



UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

PROGRAMA DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS EN SILICATO DE LITIO CON
DIFERENTES GROSORES OCLUSALES EN LA UNIVERSIDAD SANTIAGO DE
CALI PERIODO 2019-2020

Elaborado por:

Manuela Hincapié Agudelo

Edwar Torres Valencia

Santiago Bautista González

Estudiantes del Programa de Odontología de la universidad Santiago de Cali

Santiago de Cali, marzo 11 de 2020



UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

PROGRAMA DE ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS EN SILICATO DE LITIO CON
DIFERENTES GROSORES OCLUSALES EN LA UNIVERSIDAD SANTIAGO DE
CALI PERIODO 2019-2020

Elaborado por:

Juan Diego Campo Saavedra

Luis Alfonso Arana Gordillo

Docentes del Programa de Odontología de la universidad Santiago de Cali

Santiago de Cali, marzo 11 de 2020

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS EN SILICATO DE LITIO CON
DIFERENTES GROSORES OCLUSALES EN LA UNIVERSIDAD SANTIAGO DE
CALI PERIODO 2019-2020

Contenido

Introducción.....	4
1. Problema de investigación.	7
1.1 planteamiento del problema.....	7
2. Justificación.	9
3. Objetivos.....	10
3.1 Objetivo general.....	10
3.2 Objetivos específicos.	10
4. Marcos de referencia.....	11
4.1 Marco teórico.....	11
4.2 Marco conceptual.	20
4.3 Marco contextual.....	23
4.4 Marco ético y legal.....	24
5. Metodología.	35
5.1 Diseño de estudio.	35
5.1.2 Tipo de estudio.	35
5.2 Población o universo.....	35
5.3 Criterios de inclusión y exclusión.	35
5.4 Variables.	36
5.5 Fases de la investigación.	36
5.6 Consideraciones éticas.....	37
6. Materiales y métodos.	38
7. Análisis estadístico.	42
8. Resultados.	42
9. Discusión.	45
10. Conclusión.	47
11. Referencias Bibliográficas.....	48

Introducción.

Las restauraciones dentales por medio de materiales cerámicos son aceptadas en la odontología moderna por presentar propiedades biológicas, mecánicas y ópticas elevadas. Una restauración se considera exitosa cuando es capaz de restablecer y conservar los principios biológicos basados en preservar la mayor cantidad de tejido dental, mantener salud periodontal y pulpar del diente; los principios mecánicos son aquellos que permiten el funcionamiento correcto del sistema masticatorio después de haber restaurado el diente, manteniendo así la estabilidad muscular, nutricional y fonética, con el complemento de una apariencia natural, aceptable y agradable para el paciente, llamado principio estético.

Para este tipo de restauraciones es necesario realizar preparaciones que alteran la estructura dental, estudios han demostrado que las preparaciones menos invasivas para la elaboración de coronas reducen el riesgo de complicaciones endodónticas ^(1,2,3) y la presencia de esmalte en una preparación aumenta la fuerza de adhesión de la restauración al diente ^(2,3,4), mientras que las restauraciones más invasivas reportan exposiciones pulpares no previstas, problemas pulpares luego del cementado ^(1,2,3) y disminución de fuerza de adhesión por la unión cemento dentina y no cemento esmalte ^(2,3,4).

La literatura ha logrado demostrar que el uso de preparaciones pesadas entre 1.5 mm y 2.0 mm son necesarias cuando hay presencia de caries extensas, si se desea cambiar la orientación de la oclusión, cuando se desee cambiar el color del diente y según la cantidad del sustrato, por tanto, para preservar el principio biológico se recomiendan preparaciones livianas entre 0.3 mm y 1.0 mm ^(2,3). El diseño en cómo se realizan las preparaciones debe evitar cambiar la anatomía del diente, se debe realizar una línea de terminación chamfer liviana para tener mejor ajuste interno de la corona sobre el pilar, mejorando la longevidad de la corona, el flujo de material sobrante y la adhesión de la restauración debido a un mayor contacto con el sustrato ^(2, 3,4), cumpliendo con los principios mecánicos requeridos para una restauración.

Las cerámicas se pueden clasificar en tres grupos según su componente estructural; Las cerámicas de matriz vítrea son aquellas que presentan mejores propiedades ópticas, las cerámicas policristalinas son aquellas en las que predomina la fase cristalina aportando a ellas mayor resistencia a la fractura, las cerámicas de matriz resinosas son las más nuevas de este grupo y reúnen propiedades tanto estéticas como mecánicas, con un módulo de elasticidad que se aproxima al de la dentina gracias a la interpenetración de resina entre los cristales cerámicos usados ⁽⁶⁾.

Las restauraciones cerámicas tienen diferentes métodos para su confección, pueden hacerse por medio de inyección, sinterización o por sistema computarizado ⁽⁷⁾, siendo este último el más moderno de todos, con la capacidad de reducir el tiempo de elaboración sin perder la estética. ^(8, 9, 10). Para el uso del sistema computarizado o CAD/CAM como se conoce comúnmente en odontología, son necesarios una serie de equipos que pueden usarse laboratorialmente o en el consultorio, el sistema se divide en tres fases, una parte inicial que consta de realizar impresión digital por medio de luz, laser o video, una segunda fase en la que se debe realizar el diseño de la restauración (CAD) y una fase final que es donde se elabora la restauración por medio de un fresado mecánico (CAM). Este sistema permite el uso de diferentes materiales restauradores como feldespato, disilicato de litio, silicato de litio, zirconio, cerámicas híbridas, cerómeros y polímeros de acrilato, capaces de presentarse en forma monocromática o multicromática para mejorar la estética ^(11,12).

Las cerámicas generalmente presentan buenas propiedades mecánicas, estabilidad química y estética aceptable ^(13, 14, 15, 16,19), según sus propiedades su uso en la odontología puede dirigirse a servir como cofia para luego ser revestida por otras cerámicas con propiedades estéticas o como material monolítico según el caso ⁽¹⁸⁾. La literatura ha demostrado que las cerámicas estratificadas pueden presentar ciertas fallas, porque alteran las propiedades mecánicas aumentando el riesgo de fracturas, entre otras complicaciones. Este defecto puede ocurrir en diferentes puntos de unión entre la cerámica y la cofia o directamente dentro de la cerámica ^(19,20,21,22,25,24,25,26,27,28); para evitarlas se ha tomado en consideración el uso de coronas monolíticas ^(29,30). La ventaja de estas restauraciones es que presentan una mejor capacidad para soportar la carga y que promueven la elaboración de preparaciones livianas y la odontología conservadora al requerir menos espacio para los materiales restauradores ⁽³¹⁾.

El silicato de litio reforzado con zirconio, combina las propiedades estéticas de las cerámicas de matriz vítrea y las propiedades mecánicas de las cerámicas de matriz policristalinas por medio de la interacción entre metasilicato y los cristales de zirconio en la matriz de vidrio ^(6, 32, 33), este material se compone por dos fases cristalinas incrustadas en una matriz vítrea, Una de las fases cristalinas consiste en cristallitos submicrométricos de litio metasilicato (Li_2SiO_3) en una forma redonda y ligeramente alargada, mientras que el otro es un ortofosfato de litio (Li_3PO_4) en forma redonda con tamaño nanométrico ⁽³⁴⁾. Se cree que un mayor tamaño de grano conduciría a una disminución del rendimiento mecánico en comparación con materiales con la misma composición y tamaño de grano más pequeño ^(34, 35, 36, 37, 38).

Las cerámicas de matriz vítrea pueden presentar fallas cuando son sometidos a tensiones de carga dinámicas e intermitentes debido a su comportamiento frágil ⁽³⁹⁾. La falla por fatiga es considerada como una fractura del material, debido a un agrietamiento de forma progresiva y quebradiza bajo estrés cíclico de forma repetida en intensidades inferiores a la resistencia normal del material ⁽⁴⁰⁾. Se han desarrollado estudios in vitro que incorporan la aplicación de cargas cíclicas en ambientes de humedad buscando reproducir las condiciones clínicas en las que se encuentran las restauraciones cerámicas ^(41, 42,43). Basados en estas evidencias se pretende simular mejor la situación clínica para poder tener resultados más confiables y cercanos a la realidad.

El objetivo del siguiente estudio es comparar la resistencia a la fractura del material cerámico a base de silicato de litio reforzado con dióxido de zirconio (Celtra Duo de Dentsply Sirona[®]) en diferentes grosores sobre su cara oclusal y así poder determinar bajo qué parámetros se pueden aprovechar de forma óptima las propiedades del material; la hipótesis probada en este estudio fue que el aumento del grosor oclusal no aumentara el esfuerzo máximo del material.

1. Problema de investigación.

1.1 planteamiento del problema.

La odontología moderna dispone de una gran variedad de materiales que pueden ser usados para los distintos tratamientos clínicos, en ocasiones se puede encontrar incluso más de dos materiales para realizar una misma tarea, esta situación ofrece una amplia diversidad para el desarrollo del tratamiento, pero así mismo requiere que el clínico conozca las características de los materiales.

Un pequeño grupo de materiales de restauración son las cerámicas, las cuales podemos clasificar en cerámicas de matriz vítrea, cerámicas policristalinas y cerámicas híbridas, estas pueden ser usadas para la elaboración de coronas, onlays, overlays, inlays, carillas, etc. Sin embargo, aunque con todas se puedan realizar estas restauraciones es importante saber el comportamiento y las características de cada una de ellas para así usar la ideal para cada situación particular a la que se enfrente el clínico.

Diferentes estudios nos muestran la importancia de conocer las estructuras de los materiales, dado que de esto dependerán las características del mismo, Renan Belli y cols; evaluaron estructuralmente las cerámicas y presentan diferencias entre cada una de ellas, incluso encuentran diferencias entre los mismo tipos de cerámicas pero de diferentes casas comerciales, viendo diferencias entre el módulo de compresión y el módulo de cizallamiento, siendo la cerámica híbrida el de menor valor y la cerámica policristalina la de mayor valor, estudios como estos fundamentan la necesidad de estudiar los materiales en condiciones parecidas a las encontradas en la cavidad oral.

