenta que las investigaciones sobre la adaptación marginal de los diferentes materiales y diferentes tipos de líneas terminales están basadas en dientes permanentes en su totalidad. (Yu et al., 2019). La evidencia acerca de la adaptación marginal en dientes deciduos es muy escasa, además no hay estudios en los que se use el PMMA maquinado como material para coronas en pediatría, por tal razón este estudio experimental in vitro sobre dientes de simulación, busca evaluar la adaptación marginal de las coronas completas pediátricas fabricadas mediante CAD-CAM en PMMA y en zirconio, terminadas en filo de cuchillo y en chamfer, y compararla con la adaptación marginal lograda con las restauraciones en coronas preformadas de acero cuya línea terminal es en filo de cuchillo.

2. MARCO TEÓRICO

a. Resumen de la búsqueda de información

Se definieron las siguientes variables:

- CAD CAM: Diseño y fabricación asistido por ordenador; CAD responde a las siglas “computer aided design “(diseño asistido por ordenador); CAM viene también del inglés “computer aided manufacturing” (fabricación asistida por ordenador), es una tecnología utilizada para producir diferentes tipos de prótesis, incluyendo coronas, carillas, incrustaciones, incrustaciones, dental fijo prótesis, prótesis dentales removibles, prótesis de implantes dentales, y ortodoncia y otros dispositivos ([Glossary of Prosthodontic Terms,2017](#))
- Coronas de acero: Es una corona artificial hecha en acero que se adapta como una “concha o gorra” sobre la corona clínica restante de un diente entre el espacio de la corona clínica y la corona de acero, está lleno de algún cemento. ([Glossary of Prosthodontic Terms,2017](#))
- Dientes deciduos: Dientes primarios ([Glossary of Prosthodontic Terms,2017](#))

Se consultaron las siguientes bases de datos: Pubmed

Se utilizaron las siguientes palabras claves: Computer-assisted design, Computer-assisted manufacturing, Digital design, primary tooth, pediatric crown, Aesthetic preformed pediatric crowns. Zirconium, Lithium disilicate, PMMA, IPS e.max

Se buscaron los siguientes tipos de estudios: experimentales in vitro, clínicos, revisión sistemática, analíticos, casos y controles, reportes de casos.

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas.

#1	Dientes deciduos OR primary tooth OR Tooth, Deciduous OR Primary Dentition OR Primary Teeth OR Deciduous Dentition
#2	Computer-assisted design OR Computer-assisted manufacturing OR Digital design OR Manufacturing, Computer-Assisted OR Computer-Aided Manufacturing OR Computer-Aided Design
#3	paediatric crown OR Aesthetic preformed paediatric crowns OR Zirconium OR Lithium OR disilicate OR PMMA OR IPS e.max OR Methacrylate, Polymethyl OR Polymethylmethacrylate

#4	#2 OR #3 ((Computer-assisted design OR Computer-assisted manufacturing OR Digital design OR Manufacturing, Computer-Assisted OR Computer-Aided Manufacturing OR Computer-Aided Design) OR (paediatric crown OR Aesthetic preformed pediatric crowns OR Zirconium OR Lithium OR disilicate OR PMMA OR IPS e.max OR Methacrylate, Polymethyl OR Polymethylmethacrylate))
#5	#1 AND #4 ((primary tooth OR Tooth, Deciduous OR Primary Dentition OR Primary Teeth OR Deciduous Dentition) AND (Computer-assisted design OR Computer-assisted manufacturing OR Digital design OR Manufacturing, Computer-Assisted OR Computer-Aided Manufacturing OR Computer-Aided Design) OR (paediatric crown OR Aesthetic preformed pediatric crowns OR Zirconium OR Lithium OR disilicate OR PMMA OR IPS e.max OR Methacrylate, Polymethyl OR Polymethylmethacrylate))

No hubo restricción de fechas. Solo se buscaron artículos en inglés

b. Marco de referencia

Según la Asociación Americana de Odontología Pediátrica, (2014) las ***coronas metálicas se definen*** como formas de corona prefabricadas que se adaptan a dientes individuales cementadas a través de algún material biocompatible. Las coronas metálicas prefabricadas son ampliamente aceptadas por los odontopediatras, incluyendo la Asociación Americana de Odontología Pediátrica (AAPD) y la Sociedad Británica de Odontología Pediátrica (BSPD) como la restauración de elección para los molares primarios. La AAPD tiene contemplado las indicaciones y contraindicaciones para el uso de estas restauraciones, entre estas se encuentran la restauración en dientes con caries extensa, descalcificación cervical y / o defectos del desarrollo, después de pulpotomía o pulpectomía, entre otros (AAPD, 2014).

Las coronas para molares primarios están prefabricadas y vienen en una variedad de tamaños para colocarse sobre dientes cariados, con defectos de desarrollo o que han recibido tratamiento pulpar (Innes et al., 2015), las coronas son apropiadas donde “más de dos superficies están afectadas, o donde una o dos caries de superficie son extensas” y también pueden estar indicadas para “restauración de molares primarios afectados por problemas de desarrollo localizados o generalizados” , por ejemplo, hipoplasia del esmalte, amelogénesis imperfecta o dentinogénesis imperfecta “. En una revisión sistemática se concluyó que las coronas metálicas prefabricadas estaban indicadas para la restauración de molares primarios cariados y su tasa de éxito fue superior a todos los demás materiales restauradores, en este estudio no se incluyeron las coronas de zirconio. Sin embargo, hubo una evidente falta de estudios prospectivos bien controlados (Roberts et al., 2005).

La preparación dental indicada para este tipo de restauración consiste en una reducción oclusal de 1.5 mm o hasta que esté fuera de oclusión siguiendo su contorno oclusal, en caso de destrucción coronal se toma como referencia las cúspides de dientes continuos para hacer la reducción necesaria, se realiza también un desgaste proximal de 1 mm subgingival en puntos de contacto mesial y distal evitando la creación de escalones a nivel gingival que puede conllevar a un problema de adaptación en la corona, la reducción lingual o vestibular no se recomienda por ser esta la que genera la retención, sin embargo, se puede hacer reducción mínima en casos de pronunciada convexidad en la morfología de molares primarios (Randall, 2002). La cementación es un paso necesario por otorgar mayor resistencia a la restauración, los cementos más utilizados son ionómero de vidrio, óxido de zinc y poliacrilatos, sin embargo, un estudio in vitro concluye que los más indicados son el ionómero de vidrio por sus propiedades de adhesión química, liberación de flúor y resistencia retentiva junto con el fosfato de zinc a pesar de que este último puede producir daño pulpar por su bajo pH (Raghunath et al., 2010).

Una de las grandes ventajas que presenta la corona de acero es su longevidad; en efecto, en un metaanálisis se evidenció que es el tipo de restauración con mayor longevidad con respecto a otras restauraciones como la amalgama o polímeros, entre otros (Seale et al., 2015). Un artículo que revisó varios estudios encontró que, en un estudio retrospectivo de cinco años, que solo el 2.1% de las coronas de metal preformadas requerían reemplazo en comparación con el 14.7% de las amalgamas de Clase II de Black en un período de 10 años presentando una mejor tasa de éxito (Rogers, et al., 2015). Entre otras ventajas, se encuentra la salud gingival adyacente a las coronas metálicas preformadas, además este tratamiento posee una manera menos invasiva de llevarse a cabo, conocida como técnica de Hall, para ello, sólo es necesario cementar la corona metálica sobre el diente afectado por caries, sin anestesia local, desfocalización o preparación del diente. Este involucra el concepto de control de caries mediante el manejo de la actividad de la biopelícula, no obstante, esta técnica no puede ser aplicada en todos los pacientes debido a las incomodidades que podía presentar (Innes et al., 2015).

Sin embargo una de las mayores desventajas de la corona de acero es la inconformidad con la pobre estética generada por su aspecto metálico que refieren en la mayoría de casos los padres (Maciel et al., 2017), también se ha reportado la capacidad limitada para contornear, el riesgo de fractura o desgaste y la asociación con gingivitis cuando no hay

una adecuada adaptación o cuando se utiliza la corona de acero de cara abierta (Taran & Kaya, 2018), la preparación dental para coronas de acero en casos clase II requiere la eliminación de gran cantidad de tejido sano, y por lo tanto, se debería considerar otro material y técnica alternativa (Roberts et al., 2005).

Un estudio basado en el tratamiento de molares deciduos con coronas de acero demostró una tasa de éxito del 97.0% en cavidades extensas y en dientes con tratamiento pulpar previo (Roberts et al., 2005), en otro estudio en que se evalúa la longevidad de 155 coronas de acero para el tratamiento restaurativo temporal en dientes permanentes de pacientes pediátricos se determina una tasa de éxito de un 88% con un uso promedio de 45 meses (Discepolo & Sultan, 2016).

Además, uno de los primeros estudios prospectivos comparó las coronas de acero con la amalgama realizando un seguimiento de 30 meses, fueron un total de 76 coronas y 150 restauraciones en amalgama, la tasa de fracaso del grupo de amalgama fue del 86% en comparación con las coronas donde su tasa de fracaso fue sólo del 25 % (Braff, 1975).

Luego de este estudio, una revisión sistemática recopiló 12 artículos donde se siguieron comparando la longevidad de las coronas metálicas preformadas respecto a la amalgama, en donde la tasa de éxito que tenían las coronas metálicas preformadas supera a las amalgamas en longevidad (Hickel et al., 2005).

Las principales fallas que se observan con las coronas metálicas en los diferentes estudios son:

1. *Descementación de las coronas:* La pérdida de la corona por deficiencia del cemento, ya sea por una incorrecta manipulación o uso de esta. (Roberts et al., 2005). El cemento es importante en el asentamiento de un selle marginal óptimo, permitiendo aminorar la posibilidad de microfiltración alrededor de los márgenes de la corona. (Al-Haj Ali et al., 2018)
2. Se presentan una falla relacionada con la salud gingival, como posible causa se encuentra la inadecuada colocación de la corona además de los detritos del cemento fraguado que queda en contacto con el surco gingival, este continuo roce puede desarrollar una gingivitis asociada a corona metálica preformada. (AAPD, 2016)

3. *Fallas en preparaciones dentales:* presencia de perforaciones en la superficie oclusal de la corona metálica como resultado del desgaste producto de una preparación excesiva. (Roberts et al., 2005),
4. *Caries secundarias:* presencia de caries en los márgenes o debajo de la restauración a causa de una mala higiene. (Roberts et al., 2005),
5. *Fallas indirectas:* son aquellas que no están directamente relacionadas con la restauración. En el caso de las coronas de acero inoxidable se podría presentar gracias al fracaso de un tratamiento pulpar asociado (Roberts et al., 2005).

Una **corona libre de metal** es una prótesis dental fija de cerámica que restaura una corona clínica sin un marco metálico de soporte (Glossary of Prosthodontic Terms,2017).

Las indicaciones para las coronas libres de metal son las mismas utilizadas con las coronas metálicas preformadas (Bica et al., 2017). Estas son aquellos dientes con defectos de desarrollo, caries interproximales y después de pulpotomía o pulpectomía(Mourouzis et al.,2019). Con ello, las coronas libre de metal tienen varias ventajas dentro de uso, como lo es la apariencia estética de las mismas. En un estudio realizado se demostró que los dientes primarios anteriores que presenten alteraciones de color, forma irregular u otra alteración pueden producir autopercepciones negativas en niños con dentición temporal. Por ello, se ha demandado una alta estética en los tratamientos restauradores actuales como lo son las coronas de zirconio (Lee, 2018).

En un estudio prospectivo donde se evaluó y comparó la satisfacción de los padres entre la corona resina compuesta, la corona de acero preformadas y las coronas de zirconio, se demostró que la satisfacción general de los padres fue mayor para las coronas de zirconio (Salami et al., 2015).

Otra gran ventaja que presentan estas coronas de zirconio es la salud periodontal que esta mantiene respecto a coronas de acero prefabricadas, en un estudio de control aleatorizado donde se comparó la salud periodontal y el éxito clínico de restauraciones de zirconio y coronas metálicas preformadas se concluyó que los dientes restaurados con coronas de zirconio mostraron menos acumulación de placa y mejor salud gingival que los dientes restaurados con coronas de acero inoxidable (Taran & Kaya, 2018).

Una de las desventajas de estas restauraciones es el desgaste, el cual comienza con la formación de grietas en la superficie cerámica, se propaga por carga repetitiva, y

eventualmente resulta en pérdida del material, a su vez esto se relaciona con la resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura de los materiales cerámicos como la leucita, disilicato de litio y el zirconio (Choi et al.,2016). Otro inconveniente que tienen las coronas cerámicas libres de metal es que a diferencia de las coronas metálicas, estas no pueden modificarse de ninguna manera, además son incapaces de resistir la flexión y pueden fracturarse con la cementación (Townsend et al.,2014).

Las coronas libres de metal han sido utilizadas durante las últimas cuatro décadas como una alternativa dental más estética, históricamente, las coronas a base de resina fueron las primeras coronas sin metal que se utilizaron, pero fueron abandonadas debido a su baja resistencia a la fractura. Las coronas libres de metal CAD CAM más empleadas en la práctica dental; están hechas de diferentes materiales cerámicos como el disilicato de litio, zirconio, vidrio reforzado con leucita y alúmina infiltrada en vidrio (Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health, 2015).

Las **coronas cerámicas libres de metal** se han definido como la fabricación de una restauración para un diente natural que no utiliza una subestructura metálica. En la actualidad existen multitud de sistemas cerámicos, los cuales buscan el equilibrio entre los factores estéticos, biológicos, mecánicos y funcionales. Hoy en día son diversos los procesos de fabricación de las coronas cerámicas para la **Odontología pediátrica**, ya que uno de los problemas más comunes a los que se enfrentan los especialistas son las caries de infancia temprana (Ferro et al., 2017; Bamdadian et al., 2019)

En la última década, la popularidad del CAD-CAM tuvo auge, por cuanto las restauraciones dentales han cumplido los requisitos de los procesos de fabricación estandarizados que garantizan una calidad uniforme y la reproducibilidad de la restauración. A medida que la demanda de restauraciones cerámicas continúa aumentando en el campo de la odontología, se han ido introduciendo varios polímeros como alternativas para la cerámica con características de procesamiento individuales. De igual forma, el método CAD-CAM se ha venido utilizando ampliamente al permitir el uso de nuevos materiales, lo que supone reducción de tiempos y costos de laboratorio, siendo posible, además, su control de calidad (Jalali et al., 2016; Choi et al, 2017). Dentro de los materiales, se incluyen los polímeros reforzados, cerámicas de óxido, cerámicas híbridas, las cerámicas de sílice o feldespáticas (Bajraktarova-Valjakova et. al 2018).

Dentro de las principales ventajas que producen las restauraciones dentales con esta tecnología, sobresale el menor tiempo clínico en el consultorio odontológico, la producción rápida de la restauración, sin necesidad de métodos clásicos de impresión, el color estable de la cerámica y un excelente resultado estético. Como desventajas se tiene el alto costo y la necesidad de formación especial del odontólogo para trabajar con el sistema (Halal *et al.* 2018).

Ahora bien, entre los materiales orgánicos fabricados por el ser humano se encuentra la cerámica, considerada un material de alta resistencia a la compresión, pero baja resistencia a la tracción, altamente estético, estable cromáticamente, resistente a la abrasión y biocompatible. Entre sus ventajas, se puede mencionar que, es un reemplazo morfológico ideal y estético, por sus propiedades ópticas de translucidez y transparencia, y por su biocompatibilidad e inercia química. Respecto a sus desventajas, es frágil y por lo tanto se corre el riesgo de fracturas (Bravo-Rodríguez *et al.* 2019).

A pesar de que pareciera que las coronas en cerámica, debido a su variabilidad de composición y de posibles usos, pudieran ser aplicadas para cualquier situación clínica, existen factores determinantes que limitan el tiempo de aplicabilidad e incluso contraindicar su uso, por ejemplo, si tomamos los casos descritos por Bajraktarova-Valjakova *et. al* 2018, al referirse a pacientes con insuficiente substancia dental natural, preparaciones subgingivales, inadecuada higiene oral y aquellos diagnosticados con función masticatoria excesiva -bruxismo-.

El zirconio es un dióxido de zirconio cristalino que tiene propiedades mecánicas, similares a las de los metales y su color es similar al de los dientes naturales se han implementado con éxito para dientes permanentes, proporcionando una excelente estética debido a su apariencia natural. Son utilizadas para casos de dientes anteriores y posteriores, tienen una capacidad única para resistir a las fracturas y la compresión (Bica *et al.*, 2017; Halal *et al.*, 2018). Las coronas de zirconio para dientes primarios pueden ser usados tanto incisivos como en molares (Planells del Pozo & Fuks, 2014).

Para su producción se implementa la tecnología CAD-CAM. Sus indicaciones de uso han sido establecidas por la odontología protésica para implantes, pilares, para coronas primarias, coronas para dientes permanentes y para odontología pediátrica. Para la Odontología Pediátrica, se utiliza como alternativa en la restauración primaria de dientes comprometidos por lesiones cariosas extensas; por lo tanto, el zirconio representa la

alternativa en la restauración de dientes primarios, siendo el material restaurador que genera mayor expectativa gracias a su mecánica y propiedades físicas. Los estudios han demostrado una alta resistencia del zirconio al desgaste, una excelente biocompatibilidad y una resistencia superior a la corrosión (Stock *et al*, 2016; Bica *et al*, 2017; Halal *et al*, 2018).

Finalmente, entre sus ventajas se menciona: alta resistencia mecánica, alta biocompatibilidad, su durabilidad y fácil adaptación al diente temporal en comparación con restauraciones de resina requiere de una sola cita para la rehabilitación del diente. Entre sus desventajas, encontramos que su costo es elevado, requiere de mucho más tiempo en la preparación del diente para ajustar la corona, la cementación de la restauración, el grabado y la unión son difíciles al ser una vitrocerámica, son más gruesas que las coronas de acero, lo que supone una preparación agresiva del diente que recibe el tratamiento con el riesgo de hacer exposición pulpar; la causa principal de estas desventajas, es la pérdida de retención interna, por lo que se han recomendado cementos de resina convencionales o autoadhesivos como agente de fijación para las coronas de zirconio (Bica *et al*, 2017; Halal *et al*, 2018).

La alúmina parcialmente sinterizada infiltrada en vidrio se introdujo en 1988 y se comercializó bajo el nombre de In-Ceram. El sistema fue desarrollado como una alternativa a la cerámica metálica convencional y ha tenido un gran éxito clínico (Shenoy & Shenoy, 2010). Vita Enamic Block es la primera cerámica dental híbrida del mundo con una estructura de red dual. Es un material dental híbrido combinado con las características de una cerámica y un compuesto; sus propiedades son similares al esmalte dental, por esta razón protege los dientes antagonistas y permite una buena adhesión. Están compuestos de *composite* en 80% en peso de cerámica y 20% en peso de matriz de resina. A este tipo de cerámicas se han introducido materiales poliméricos que superan estas deficiencias, combinan la estética y las propiedades funcionales (Simsek *et al*, 2016; Choi *et al*, 2016). Además, Vita Enamic tiene la ventaja de preservar los dientes antagonistas de la abrasión y tener un mejor rendimiento en situaciones de estrés oclusal intenso porque tiene la capacidad de resistir el inicio y la progresión de la grieta (Coldea *et al*, 2015). Actualmente han habido más fabricantes de corona de zirconio en el mercado como EZ Pedo (EZ), NuSmile (NSZ), KinderKrown (KK). (Bica *et al*, 2017).

Estas restauraciones, son preparadas por medio de una técnica indirecta, esto es, a través del sistema CAD-CAM. Estas cerámicas poseen indicaciones en la odontología general y en la odontología pediátrica como coronas individuales (Simsek *et al.*, 2016)

En cuanto a las ventajas de este material, los estudios han evidenciado que este material da mejores resultados siendo utilizado en la dentición temporal, debido a su mejor resistencia a la fractura, apariencia estética, implementación en una sola visita y menor tiempo de trabajo intraoral, además poseen alta elasticidad, resistencia a la decoloración estética y maleabilidad (Simsek *et al.*, 2016; Choi *et al.*, 2017). Ahora, respecto de sus desventajas, los estudios mencionan que el material luego de evaluarse bajo microscopía, mostró algunas microgrietas en la estructura de la red; desde luego, estos defectos podrían llegar a disminuir las propiedades mecánicas de los materiales (Simsek *et al.*, 2016).

Celtra Duo (ZLS), es una cerámica desarrollada por Dentsply, Degudent. Es un bloque CAD/CAM usado en odontología con las unidades CEREC de Sirona. Contiene un nuevo vidrio cerámico consolidado de gran resistencia, de zirconio reforzado con silicato de litio que le proporciona una gran resistencia a la flexión, tiene muy buena estética gracias a su opalescencia y translucidez, de muy fácil manejo. Celtra Duo convierte estas características en beneficios clínicos ofreciendo dos opciones de manejo: La primera es que puede ser usada sin calor, ofreciendo el doble de resistencia a la flexión que los cristales de las cerámicas convencionales ó con glaseado adicional, ofreciendo una resistencia mayor similar a la de disilicato de litio. La fabricación de las restauraciones con esta cerámica pasa por tres etapas similares a las de la cerámica de disilicato de litio. En la primera etapa, el material fundido se moldea y el bloque está en estado de vidrio. La nucleación / precristalización es un pretratamiento térmico posterior en el que los cristales comienzan a formarse y crecer, y el vidrio presenta propiedades cerámicas. En esta etapa, el material contiene sólo cristales de metasilicato de litio y es fácil de fresar en la unidad CAM. La etapa final de cristalización es un tratamiento térmico corto a 840 ° C durante 8 minutos en el que la restauración exhibe su color final y propiedades físicas. La fase cristalina consiste en 25% de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) y 11% de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) cristales. Durante las últimas dos etapas, la zirconia actúa como un agente nucleante pero permanece disuelta en la matriz vítrea (Bajraktarova *et al.*, 2018)

Las cerámicas ZLS consisten en una microestructura dual: el primer componente es el metasilicato de litio muy fino con cristales de disilicato de litio (tamaño promedio: 0.5–0.7 μ m), esta es la principal diferencia con la con la cerámica de vidrio de disilicato de litio. El segundo componente es la matriz vítrea que contiene 10% de óxido de circonio en solución. El resultado es una microestructura muy fina que permite una alta resistencia a la flexión y al mismo tiempo proporciona un alto porcentaje de matriz vítrea, lo que conduce a buenas propiedades ópticas, de fresado y pulido (Sven et al., 2016). Estudios in vitro que compararon la translucidez de varios materiales cerámicos revelaron una mayor translucidez del Celtra Duo de cerámica ZLS en comparación con IPS e.max CAD en el estado pulido 38% vs34%. La translucidez pronunciada del material aumenta el llamado efecto camaleón y mejora la adaptación del tono. Sin embargo, en este momento el material está disponible solo en bloques monocromáticos CAD / CAM, cubriendo en partes el rango de colores clásicos de Vitapan A1 – A3.5 y B2(Awad et al.,2015)

Otro material utilizado es la cerámica feldespática compuesta por cerámica tradicional a base de feldespato, cuarzo y caolín, el feldespato es un mineral cristalino grisáceo, el cuarzo o sílice es el componente de la matriz encargado de la translucidez en la restauración y el caolín es un silicato de aluminio que permite la unión de partículas de cerámica sueltas y se usa en cantidades limitadas por su alta opacidad. La resistencia flexural de este material corresponde a 60 Mpa y debido a su debilidad es necesario agregarle alúmina como componente de refuerzo mejorando la resistencia flexural a 154-160 Mpa, se consideran altamente estéticos y con alta longevidad cuando se tiene buen soporte dental (Zhang & Kelly, 2017; Bajraktarova et al., 2018).

Uno de los materiales más usados por los odontólogos es el disilicato de litio, un material cerámico compuesto en un 70% de su volumen por una fase cristalina incorporada en una matriz vítrea, su proceso de producción se inicia con un moldeado de los lingotes de vidrio cuyo contenido corresponde a ortosilicato de litio, en el proceso de cristalización que continúa se da la formación de 40% de cristales de metasilicato de litio en forma de plaquetas incrustados en una fase vítrea, en este estado se denomina fase cristalina intermedia donde presenta una resistencia a la flexión de 130 Mpa, en esta fase puede ser fresado por el sistema CAM en el cual se someterá a una temperatura de 850° C formando cristales de disilicato de litio alargados de grano fino y densamente distribuidos con

orientación dispersa constituyendo una restauración fresada con una resistencia flexural final de 360 Mpa ([Bajraktarova et al., 2018](#))

El disilicato de litio inyectado conocido como IPS e.max Press de la casa comercial Ivoclar Vivadent, crearon este tipo de cerámica, con cristales más pequeños y uniformemente mejor organizados. El alto rendimiento mecánico de este material se debe, por un lado, a una distribución en capas y fuertemente entrelazada de los cristales de disilicato, lo que dificulta la propagación de grietas a través de los planos también a un desajuste entre los coeficientes de expansión térmica y la matriz vítrea, de modo que este último induce una tensión de compresión tangencial alrededor de los cristales ([Zarone et al., 2019](#)) y, por otro lado, tiene una resistencia a la flexión mucho mayor (440-480 Mpa) que el disilicato de litio no inyectado. ([Yu Zhang et al., 2017](#))

El disilicato de litio inyectado cuenta con unas pastillas de cerámica de vidrio IPS e.max que se presentan en dos formas, Press u CAD. Estas se someten primero a un tratamiento térmico para formar la cerámica de vidrio de meta-silicato de litio intermedia y de esta manera es más fácil de mecanizar para darle forma. Se estima que los grandes granos alargados del disilicato de litio Press mejoran la resistencia a la fractura mediante el puentado y la deflexión de la grieta, permitiendo que se perfeccione la resistencia a la fractura de la restauración. ([Yu Zhang et al., 2017](#))

El PMMA es un polímero formado mediante polimerización vinílica por radicales libres del monómero metil metacrilato, es un homopolímero termoplástico, dentro de sus propiedades más destacadas se encuentran la dureza, resistencia a los ácidos y alcalinos de concentración baja a media, resistencia al envejecimiento, excelente transparencia, una resistencia a la compresión entre 85 y 110 Mpa y una resistencia a la tracción entre 30 y 50 Mpa. El PMMA posee un coeficiente relativamente alto de expansión térmica, y durante la polimerización in situ, las temperaturas pueden alcanzar valores tan altos como 40 y 56°C. La fabricación de prótesis de acrílico se realiza mediante esferas de PMMA pre-polimerizadas y en polvo que se mezclan con un monómero líquido de Metil-Metacrilato, Peróxido de Benzoilo (iniciador), y NN-Dimetil-P-Toluidina (acelerador), y se colocan bajo calor y presión para producir una estructura de PMMA polimerizada y endurecida en forma de bloques o discos para su fresado mediante técnicas CAD-CAM ([Frazer et al., 2005](#)). En la actualidad, se encuentran disponibles en el mercado varios materiales de resina indirecta para la técnica de CAD / CAM y generalmente se clasifican

como compuestos basados en PMMA, forma polimerizada del metilmetacrilato este es un tipo de polímero lineal ligeramente reticulado compuesto de largas cadenas de carbono que están unidas por enlaces químicos débiles los cuales pueden someterse a altas temperaturas y reformarse además de ser solubles en ciertos solventes (O'Brien WJ, 2008). Con los avances en el diseño y la fabricación asistido por computadora (CAD / CAM), los fabricantes, han presentado polímeros a base de PMMA como material alternativo para restauraciones provisionales, gracias a que estos pueden disminuir la liberación de monómero residual, mejorar la estabilidad del color y tener mayores propiedades ópticas. Se ha demostrado que los polímeros convencionales aumentan la absorción de agua y con ello un aumento de porosidades en las restauraciones provisionales, sin embargo, gracias a las propiedades mejoradas del PMMA (CAD CAM), el riesgo de porosidades y vacíos en las restauraciones es mínimo, esto podría estar relacionado a la forma homogénea y reticulada de este material, permitiendo una menor absorción de agua y por consiguiente una mayor resistencia flexural. Teniendo en cuenta que La resistencia a la flexural es un parámetro importante en aproximación a la resistencia mecánica y la rigidez de un material (Alp et al., 2019).