El zirconio es una cerámica que presenta altas tasas de supervivencia, cuando se utiliza como subestructura y cuando se estratifica se pueden alterar las propiedades mecánicas con la posibilidad de generar fracturas y otras complicaciones. Esta falla puede ocurrir en diferentes puntos de unión entre la cerámica y el zirconio, aunque también puede aparecer directamente dentro de la cerámica ^(19,20,21,22,23,24,25,26,27,28).

El silicato de litio reforzado con zirconio combina las propiedades estéticas de las cerámicas de matriz vítrea y las propiedades mecánicas de las cerámicas policristalinas, por este motivo se puede realizar restauraciones monolíticas en este material y así se evitan las fallas encontradas en los materiales estratificados ^(6,33, 34) se recomienda una base científica para saber si los espesores manejados son los adecuados para evitar fracasos clínicos y utilizar las condiciones óptimas del material en cada situación, también es importante evaluar si realmente el clínico conoce las capacidades del material que usa para hacer las restauraciones.

1.2 formulación del problema.

¿Cuál es la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con diferentes grosores oclusales?

2. Justificación.

Actualmente, el concepto de restauraciones monolíticas fabricadas por tecnología (CAD / CAM) se consideran como una alternativa a las restauraciones por métodos convencionales como la inyección, para la fabricación de prótesis dentales fijas ⁽³⁴⁾. Esta nueva práctica restaurativa se fundamenta en la aplicabilidad del concepto de odontología mínimamente invasiva, dado que por medio de esta se promueve el uso de restauraciones monolíticas, lo que lleva a reducir la cantidad de sustrato dental que se debe preparar para generar un espacio a la cerámica, obteniendo una restauración de alta resistencia que se puede cementar por medio de técnica adhesiva ⁽⁴⁴⁾, sin embargo, se debe ser cuidadoso cuando se utiliza el espesor mínimo de una cerámica ya que no se puede asegurar un rendimiento mecánico adecuado, cuando estas situaciones no se encuentran reportadas en la literatura.

La cerámica vítrea a base de silicato de litio reforzado con zirconio, combina las propiedades estéticas de las cerámicas de matriz vítrea con las propiedades mecánicas de las cerámicas policristalinas debido a la presencia de metasilicato y cristales de zirconio en la matriz de vidrio ^(6,34, 45,46).

Si se compara el disilicato de litio convencional con silicato de litio reforzado con zirconio, este último tiene menor porcentaje de fase cristalina ^(46,47) sacrificando un poco las propiedades estéticas del material. Sin embargo, los cristales dentro del silicato son más pequeños y la matriz vítrea se refuerza debido al dióxido de zirconio dispersado en su composición, aportando mayor resistencia a la cerámica y mejorando la capacidad de carga ^(34, 46,48).

Las pruebas de resistencia a la fractura de los materiales cerámicos son fundamentales para la prevención de fallas de este tipo en el futuro ⁽⁴⁹⁾. Las condiciones óptimas de un material cerámico deben darse a conocer para establecer las indicaciones del mismo. Una forma de lograr determinar dicha propuesta es comparando los resultados que se obtienen por medio de estudios in vitro con los valores de los materiales propuestos por las casas comerciales y los estudios de seguimiento clínicos a largo plazo. En consecuencia, la evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales dentales debe realizarse in vitro antes de poder sugerirlos para uso clínico ⁽⁵⁰⁾.

3. Objetivos.

3.1 Objetivo general.

Evaluar la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con diferentes grosores oclusales.

3.2 Objetivos específicos.

- Determinar la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con un espesor de 0.5mm elaboradas en sistema CAD/CAM.
- Determinar la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con un espesor de 0.7mm elaboradas en sistema CAD/CAM.
- Determinar la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con un espesor de 1.0 mm elaboradas en sistema CAD/CAM.
- Comparar la resistencia a la fractura de coronas en silicato de litio con grosores de 0.5 mm, 0.7 mm, 1.0 mm.

4. Marcos de referencia.

4.1 Marco teórico.

4.1.1 Historia de las cerámicas

Los materiales cerámicos se han usado durante un largo tiempo en la odontología para restaurar la estructura dental afectada y así regresar la funcionalidad y la estética del paciente.

El primer registro sobre el uso de la porcelana en odontología fue en 1774 a cargo del farmacéutico francés, Alexis Duchateau, motivado por las propiedades que presentaban los recipientes de porcelana que a pesar de ser sometidos a sustancias químicas que usualmente él usaba para sus trabajos, no presentaban cambios ópticos ni físicos. Un trabajo en colaboración con Dubois de Chémant, se basó en optimización de las cerámicas en el cual lograron modificar el método de elaboración. ^(51,52)

Las primeras restauraciones inlays fueron elaboradas por Edward Marynard en 1857, prefabricaba la incrustación para luego acondicionar el diente a recibir la restauración con una capa de encubrimiento en oro sobre la cavidad. ⁽⁵³⁾

En 1903 Charles H. Land fabricó la primera corona de porcelana empleando una cerámica feldespática que fundía sobre una matriz de platino. La fragilidad y el deficiente asentamiento de estas coronas restringieron su uso para el sector anterior por motivos estéticos. ⁽⁵³⁾

En 1965, McLean agregó óxido de aluminio a la porcelana feldespática mejorando las propiedades físicas y mecánicas de la cerámica categorizando las cerámicas aluminosas. Sin embargo, estos materiales siguieron presentando deficiencias clínicas como, fragilidad, propagación de grietas, resistencia a la tracción mínima, resistencia al desgaste, ajuste marginal, mayor opacidad y la necesidad de una preparación que no conservaba en principio biológico de los dientes limitando su uso clínico. ⁽⁵⁴⁾

Los sistemas cerámicos con alto contenido cristalino fueron introducidos en la Odontología con el fin de ser una alternativa restaurativa para usarse como reemplazo de las estructuras metálicas usadas como cofia en las coronas metal cerámicas y en la prótesis fija de varias unidades. ^(55,56), debido a que la apariencia de las estructuras totalmente cerámicas supera las deficiencias estéticas de las restauraciones metálicas, obteniendo así una restauración de apariencia más natural. ⁽⁵⁵⁾

En 1983 fue introducido el sistema cerámico Cerestore®, que presentaba mayor cantidad de partículas de alúmina ampliando las indicaciones de la cerámica en sectores posteriores gracias a su alta resistencia a la fractura y baja contracción. Años después. ⁽⁵⁷⁾ Mörmann y Brandestini implementan el sistema CAD/CAM a la odontología registrando su marca Cerec® modificando el método de confección de las cerámicas. ⁽⁵⁸⁾

El uso en la Odontología del óxido de zirconio se implementó en 1990, para la elaboración de postes de endodoncia, implantes, pilares para implantes, brackets de ortodoncia, cofias para coronas y estructuras de coronas de varias unidades. ⁽⁵⁹⁾ El zirconio para prótesis fija de varias unidades, se indicó por el uso de los sistemas de CAD/CAM ⁽⁵⁸⁾ y su utilización ha aumentado en las últimas décadas. ^(60,56)

En 1991 se introdujo el sistema IPS Empress®, añadiendo el método de confección por inyección de la cerámica, popularizando la elaboración de restauraciones cerámicas adhesivas. Este sistema con el tiempo tuvo que modificar su composición estructural para mejorar su resistencia a la fractura creando el sistema IPS Empress® 2 en 1998.

A partir de este momento comenzó una revolución dentro de los materiales cerámicos que son fortalecidos con diferentes componentes, guiados para la optimización de sus propiedades y aumentar la longevidad de las restauraciones.

4.1.2 clasificación de las cerámicas.

Los sistemas de clasificación cumplen un papel fundamental cuando se pretende estandarizar un lenguaje dentro de la ciencia, para las cerámicas dentales se han propuesto diferentes sistemas de clasificación como son: la composición, la capacidad de grabado, los métodos de confección, las temperaturas de cocción, la microestructura, la translucidez, la resistencia a la fractura y el desgaste de los antagonistas, sin embargo la discrepancia existente dentro de las mismas y la evolución de los materiales no permite que todos los materiales queden incluidos en las clasificaciones. ^(61,62)

Actualmente un sistema de clasificación basado en el componente estructural de las cerámicas ha logrado incluir los nuevos materiales de restauración cerámica dentro una clasificación, en esta podemos encontrar 3 grandes grupos que son: las cerámicas de matriz vítrea, cerámicas de matriz policristalinas y cerámicas de matriz resinosas, cada grupo compuesto por subgrupos con características similares. ⁽⁶⁾

4.1.2.1 Cerámicas de matriz vítrea.

4.1.2.1.1 Feldespato.

Las cerámicas dentales de matriz vítrea generalmente se componen a partir de feldespatos, dióxido de silicio (sílice o cuarzo) y alúmina (óxido de aluminio) ⁽⁶⁶⁾ y es a la interacción de estos tres componentes a lo que se conoce como cerámica feldespática. Estas cerámicas a pesar de sus excelentes propiedades ópticas presentan una resistencia a la flexión entre los 60 y 70 Mpa condición que les da un uso como material de revestimiento para restauraciones estratificadas, a través de un proceso de horneado. El refuerzo metálico o cerámico que se soporta a esta cerámica hace que las propiedades físicas de la restauración aumenten y al estar recubierta de feldespato sus propiedades ópticas dan una apariencia similar al esmalte y dentina natural. ⁽⁶⁷⁾

Las excelentes propiedades ópticas de este material hacen que sea el material ideal para la elaboración de carillas en dientes anteriores, aunque su uso puede extenderse hasta la elaboración de inlays y onlays ⁽⁶⁸⁾, una ventaja enorme de este material es que puede aportar todas sus propiedades aun cuando son usados en capas finas lo que ayuda a conservar el principio biológico de la odontología mínimamente invasiva.