Los estudios de microfiltración in vitro son importantes como inicial método de detección diseñados para evaluar la capacidad de sellado de materiales restauradores en condiciones clínicas (Braemet et al., 1994), en un estudio, se investigó la microfiltración utilizando un modelo de penetración de tinte con fucsina básica, hallando principalmente que las coronas de zirconio presentaban mayor microfiltración que las coronas de acero preformadas y que esto puede estar relacionada con el envejecimiento artificial y procesos de termociclado que son factores importantes que han demostrado disminuir la fuerza de unión de las coronas de zirconio a procesos de cementación en estudios in vitro (Al-Haj Ali & Farah, 2018). La microfiltración en las coronas prefabricadas es debido a los márgenes abiertos, por lo tanto dependen de cemento para reducirla, en este estudio se compara la microfiltración de dos tipos de coronas de zirconio prefabricadas cementadas con ionómero de vidrio e ionómero de vidrio modificado con resina en dientes extraídos a los que se sometió a condiciones clínicas, concluyendo que aunque todas las muestras presentaron microfiltración esta era menor en aquellos cementados con ionómero de vidrio modificado con resina (Stepp et al., 2018). Varios estudios evaluaron la adaptación de restauraciones de disilicato de litio, fabricadas en flujo de trabajo convencional y digital. Según la literatura más reciente, no existe una diferencia significativa en términos

de precisión marginal entre los procedimientos convencionales y totalmente digitales para la fabricación de coronas monolíticas de disilicato de litio (Zarone et al.,2019).

La dureza superficial y el factor de fricción se usan para estimar los niveles de desgaste de los materiales de restauración dental. Una de las características clave del zirconio, es su excelente resistencia flexural, la cual es mayor en comparación con otras cerámicas como la alúmina. Básicamente esto se rige por la transformación del óxido de zirconio de una forma monoclinica inestable a una forma tetragonal metastable inicialmente y luego estable; a esto se suma la tenacidad del material frente al estrés que se genera durante este proceso y que se traduce en la formación de una grieta, sin embargo, la progresión de estas grietas se evita gracias a la absorción de energía por la alta tenacidad del material (Gherlone et al.,2014).

En un estudio, se comparó la abrasividad de los materiales cerámicos con los dientes primarios antagonistas con cuatro tipos de restauraciones: zirconio (Zirtooth Fulluster®); disilicato de litio (Rosetta SM®), una vitrocerámica y leucita (Rosetta BM®). Encontrándose que hubo mayor desgaste en los dientes primarios antagonistas a dientes restaurados con cerámica de leucita, seguido en orden por el grupo de disilicato de litio, por el grupo Zirconio y el menor desgaste lo presentó el grupo restaurado con coronas de acero. En este estudio indican que hay una relación inversa entre la resistencia flexural de los materiales y el desgaste; dado que el desgaste del esmalte fue mayor en el grupo de leucita porque la leucita tiene menor resistencia a la flexión (120 Mpa) y resistencia a la fractura (1,42 Mpa · m^{1/2}). En contraste con el zirconio que tiene una alta resistencia a la flexión (1.200 Mpa) y a la fractura (5.5Mpa · m^{1/2}), y mostró menos desgaste del esmalte que el grupo de Leucita (Choi et al.,2016). La resistencia a la fractura es una de las propiedades físicas más importante para medir la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos, se ha reportado que está entre 8 Mpa m^{1/2} y 10 Mpa m^{1/2} para la zirconia. Esto es significativamente más alto que cualquier cerámica reportada previamente, y aproximadamente el doble de la cantidad reportada para los materiales de alúmina. La resistencia a la fractura es una medida de la capacidad de un material para resistir el crecimiento de grietas (es decir, una medida de la cantidad de energía necesaria para causar el crecimiento de grietas). Por lo tanto, los materiales con mayor capacidad a la fractura son más ideales clínicamente, ya que se necesita mucha energía superficial para causar grietas en las restauraciones (Shenoy & Shenoy, 2010). Un estudio in vitro

evaluó el comportamiento de fatiga de flexión biaxial de los materiales cerámicos indicados para restauraciones monolíticas usados en la tecnología CAD-CAM con pruebas cíclicas y monotónicas, los resultados fueron cerámica feldespática 50,8 Mpa, red de cerámica infiltrada con polímeros 81,8 Mpa, cerámica de vidrio de silicato de litio reforzado con zirconio 152,1 Mpa, cerámica de vidrio de disilicato de litio 175,2 Mpa y policristales de zirconio tetragonal parcialmente estabilizados con itrio altamente translúcido 370,2 Mpa concluyendo que esta última presenta la mayor resistencia a la fatiga soportando una mayor carga que los otros materiales (Nishioka et al., 2018). Otro estudio se enfocó en medir la resistencia flexural, el módulo elástico, dureza y desgaste de materiales restaurativos usados en la tecnología CAD CAM como compuestos de resina, cerámica infiltrada con polímeros, disilicato de litio y silicato de litio reforzado con zirconio, encontrando diferencias significativas de estos dos últimos respecto a los demás materiales, presentando mayor resistencia a la flexión (376 Mpa, 300 Mpa), mayor módulo elástico (67 Gpa, 61 Gpa) y mayor dureza (452 HV, 463 HV) respectivamente, sin embargo, también se evidenció que los materiales con mayor resistencia flexural fueron aquellos que presentaron mayor desgaste (Nathaniel et al., 2016)

La tecnología de diseño asistido por computadora o fabricación asistida por computadora denominada CAD-CAM se introdujo en el campo de la odontología en la década de 1980. Esta tecnología, se encarga del diseño virtual de la restauración (CAD), así como la fabricación de esta de forma asistida con un sistema de tallado o fresado dirigido por un computador (CAM); utilizando esta técnica, los especialistas pueden digitalizar los dientes y producir un diseño virtual de las coronas (Yang y Mani, 2016).

La tecnología CAD / CAM es un método innovador para producir restauraciones indirectas en dientes primarios. Con la ayuda del software de diseño, el clínico puede producir puntos de contacto oclusales y proximales ideales, obteniendo un mejor ajuste marginal en la pared gingival. Además, es un método confiable ya que da como resultado una alta tasa de supervivencia de las restauraciones con una baja tasa de fractura de restauración y supervivencia clínica a largo plazo. Sin embargo, no existe evidencia en softwares de CAD-CAM que contenga en su base de datos la morfología de un diente primario por lo que se utiliza en algunos casos morfología de dientes permanentes (Mourouzis et al., 2019).

La cerámica policristalina tiene como problema frecuente las fracturas, el astillamiento y la deslaminación de la corona. Una de las principales razones del bajo rendimiento clínico es la baja conductividad térmica. Esto puede dar lugar a un gradiente de temperatura en el recubrimiento de la porcelana al enfriarse, y esto a su vez provoca que las tensiones térmicas queden bloqueadas en el sistema del material produciendo el astillamiento. (Yu Zhang et al.,2017).

El disilicato de litio es una cerámica sensible al ácido, por ende se ha demostrado que durante el proceso de cementación de estas restauraciones, al grabar la estructura dental de los dientes con concentraciones muy altas ácido fluorhídrico y tiempos de grabado extenso, actúa de forma agresiva, generando daños relevantes, no solo en la superficie sino también en la microestructura interna del material, lo que influye negativamente en el rendimiento mecánico (reducción de la resistencia a la flexión), el potencial de adhesión y el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas (Zarone et al.,2019).

En un ensayo clínico aleatorizado donde se realizó un seguimiento a 120 dientes, donde 60 de ellos fueron restaurados con coronas de zirconio y la otra mitad con coronas metálicas preformadas, allí compararon, la salud gingivalis, el acumulo de placa y la falla por caries secundaria a los 3, 6 y 12 meses, en los resultados se evidenció que ninguna corona realizada con zirconio presentaba alguna falla por caries secundaria (Abdulhadi, et al. 2017).

En cuanto al desgaste y la abrasividad, el LS 2 muestra propiedades bastante favorables, que dependen en gran medida de las características de la superficie de la restauración. Cuando se pule con precisión en su superficie, el material exhibe un comportamiento tribológico conveniente in vitro, en términos de fricción y desgaste de las restauraciones, siendo su abrasividad bastante cercana al esmalte (Zarone et al.,2019).

PEEK es un polímero termoplástico de alto rendimiento, que consiste en una cadena molecular de cadena principal aromática, interconectada por grupos funcionales de cetona y éter. Los materiales poliméricos se pueden producir de manera fácil y rápida utilizando dispositivos adecuados para su uso en consultorios dentales y no requieren procesamiento adicional. (Stock et al., 2016; Choi et al., 2017)

En el campo de la odontología, estos materiales se utilizan para pilares de implantes temporales, barras soportadas por implantes, implantes dentales, coronas para dientes

temporales y permanentes. Entre las ventajas que se conocen: su resistencia a las fracturas, excelentes distribuciones de tensión, amortiguación, buena resistencia química y a la degradación térmica, además presenta una menor solubilidad y absorción de agua en comparación con los polímeros estéticos actuales de diseño asistido por computadora CAD-CAM (Stock *et al.*, 2016; Choi *et al.*, 2017).

En un estudio realizado por Choi *et al.*, 2017, donde compararon el desgaste de los dientes temporales y permanentes, se encontró que el desgaste dental fue mayor para los primeros que para los segundos en las superficies incisales y oclusales. De ello se concluye que una de sus desventajas es el fenómeno común causado por la pérdida de esmalte y dentina en las superficies oclusales en los dientes temporales.

Estudios in vitro de pruebas mecánicas u otras pruebas:

Resistencia flexural: El disilicato de litio, como sabe, es una vitrocerámica popular que contiene una fase cristalina compuesta de $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, fórmula responsable de una mayor resistencia en comparación con otras cerámicas de vidrio. La resistencia a la flexión de dicha cerámica es un parámetro importante, la cual tiene una relevancia clínica para el rendimiento a largo plazo del material (Tang *et al.*, 2014; Miranda *et al.*, 2020).

Las pruebas de fatiga son las más comúnmente realizadas a las cerámicas; estas pruebas simulan el estrés mecánico oclusal, ofreciendo resultados certeros y favorables para el rendimiento clínico. Se realizan con una máquina de prueba universal (EMIC DL-1000, EMIC, Sao Jose dos Pinhais, Brasil), según la norma ISO 6872 (diseño de pistón sobre tres bolas) (Miranda *et al.*, 2020).

Según el estudio realizado por Miranda *et al.*, 2020, se tiene que la resistencia de la vitrocerámica es de P (>0.05). Mostraron la menor resistencia a la flexión biaxial ($p = 0.001$) y los límites de fatiga después de 5×10^4 ciclos fueron más bajos, en comparación con los valores medios de resistencia a la flexión. Los resultados que ha dado a conocer la literatura con esta resistencia son criterios buenos para comparar propiedades mecánicas entre diferentes materiales, pues es bien sabido que las restauraciones cerámicas fallan debido a la fatiga cíclica a niveles de estrés relativamente bajos. (Miranda *et al.*, 2020)

Parámetros de color en disparos repetidos: Los parámetros de color de las cerámicas son un parámetro importante, en tanto nos permitirá saber si el color de la restauración dental se mantiene a lo largo del tiempo.

En cuanto a los cambios de color de la cerámica por procesos o disparos repetidos, se han reportado, en un estudio *in vitro* realizado por Fehmi *et al.*, 2018, algunos de los materiales cerámicos como el disilicato de litio (IPS e.max Press, el cual utiliza cristales de disilicato de litio aproximadamente 70% para fortalecer la matriz) y el zirconio (95% de ZrO₂ estabilizado por 5% de Y₂O₃). El resultado de la investigación arrojó que para el disilicato de litio se evidenció un cambio de color clínico estadísticamente significativo, mientras que para el zirconio no se produjo ningún cambio de color después del proceso de repetición; y para los materiales cerámicos con alto contenido policristalino, se reportó ausencia de pérdida de translucidez. De ahí que se concluyó que el efecto de los disparos adicionales difiere según la composición del núcleo cerámico.

Ahora bien, en el caso del disilicato de litio los disparos repetidos reportaron cambios en las propiedades ópticas de la cerámica, lo cual puede estar asociado con la estabilidad del color de óxidos metálicos que se utilizan como agentes colorantes. Sobre este mismo resultado, algunos investigadores afirman que los óxidos metálicos no son de color estable después de estar en el proceso de cocción, siempre que estos óxidos metálicos son agregados a la cerámica para obtener tonos de color apropiados en la restauración. (Fehmi *et al.*, 2018)

Fuerza de retención: En un estudio *in vitro* realizado por Stock *et al.*, 2016, donde el objetivo principal fue medir la fuerza de retención de las coronas en cerámica de zirconio con una máquina de prueba universal (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Alemania) y una celda de carga de 500N. Su resultado, las coronas de zirconio demostraron un mejor efecto en cuanto a la fuerza de retención, en comparación con las demás cerámicas. Su diferencia, expuesta a partir del método de producción de cada uno de los materiales y el ajuste óptimo manual que se les dio a las coronas de zirconio. (Stock *et al.*, 2016)

En cuanto a las fuerzas de retención en la cerámica PMMA, en un estudio realizado por Huettig *et al.*, 2016 se encontraron once (11) complicaciones de estas coronas en un periodo de tiempo de 2 a 26 meses, en el cual una de las desventajas más repetidas fue la falta de retención y la fractura.