4.1.2.1.2 Silicato de litio.

El desarrollo de las cerámicas de matriz vítrea con refuerzo cristalino es un tema de mucho interés actualmente, son materiales con la capacidad soportar cargas mecánicas elevadas y también tienen propiedades ópticas adecuadas. ^(63, 69, 70,71)

El desarrollo de restauraciones monolíticas de matriz vítrea reforzado con matriz cristalina tiene altas propiedades ópticas sin necesidad de usar una cerámica de recubrimiento ⁽⁷²⁾. La literatura ha demostrado que con este tipo de restauraciones se pueden obtener una mayor integridad estructural debido a que no se utiliza cerámica de recubrimiento y su interfaz de enlace necesaria. ^(72,73)

Comercialmente existen diferentes casas comerciales que ofrecen al mercado materiales de silicato de litios reforzados con zirconio para diferentes tipos de restauraciones, este material actualmente puede elaborarse por medio del sistema CAD/CAM. Las partículas de zirconio se incorporan para reforzar la estructura cerámica mediante la interrupción de la figuración. La estructura obtenida después de la cristalización, mejora las propiedades mecánicas y ópticas. ⁽⁷⁴⁾

4.1.2.1.3 Disilicato de litio.

Las cerámicas a base de disilicato de litio son muy conocidas en el uso odontológico gracias a sus buenas propiedades mecánicas y ópticas ⁽⁷⁵⁾ sin embargo aunque la resistencia a la flexión de estos materiales oscila entre 400 y 450 Mpa ⁽⁷⁶⁾ la literatura no recomienda hacer restauraciones fijas de múltiples unidades en la región posterior ⁽⁷⁷⁾ dado que para este tipo de restauraciones es necesario un material que pueda soportar cargas sin presentar fracturas de por lo menos 500 Mpa ^(78,79).

Debido a esto, investigadores han dedicado todo su esfuerzo para mejorar las propiedades de las cerámicas a base de disilicato de litio y hacer de esta una cerámica de alta resistencia que pueda ser aplicada a más situaciones, estudios muestran que pudieron optimizar las propiedades de este material exitosamente ya que luego de pruebas para resistencia a la flexión presentaron valores de 562 ± 107 MPa. La microestructura de la cerámica de matriz vítrea a base de disilicato de alta resistencia presenta partículas de disilicato de litio entrelazadas con presencia de partículas de cuarzo y gracias a esta microestructura se mejora eficazmente la resistencia a la flexión. Además, la matriz de vidrio residual podría fortalecer aún más la cerámica de vidrio. ⁽⁸⁰⁾

4.1.2.2 Cerámicas policristalinas.

4.2.1.2.1 Zirconia.

En algunas ocasiones para restaurar tramos largos con prótesis fija se requiere de materiales que logren soportar las tensiones y fuerzas existentes en la cavidad oral, lo que hace que el zirconio sea un material ideal para este tipo de restauraciones, de todas las cerámicas presentes en el mercado, el zirconio tetragonal estabilizado con itrio es el más robusto, sin embargo el zirconio puede presentarse en 3 fases cristalográficas que dependerán de la temperatura ambiente: monoclinica a 1173 °c , tetragonal 1773 °c y 2370 °c y cubica superior a 2370 °c, Al procesar el enfriamiento, desde de la fase tetragonal a la monoclinica se genera un incremento en el volumen (alrededor de 4-5%), produciendo tensiones compresivas que pueden generar fallas. Se utilizan óxido de calcio (CaO), magnesio (MgO), cerio (CeO₂) e itrio (Y₂O₃) para estabilizar el zirconio en su fase tetragonal a temperatura ambiente y tener un control de la transformación, produciendo una fase meta estable que puede presentar la propagación de grietas, resistencia y alta tenacidad, aunque la adición de itrio estabiliza la cerámica y optimiza sus propiedades mecánicas ^(13,81, 82, 83, 84).

Este material a pesar de sus grandes propiedades mecánicas, presenta propiedades ópticas pobres, lo que hace necesario el uso de polvos cerámicos sobre una estructura de zirconio para mejorar la estética de la restauración, ⁽⁸⁵⁾ este tipo de técnica de restauración hace que se puedan presentar punto de debilidad en la unión entre el zirconio y la cerámica ⁽⁸⁶⁾ con el tiempo se han desarrollado técnicas para minimizar este tipo de fallas, y con la nueva tendencia de la odontología mínimamente invasiva se ha promocionado el uso de restauraciones monolíticas dado que estas requieren de menos eliminación de sustrato dental para una restauración ⁽¹⁾.

4.1.2.3. Cerámicas de matriz resinosa.

Con el pasar del tiempo han aparecido en el mercado nuevos materiales cerámicos, un claro ejemplo es la incorporación de materiales con red interpenetrante de resina y base cerámica; La estructura de estos materiales están interconectados de forma tridimensional ⁽⁸⁷⁾, este hecho hace que difieran de la composición estructural de los materiales tradicionales. La idea de desarrollar nuevos materiales es con el fin de mejorar o adaptar las propiedades físicas de las fases constituyentes, como son tenacidad a la fractura ⁽⁸⁸⁾, resistencia a la fractura ⁽⁸⁹⁾, tolerancia al desgaste ⁽⁹⁰⁾ entre otras.

Autores afirman que, para estos materiales, la fase de refuerzo puede distribuir los esfuerzos de forma efectiva en todas las direcciones ⁽⁹¹⁾, sin embargo, el mayor beneficio de estos materiales con fases interpenetrantes es distribuir la resistencia mejorada a diversos fenómenos de descomposición ⁽⁹²⁾.

Estudios han demostrado que estos materiales tienen una dureza y módulo de elasticidad más bajos, sin embargo, su resistencia a la fractura puede ser similar o incluso más alta que la de las cerámicas de matriz vítrea existentes que se utilizan actualmente, también se reportó que estos materiales generan poco desgaste al contacto gracias a su bajo módulo de elasticidad y poca dureza convirtiéndolo en un material con numerosas indicaciones clínicamente. ⁽⁹³⁾

4.1.3 Pruebas de resistencia.

La tenacidad a la fractura es usada comúnmente para evaluar la resistencia a la fractura de materiales frágiles. La tenacidad a la fractura es definida como la capacidad que tiene un material para evitar o resistir la propagación de grietas. Por lo tanto, un material frágil es un material que presenta baja tenacidad a la fractura. La fragilidad es una propiedad que según el uso del mismo puede causar problemas lo que hace que un material frágil tenga complicaciones cuando se usa para hacer restauraciones orales debido a las altas cargas que maneja la oclusión. En consecuencia, los datos sobre la tenacidad a la fractura de un material son de gran importancia. Para obtener una evaluación de un material sobre su resistencia a la fractura se han logrado desarrollar diferentes pruebas, la literatura ha recomendado el uso de tres métodos variados para evaluar la tenacidad a la

fractura de las restauraciones dentales; los métodos están basados en la indentación, la fractura de indentación y la resistencia de la indentación, y la prueba de haz con un solo borde en V ^(94,95)

Para las pruebas de fractura de indentación y resistencia de indentación, las muestras elaboradas en barras están indentadas con un indentador Vickers. Estas pruebas tienen la gran limitación que son métodos en los que solo se puede comparar los materiales en el mismo estudio. Se comprobó que el valor absoluto de tenacidad a la fractura de un material cerámico sin registro bibliográfico, no podrá verificarse mediante la prueba de fractura de indentación. Se ha informado que muestran variaciones de hasta el 48% del valor de la resistencia a la fractura real utilizando el método de fractura de indentación ⁽⁹⁶⁾. Por lo tanto, el método con un solo borde en V, se usa en la evaluación a la resistencia a la fractura de cerámicas de matriz vítrea dado que los resultados pueden llegar a ser más precisos y con la capacidad de ser reproducibles ^(94, 96, 97, 98). Estudios han demostrado, que la cerámica de matriz vítrea a base de silicato de litio presenta mayor tenacidad a la fractura cuando se compara con la cerámica de matriz vítrea a base de disilicato de litio. El hallazgo podría atribuirse a la interpenetración de partículas de zirconio en la composición estructural de las cerámicas a base de silicato de litio. La matriz de vidrio se ve favorecida aumentando su resistencia, sin que las partículas de zirconio disueltas se empañen. ⁽³⁸⁾

4.1.4 Pruebas de desgaste.

Las pruebas de desgaste de un material son importantes debido a que el esmalte dental tiende a desgastarse cuando está en contacto con una estructura abrasiva. Y en algunos casos puede generar un astillado que se produce porque el esmalte estresado transversalmente a su orientación prismática es más débil que cuando se estira paralelamente a su estructura prismática ⁽⁹⁹⁾.

Estudios han demostrado que los materiales que presentan módulo de elasticidad alto como (Celtra Duo) notaron la presencia de desgaste abrasivo. Las cerámicas de matriz vítrea constan de una microestructura fina, por esto, al realizar estudios sobre el desgaste que se presenta en dichas cerámicas, se ha encontrado que el patrón de desgaste abrasivo que presenta la cerámica de silicato de litio (Celtra Duo) es leve en comparación al desgaste de otras cerámicas. Dicho desgaste se produce cuando la superficie de la cerámica y el esmalte contactan, causando así grietas abrasivas recíprocas. ⁽¹⁰⁰⁾

4.1.5. Tipos de preparación.

Las restauraciones de coronas adhesivas gozan de gran popularidad dentro de la odontología moderna, por la capacidad de devolver la función masticatoria y estabilidad oclusal a las estructuras dentales que han sido afectadas por diversos factores, sin embargo para la elaboración de las restauraciones se debe tener en cuenta ciertas condiciones particulares que influyen en la preparación de la estructura dental, un factor importante que el clínico debe analizar detalladamente es el tipo de sustrato al que se enfrenta, dado que gran parte del éxito de la restauración dependerá del tipo de protocolo que el clínico maneje.

Cuando se reemplaza la estructura dental, se debe reducir el riesgo biológico lo más mínimo posible para restablecer el funcionamiento, la estética y aumentar la longevidad de la restauración ⁽¹⁰¹⁾. Anteriormente las restauraciones de metal cerámica eran el método de elección para las restauraciones posteriores de un solo diente y las prótesis fijas de varias unidades. Sin embargo, este tipo de restauraciones requieren una mayor eliminación de la estructura dental, para realizar una restauración metal-cerámica con línea de terminación en hombro la literatura recomienda una reducción del diente de aproximadamente 1.3 a 1.5 mm ^(102,103).

Para las coronas elaboradas en metal-cerámica los estudios muestran que se necesitó realizar una preparación altamente invasiva para lograr suficiente resistencia y estética ^(104,105). Estudios in vitro y el avance en la cementación adhesiva impulsaron las restauraciones cerámicas, lo que dio lugar a nuevos diseños de preparaciones menos invasivas ^(106,107). Mostrando que La eliminación de la estructura dental necesaria para una corona de metal-cerámica es casi 14 veces mayor que para una preparación adhesiva reduciendo problemas pulpares futuros y la necesidad de hacer tratamientos de conductos en los dientes que deben ser restaurados ⁽¹⁾.

Las Preparaciones pesadas son preparaciones que tienen desgaste de la pared de esmalte dental mayor a 1.2mm, este tipo de preparación se recomienda en casos donde hay caries extensas que comprometan gran cantidad de corona, o donde el sustrato dental tenga alguna anomalía de forma o color, requieren de tratamiento de conducto previo dado que a largo plazo pueden generar problemas pulpares, esta condición cambia la adhesión en el sustrato residual que por lo general es dentina, que por ser un tejido con un componente orgánico mayor al del esmalte y que dispone de unos túbulos dentíales con un porcentaje elevado en agua, disminuye la fuerza de adhesión afectando la unión a través de enlaces covalentes sobre la superficie ^(2,3,4).

Las preparaciones livianas presentan desgaste de la estructura dental entre 0.5 mm a 0.8mm, tienen como sustrato dental el esmalte brindando mejor adhesión a la corona, gracias a la distribución de los prismas y al protocolo de cementación adhesiva que se debe realizar, además mejora la cohesión cemento-esmalte, y cemento-restauración aumentando las propiedades mecánicas, por este motivo se recomienda el uso de este tipo de preparaciones, que con la evolución de las cerámicas dentales se logra tener un material de gran resistencia con grosores delgados ^(2,3).

4.1.6. Adaptación.

La resistencia a la fractura, la estética y el ajuste marginal interno hacen parte de los criterios que se deben tener en cuenta para evaluar la calidad clínica y el éxito de las coronas totalmente cerámicas ^(108,109). Los errores de dichos factores pueden conllevar a problemas en la adaptación marginal de las coronas con respecto a la preparación, o un sobre contorneado de la restauración, que traen consigo consecuencias como: gingivitis por acumulo de placa, caries recurrentes, y pulpitis reversible que puede agravarse ^(110,111). La relación entre el grado de desajuste marginal con la micro filtración y la disolución de cemento es directamente proporcional ⁽¹¹²⁾.

En estudios se comprobó que la falta de asentamiento de la cofia sobre la preparación del diente evita una distribución de fuerzas de forma adecuada lo que trae consigo una disminución en la resistencia a la fractura de la cerámica ⁽¹¹³⁾ generando problemas estéticos y biológicos posteriores.

4.1.7 Métodos de confección.

La elaboración de las restauraciones cerámicas está sujetas a una serie de procesos que tienen como fin cambiar la forma del material en bruto para darle forma a la restauración y que esta cumpla con los requisitos mecánicos y estéticos, estos procesos pueden ser sinterización, inyectado y maquinado siendo los dos últimos los más usados en la actualidad ⁽⁷⁾.

El método por inyección o colado requiere de un modelo en cera que será revestido sobre un material refractario para luego calentarlo hasta un punto donde se pueda fundir la cera. En el molde resultante se inyecta la cerámica fundida mediante un pistón, estudios han demostrado que este proceso disminuye los espacios porosos y distribuye homogéneamente las partículas cristalinas en la matriz favoreciendo a un aumento en la fuerza del material ⁽¹¹⁴⁾.

El sistema computarizado o CAD/CAM requieren de diseño y elaboración a través de un ordenador permitiendo una elaboración más cómoda y ajuste preciso. Esta técnica implica tres pasos fundamentales como: digitalización, diseño y maquinado, por medio de la digitalización se realiza la impresión directamente en el paciente que será guardada posteriormente en un archivo "STL". También Se puede realizar el escaneo en un modelo troquelado con un dispositivo mecánico o láser. La información se envía al ordenador donde se caracterizara el diseño de la restauración, posteriormente se pone en función la unidad de fresado para dar la forma a la restauración cerámica ^(11,12, 114).

4.2 Marco conceptual.

El proyecto propuesto en este documento pretende generar una base científica que sea útil en el manejo de restauraciones elaboradas en silicato de litio, sometiendo el material a cargas de fuerza en diferentes grosores, optimizando las propiedades del material para el uso clínico.

4.2.1 Vidrio.

Se define como la carga de partículas de vidrio que posee una cerámica dental. Design and Development of Ceramics and Glasses (2017)

4.2.2 Silicato de litio Celtra-Duo®.

Es un material compuesto por una cerámica de matriz vítrea reforzada con zirconio unida por fusión de una microestructura única que presenta un porcentaje de 10% de zirconio y un 90% de fase vítrea en una forma de disolución, responsable de la nucleación de la fase cristalina que proporciona al material una gran resistencia a la flexión, además de tener excelentes cualidades estéticas con buena opacidad y translucidez aportado por su matriz vítrea. Cad blocks for cerec and inlab. (2015)

4.2.3 Disilicato de litio.

Es una cerámica que posee una matriz vítrea con átomos desordenados inmersos en partículas grandes de minerales cristalizados dispuestos uniformemente, con buenas características mecánicas y estéticas, indicada para restauraciones unitarias posteriores y anteriores, diversos estudios demuestran sus cualidades mecánicas cuando se usan como prótesis de 3 unidades en sector de premolares, resistiendo fuerzas compresivas hasta de 400N siendo el material un buen material en cuanto a resistencia y estética se refiere. Dental ceramics: Classification and selection criteria 2007.

4.2.4 Feldespato.

Es una cerámica compuesta por partículas de feldespato, cuarzo y caolín dispersas en una matriz. El feldespato, al descomponerse en vidrio es el responsable de la translucidez de la porcelana, el cuarzo constituye la fase cristalina y el caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando aún no alcanza su grado de cocción, es un material con una resistencia a la fractura baja que oscila entre los 200 N a 400 N indicado como revestimiento de estructuras o como material monolítico en el sector anterior. Dental ceramics: Classification and selection criteria 2007.

4.2.5 Zirconio.

Es una cerámica compuesta por óxido de zirconio al 95% y estabilizado con itrio al 5%. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a su microestructura totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo, tienen una resistencia a la flexión de 1000 Mpa y 1500 Mpa superando a la mayoría de las cerámicas, indicado para usarse como estructuras protésicas o como coronas monolíticas del sector posterior. Generaciones del circonio. Dental ceramics: Classification and selection criteria 2000

4.2.6 Fuerzas masticatorias.

Las fuerzas masticatorias son un factor a tener en cuenta para realizar restauraciones en boca, debido que pueden determinar la longevidad de la restauración, las fuerzas masticatorias se componen de tres factores que implica la estructura dental, la anatomía de la articulación temporomandibular y la fuerza muscular, estudios han demostrado que en promedio las fuerzas logradas en el sector de molares pueden oscilar entre 705,40N- 690,72N en sector de premolares entre 522,96N -510,24N en sector de caninos entre 347,72N -297,08N en sector de incisivos 135,03N-151,586N son factores importantes para probar la resistencia de un material. Evaluation of Functional Maximum Bite Force in Chilean Young Adults (2015)

4.2.7 Tecnología asistida por ordenador (CAD-CAM).

La tecnología CAD-CAM ha permitido confeccionar restauraciones precisas que respeten los principios fundamentales de las restauraciones en cerámica, controlado por un ordenador basado en tres fases: digitalización, diseño y maquinado, gracias a la digitalización se puede diseñar restauraciones muy precisas que adapten de manera eficaz a las preparaciones dentales, el diseño en ordenador permite caracterizar las restauraciones para cada situación en particular, la elaboración maquinada permite disminuir el tiempo de trabajo del clínico obteniendo la restauración precisa, estética y funcional en pocos minutos. Dental ceramics: Classification and selection criteria 2007

4.2.8 Cofias.

La cofia dental, es un sistema de toma de impresión cuya principal función es la de obtener una réplica exacta de los pilares preparados.

4.2.9 Maquina universal de ensayo.

La máquina de ensayo universal es un dispositivo que permite medir la fuerza de tracción, compresión, cizallamiento, de un objeto o un material. Consiste en un sistema electromagnético que se encarga de medir la cantidad de fuerza ejercida sobre un material, para tener datos claros cuando se evalúa la resistencia de un material, con esta máquina se busca medir el grado de resistencia a la compresión que necesita CELTRA-DUO para llegar a su punto de fractura. Maquinas Universales De Ensayos Electromecánica.

4.3 Marco contextual.

Santiago De Cali es la capital del departamento de Valle del Cauca y la tercera ciudad más poblada de Colombia. Por extensión es la segunda ciudad más grande del país al poseer un área de 564 km² y una longitud de 17 km de Sur a Norte y 12 km de Oriente a Occidente. La ciudad forma parte del Área Metropolitana de Santiago de Cali, junto con los municipios aledaños a ésta. Fue fundada el 25 de julio de 1536 por Sebastián de Belalcázar, lo que la convierte en una de las ciudades más antiguas de América.

Altitud: 995 m s.n.m

Clima: 23 °C

Extensión Municipal: 564 KM2

Idioma: Español

Moneda: Peso colombiano

Predomina la Población Blanca y La Negra en la Costa Pacífica

La Universidad Santiago de Cali - USC, fue fundada en el año 1958 en la ciudad Santiago de Cali, del Departamento del Valle del Cauca, Colombia.

Se trata de una institución de educación superior privada que cuenta con una sede, además de la ya mencionada, en la ciudad de Palmira, perteneciente al departamento de Valle del Cauca.

La USC imparte carreras de grado y posgrado, las cuales se organizan en ochenta programas de ambos niveles que se especializan en las diferentes áreas de estudio. Esta institución considera importante que la educación superior llegue la mayor cantidad de personas y para ello cuenta con las nuevas tecnologías, por medio de las cuales ofrece la posibilidad de estudiar algunas de sus carreras bajo la modalidad virtual, permitiendo que los interesados en formarse puedan alcanzar una titulación, independientemente de sus situaciones particulares.

En el año 2019, La Universidad Santiago de Cali imparte 33 carreras universitarias, 33 posgrados y 17 carreras cortas. Entre sus carreras universitarias, puedes estudiar alguna de sus 8 licenciaturas y 5 ingenierías.

La Universidad Santiago de Cali es además una universidad virtual. Actualmente imparte 4 carreras virtuales, entre ellas 3 posgrados virtuales (3 especialidades virtuales).