Evaluación de la distribución de fuerzas- tensionales por tipo de línea terminal :En un estudio, donde investigaron la influencia de la distribución de tensiones producidas en coronas totalmente cerámicas realizadas en CAD CAM detectaron defectos en el momento de la cementación cuando se hablaba de preparación de la línea terminal en filo de cuchillo, la cual experimentaba una fractura específicamente en el lado disto-lingual de la preparación, por esta razón aconsejan una línea terminal de chamfer; sin embargo, la resistencia a las tensiones fue superada en la preparación de esta línea terminal, poco después de la colocación, los investigadores manifestaron que no fue posible determinar el defecto inicial del fracaso temprano. (Jager *et al.*, 2005).

El hombro es un tipo de línea terminal que presenta un ángulo de 90° que se forma entre las paredes axiales y cervicales de la preparación. Es el indicado para coronas cerámicas; el escalón mide aproximadamente 2 mm; este amplio escalón proporciona resistencia a las fuerzas oclusales minimizando las tensiones que podrían dar lugar a la fractura de la cerámica. Un estudio evaluó el efecto de diferentes diseños de preparación marginal sobre la distribución de fuerzas en un premolar mandibular restaurado con endocorona, utilizando cuatro modelos con diferentes diseños de preparación: margen plano, hombro de 90°, hombro de 135° y hombro en bisel, se aplicó una carga de 100 N en la intersección del eje dental y la superficie oclusal, con angulación paralela y con un ángulo de 45°, está última causando una concentración de tensión principalmente en zona cervical vestibular, por otro lado las características de distribución de la tensión en la región cervical de los modelos con un margen plano y un hombro de 90° fueron más uniformes que las de los modelos con un hombro de 135° y un hombro en bisel concluyendo que el modelo con un margen plano mostró los patrones de distribución de tensión más favorables seguido de la preparación en hombro de 90° (Jing G *et al.*, 2016).

En este estudio se evaluó la influencia de diferentes diseños de línea terminal y materiales de los pilares en la distribución de la tensión en el uso de coronas de zirconio bicapa y monolítica en premolares, se realizaron tres tipos de línea: hombro, hombro redondeado, chamfer profundo y se aplicó una carga 1 N perpendicular a la superficie oclusal en el centro de la corona, resultando para todas las coronas una tensión concentrada en el área de carga oclusal, así como en las paredes axiales de la región proximal y en los tipos de coronas de zirconio, la tensión media en el área cervical tendía a ser mayor a medida que aumentaba el radio de curvatura, determinando que los valores de tensión principal

máxima más bajos se observaron cuando se utilizó el pilar de dentina con línea terminal de hombro redondeado seguida por la línea en chamfer profundo (Miura et al., 2018)

El margen de las coronas en dientes primarios se divide en cuatro categorías de acuerdo a los tipos de acabado cervical: filo de cuchillo, hombro, mini chamfer y chamfer. La primera correspondiendo a la línea utilizada en las coronas de acero y algunas coronas prefabricadas de zirconio como indicación del fabricante y con el fin de preservar el diente. Sin embargo, para las coronas cerámicas elaboradas con la tecnología CAD CAM es necesario eliminar más estructura dental, de acuerdo a esto; un estudio evaluó la distribución de tensiones en las cuatro líneas de terminación para coronas cerámicas elaboradas en zirconio y disilicato de litio en modelos de dientes primarios, con un desgaste de 0.5 mm en la terminación de hombro, 0.6 mm para chamfer, 0.4 mm para mini chamfer y la terminación en filo de cuchillo, con altura ocluso cervical en superficies vestibular y lingual de 3mm y en proximal de 2 mm, encontrando que la mayor tensión se encuentra en la zona proximal por cargas oblicuas en comparación con las verticales de acuerdo a la oclusión en los niños, no obstante las terminaciones en chamfer y hombro mostraron valores de tensión más bajos, siendo estos recomendados para la preparación en dientes deciduos (Pan et al., 2020).

Evaluación de líneas terminales

La adaptación marginal es el elemento clave y el criterio más importante para la longevidad de todas las coronas de cerámica, **esta se define como la distancia vertical desde la línea terminal de la preparación hasta el margen cervical de la restauración, siendo un factor esencial para el éxito a largo plazo de las restauraciones dentales.** La presencia de un gran espacio marginal expone el cemento al medio oral permitiendo la acumulación de placa que conduce a la inflamación gingival, deterioro de tejidos blandos y enfermedades periodontales. También inicia la caries y causa pérdida ósea. (Euán et al., 2014). Por el contrario, si el ajuste marginal es óptimo, proporciona una mayor salud periodontal y además, genera un espacio de cementación apropiado y uniforme, minimizando la disolución del mismo; sin comprometer la forma de retención y resistencia durante la cementación (Pan et al., 2020).

Estudios recientes, han informado que las restauraciones cerámicas CAD-CAM tienen un ajuste y adaptación marginal superior en comparación con las coronas fabricadas mediante las técnicas convencionales (Alqahtani, 2017). Sin embargo, es de vital

importancia seguir instrucciones a la hora de realizar preparaciones dentales con el fin de obtener resultados óptimos en cuanto a la adaptación marginal y al ajuste interno, pues se reporta que el 22% de la caries secundaria se debe al desajuste y desadaptación marginal luego de la cementación de restauraciones completamente cerámicas. (Poggio *et al.*, 2012).

En la literatura han sido reportados diferentes valores como la máxima desadaptación marginal aceptable, llegando al consenso de que este valor debía estar entre **50 y 120 μm** . No obstante, se reporta que el promedio clínicamente aceptable para restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistema CAD – CAM es de **64-83 μm** (Caparroso *et al.*, 2011).

Evaluación de integridad/ adaptación marginal por tipo de línea terminal: La preparación dental es el primer paso en el procedimiento restaurativo, que conduce a una restauración exitosa requiriendo una selección adecuada de las líneas de acabado cervical; se han recomendado diferentes diseños de líneas terminales para las preparaciones dentales de coronas cerámicas, sin embargo, los estudios que evalúan el efecto del diseño de dicha línea en las adaptaciones marginales e internas de las coronas cerámicas han arrojado resultados diversos y en ocasiones contradictorios, en esta revisión sistemática se concluye que las coronas con línea terminal en chamfer muestran una brecha marginal más amplia que aquellas con una línea terminal de hombro redondeado (Yu *et al.*, 2019).

El tipo de línea de acabado cervical influye en la adaptación marginal de las restauraciones de zirconio, de acuerdo a esto en un estudio in vitro se evaluó el efecto de diferentes diseños de línea terminal sobre la adaptación marginal de una cerámica de zirconio con cuatro líneas de acabado marginal donde los resultados revelaron que el diseño de línea en filo de cuchillo presentaba la menor discrepancia marginal y sin embargo esta no es muy recomendable para la práctica clínica, ya que desencadena un efecto de acuñamiento en los márgenes y puede proporcionar un volumen marginal adicional, línea terminal chamfer que resultó en los valores más altos de discrepancia marginal contrario a las líneas de acabado en hombro y mini-chamfer que mostraron valores de discrepancia marginal comparables, por lo tanto, ambas son recomendables en la aplicación clínica de coronas de zirconio (Comlekoglu *et al.*, 2009)

En un estudio se evaluó la influencia del método de fabricación (restauraciones impresas y restauraciones moldeadas en CAD CAM) y el diseño de la línea terminal (**filo de cuchillo, chamfer, hombro redondeado y hombro redondeado con bisel**) en el ajuste marginal e interno de las restauraciones provisionales completas, los resultados evidencian que la terminación **en filo de cuchillo presenta la menor brecha** en el ajuste de los dos métodos de fabricación, sin embargo, no se recomienda para la práctica clínica ya que al ser muy conservador puede limitar la elección del restaurador además de que la visibilidad de esta línea terminal en un medio digital no se considera óptima (Alharbi *et al.*, 2018)

En otro estudio indicaron que no hubo diferencias significativas entre las preparaciones realizadas con hombro con bisel de 30°, hombro con bisel de 45° y hombro de 45°, sin embargo se observó diferencias significativas entre el grupo de hombro de 30° y el grupo de biseles paralelos (Gavelis J.R *et al.*, 1981)

c. Métodos para evaluar adaptación – integridad marginal

Con el paso del tiempo han surgido diferentes formas de evaluar la integridad marginal de una restauración. Algunos de los reportados en la literatura son: el sistema de evaluación de calidad de Asociación Dental de California y Ryge modificado, para evaluar clínicamente características como la decoloración y la integridad marginal (Fradeani & Redemagni , 2002), otra investigación destaca la tinción como una forma de evaluar clínicamente la integridad marginal, debido a que el tinte puede penetrar en las superficies donde el diente y la restauración no tienen continuidad, no obstante, en este estudio lo relacionan con la aparición de caries secundaria. Este mismo menciona la posibilidad de realizar un examen bidimensional de la integridad marginal a través de microscopía electrónica de barrido, sin embargo, estos serían utilizados en técnicas in-vitro (Hickel, *et al.*, 2010), por medio de la tinción de fucsina ácida al 0.5% durante 24 horas ha sido posible evaluar la discrepancia marginal a través de un microscopio móvil de luz polarizada a un aumento de 4x. Este método se ha llevado a cabo en coronas provisionales diseñadas en CAD CAM (Kelvin *et al.*, 2016).

Es necesario resaltar que existen muchas ubicaciones diferentes entre un diente y una restauración donde se pueden realizar las mediciones. Además en una revisión sistemática indica que la medida de evaluación más utilizada por los investigadores es la

discrepancia marginal absoluta, que siempre sería la mayor medida de error en el margen y reflejaba la desadaptación total del punto medido (Contrepois M, 2013).

Métodos de evaluación clínicos

Exploración clínica: Utilizar el explorador dental entre la superficie de la restauración y el tejido del diente es otra forma clínica de valorar la adaptación e integridad marginal, para ello el examinador los siguientes tres criterios: el criterio Alfa (A) el explorador no queda atrapado cuando se pasa a través de la superficie de la restauración hacia el diente y no hay grietas visibles a lo largo de la periferia de la restauración. En el criterio (B) el explorador queda atrapado lo que indica que el borde de la restauración no se adapta estrechamente a la estructura del diente, la dentina y / o la base no está expuesta, hay evidencia visible de una grieta y la restauración no es móvil. Por último, en el criterio Charlie (C) el explorador entra en el defecto de la grieta que se extiende hasta la unión dentina-esmalte. Del mismo modo, un estudio realizó una evaluación clínica a largo plazo de 1.335 restauraciones totalmente cerámicas (entre ellas 470 coronas) utilizando el mismo sistema de evaluación con el fin de determinar el estado de su adaptación. Aunque este método de evaluación clínica es considerado antiguo, aún es utilizado por el servicio de salud pública de los Estados Unidos, no obstante, un metaanálisis menciona que existen criterios con mayor sensibilidad comparando al sistema de evaluación de calidad de la Asociación Dental de California (Ryge & Snyder, 1973; Anusavice K, 2012; Beier et al., 2012)

Ajuste Interno y cementación: En un ensayo clínico se utilizó un nuevo método para medir el ajuste interno de las coronas diseñadas con CAD/CAM siendo este el enfoque digital basado en IOS (D-IOS), comparado con el método de réplica digital con software de laboratorio (D-GOM) y técnica de réplica de silicona convencional (CV-SR), determinando una congruencia entre el parámetro objetivo con el espacio de cemento de 80 µm y el espacio interno medido real, primero se retiró la restauración provisional y se limpió cuidadosamente el diente preparado a continuación, se aislaron las cofias con un spray en polvo para visualizar el espacio de cemento, se rellenaron con silicona de curado por adición de baja viscosidad de color azul y se asentaron bajo una presión constante de 20N sobre el diente preparado. Las cofias se retiraron cuidadosamente después de un tiempo de fraguado de 10 minutos y se inspeccionó la réplica de silicona restante en el diente preparado. Antes de tomar una segunda impresión digital con IOS Trios 3 las mejillas y

los labios se retrajeron con Optragate y los dientes se secaron suavemente al aire, posteriormente se tomó una sobreimpresión para el método CV-SR para esto se llenó una cubeta de impresión con una silicona de poliéter de vinilo de color verde de alta viscosidad y de color rosa de baja viscosidad para recoger la réplica de silicona de color azul en el diente preparado y después de un tiempo de fraguado de 10 min, se retiró la impresión y se llenó con vinilpoliéter silicona de color amarillo de baja viscosidad. Para garantizar una configuración de medición estandarizada para la evaluación de los tres métodos, cada muestra se seccionó digitalmente (D-GOM y D-IOS) y manualmente (CV-SR) en la dirección mesio-distal y oral-bucal, y el ajuste interno se determinó en 16 puntos de medición predefinidos por diente y se realizaron un total de 4320 mediciones. Para el corte estandarizado, el plano mesio-distal se definió en la dirección de la fisura central de los dientes adyacentes paralela al eje del diente preparado.

El plano bucal-bucal se definió perpendicularmente a través del plano mesio-distal en la dirección del eje del diente y a través del centro del diente preparado y las muestras de silicona (CV-SR) se seccionaron con una hoja de afeitar y se analizó el ajuste interno con un microscopio óptico usando el software de medición correspondiente. Para mayor análisis digital con el software de laboratorio tridimensional (D GOM), se exportaron desde el IOS los conjuntos de datos del lenguaje de teselación estándar (STL) de la primera y segunda impresiones digitales. Posteriormente, ambos conjuntos de datos se importaron a un software de análisis tridimensional y se superpusieron sobre los dientes adyacentes, utilizando la técnica de punto cerrado iterativo, con los métodos D-IOS, ambos escaneos se alinearon automáticamente y el ajuste interno se analizó directamente con la nueva función de monitoreo y medición del IOS. Este procedimiento se aplicó a las 30 muestras utilizando tres materiales de afrontamiento diferentes y tres métodos de evaluación. Aunque no se determinó ninguna diferencia significativa entre los tres métodos de evaluación, se observaron diferencias significativas para los tres materiales de la cofia determinando así que D-IOS es eficaz para medir el ajuste interno de coronas individuales en diferentes entornos clínicos ([Schlenz MA et al., 2020](#))

Métodos de evaluación in vitro

Evaluación de la adaptación marginal mediante estero microscopio:

Se colocan las coronas sobre los dientes preparados se fijan con un dispositivo C-clamp (Truper), posteriormente se hace una primera valoración del margen de cada corona

utilizando un explorador dental (EXD 11/12; Hu-Friedy) y una lupa de magnificación de 2.5X (Task Vision) para verificar que haya *adaptación marginal clínicamente aceptable* es decir que haya un correcto asentamiento de la corona sobre el diente sin necesidad de realizar ningún tipo de ajuste interno. Para medir las discrepancias marginales de las coronas se toman estereo microfotografías con un **estereomicroscopio** (EZ4D; Leica) y una cámara digital acoplada a él a partir de las imágenes se evalúa la discrepancia marginal usando un software analizador de imagen (Image-Pro Plus, version 6.0.0.260; Media Cybernetics).

Parámetros de medición: Para determinar si hay o no adaptación marginal se usan los criterios de Holmes et al., (1989) quien define una apertura vertical marginal como la distancia entre el borde de la corona y la línea terminal de la preparación lo cual se mide en 5 puntos equidistantes de cada una de las 4 paredes axiales de las coronas (mesial, distal, vestibular y palatino/lingual) para un total de 20 mediciones por espécimen. Las mediciones se reportan en micras, se promedian con su DS para cada pared axial (Euán et al., 2014).

Evaluación de la adaptación marginal mediante técnica de réplica: En la técnica de réplica de silicona se utiliza un material indicador de silicona VPES blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan), para simular el espacio del cemento. Se inyecta la silicona al interior de las cofias y utilizando una presión para simular una situación clínica se coloca en un modelo maestro. Se retira la cofia con la película de Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan), al interior se coloca una silicona VPS de relleno, antes de la extracción, se secciona con un bisturí en una dirección bucopalatino y posteriormente en una dirección mesiodistal. Se realiza las mediciones del grosor de la película de Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) en imágenes realizadas con microscopía óptica y un programa de medición digital (Quante et al., 2008).

La adaptación marginal se evaluó de dos formas: utilizando criterios modificados del Servicio de Salud Pública de los Estados Unidos para evaluar ocho sitios preseleccionados en cada margen de la corona, y utilizando microscopía electrónica de barrido para medir los espacios marginales en los cuatro Paredes axiales con 15 medidas en cada pared (60 medidas por corona). Según las mediciones de discrepancia marginal media, la técnica de evaluación marginal típica, las restauraciones de coronas Cerec 3 Paradigm MZ100 parecen tener una adaptabilidad marginal aceptable (discrepancias medias <100 µm).

Por lo tanto, la evidencia de esta investigación sugiere que el diseño de preparación de la línea terminal no tuvo ningún efecto sobre la adaptación marginal de las coronas de composite Cerec 3 (Akbar, et al. 2006).

Microscopía óptica: La adaptación marginal se evaluó tomando ocho mediciones en diferentes puntos a lo largo del margen cada 45° de la circunferencia de la línea de terminación y se tomó como medida de la adaptación marginal la distancia entre el borde de la estructura y el margen de la preparación del pilar en titanio, con Nis Elements de Nikon® en una escala de medición de 200 µm. El ajuste interno se determinó por medio de ocho mediciones de cada muestra sobre cortes transversales, desde la superficie externa del pilar de titanio a la superficie interna de la estructura. Previamente se realizó la cementación definitiva de cada estructura sobre su respectivo pilar, con ionómero de vidrio Ketac Cem Easymix 3M Espe®. Cada muestra se seccionó en sentido vestibulo lingual por medio de una cortadora eléctrica por disco abrasivo Sampl Met 2 (Buehler) usando refrigeración continua; seleccionando la mitad de mayor homogeneidad para su lectura en el microscopio. Se tomaron entonces cuatro mediciones vestibulares y cuatro linguales, desde la superficie externa del pilar de titanio a la superficie interna de la estructura (Caparroso et al., 2011)

Técnica de visión directa: La técnica de vista directa es un método que mide el espacio entre la corona y el muñón en el margen, pero no internamente. Este método no incorpora ningún procedimiento en el conjunto corona-matriz por lo que se considera una técnica más barata y que requiere menos tiempo. Consiste en la medición del espacio entre la restauración extracoronal y el muñón del diente mediante el uso de un microscopio utilizando un aumento de 45x o más (Olympus SZX-12, Singapur) en donde se capturaran imágenes digitales en cada una de las cuatro posiciones (mesial, distal, vestibular y lingual) luego se utiliza un portaobjetos de calibración milimétrico en cada sesión de visualización con el mismo aumento utilizado al principio. Las imágenes se analizan utilizando el software (Image-Pro Plus, Media Cybernetics, Carlsbad, CA), finalmente se realizarán tres mediciones en cada una de las cuatro posiciones para un total de 12 mediciones por corona. Todas las mediciones deben ser reportadas en micras. Considerándose un parámetro adecuado, aunque no el único aceptado entre 20 a 40 micras. Dentro de las posibles desventajas se encuentran el desplazamiento de la cofia

metálica durante la reconstrucción del hombro y la deformación durante el disparo (Holden et al., 2009).

Corte transversal: La técnica de corte transversal permite la medición directa del espesor del cemento y la brecha marginal en planos verticales y horizontales, esto reduce la posibilidad de que se presente algún error de software o de reposición. En este método tanto la corona como el muñón deben ser seccionados, de vestibular a lingual y de mesial a distal, con ello se obtienen diferentes puntos, obteniendo ocho muestras. Las estructuras se examinan a 50x de aumento para evaluar la adaptación interna y a 200x para evaluar la adaptación marginal. La resolución del microscopio es de 0.45 micras.

Otra forma de aplicar este método es tomando tres imágenes digitales de cada muestra transversal a 50 aumentos. Se toma una imagen de un portaobjetos de calibración con el mismo aumento y se utiliza como referencia para la calibración en cada sesión de imágenes. Además, se toma una imagen del área marginal con un aumento de 200x junto con un portaobjetos de calibración con el mismo aumento. Las fotografías se hacen con una cámara digital (S1 Pro, Fuji, Tokio, Japón) y las imágenes se transfirieron al programa de datos de imágenes (Óptimas 6.5, Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EE. UU.).

Se ubican dos puntos, uno sobre el muños y el otro sobre la superficie interna de la corona, luego se mide la longitud entre estos dos puntos que representa el espacio de cemento medido en micrómetros. Para este estudio se consideró que una adaptación marginal aceptable se encontraba por debajo de las 120 micras (Beuer et al., 2009).

Técnica de impresión obteniendo una réplica de silicona: Se realiza una réplica interna con examen microscópico interno, se utiliza un material indicador de silicona VPES blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan), para simular el espacio del cemento, posteriormente se inyecta la silicona al interior de las cofias y utilizando una presión. Se retira la cofia con la película Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) al interior y se coloca una silicona VPS de relleno, antes de la extracción, se secciona con un bisturí en una dirección vestibulo-palatino y posteriormente en una dirección mesiodistal. Se realiza las mediciones del grosor de la película de Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) en imágenes realizadas con microscopía óptica y un programa de medición digital. Este método de réplica es ampliamente utilizado y tiene

varias ventajas ya que las muestras pueden ser reproducibles al no destruir las coronas. (Ucar et al., 2009)

Proyector de perfil: Es una prueba que consiste en colocar el modelo metálico en un proyector de perfil, de tal manera que la línea vertical del modelo metálico coincida con la línea horizontal del proyector, actuando como línea de referencia. En esta línea de referencia se registran dos puntos distintos: (1) la intersección de la línea del proyector del perfil con el modelo de metal, (2) con la cofia de cerámica. La distancia entre estas 2 posiciones se registra como la discrepancia marginal vertical de las cofias. (Quintas et al., 2004)

Digimatic Projector: Es un instrumento que permite medir brechas de desadaptación marginal en coronas cerámicas, sin embargo, requiere de capacitación para su empleo. Esta medida se da entre el margen de la preparación y la superficie más apical del margen de la restauración con una resolución de 0.1µm. Este instrumento se utiliza en dos tiempos, antes de la cementación de la corona y después de la cementación, definiendo la adaptación marginal como la diferencia (micras) en la altura oclusal antes y después de la cementación de la corona. Se calculan tres valores independientes de un mismo punto y se saca la media (Suarez et al., 2003).

Micro XCT: Esta técnica es innovadora y no destructiva, que ofrece imágenes bidimensionales y tridimensionales del espacio entre la reconstitución y el troquel, que puede proporcionar secciones muy cercanas del área marginal, lo que permite un gran número de sitios de medición y un fácil reconocimiento de los puntos críticos. Consiste en tomar múltiples proyecciones de un objeto mientras la fuente gira a su alrededor. Estas múltiples proyecciones son recibidas por una cámara de dispositivo de carga acoplada de rayos X (ccd) y transferidas a una computadora. Las proyecciones se reconstruyen con un software especial para producir varios cortes pequeños de la estructura interna del objeto, que se pueden agregar a la imagen tridimensional del objeto. Micro-XCT y la tomografía computarizada de rayos X comparten los mismos principios básicos. Para la medición de la adaptación marginal las coronas se colocan en el molde maestro, para luego ser escaneados con el uso de un dispositivo de microtomografía (1072 micro-CT, SkyScan), dividiendo estos escaneos en secciones. En estas secciones transversales micro tomográficas, la brecha marginal (MG) y la discrepancia marginal absoluta (MD) se

midieron en microescala utilizando el método de evaluación de Holmes et al. [1989] Las mediciones de MG y MD se realizan después de la reconstrucción computada (Tview v1.1, SkyScan) (Pelekanos et al. 2009).

Combinación de dos métodos: Este método consiste en utilizar el método de réplica de silicona utilizando como parámetros de evaluación de la adaptación marginal los descritos previamente por Holmes et al. [1989] como la distancia vertical desde la superficie interna de la corona a la superficie del diente preparado cerca de la línea de acabado de la preparación. Se utiliza un material de impresión de caucho de silicona de cuerpo ligero (AquasilLVTM, color verde, Dentsply-Detrey GmbH D-78467, Alemania), luego que se realiza la réplica, se utiliza la **técnica de corte transversal**, realizando un corte vestibulolingual y otro mesiodistal, para luego ser evaluados y medidos mediante un microscopio (MITU-TOYOTa) 30 aumentos para así obtener el valor en micras.

Parámetros de medición para adaptación marginal de coronas

La adaptación marginal se define como **la distancia vertical desde la línea terminal de la preparación hasta el margen cervical de la restauración**- ver grafica 1 – (Holmes et al. 1989).

Se mide en 5 puntos equidistantes de cada una de las 4 paredes axiales de las coronas (mesial, distal, vestibular y palatino/lingual) para un total de 20 mediciones por espécimen y se promedian con su DS para cada pared axial. Las mediciones se reportan en micras.

El promedio clínicamente aceptable de adaptación marginal para restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistema CAD – CAM es de **64-83 μm** (Caparroso et al., 2011).

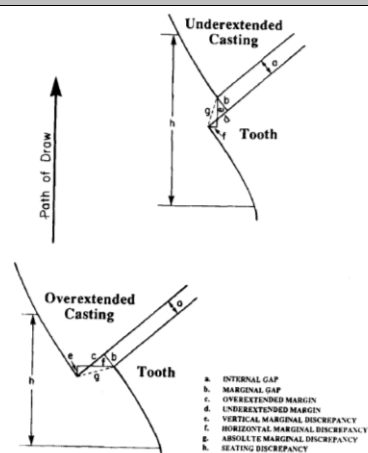


Figura 1. Tipos de evaluación de adaptaciones marginales en restauraciones. La *g.* es la discrepancia marginal absoluta (Tomado de Holmes et al. 1989)

Los estudios in vitro del ajuste de las coronas Procera AllCeram revelan aberturas marginales medias de menos de 63 μm (56 a 63 μm); otros investigadores encontraron discrepancias marginales de entre 80 y 120 μm , siendo 120 μm sugeridos como la abertura marginal máxima clínicamente aceptable. Los datos indican que el sistema Procera AllCeram es clínicamente aceptable, independientemente de la línea terminal. En este estudio, el chamfer mostró un sobrecontorneado horizontal y vertical, mientras que el hombro redondeado sólo produjo un sobrecontorneado horizontal, pero los datos estuvieron dentro del rango clínicamente aceptable establecido por Suárez et al., 2003. (120 μm o menos). (Suárez *et al.*, 2003)

6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las coronas de acero son coronas preformadas con una variedad de tamaños para la restauración de dientes con caries extensas, defectos del desarrollo o dientes con tratamiento pulpar previo (AAPD, 2016; Innes et al., 2015), presentan una tasa de éxito superior a otros materiales restauradores; recomendados por su alta durabilidad y longevidad, sin embargo se han reportado fallas por descementación, caries secundarias, preparaciones dentales excesivas y alteración en la salud gingival además de un inconformismo por la baja estética que brindan. (Roberts et al., 2005; AAPD, 2016). Por tal razón, y ante el gran desarrollo que ha tenido la odontología digital, se ha propuesto el uso en odontología pediátrica de coronas cerámicas maquinadas CAD-CAM, las cuales se han definido como restauraciones cerámicas libres de metal que reproducen las características de un diente natural sin una subestructura metálica (Bamdadian et al., 2019). Están indicadas en dientes con defectos de desarrollo, caries extensas y después de pulpotomía o pulpectomía (Mourouzis et al., 2019). Una de las principales ventajas es la estética, seguida del confort que genera en los pacientes, menor tiempo clínico, mayor salud periodontal y adaptación marginal (Schlenz MA et al., 2020). Dentro de los materiales para su fabricación, se incluyen los polímeros reforzados, cerámicas de óxido, cerámicas híbridas, cerámicas de sílice o feldespáticas (Bajraktarova et al., 2018).

Regularmente estas coronas han sido fabricadas en zirconio, y clínicamente se ha observado que presentan una alta resistencia al desgaste, una excelente biocompatibilidad y una resistencia superior a la corrosión (Stock et al, 2016; Bica et al, 2017; Halal et al, 2018). Para dientes primarios, las coronas en zirconio pueden ser usados tanto incisivos como en molares (Planells del Pozo & Fuks, 2014).