4.4 Marco ético y legal.

4.4.1 Normatividad internacional.

4.4.1.1 PRINCIPIOS BIOÉTICOS.

4.4.1.2 Autonomía: Es la capacidad que tienen las personas de regular libremente sus intereses, de acuerdo a aquellos aspectos importantes de la vida cotidiana del individuo. Entiéndase como autonomía, el derecho que tiene el paciente, previo y suficientemente informado, a que se respete su decisión y voluntad respecto a su salud, asumiendo la responsabilidad de tal decisión. Para el odontólogo: la libertad de emitir su opinión profesional con respecto a la atención y tratamiento del paciente. Este principio se formaliza a través del consentimiento informado.

4.4.1.3 Beneficencia: Obligación de actuar en beneficio de otros, promoviendo sus legítimos intereses y suprimiendo perjuicios. Deber que tiene el odontólogo de obrar, procurando el mayor beneficio y el mejor resultado posible del acto odontológico.

4.4.1.4 No Maleficencia: Deber que tiene el profesional de obrar evitando el daño y minimizando los riesgos en el acto odontológico. Abstenerse intencionadamente de realizar acciones que puedan causar daño o perjudicar a otros. Las implicaciones del principio de no maleficencia son tener una formación teórica y práctica rigurosa, actualizada para dedicarse al ejercicio profesional e Investigar sobre tratamientos, procedimientos o terapias nuevas, para mejorar los ya existentes.

4.4.1.5 Justicia: Tratar a cada uno como corresponda con la finalidad de disminuir las situaciones de desigualdad (biológica, social, cultural, económica, etc.) Deber que tiene el odontólogo de obrar de manera que toda persona involucrada en el acto odontológico reciba aquello a que tiene derecho, respetando las necesidades individuales y colectivas. ⁽¹¹⁵⁾

4.4.2 Normatividad Nacional.

República de Colombia ministerio de salud resolución N.º 008430 de 1993 (4 de octubre de 1993) Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. ⁽¹¹⁶⁾

- **El ministro de salud.** En ejercicio de sus atribuciones legales en especial las conferidas por el Decreto 2164 DE 1992 y la Ley 10 de 1990. ⁽¹¹⁷⁾

Considerando - Que el artículo 8o de la Ley 10 de 1990, por la cual se organiza el Sistema Nacional de Salud y se dictan otras disposiciones, determina que corresponde al Ministerio de Salud formular las políticas y dictar todas las normas científico- administrativas, de obligatorio cumplimiento por las entidades que integran el Sistema.

Que el artículo 2o del Decreto 2164 de 1992, por el cual se reestructura el Ministerio de Salud y se determinan las funciones de sus dependencias, establece que éste formulará las normas científicas y administrativas pertinentes que orienten los recursos y acciones del Sistema.

RESUELVE: TITULO 1. Disposiciones generales

ARTICULO 1. Las disposiciones de estas normas científicas tienen por objeto establecer los requisitos para el desarrollo de la actividad investigativa en salud.

ARTICULO 2. Las instituciones que vayan a realizar investigación en humanos, deberán tener un Comité de Ética en Investigación, encargado de resolver todos los asuntos relacionados con el tema.

ARTICULO 3. Las instituciones, a que se refiere el artículo anterior, en razón a sus reglamentos y políticas internas, elaborarán su manual interno de procedimientos con el objeto de apoyar la aplicación de estas normas.

ARTICULO 4. La investigación para la salud comprende el desarrollo de acciones que contribuyan:

- a. Al conocimiento de los procesos biológicos y psicológicos en los seres humanos.
- b. Al conocimiento de los vínculos entre las causas de enfermedad, la práctica médica y la estructura social.
- c. A la prevención y control de los problemas de salud.
- d. Al conocimiento y evaluación de los efectos nocivos del ambiente en la salud.
- e. Al estudio de las técnicas y métodos que se recomienden o empleen para la prestación de servicios de salud.
- f. A la producción de insumos para la salud.

ARTICULO 50. El Comité de Ética en Investigación de la entidad de salud será el encargado de estudiar y aprobar los proyectos de investigación y solicitará los siguientes documentos:

a) Proyecto de investigación que deberá contener un análisis objetivo y completo de los riesgos involucrados, comparados con los riesgos de los métodos de diagnóstico y tratamiento establecidos y la expectativa de las condiciones de vida con y sin el procedimiento o tratamiento propuesto y demás información pertinente a una propuesta de investigación.

b) Carta del representante legal de la institución investigadora y ejecutora, cuando haya lugar, autorizando la realización de la investigación.

c) Descripción de los recursos disponibles, incluyendo áreas, equipos, y servicios auxiliares de laboratorio que se utilizarán para el desarrollo de la investigación.

d) Descripción de los recursos disponibles para el manejo de urgencias médicas.

e) Hoja de vida de los investigadores que incluya su preparación académica, su experiencia y su producción científica en el área de la investigación propuesta.

f) Los requisitos señalados en los artículos 57 y 61 de esta resolución, según el caso.

ARTICULO 51. Cuando exista patrocinio u otras formas de remuneración, deberán establecerse las medidas necesarias para evitar que estos originen conflictos de interés al investigador en la protección de los derechos de los sujetos de investigación, aunque hayan dado su consentimiento en la preservación de la veracidad de los resultados y en la asignación de los recursos.

ARTICULO 52. En el desarrollo de las investigaciones contempladas en este título deberán cumplirse las siguientes obligaciones:

a) El investigador principal informará al Comité de Ética en Investigación de la institución investigadora o de la institución ejecutora, de todo efecto adverso probable o directamente relacionado con la investigación.

b) El director de la institución investigadora notificará al Comité de Ética en Investigación, cuando así se requiera, de la presencia de cualquier efecto adverso, dentro de un plazo máximo de 15 días hábiles siguientes a su presentación.

c) El Comité de Ética en Investigación deberá suspender o cancelar la investigación ante la presencia de cualquier efecto adverso que sea impedimento desde el punto de vista ético o técnico para continuar con el estudio.

d) La institución investigadora rendirá al Comité de Ética en Investigación y al Ministerio de Salud, cuando así se requiera, un informe dentro de los quince (15) días hábiles siguientes a la suspensión de la investigación, que especifique el efecto advertido, las medidas adoptadas y las secuelas producidas.

ARTICULO 60. Para los efectos de éste reglamento, se entiende por investigación de otros nuevos recursos o modalidades diferentes de las establecidas, las actividades científicas tendientes al estudio de materiales, injertos, trasplantes, prótesis, procedimientos físicos, químicos y quirúrgicos, instrumentos, aparatos, órganos artificiales y otros métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación que se realicen en seres humanos o en sus productos biológicos, excepto los farmacológicos.

ARTICULO 61. Toda investigación a la que se refiere este capítulo deberá contar con la autorización del Comité de Ética en Investigación. Al efecto, las instituciones investigadoras deberán presentar la documentación que se indica en el artículo 50 de esta resolución, además de lo siguiente: a) Los fundamentos científicos, información sobre experimentación previa realizada en animales o en laboratorio. b) Estudios previos de investigación clínica cuando los hubiere. ⁽¹¹⁷⁾

4.4.3 Normatividad Disciplinar:

Ley 35 de 1989: **CÓDIGO DE ÉTICA DEL ODONTÓLOGO COLOMBIANO.**

- **Tribunal De Ética Odontológica**

La ignorancia de la Ley no exime de responsabilidad, todos lo sabemos y aceptamos. Sin embargo, como si se tratase de un abogado de nuestra conciencia, tal vez de manera inconsciente, decidimos que es mejor ignorar aquellas cosas que nos pueden afectar. Es el tabú. Por ello, a nivel familiar o personal no hablamos de la muerte, del cáncer, del Código Penal, o la vejez; eso les sucede a otros. Es la negación. Nuestra Ley de Ética para el Odontólogo Colombiano, o Ley 35 de 1989. Por aquello que representa para la filosofía profesional y las exigencias jurídicas del ejercicio personal, debería ser conocida a fondo por odontólogos y pacientes en Colombia.

La realidad es diferente, sin comprobación estadística y a modo de consideración personal, podemos afirmar que es casi total su desconocimiento. Pero la Ley sigue y está vigente. En los escasos seis años de existencia de nuestro Tribunal en el Valle del Cauca, ha sido una constante el ofrecimiento de información sobre el mismo Tribunal y la Ley. Conferencias a grupos de odontólogos, cartas a alcaldes del Departamento y autoridades de salud, avisos en diarios y revistas locales, información a consultorios jurídicos, autoridades judiciales y comunidades en general.

Ahora, con esfuerzo presupuestal, hemos decidido editar la Ley 35 de 1989 concordada con su Decreto Reglamentario 491 de 1990, es decir, como una unidad funcional, para estudio, archivo y consulta, en especial de los odontólogos del Valle del Cauca. Habíamos demorado un poco esta decisión a la espera del trámite legislativo de un proyecto de modificación a presentar en el Congreso de la República por la Federación Odontológica Colombiana, el Tribunal Nacional y los actuales seccionales. El mismo, consultado a nivel nacional y fundamentado en la experiencia y en la dinámica social que obliga a la dinámica jurídica. Tal proyecto, sin embargo, consideramos puede llevar en trámite de uno a tres años para su vigencia.

Coincidimos con el doctor Fernando Torres Sánchez en el prólogo del libro: «Responsabilidad en medicina», editado por el Tribunal Nacional de Ética Médica (1994), cuando dice: «de esta manera el Tribunal Nacional (léase Tribunal Seccional de Ética Odontológica del Valle del Cauca) lleva la función de Magisterio que se ha impuesto, no obstante, la Ley 23 de 1981 (léase Ley 35 de 1989), no lo faculta para ello pero tampoco se lo prohíbe. Creemos que la labor preventiva que pueda desarrollar el Tribunal es igual de importante y de seguro mucho más que la simplemente sancionadora que la ley le asigna». Si bien no es temor a la Ley el motor que impulsa nuestras acciones, bien podemos ajustar algunos procedimientos de interpretación personal a la demanda que en nombre de la sociedad y para mutua protección nos exige la misma.