Sin embargo, se han observado algunas desventajas como el alto costo, el desgaste que producen algunos materiales en los dientes antagonistas (Choi et al., 2016), se pueden modificar, pero no se pueden moldear, y dependiendo del material, pueden presentar baja resistencia a la flexión por lo que pueden fracturarse durante la cementación (Townsend et al., 2014).

El PMMA maquinado es un tipo de polímero lineal ligeramente reticulado compuesto de largas cadenas de carbono que están unidas por enlaces químicos débiles los cuales pueden someterse a altas temperaturas y reformarse además de ser solubles en ciertos

solventes (O'Brien WJ, 2008). Se utiliza como material alternativo para restauraciones provisionales, gracias a que estos pueden disminuir la liberación de monómero residual, mejorar la estabilidad del color y tener mayores propiedades ópticas (Alp et al., 2019). El tipo de línea de acabado cervical influye directamente sobre la adaptación marginal de las restauraciones. En varios estudios se ha evaluado la influencia del método de fabricación (restauraciones impresas y restauraciones moldeadas en CAD CAM) teniendo en cuenta el diseño de la líneas terminales en filo de cuchillo, chamfer, hombro redondeado y hombro redondeado con bisel, en el ajuste marginal e interno de las restauraciones provisionales completas, los resultados han coincidido con que la terminación en filo de cuchillo presenta la menor brecha de ajuste y desadaptación marginal sobre los métodos de fabricación antes mencionadas, sin embargo, no se recomienda para la práctica clínica ya que al ser muy conservador puede limitar la elección del restaurador además de que la visibilidad de esta línea terminal en un medio digital no se considera óptima (Alharbi et al., 2018). La tecnología CAD / CAM es un método innovador para producir restauraciones indirectas en dientes primarios. Con la ayuda del software de diseño, el clínico puede producir puntos de contacto oclusales y proximales ideales, obteniendo un mejor ajuste marginal en la pared gingival. Además, es un método confiable ya que da como resultado una alta tasa de supervivencia de las restauraciones con una baja tasa de fractura de restauración y supervivencia clínica a largo plazo. Sin embargo, no existe evidencia en softwares de CAD-CAM que contenga en su base de datos la morfología de un diente primario por lo que se utiliza en algunos casos morfología de dientes permanentes (Mourouzis et al., 2019). También se tiene en cuenta que las investigaciones sobre la adaptación marginal de los diferentes materiales y diferentes tipos de líneas terminales están basadas en dientes permanentes en su totalidad. (Yu et al., 2019).

Por tanto, se evidencia que los estudios e investigaciones acerca de la adaptación marginal en dientes deciduos es muy escasa, además no hay estudios en los que se use el PMMA maquinado como material para coronas en pediatría.

4. JUSTIFICACIÓN

Desde la introducción de la primera restauración cerámica convencional, se ha intentado mejorar los diferentes sistemas, sobre todo en aquellas propiedades que afectan a la longevidad clínica de la restauración como son la estética, las propiedades mecánicas y el sellado marginal (Yuksel et al.,2009).

Las coronas metálicas son ampliamente utilizadas y aceptadas en la odontología pediátrica como restauración de elección para los molares primarios; dichas coronas para molares deciduos están preformadas y vienen en una variedad de tamaños para colocarse sobre dientes cariados, con defectos de desarrollo o que han recibido tratamiento pulpar (Innes et al., 2015).

Debido al auge que ha tenido la restauración en cerámica en la odontología en los últimos años se introducen nuevos materiales restauradores para restauraciones en dientes temporales y permanentes, con el fin de mejorar las propiedades que ofrecen las coronas metálicas, siendo la estética, la principal característica.

En la actualidad, cada vez hay una mayor demanda de restauraciones totalmente cerámicas por parte de los pacientes, por lo que a lo largo de los últimos años han ido surgiendo nuevos sistemas cerámicos. Uno de los principales inconvenientes de los sistemas totalmente cerámicos es el denominado chipping o de laminado de la cerámica de recubrimiento, que se produce principalmente por la relación entre el muñón y la propia cerámica de recubrimiento. Por ello, recientemente han surgido los sistemas cerámicos monolíticos (Asavapanumas et al.,2013).

Para alcanzar los requerimientos de supervivencia a largo plazo, en la confección de las coronas monolíticas, se emplea la tecnología CAD/CAM. Las impresiones digitales han surgido como una alternativa a las impresiones convencionales y cada vez se están incorporando más tanto a la práctica diaria clínica como en el laboratorio (Huang et al.,2015).

Debido a la reciente introducción de los sistemas cerámicos monolíticos procesados por tecnología CAD/CAM y a la incorporación de las impresiones digitales en el flujo de trabajo, las investigaciones, in vitro como in vivo, que evalúen la discrepancia marginal son escasas (Wettstein et al.,2008). Del mismo modo, no existe suficiente evidencia

científica en odontología pediátrica que determine cuál de los sistemas ofrece los mejores resultados. Por ello, en el presente trabajo de investigación se plantea evaluar la integridad/adaptación marginal de las coronas completas pediátricas fabricadas mediante CAD-CAM en PMMA y en zirconio, terminadas en filo de cuchillo y chamfer.

6. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar la adaptación marginal de las coronas completas pediátricas fabricadas mediante CAD-CAM en PMMA y en zirconio, terminadas en filo de cuchillo y en chamfer

Objetivos específicos

- **Identificar** la presencia de **adaptación** marginal de las coronas de acero pediátricas prefabricadas y de las fabricadas mediante CAD- CAM en PMMA (polimetilmetacrilato) y zirconio con terminación **en filo de cuchillo**.
- **Comparar** la **adaptación** marginal de las coronas de acero pediátricas prefabricadas y de las fabricadas mediante CAD- CAM en PMMA (polimetilmetacrilato) y zirconio con terminación en **filo de cuchillo**.
- **Identificar** la presencia de la **adaptación** marginal de las coronas las fabricadas mediante CAD- CAM en PMMA (Polimetilmetacrilato) y zirconio con terminación en **chamfer**
- **Comparar** la **adaptación** marginal de las de las coronas las fabricadas mediante CAD- CAM en PMMA (Polimetilmetacrilato) y zirconio con terminación en **chamfer**

6. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

6.1. Tipo de estudio

Experimental In Vitro

6.2. Población y muestra

A. Descripción de la muestra:

En este estudio que se comparara la adaptación marginal de coronas de pediatría con dos líneas terminales fabricadas en 2 o 3 materiales de acuerdo con la línea terminal (ver tabla 1)

Tabla 1. Distribución de grupos de estudio (*diseñada y elaborada por Martha Tamayo*)

LÍNEA TERMINAL	MATERIAL	GRUPO
1. Filo de cuchillo	Corona de acero preformada [053MDUL6- 3M-St. Paul, MN: USA]	1A
	Zirconio Translucido maquinado [Cercon XT, Dentsply Sirona- NY: US]	1B
	PMMA maquinado [Telio CAD Ivoclar Vivadent AG – Schaan: Liechtenstein]	1C
2. Chamfer	Zirconio Translucido [Cercon XT, Dentsply Sirona- NY: US] maquinado	2A
	PMMA maquinado [Telio CAD Ivoclar Vivadent AG – Schaan: Liechtenstein]	2B

Grupos filo de cuchillo

Grupo 1^a: 2° molar primario inferior- restaurado con **coronas de acero**:

- **Preparación dental filo de cuchillo:** Diente de simulación 75 u 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japon] preparado con reducción oclusal de 1.5 mm, con desgaste proximal de 1 mm a 1 mm subgingival y un desgaste en vestibular y lingual de cuanto de 1 mm a 1 mm subgingival ([Randall, 2002](#))
- **Corona de acero:** Corona de acero con anatomía oclusal preformada [053MDUL6- 3M-St. Paul, MN: USA]

Grupo 1B: 2° molar primario inferior restaurado con coronas de **zirconio** maquinadas

- **Preparación dental filo de cuchillo:** Diente de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón] con reducción oclusal de 1.5 mm, con reducción axial de 1,5 mm en vestibular lingual y proximal, con línea terminal en filo de cuchillo 2 mm subgingival ([Lopez-Cazaux et al., 2019](#)).

- **Corona zirconio** fabricadas en zirconio translúcido, con línea terminal en filo de cuchillo

Grupo 1C: 2° molar primario inferior restaurado con coronas de **PMMA** maquinadas

- ***Diente con preparación de línea terminal en filo de cuchillo:*** Diente de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón] con reducción oclusal de 1,5 mm, con reducción axial de 1,5mm en vestibular lingual y proximal, con línea terminal en filo de cuchillo 2 mm subgingival (Lopez-Cazaux et al., 2019).
- **Corona fabricada en PMMA:** usando la técnica de CAD CAM, con línea terminal en filo de cuchillo

Grupos chamfer

Grupo 2^a: 2° molar primario inferior restaurado con coronas de **zirconio** maquinadas

- ***Diente con preparación de línea terminal chamfer*** Diente de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón] con reducción oclusal de 2mm, con reducción axial de 1.5mm y ángulos internos a 90° para una línea terminal en chamfer a nivel del margen gingival.
- **Corona fabricada en zirconio traslucido** maquinada en CAD CAM con línea terminal chamfer

Grupo 2B: 2° molar primario inferior restaurado con coronas de **PMMA** maquinadas

- ***Diente con preparación de línea terminal chamfer:*** Diente de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japon] con reducción oclusal de 2mm, con reducción axial de 1.5mm y ángulos internos a 90° para una línea terminal en chamfer a nivel del margen gingival.
- **Corona fabricada en PMMA** maquinada en CAD CAM con línea terminal chamfer

B. Tamaño de muestra: Se utilizará una muestra no probabilística de 10 coronas por grupo, para un total de 50 coronas.

C. Criterios de selección:

Criterios de exclusión para dientes con preparaciones en filo de cuchillo

- No cumplir con los parámetros de preparación establecidos en el protocolo

- Que la línea terminal no se pueda identificar clínicamente en el diente preparado

Criterios de exclusión para dientes con preparaciones en chamfer

- No cumplir con los parámetros de preparación establecidos en el protocolo
- Que la línea terminal no este definida y no se pueda identificar clínicamente en el diente preparado

Criterios de exclusión para coronas metálicas

- No lograr un adecuado asentamiento de la corona en preparación en chamfer
- Error durante la preparación de la corona

Criterios de exclusión para coronas CAD CAM – zirconio y PMMA con líneas terminales en filo de cuchillo

- No lograr un adecuado asentamiento de la corona en preparación en filo de cuchillo
- Error durante la preparación de la corona
- Irregularidades en la línea terminal corona

Criterios de exclusión para coronas CAD CAM – zirconio y PMMA con líneas terminales en chamfer

- No lograr un adecuado asentamiento de la corona al diente
- Error durante la fabricación de la corona
- Irregularidades en la línea terminal corona

6.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información

Preparación de la muestra

Montaje de los dientes en cubos/cilindros de yeso

Los dientes se montaron en yeso tipo III [Mounting Stone – Whip Mix Corporation- Louisville, Kentucky-USA] de forma individual en un cubo de 1.5 cm por 1.5 cm, de tal manera que el nivel de yeso quedo 2 mm por debajo de la unión amelo-cementaria. Los moldes fueron realizados en cera para base con dimensiones de 1.5 x 1.5 x 1.5cm. (Gómez et al., 2011) Los dientes fueron posicionados manualmente en los moldes de yeso, esté a su vez se posiciono paralelo a una de las puntas del paralelometro [Ney Dentsply Surveyor – DENTSPLY International, Inc. – York, Pennsylvania – USA] evitando así alguna inclinación del mismo.

Preparaciones dentales

Preparación de los dientes para coronas metálicas en filo de cuchillo: En los dientes de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón], se realizó la

calibración de los operadores comenzado con una reducción oclusal de 1.5 mm o hasta que esté fuera de oclusión siguiendo su contorno oclusal, utilizando una fresa [038, MDT, Bogotá, Colombia], se realizó un desgaste proximal de 1mm utilizando una fresa-169L (Pac-Dent, International Inc.), a 1 mm subgingival, luego de esto se hizo una reducción en vestibular y lingual de 1 mm utilizando una fresa- tipo de fresa 169L (Pac-Dent, International Inc.) (Randall, 2002)

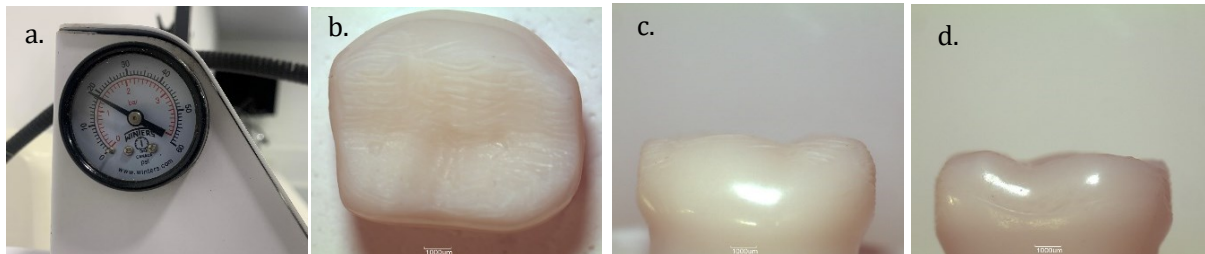


Figura 2. Preparación de los dientes para coronas metálicas en filo de cuchillo, a. tacómetro, b. preparación corona metálica vista oclusal, b. preparación corona metálica vista vestibular, c. preparación corona metálica vista lingual. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en filo de cuchillo:

En los dientes de simulación 75 o 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón], se realizó la calibración de los operadores comenzado con una reducción oclusal de 1.5 mm utilizando una fresa en forma de anillo (EZPrep 001- Sprig Oral Health Technologies, Inc. Loomis CA- USA) , se realizó un desgaste proximal, vestibular y lingual de 1.5 mm utilizando una fresa troncocónica (EZPrep 002- Sprig Oral Health Technologies, Inc. Loomis CA- USA] se extendió subgingivalmente 2 mm alrededor de toda la preparación con una fresa de llama (EZPrep 004- Sprig Oral Health Technologies, Inc. Loomis CA- USA] (Lopez-Cazaux et al., 2019).