Doctor Gerardo Umaña Llanos Magistrado Presidente Tribunal Seccional de Ética Odontológica Valle del Cauca. ⁽¹¹⁸⁾

Ley no. 35 del 8 de marzo 1989. “Sobre Ética del Odontólogo Colombiano”
Concordada con el Decreto Reglamentario No. 491, del 27 de febrero de 1990

El Congreso de Colombia DECRETA

CAPÍTULO I. Declaración de Principios

Artículo 1°.

a. Se entiende por ejercicio de la odontología la utilización de medios y conocimientos para el examen, diagnóstico, pronóstico con criterios de prevención, tratamiento de las enfermedades, malformaciones, traumatismos, las secuelas de los mismos a nivel de los dientes, maxilares y demás tejidos que constituyen el sistema estomatognático.

- Los conocimientos, capacidades y experiencias con que el odontólogo sirve a sus pacientes y a la sociedad, constituyen la base de su profesión. Por lo tanto, tiene obligación de mantener actualizados los conocimientos; los cuales, sumados a su honestidad en el ejercicio de la profesión, tendrán como objetivo una óptima y mejor prestación de los servicios.

- La presente Ley comprende el conjunto de normas sobre ética a que debe ceñirse el ejercicio de la odontología en la República de Colombia. Conc. D. 491/90. Art. 19. «En lo dispuesto por la Ley 35 de 1989. Artículo 1o., literal
- Demás constancias solicitadas, los conceptos emitidos por el odontólogo deberán ser por escrito y contener por lo menos los siguientes datos:
 - 1) Lugar y fecha de expedición.
 - 2) Persona o entidad a la cual se dirige el certificado.
 - 3) Objeto o fines del certificado.
 - 4) Nombre e identificación del paciente.
 - 5) Concepto.
 - 6) Nombre del odontólogo.
 - 7) Número de la tarjeta profesional o carnet.
 - 8) Firma del odontólogo».

CAPÍTULO II. Práctica profesional De las relaciones del odontólogo con el paciente

ARTICULO 2º. El odontólogo dispensará los beneficios de su profesión a las personas que los necesiten, sin más limitaciones que las expresamente señaladas en esta Ley, y rehusará la prestación de sus servicios para actos que sean contrarios a la moral y cuando existan condiciones que interfieran su libre y correcto ejercicio.

ARTICULO 3º. Los servicios odontológicos se fundamentan en la libre elección del odontólogo por parte del paciente. En el trabajo institucional se respetará, en lo posible, este derecho.

ARTICULO 4º. El odontólogo respetará la libertad del paciente para prescindir de sus servicios.

ARTICULO 5º. El odontólogo debe informar al paciente de los riesgos, incertidumbres y demás circunstancias que puedan comprometer el buen resultado del tratamiento.

ARTICULO 6º. La actitud del odontólogo ante el paciente será siempre de apoyo. Evitará todo comentario que despierte injustificada preocupación y no hará pronósticos de la enfermedad sin las suficientes bases científicas.

ARTICULO 7º. El odontólogo mantendrá su consultorio con el decoro y la responsabilidad que requiere el ejercicio profesional.

ARTICULO 8º. El odontólogo dedicará a sus pacientes el tiempo necesario para hacer una evaluación adecuada de su salud bucal. Igualmente indicará los exámenes indispensables para establecer el diagnóstico y prescribir el tratamiento correspondiente.

ARTICULO 9º. Siendo la retribución económica de los servicios profesionales un derecho, el odontólogo fijará sus honorarios de conformidad con la importancia y circunstancias del tratamiento que debe efectuar, teniendo en cuenta la situación económica del paciente, y previo acuerdo con éste o sus responsables.

ARTICULO 10º. El odontólogo no debe exagerar el valor de sus honorarios profesionales ni anteponer la obligación de prestar un servicio social a interés puramente comerciales.

ARTICULO 11º. El odontólogo está obligado a atender a cualquier persona que solicite sus servicios con carácter de urgencia, si el caso corresponde a su especialidad. De no ser así, ayudará al paciente a encontrar un profesional que lo atienda adecuadamente, quien luego lo remitirá a su propio odontólogo informándole del tratamiento ejecutado.

ARTICULO 12º. En caso de urgencia. La prestación del servicio no se condicionará al pago anticipado de honorarios profesionales.

ARTICULO 13º. Cuando quiera que se presenten diferencias entre el odontólogo y el paciente con respecto a los honorarios, tales diferencias podrán ser conocidas y resueltas por el Tribunal Seccional Ético Profesional de la respectiva Seccional de la Federación Odontológica Colombiana.

ARTICULO 14º. El odontólogo no exigirá al paciente exámenes innecesarios ni le someterá a tratamientos que no se justifiquen.

ARTICULO 15º. El Odontólogo no debe comprometerse a efectuar tratamientos para los cuales no esté plenamente capacitado.

ARTICULO 16º. El odontólogo no debe ofrecer o conservar como exclusivo ningún elemento, agente, método o técnica.

ARTICULO 17º. Es contrario a la ética emplear materiales diferentes a los convenidos con el paciente, o ejecutar tratamientos contraindicados.

ARTICULO 18º. El odontólogo no podrá atender ningún paciente que por su estado de salud, ponga en peligro su vida, salvo previa autorización escrita de sus familiares y/o el médico tratante.

ARTICULO 19º. El odontólogo no hará tratamiento, ni intervendrá quirúrgicamente a menores de edad, a personas en estado de inconsciencia o intelectualmente no capaces, sin la previa autorización de sus padres, tutores o allegados, a menos que la urgencia del caso exija una intervención inmediata.

ARTICULO 20º. La responsabilidad del odontólogo por reacciones adversas, inmediatas o tardías, producidas por efectos del tratamiento, no irá más allá del riesgo previsto.

ARTICULO 21º. Si la situación del enfermo es grave, el odontólogo tiene la obligación de comunicarle a sus familiares o allegados y al paciente en los casos que ello contribuya a la solución de sus problemas espirituales y materiales.

ARTICULO 22º. Cuando la evolución de la enfermedad así lo requiera, el odontólogo tratante podrá solicitar el concurso de otros colegas en Junta Odontológica o médica con el objeto de discutir el caso del paciente confiado a su asistencia.

Los integrantes de la Junta Odontológica y/o médica serán escogidos de común acuerdo, por los representantes del enfermo y el odontólogo tratante. ⁽¹¹⁸⁾

CAPITULO VIII DE LAS RELACIONES DEL ODONTÓLOGO CON LA SOCIEDAD Y EL ESTADO

ARTICULO 45º. El odontólogo deberá fomentar las medidas que beneficien la salud general y bucal de la comunidad.

ARTICULO 46º. El odontólogo deberá participar en la motivación y educación sanitaria, promoviendo los procedimientos generales aceptados para mejorar la salud bucodentaria tanto del individuo, como de la comunidad.

ARTICULO 47º. Por cuanto toda agremiación procura con la unión, la fuerza requerida para desarrollar programas que beneficien a la profesión, es recomendable para el odontólogo el que esté afiliado a una asociación científica o gremial.

ARTICULO 48º. El odontólogo colaborará con las entidades Gubernamentales en todo lo relacionado con el campo de su profesión; por voluntad propia y siempre que ella le se sea solicitada. ⁽¹¹⁸⁾

CAPITULO IX PUBLICIDAD Y PROPIEDAD INTELECTUAL

ARTICULO 49º. Para efectos de placas, membretes o avisos, el odontólogo sólo puede acompañar a su nombre el de la universidad que le otorgó el título y la especialidad cuando sea el caso, estipulando: Especialidad en... (Especialidad) o práctica limitada a... (Especialidad). El uso de caracteres desproporcionados o iluminados, o cualquier sistema similar es violatorio del presente artículo. La mención de título académico, honorífico, científicos, o de cargos desempeñados, solamente podrá hacerse en publicaciones de carácter científico.

ARTICULO 50º. Es contrario a la ética servirse de medios publicitarios para atraer pacientes o aparecer superior a los demás colegas. Solo será permitido al odontólogo comentar o informar sobre temas profesionales si lo hace en publicaciones o conferencias científicas

Artículo declarado INEXEQUIBLE por la Corte Constitucional, mediante Sentencia C-355-94, del 11 de agosto de 1994, Magistrado Ponente Dr. Antonio Barrera Carbonell.

ARTICULO 51º. La formación decorosa de clientela debe cimentarse en la capacidad profesional y en la honorabilidad. {La propaganda se manifiesta en contra del odontólogo que la emplea y disminuye en aprecio público hacia la profesión}. Este tiene la obligación de elevar su reputación, gracias a su cumplimiento, juicio y capacidades y todo ello solo por medio del servicio prestado a sus pacientes y a la sociedad. {El uso de propaganda de cualquier clase que ella sea, es incompatible con este precepto}.

Apartes entre corchetes {...} declarados INEXEQUIBLES por la Corte Constitucional, mediante Sentencia C-355-94, del 11 de agosto de 1994, Magistrado Ponente Dr. Antonio Barrera Carbonell.

ARTICULO 52º. La difusión de los trabajos odontológicos científicos e investigativos podrá hacerse por conducto de las publicaciones científicas correspondientes. Es contrario a la ética profesional hacer su divulgación en forma directa y anticipada por medio de persona no especializada, radiotelefonía, televisión, prensa o cualquier otro medio de información masiva.

ARTICULO 53º. El odontólogo no auspiciará en ninguna forma la publicación de artículos que no se ajusten estrictamente a hechos científicos debidamente comprobados, o los que se presenten en forma que induzcan a error, bien sea por el contenido o por el título de los mismos, o que impliquen una propaganda personal.

ARTICULO 54º. El odontólogo tiene la obligación de participar los resultados de sus investigaciones. La patente y derechos de impresión pueden ser adquiridos por un odontólogo siempre y cuando estos y la remuneración que se obtenga con ellos no se use para restringir la investigación, la práctica o el proceso profesional que se deriven del material patentado o impreso. En igual forma, se ajustará a las reglamentaciones sobre propiedad intelectual. ⁽¹¹⁸⁾

CAPÍTULO XI. Alcance y cumplimiento del Código y sus sanciones

Artículo 56. Las normas del presente Código rigen el ejercicio ético de la odontología. La Federación Odontológica Colombiana, las Facultades de Odontología y las Asociaciones Profesionales velarán por su cumplimiento. Ninguna circunstancia eximirá de su aplicación.

Artículo 57. Las faltas contra lo preceptuado en este Código serán sancionadas de acuerdo con las disposiciones legales vigentes. Por tanto, se considera obligatoria la enseñanza de la ética odontológica en las Facultades de Odontología. ⁽¹¹⁸⁾

CAPITULO XII ÓRGANO DE CONTROL Y RÉGIMEN DISCIPLINARIO

ARTICULO 58º. Reconócese a la Federación Odontológica Colombiana como Institución asesora y consultiva del Gobierno Nacional.

ARTICULO 59º. Crease el Tribunal Nacional de Ética Odontológica con sede en la capital de la República, con autoridad para conocer de los procesos disciplinarios Ético-Profesionales que se presenten por razón del ejercicio de la odontología en Colombia.

ARTICULO 60º. El Tribunal de Ética Odontológica estará integrado por cinco profesionales de la odontología elegidos por el Ministerio de Salud de una lista de diez (10) candidatos, de los cuales cinco (5) serán propuestos por la Federación Odontológica Colombiana y cinco (5) por la Asociación Colombiana de Facultades de Odontología (ACFO).

ARTICULO 61º. Para ser miembro del tribunal de Ética Odontológica se requiere: a) gozar de reconocida solvencia moral e idoneidad profesional; b) haber ejercido la odontología por espacio no inferior a quince años., o haber desempeñado la cátedra universitaria en Facultades de Odontología legalmente reconocidas por el Estado por lo menos durante diez años.

ARTICULO 62º. Los miembros del Tribunal Nacional de Ética Odontológica serán nombrados para un período de dos años, pudiendo ser reelegidos y tomarán posesión de sus cargos ante el Ministerio de Salud.

ARTICULO 63º. En cada Departamento, Intendencia o Comisaría se constituirá un Tribunal Seccional de Ética Odontológica.

ARTICULO 64º. El tribunal Seccional de Ética Odontológica estará integrado por cinco profesionales de la odontología elegidos por el Tribunal Nacional de Ética Odontológica de conformidad con lo establecido en el artículo 63, escogidos de listas presentadas por las Seccionales de la F.O. C. Correspondientes cuyo número en cada caso no podrá ser inferior a diez profesionales, salvo cuando en el respectivo territorio no existiere este número con el lleno de las calidades que más adelante se señalan.

ARTICULO 65º. Para ser miembro del Tribunal Seccional de Ética Odontológica se requiere. Gozar de reconocida solvencia moral e idoneidad profesional. Haber ejercido la odontología por espacio no inferior a diez años, o haber desempeñado la cátedra universitaria en Facultades de Odontología legalmente reconocidas por el Estado, por lo menos por cinco años.

ARTICULO 66º. Los miembros de los Tribunales Seccionales de Ética Odontológica serán nombrados para un período de dos años pudiendo ser reelegidos y tomarán posesión de sus cargos ante la primera autoridad de salud del lugar.

ARTICULO 67º. Los miembros de los Tribunales Ético Profesionales Nacional y Seccionales deberán pertenecer si fuere posible, a diferentes especialidades odontológicas.

ARTICULO 68º. El Tribunal Nacional de Ética Odontológica enviará en las oportunidades en que elija Tribunales, los nombres de sus integrantes al Ministerio de Salud para que, si lo considera conveniente, manifieste su oposición al nombramiento se entenderá perfeccionado y considerado en firme si pasados treinta días hábiles, contados a partir de la fecha de recibo de la consulta por parte del Ministerio éste no se hubiere pronunciado sobre el particular.

ARTICULO 69º. Los tribunales Ético Profesionales, en ejercicio de las atribuciones que se les confieren mediante la presente Ley, cumplen una función pública, pero sus integrantes por el solo hecho de serlo no adquieren el carácter de funcionarios públicos. ⁽¹¹⁸⁾

5. Metodología.

5.1 Diseño de estudio.

Analítico

5.1.2 Tipo de estudio.

En esta investigación se realizó un estudio experimental in vitro.

5.2 Población o universo.

Se realizaron 24 coronas monolíticas en diferentes grosores, se elaboraron en cerámica de silicato de litio (Celtra® Duo – Dentsply Sirona). Para evitar variaciones en las preparaciones de los dientes se tomaron 24 dientes en ivorina del diente 26 con preparaciones preestablecidas en chamfer liviano (Nissin Dental Products Inc.).

5.3 Criterios de inclusión y exclusión.

5.3.1 Criterios de inclusión.

- Dientes en ivorina del diente 26 con preparaciones preestablecidas en chamfer liviano (Nissin Dental Products Inc.) El ángulo de convergencia entre las dos paredes axiales está diseñado con una angulación de 10 °.

5.3.2 Criterios de exclusión.

- Dientes de ivorina que no sean 26.
- Dientes de ivorina con preparaciones alteradas.
- Dientes de ivorina que no presenten línea de terminación en chamfer liviano
- Cerámicas que no sean silicato de litio
- Cerámicas que sean inyectadas

5.4 Variables.

NOMBRE DE LA VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	VALORES POSIBLES
Grosor de la corona en oclusal	Porción superior de la restauración que contacta con el objeto de presión	Cuantitativa continua	Delgado, optimo, grueso
Resistencia a la fractura	Determina la fuerza máxima que pueden soportar las restauraciones cerámicas antes de sufrir una deformación plástica o fractura.	Cuantitativa continua	Se expresa en Newtons.

5.5 Fases de la investigación.

- Búsqueda de literatura.
- Propuesta de proyecto.
- Elaboración de anteproyecto.
- Búsqueda de bibliografía.
- Presentación a comité de ética.
- Trabajo de campo.
- Análisis de la información: programa estadístico a utilizar.
- Resultados y discusión.
- Conclusiones.

5.6 Consideraciones éticas.

Autonomía: esta investigación cumple con el principio bioético de autonomía porque se tiene autorización mediante cartas de las instituciones donde se va a realizar el trabajo Universidad Del Valle y Universidad Santiago De Cali.

Beneficencia: Tanto los estudiantes de odontología, como los docentes, clínicos y los pacientes tendrán beneficio puesto que los hallazgos permitirán ampliar el conocimiento sobre las características que debe tener una restauración elaborada en silicato de litio para tener mayor resistencia a la fractura, brindando a toda la comunidad odontológica la facilidad al tomar decisiones clínicas particulares de cada paciente.

No Maleficencia: Este proyecto puede presentar como riesgo los accidentes laborales, dado que se manejarán muchos materiales que pueden llegar a ser tóxicos, cortopunzantes y compresivos, sin embargo, con el uso de todos los accesorios de bioseguridad y respetando las señalizaciones de los laboratorios estos riesgos serán minimizados por los investigadores.

Justicia: se aplicará los mismos criterios de selección para cada muestra, todas las muestras estarán almacenadas bajo las mismas condiciones, todos los materiales serán manipulados de acuerdo con las indicaciones del fabricante y los resultados no podrán ser manipulados por los investigadores.

6. Materiales y métodos.

Se realizaron 24 coronas monolíticas en diferentes grosores, en cerámica de silicato de litio (Celtra® Duo – Dentsply Sirona®). Para evitar variaciones en las preparaciones de los dientes se tomaron 24 dientes en ivorina del diente 26 con preparaciones preestablecidas en chamfer liviano (Nissin Dental Products Inc.®) (fig. 1). El ángulo de convergencia entre las dos paredes axiales está diseñado con una angulación de 10 °. Todos los especímenes se montaron en moldes cilíndricos usando acrílico transparente autopolimerizable (Fig. 2).

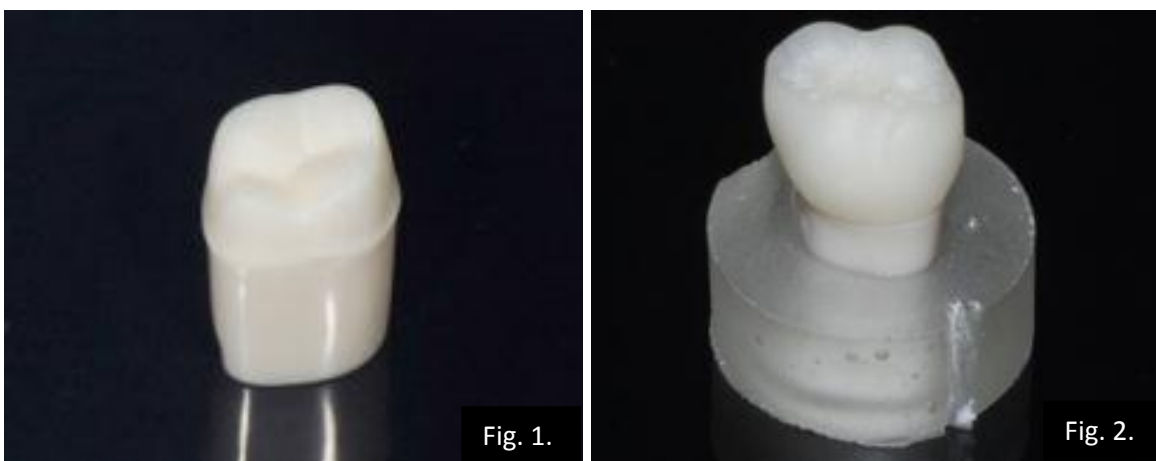


Fig. 1 Diente en ivorina del diente 26 con preparaciones preestablecidas en chamfer liviano (Nissin Dental Products Inc.®).

Fig. 2 Diente Nissin Dental Products Inc.®, puesto en el molde acrílico transparente autopolimerizable.

El proceso para la elaboración de las coronas fue por medio de CEREC SW CAD / CAM (Versión de software 4.5.2 Dentsply Sirona®) Se realizó el escaneado de los dientes usando CEREC Omnicam (Cerec Omnicam, software 4.5.2 - Dentsply Sirona®) el diseño de las coronas se realizó con el programa (CEREC SW software 4.5.2 - Dentsply Sirona®) y el Fresado con fresadora MCXL (Cerec CAM software 4.5.2 - Dentsply Sirona®) Las fresas de diamante de corte se cambiaron después de fresar 8 coronas, y la unidad de fresado se calibró utilizando el kit de calibración CEREC, por último las coronas se cristalizaron según las indicaciones del fabricante en el horno EP Programat (Ivoclar Vivadent®).