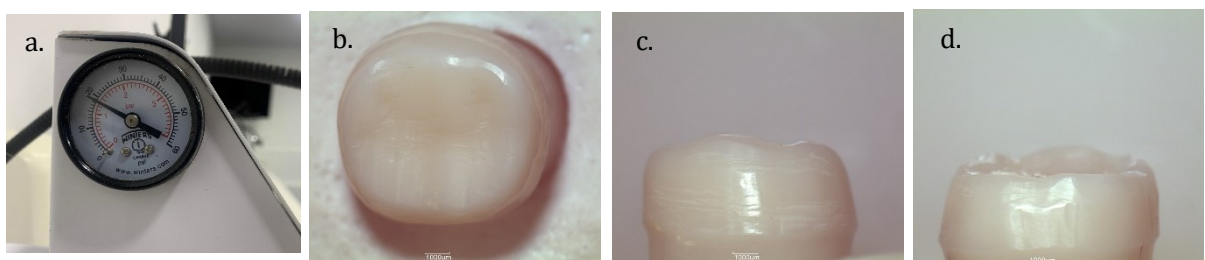


Figura 3. Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en filo de cuchillo, a. tacómetro, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista oclusal, b. preparación corona

cerámicas y acrílicas CAD CAM vista vestibular, c. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista lingual. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en chamfer.

En los dientes de simulación 75 u 85 [A4a-900- Nissin Dental Products INC- Kioto: Japón], se realizó la calibración de los operadores comenzado con una reducción vestibular, lingual y oclusal de 1.5mm con una fresa [Chamfer 878 - Dia Tessin - Suiza], luego se cargó la cubeta individual con silicona liviana de adición [Silicona Liviana 3M Regular, 3M ESPE- Chile], luego de tener la impresión definitiva se realizó el modelo definitivo.

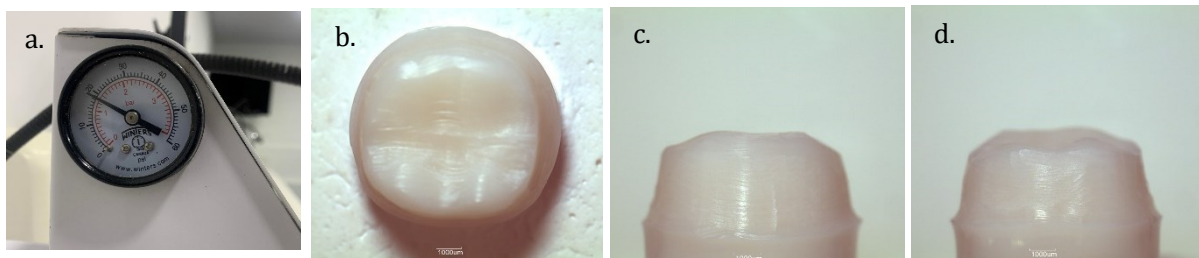


Figura 4. Preparación de los dientes para coronas cerámicas y acrílicas CAD CAM en chamfer, a. tacómetro, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista oclusal, b. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista vestibular, c. preparación corona cerámicas y acrílicas CAD CAM vista lingual. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

Fabricación de coronas

Fabricación/preparación de coronas de acero: Se utilizaron coronas pre-contorneadas [053 MUL6- 3M-St. Paul, MN: USA] y sobre el diente preparado se señaló el margen gingival, si la corona metálica pasaba ese margen más allá de 1mm, se realizó un corte de aproximadamente 0.5-1 mm (la corona no debe quedar más allá de 1 mm subgingival). El corte se realizó con tijeras específicas de corte de metal y se pulió el corte por medio de una piedra abrasiva para que quedara suave y liso, posteriormente se realizó un pre-contorneo de la corona con una pinza 417 para la parte cervical y con una pinza 114 para la región media. Por último, se realizó un pre-contorneo de la corona con una pinza 417 para la parte cervical y con una pinza 114 para la región media

Fabricación/preparación de coronas zirconio CAD CAM: A los dientes se les tomó impresión digital a los dientes preparados, utilizando un escáner extraoral [InEOS X5, DENTSPLY SIRONA. Charlotte, Estados Unidos] A partir de las imágenes obtenidas en archivos [.stl] de los dientes se realizó el diseño de las coronas con sus respectivas líneas terminales utilizando el software (InLab SW 18.1 Dentsply Sirona Dental Systems GmbH, Hanau, Germany)

Maquinado de coronas en zirconio: Las coronas se maquinaron con una máquina fresadora asistida por computador [Sirona Dental Systems MCXL – Bensheim, Germany], posteriormente fueron sinterizadas en el horno de sinterizado [Sintra Plus -Shenpaz – Migdal HaEmek, Israel] según las indicaciones del fabricante, calentando de temperatura ambiente a 900° C en 40 minutos, a 1500°C. en otros 55 minutos con una tasa de ascenso no mayor a 30°c por minuto, manteniendo la temperatura durante 2:25 horas, luego se dejaron enfriar lentamente en el horno cerrado; para un ciclo total de sinterización de 5:30 horas. Las coronas fueron conservadas en agua destilada por al menos 24 horas.

*Maquinado de coronas en PMMA:*Una vez escaneada la preparación se limpió con pistola de agua o jeringa de aire, posterior a esto se fijó el disco de PMMA [Telio CAD Ivoclar Vivadent AG – Schaan: Liechtenstein] en la unidad CAD/CAM y se procedió al maquinado por medio de una máquina fresadora asistida por computador [Sirona Dental Systems MCXL – Bensheim, Germany] utilizando Fresa de cono 14 (# 59 99771) a la izquierda y cilindro en punta Bur (# 58 55734) a la derecha. Después del fresado, la restauración se separó de su soporte con una fina fresa de carburo de tungsteno o un disco de separación de diamante y se ajustó sobre el modelo. Se utilizaron fresas de carburo de tungsteno para acabar los bloques de Telio CAD (Ivoclar, 2010; Huettig F et al., 2016)

Evaluación de adaptación marginal

Se hizo una verificación de la adaptación clínica del margen de cada corona usando un explorador [EXD 10/12- Hu-Friedy- Chicago, Illinois, United States] con una lupa (PL-75 TaskVision- VisionUSA- NJ-US) a una magnificación de 2.5X.

Para estandarizar el método de medición de las muestras, se realizó un estudio piloto con el fin de determinar el método que permita controlar la posición horizontal de la corona sobre el diente que garantice su adecuado asentamiento, durante la toma de estereofotografías., se utilizó un elástico 3/8 para estabilizar la corona de manera horizontal, se trazó una línea con un portaminas color azul en el borde de la línea terminal, adicional se trazaron 3 líneas verticales con un portaminas de punta fina de color negro en cada cara del diente, vestibular, lingual, mesial y distal teniendo como punto de referencia las cúspides de las coronas.

Se procedió a ubicar los dientes con sus respectivas coronas sobre un papel milimetrado. Todos los dientes fueron observados individualmente en un estereomicroscopio

Olympus SZ61 a una amplitud de 10X, a 20 cm de distancia focal y fotografiados con una cámara digital (Moticam 3.0). Se tomaron 4 estereofotografías de cada lado del diente; mesial, distal, vestibular y lingual (Gómez et al 2011; Holmes et al. 1989).

Las imágenes se codificaron de manera aleatoria y se midieron mediante el programa analizador de imágenes [Image Tool 1.70- SOFTONIC INTERNATIONAL S.A.- Barcelona-España] de la siguiente manera:

- Se calibro el programa para cada imagen a 1mm o 1000 μ , con base en la escala presentada en cada imagen.
- Se tomaron 5 mediciones por cada pared axial (mesial, distal, vestibular y lingual) a nivel de la línea terminal para un total de 20 mediciones por muestra y se promediarán con su DS para cada pared axial (Holmes et al. 1989).
- Para obtener cada medición se identificaron dos puntos de referencia: uno en el margen terminal de la preparación y el otro en el margen terminal de la restauración, se trazará una línea uniendo estos dos puntos y la magnitud de la línea fue calculada por el programa. Las mediciones se reportaron en micras (Gráfica 1-medida g)

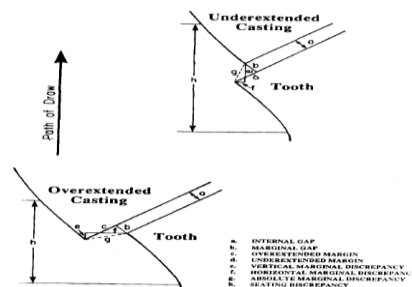


Figura 1. Tipos de evaluación de adaptaciones marginales en restauraciones. La *g.* es la discrepancia marginal absoluta (Tomado de Holmes et al. 1989)

Indicador

Las medidas para cada pared axial de cada diente se reportaron en micras y se categorizaron dicotómicamente en adaptadas o no adaptadas, teniendo como punto de corte un promedio de < 80 μ m (Caparroso et al., 2011).

Calibración de examinadores

Previo entrenamiento de los examinadores en el programa Image tool, se tomaron 10 imágenes al azar de cualquiera de los materiales analizados, de cualquiera de las caras o paredes axiales. Para la calibración interexaminador se compararon las mediciones de adaptación marginal en micras realizadas por tres examinadores con las realizadas por el examinador estándar. Para la calibración intraexaminador, cada examinador realizó 3

mediciones sobre las mismas 10 imágenes codificadas a ciego de manera diferente para cada sesión, las mediciones se realizaron con intervalos de 1 semana para controlar sesgos de memoria. La concordancia – intra e interexaminador será analizada a través de la prueba de Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC); se consideraron calibrados cuando obtengan ICC >0.8.

A pesar de que las medidas se reportaron en micras, estas serán categorizadas de manera dicotómica en adaptadas o no adaptadas con base por el punto de corte establecido: presencia de adaptación < 80 micras (Caparroso et al., 2011). Por tal razón los datos fueron analizados descriptivamente por medio frecuencias, porcentajes y medianas para cada pared axial de cada material restaurador de cada línea terminal estudiada. Los grupos se compararon de manera separada para cada línea terminal – aparte los grupos con línea terminal en filo de cuchillo y aparte los de chamfer. utilizando un test de χ^2 o un test de Fisher a una significancia estadística del 95%.

6.4. Plan de análisis de la información.

Hipótesis nulas

No existen diferencias estadísticamente significativas en la adaptación marginal en la terminación de filo de cuchillo entre las coronas de acero y las coronas fabricadas con el método CAD-CAM en zirconio o PMMA

No existen diferencias estadísticamente significativas en la adaptación marginal en la terminación de chamfer entre las coronas fabricadas con el método CAD-CAM en zirconio con respecto a las de PMMA.

Hipótesis alternas

Existen diferencias estadísticamente significativas en la adaptación marginal en la terminación de filo de cuchillo entre las coronas de acero y las coronas fabricadas con el método CAD-CAM en zirconio o PMMA

Existen diferencias estadísticamente significativas en la adaptación marginal en la terminación de chamfer entre las coronas fabricadas con el método CAD-CAM en zirconio con respecto a las de PMMA.

Análisis estadístico

A pesar de que las medidas se reportarán en micras, serán categorizadas de manera dicotómica en adaptadas o no adaptadas con base por el punto de corte establecido (Caparroso *et al.*, 2011). Por tal razón los datos serán analizados descriptivamente por medio frecuencias, porcentajes y medianas para cada pared axial de cada material restaurador de cada línea terminal estudiada.

Los grupos se compararán de manera separada para cada línea terminal – aparte los grupos con línea terminal en filo de cuchillo y aparte los de chamfer. utilizando un test de χ^2 o un test de Fisher a una significancia estadística del 95%.

7. CONSIDERACIONES ETICAS

Debido a que es un estudio In Vitro en el cual no se usaran muestras de origen humano o animal, no representa riesgo alguno para el ser humano ni para animales. [RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993, Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud]

8. RESULTADOS

Fase preparación de la muestra (preparaciones terminadas)

Se prepararon 10 dientes de la marca Nissin, diente 85 para el grupo de corona libre de metal en filo de cuchillo (figura 2).

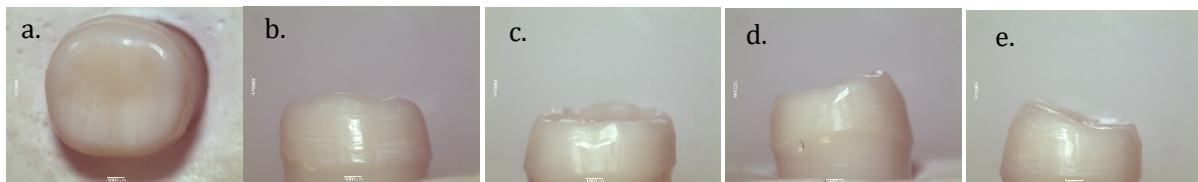


Figura 5. Preparaciones para corona completa libre de metal en filo de cuchillo a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

Se prepararon 10 dientes de la marca Nissin, diente 85 para el grupo de corona libre de metal en chamfer (figura 3).

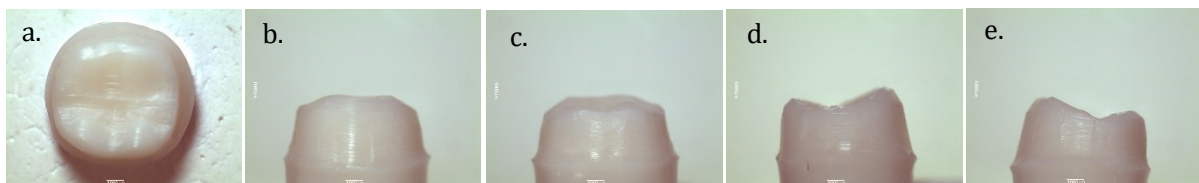


Figura 6. Preparaciones para corona completa libre de metal en chamfer a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

Se prepararon 10 dientes de la marca Nissin, diente 85 para el grupo de corona metálica en filo de cuchillo (figura 4).

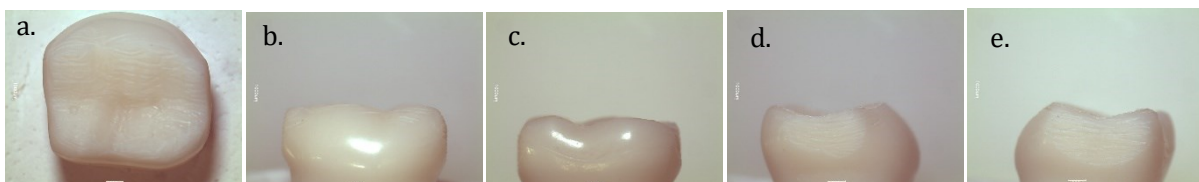


Figura 7. Preparaciones para corona completa metálica en filo de cuchillo a. cara oclusal, b. cara vestibular, c. cara lingual, d. cara mesial, e. cara distal. **Fotografías tomadas por Angie Sanabria y Mariapaola Rincón.**

9. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Abdulhadi B, Abdullah M, Alaki S, Alamoudi N, Attar M. Clinical evaluation between zirconia crowns and stainless-steel crowns in primary molars teeth. *Pediatr Dent*. 2017; 5(1):21.
2. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal Adaptation of Cerec 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs. *J Prosthodont*. 2006 May;15(3):155-63.
3. Al-Haj Ali S, Farah R. In vitro comparison of microleakage between preformed metal crowns and aesthetic crowns of primary molars using different adhesive luting cements. *Eur Arch Paediatr Dent* 2018 Dec;19(6):387-92.
4. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res*. 2018 ;62(2):218-226.
5. Ali B. Multi-Benefits of CAD/CAM Acrylic Bridge for Primary Incisors. 2017;6(10):245-8.
6. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *J Prosthodont*. 2019 Feb;28(2):491-5.
7. Alqahtani F. Marginal fit of all-ceramic crowns fabricated using two extraoral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2017;9:13–8.
8. American Academy of Paediatric Dentistry. Guideline on restorative dentistry. *Clin Pract Guidel*. 2016; 38(6): 250-62. Disponible en: https://www.aapd.org/assets/1/7/G_Restorative1.PDF
9. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials* 2012;28(1):102-11.
10. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2013; 109:227-33
11. Awad D., Stawarczyk B., Liebermann A., Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):534–40
12. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *J Med Sci*. 2018 Sep 24;6(9):1742-55.
13. Bamdadian Z, Pasdar N, Alhavaz A, Ghasemi S, Bijani A. Comparative evaluation of physical and mechanical properties of different brands of primary molar stainless-

- steel crowns: An in vitro study. *Open Access Maced J Med Sci.* 2019 Dec 10;7(23):4120-6.
14. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont.* 2012;25(1):70-8.
 15. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin oral Invest* 2009 Sep;13(3):343-349.
 16. Bica C, Pescaru P, Stefanescu A, Docan MO, Martha K, Esian D, et al. Applicability of Zirconia-Prefabricated Crowns in Children with Primary Dentition. *Revista de Chimie* 2017; 68(8):1940-3.
 17. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent.* 1994;22(2):97-102.
 18. Braff MH. A comparison between stainless steel crowns and multisurface amalgams in primary molars. *J Dent Child.* 1975 Nov;42(6):474.
 19. Bravo-Rodríguez A, Villarreal-Salazar M, Paredes-Baidal M. Una mirada acerca de restauraciones cerámicas. *Dom. Cien.* 2019;5(1): 350-62.
 20. Caparroso C, Marín D, Echavarría A. Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec in-Lab®. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2011; 22(2): 186-97.
 21. Choi JW, Bae IH, Noh TH, Ju SW, Lee TK, Ahn JS, Jeong TS, Huh JB. Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless-steel crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016 Feb;8(1):43-52.
 22. Coldea A, Fischer J, Swain MV, Thiel N .Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):684-94
 23. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent.* 2009;34(5):586-92.
 24. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-454.e10.
 25. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005;21(3):242-51
 26. Discepolo K, Sultan M. Investigation of adult stainless steel crown longevity as an interim restoration in pediatric patients. *Int J Paediatr Dent.* 2017 Jul;27(4):247-54.

27. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):155-62.
28. Fehmi G, Ersan C, Caner O. Influence of repeated firings on the color parameters of two different all-ceramic materials. *Color Res Appl*. 2018;43: 1-6.
29. Ferro K, Morgano S, Driscoll C, Freilich M, Guckes A, Knoernschild K, McGarry T. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent* 2017;117(5S): e1-e105.
30. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*. 2002;33(7):503-510.
31. Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: An Essential Material in Medicine and Dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):629-3.
32. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent*. 1981;45(2):138-45.
33. Gherlone E, Mandelli F, Capparè P, Pantaleo G, Traini T, Ferrini F. A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. *J Dent*. 2014;42(9):1151-55.
34. Gómez JR, Ortega RM, Parada LA, López E, Rojas R, Tamayo MC, Bautista G. Comparación In Vitro de la adaptación marginal entre incrustaciones MOD maquinadas con el sistema IPS e.max CAD® y restauraciones MOD en oro colado tipo III. *Revista Salud Bosque*. 2011;1(2): 7-14.
35. Good M, Mitchell C, Pintado M, et al: Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* 2009;37:65-75
36. Grant GT, Campbell SD, Masri RM, Andersen MR; American College of Prosthodontists Digital Dentistry Glossary Development Task Force. Glossary of digital dental terms: American College of Prosthodontists. *J Prosthodont*. 2016 Oct;25 Suppl 2:S2-9
37. Groten M, Girthofer S, Probst L: Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24:871-881
38. Habib SR, Ansari AS, Bajunaid SO, Alshahrani A, Javed MQ. Evaluación del espesor de la película de agentes reveladores de coronas y su comparación con el espesor de la película de cemento después de la cementación final. *Eur J Dent*. 2020 Mar; 14 (2): 224-32
39. Halal R, Nohra J, Akel H. Conservative anterior treatment with CAD-CAM technology and polymer-infiltrated ceramic for a child with amelogenesis imperfecta: A 2-year follow-up. *J Prosthet Dent*., 2018 May;119(5):710-2.

40. Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, García-Godoy F, Manhart J. Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent.* 2005 Jun;18(3):198.
41. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent.* 2010 Aug;12(4):259-272.
42. Holden J, Goldstein G, Hittelman E, Clark E. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009; 18:645-8
43. Holmes J, Bayne S, Holland G, Sulik W. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989 Oct;62(4):405-8
44. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2015; 24:291–5
45. Huettig F, Huettig F, Prutscher A, Prutscher A, Goldammer C, Goldammer. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clin Oral Invest* 2016 Jan;20(1):161-8.
46. Innes NP, Ricketts D, Chong LY, Keightley AJ, Lamont T, Santamaría RM. Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015 Dec 31;(12):512.
47. Jager N, Pallav P, Feilzer A. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns.
48. Jing G, Xiao-Yu W, Xue-Sheng L, Hai-Yang S, Lin L, Hong-Bo L. Influence of different designs of marginal preparation on stress distribution in the mandibular premolar restored with endocrown. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao.* 2016 Feb;36(2):200-4.
49. Kelvin, Ettinger, Armstrong, Lindquist, Gratton, Qian. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent.* 2016;115(5), 617–23.
50. Lee J. Guided tooth preparation for a pediatric zirconia crown. *J Am Dent Assoc.* 2018 Mar;149(3):202-8.
51. Lopez-Cazaux S, Aiem E, Velly AM, Muller-Bolla M. Preformed pediatric zirconia crown versus preformed pediatric metal crown: study protocol for a randomized clinical trial. *Trials.* 2019 Aug 24;20(1):530.
52. Maciel R, Salvador D, Azoubel K, Redivivo R, Maciel C, da Franca C, Amerongen E, Colares V. The opinion of children and their parents about four different types of dental restorations in a public health service in Brazil. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2017; 18(1):25-9.

53. Mete A, Yilmaz Y, Derelioglu S S. Fracture resistance force of primary molar crowns milled from polymeric computer-aided design/computer-assisted manufactured resin blocks. *Niger J Clin Pract.* 2018; 21:525-30
54. Ministerio de Salud. Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Resolución 8430 de 1993. Bogotá: Ministerio de Salud-República de Colombia. 1993
55. Miranda J, Barcellos A, Campos T, Cesar P, Amaral M, Kimpara E. Effect of repeat firings and staining on the mechanical behavior and composition od lithium disilicate. *Dent Mater.* 2020 May;36(5):e149-57.
56. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Egusa H. Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns: a three-dimensional finite element analysis study. *Eur J Oral Sci.* 2018 Apr;126(2):159-65.
57. Mourouzis P, Arhakis A, Tolidis K. Computer-aided design and manufacturing crown on primary molars: an innovative case report. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019 Jan-Feb;12(1):76-9.
58. Nathaniel C. Lawson, Ritika Bansal, John O. Burgess. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016 Nov;32(11):e275-83
59. Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Renata Marques de M. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53
60. Nowak A, Christensen JR, Mabry TR, Townsend JA, Wells MH, editors. *Pediatric Dentistry-E-Book: Infancy through Adolescence.* Elsevier Health Sciences; 2018 May 10, 973-78
61. O'Brien WJ. *Dental Materials and their selection*, 4th edition. Quintessence. 2008; 62-74, 75-90, 114- 133.
62. Pan CY, Lan TH, Liu PH, Fu WR. Comparison of different cervical finish lines of all-ceramic crowns on primary molars in finite element analysis. *Materials (Basel).* 2020;13(5):1094
63. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas S, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(3):278.
64. Peng C, Chung K, Yau H, Ramos V. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *J Prosthet Dent.* 2020 Mar;123(3):514-22.
65. Planells del Pozo P, Fuks AB. Zirconia crowns--an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2014;38(3):193-5.
66. Poggio C, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent* 2012; 107:317-}21.

67. Porcelain-Fused-to-Metal Crowns versus All-Ceramic Crowns: A Review of the Clinical and Cost-Effectiveness [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2016 May 12.
68. Quante K, Ludwing K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008 Oct; 24 (10):1311-5.
69. Quintas A, Oliveira F, Bottino M. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004; 92:250-7.
70. Raghunath Reddy MH, Subba Reddy VV, Basappa N. A comparative study of retentive strengths of zinc phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements with stainless steel crowns - an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2010 Oct-Dec;28(4):245-50.
71. Randall R. Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002; 24:489-500.
72. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 174-179.
73. Roberts JF, Attari N, Sherriff M. The survival of resin modified glass ionomer and stainless-steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J.* 2005; 198: 427-31.
74. Rogers HJ, Batley HA, Deery C. An overview of preformed metal crown's part 1: conventional technique. *Dent Update.* 2015 Dec;42(10):933-8.
75. Ryge G, Snyder M. Evaluating the Clinical Quality of Restorations. *J Am Dent Assoc.* 1973 Aug;87(2):369-77.
76. Salami A, Walia T, Bashiri R. Comparison of Parental Satisfaction with Three Tooth-Colored Full-Coronal Restorations in Primary Maxillary Incisors. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(5):423-8.
77. Schlenz MA, Vogler J, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. New Intraoral Scanner-Based Chairside Measurement Method to Investigate the Internal Fit of Crowns: A Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(7):2182
78. Seale NS, Randall R. The use of stainless-steel crowns: a systematic literature review. *Pediatr Dent.* 2015 Mar-Apr;37(2):145-60.
79. Shenoy Arvind, Shenoy Nina. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent.* 2010 Oct; 13 (4): 195-03.
80. Simsek H, Derelioglu S. in vitro comparative analysis of fracture resistance in inlay restoration prepared with CAD-CAM and different systems in the primary teeth. *Biomed Res Int.* 2016; 2016:4292761.

81. Stepp P, Morrow BR, Wells M, Tipton DA, Garcia-Godoy F. Microleakage of cements in prefabricated zirconia crowns. *Pediatr Dent*. 2018 Mar 15;40(2):136-9.
82. Stock V, Schmidlin P, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. PEEK primary crowns with cobalt-chromium, zirconia and galvanic secondary crowns with different tapers – A comparison of retention forces. *Materials (Basel)*. 2016;9(3). pii: E187.
83. Suarez M, Gonzalez P, Pradíes G, Lozano J. Comparison of the Marginal Fit of Procera AllCeram Crowns with Two Finish Lines. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):229-32
84. Sven Rinke, Anne-Kathrin Pabel, Matthias Rödiger y Dirk Ziebolz. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent*. 2016; 2016: 1354186.
85. Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max press. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014; 40:390-6.
86. Taran PK, Kaya MS. A Comparison of Periodontal Health in Primary Molars Restored with Prefabricated Stainless Steel and Zirconia Crowns. *Pediatr Dent*. 2018 Sep 15;40(5):334-9.
87. The glossary of prosthodontic terms: ninth edition. *J Prosthet Dent*. 2017; 117(5S):e1-e105.
88. Townsend JA, Knoell P, Yu Q, Zhang JF, Wang Y, Zhu H, Beattie S, Xu X. *In vitro* fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatr Dent*. 2014; 36(5):125-9
89. Ucar Y, Akova T, Akyil M, Brantley W. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser – sintered CoCr crowns. *J Prosthet Dent*. 2009;102(4):253-9.
90. Virrubí A, Pebé P, Rodriguez A. Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM zirconia, descripción de un caso clínico. *Odontoestomatología*. 2011; 13(18): 16-28
91. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle C. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008; 116:272-9.
92. Yang JN, Mani G. Crowns for primary anterior teeth. *Int J Pedod Rehabil* 2016; 1:75-8.
93. Yu H, Chen YH, Cheng H, Sawase T. Finish-line designs for ceramic crowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;122(1):22-30.
94. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of allceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011; 25:261-6.

95. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019 19(1):134.
96. Zhang Yu, J Robert Kelly. Dental ceramics for restoration and metal-veneering. *Dent Clin North Am*. 2017; 61(4): 797–819