Se dividieron las coronas en 3 grupos según el grosor de su cara oclusal, Grupo I (n=8) con grosor en la cara oclusal de 0.5 mm, Grupo II (n=8) con grosor en la cara oclusal de 0.7 mm, Grupo III (n=8) con un grosor en la cara oclusal 1.0 mm, para un total de 24 coronas.

Antes de la cementación, todas las coronas se lavaron en lavadora ultrasónica (UC50DB BioSonic®) durante 1 minuto en alcohol isopropílico al 97%, se lavaron con agua y se secaron con aire según las indicaciones de la casa comercial, después la superficie interna de todas las coronas se grabó durante 20 segundos con ácido fluorhídrico gel al 10 % (Maquira®) (Fig. 3) y se lavó en lavadora ultrasónica (UC50DB BioSonic®) durante 1 minuto usando alcohol isopropílico al 97%, finalmente se lavaron en agua y se secaron con aire. Luego, se realizó protocolo de silanización usando silano (Angelous®) (Fig. 4) y se dejó reposar hasta evaporarse, los dientes se grabaron con ácido fosfórico al 37% (Jade®) durante 20 segundos (Fig. 5), se lavaron con agua durante 40 segundos y se secaron en aire, luego se usó adhesivo Universal (Bisco®) aplicando una gota sobre cada micro aplicador (Huanghai Promisee Dental Co®) (Fig. 6) y se frotó el adhesivo en el diente durante 10 segundos, cada muestra luego se aireó durante 5 segundos y se fotopolimerizó durante 20 segundos usando lámpara de fotocurado VALO (Ultradent®). Se usó Calibra Ceram (Dentsply®) como agente de cementación para unir las coronas a los dientes. La mezcla se aplicó a la superficie interna de cada corona, se cementaron y se esperó durante 1 minuto para que el cemento iniciara su proceso químico, luego el exceso de cemento se eliminó de los márgenes y se realizó la fotopolimerización durante 5 segundos por cada superficie con lámpara VALO (Ultradent®) a máxima potencia. Una vez se cementaron, se mantuvieron en posición durante 3 minutos con la presión de los dedos (Fig. 7), durante la cementación se presentó la fractura de una de las coronas del Grupo III, sin embargo, se continuo con el proceso y este grupo quedo con una muestra de 7 coronas, esta situación no altera el análisis estadístico, todas las muestras se pusieron en glicerina durante 1 semana antes de la prueba.



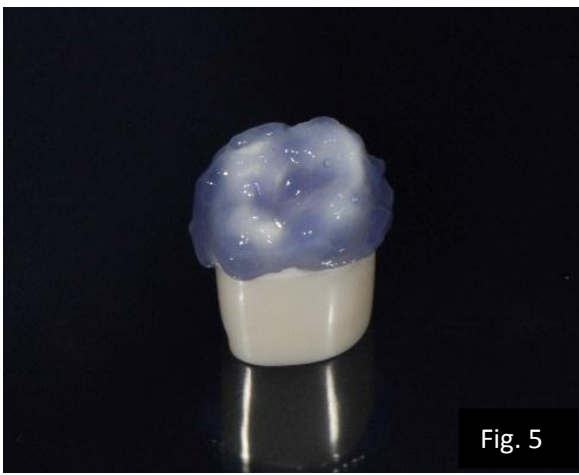


Fig. 5

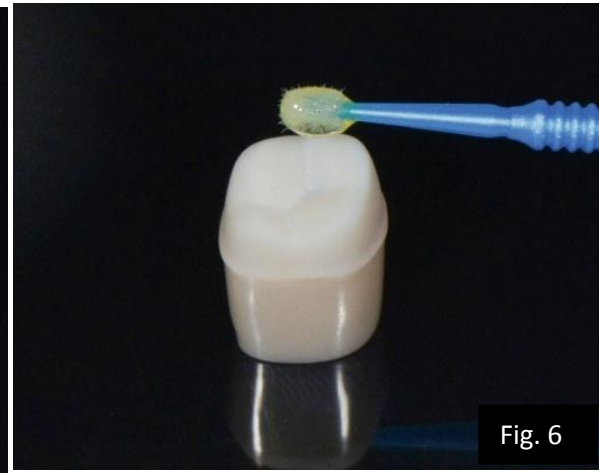


Fig. 6

Fig. 3 Grabado con ácido fluorhídrico gel al 10 % (Maquira®) durante 20 segundos, en la superficie interna de las coronas.

Fig. 4 silanización usando silano (Angelous®) en la cara interna de las coronas.

Fig. 5 Grabado con ácido fosfórico al 37% (Jade®) a los dientes durante 20 segundos.

Fig. 6 Aplicación de adhesivo Universal (Bisco®).

Se utilizó una máquina de prueba universal H50Ks (Tinius Olsen®) para asumir las pruebas de fractura de todas las muestras (Fig. 8). Las muestras fueron retenidas firmemente a la máquina de prueba. Se aplicó una carga axial de compresión estática a la superficie oclusal de la corona cerámica con un balón de acero de 3.81 mm (Fig. 9) a una velocidad de ± 05 mm/min.

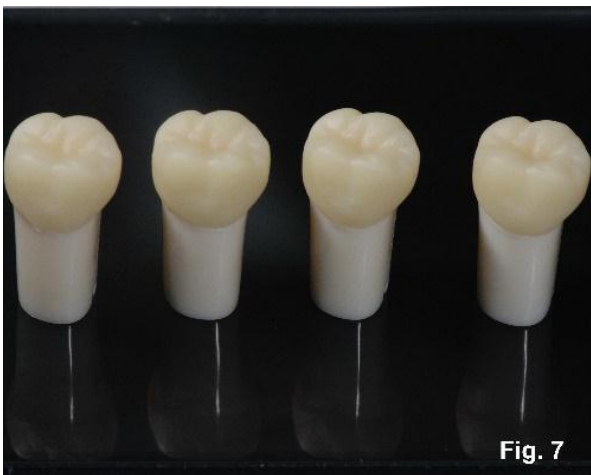


Fig. 7

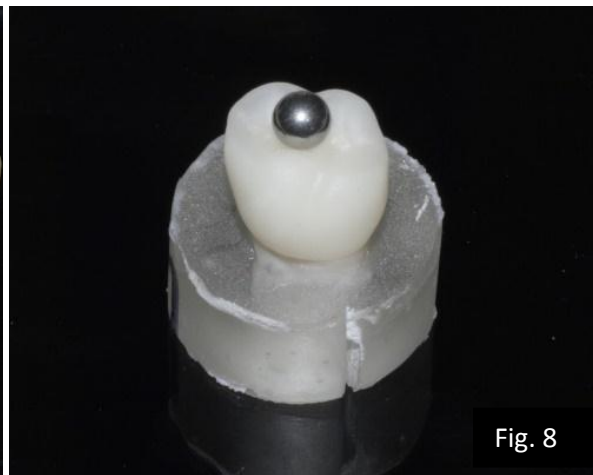


Fig. 8

Fig. 7 Coronas en silicato de litio (Celtra Duo – Dentsply Sirona®) cementadas sobre los dientes.

Fig. 8 Superficie oclusal de la corona cerámica con el balón de acero de 3.81 mm.

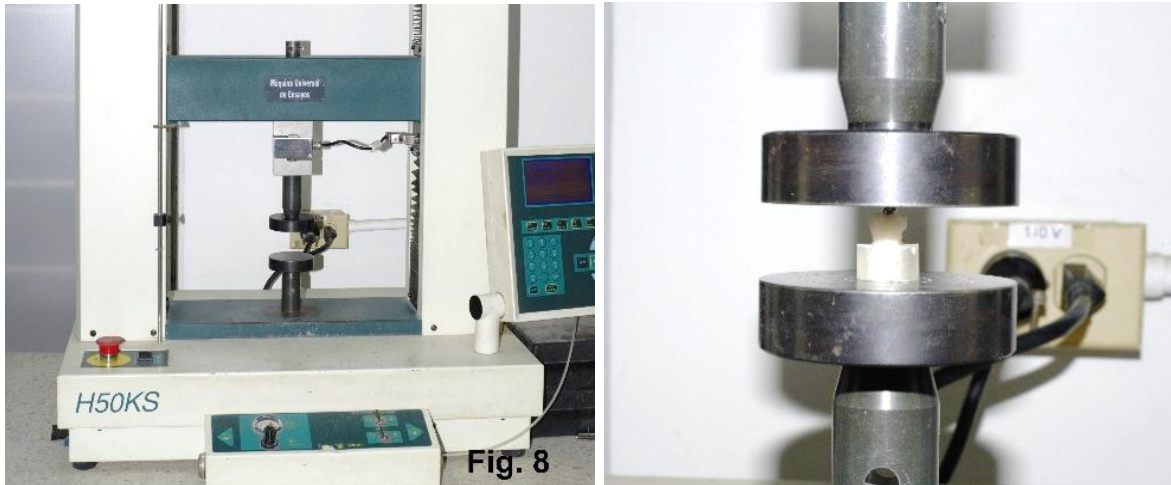


Fig. 8

Fig. 9 Máquina de prueba universal H50Ks (Tinius Olsen®).

La carga de compresión se centraba en la fosa central de cada corona, de modo que la carga se aplicaba a las crestas triangulares de las cúspides palatina y vestibular. La carga de compresión (N) que causó la fractura, se registró para cada espécimen la fuerza aplicada y se dispusieron los resultados para su correspondiente comparación.

7. Análisis estadístico.

Los resultados arrojados por la maquina Instron fueron tabulados en una hoja de Excel y graficados, se seleccionaron los datos de la fuerza máxima antes de un descenso abrupto de la misma que se visualizaba como un pico en la gráfica.

En STATA IC15 se estimaron las medidas de tendencia central y de dispersión para la fuerza máxima (N) para cada uno de los espesores 0.5mm, 0.7mm y 1.0mm. Además, se realizaron contrastes de normalidad mediante la prueba de Shapiro Wilk y de homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene.

Finalmente, se contrastaron los promedios de la resistencia a la fractura (esfuerzo máximo) de los diferentes espesores con la prueba de Anova de una vía y la posprueba de Tukey. Se estableció el nivel de significancia estadística en 5% y el de confianza en 95%.

8. Resultados.

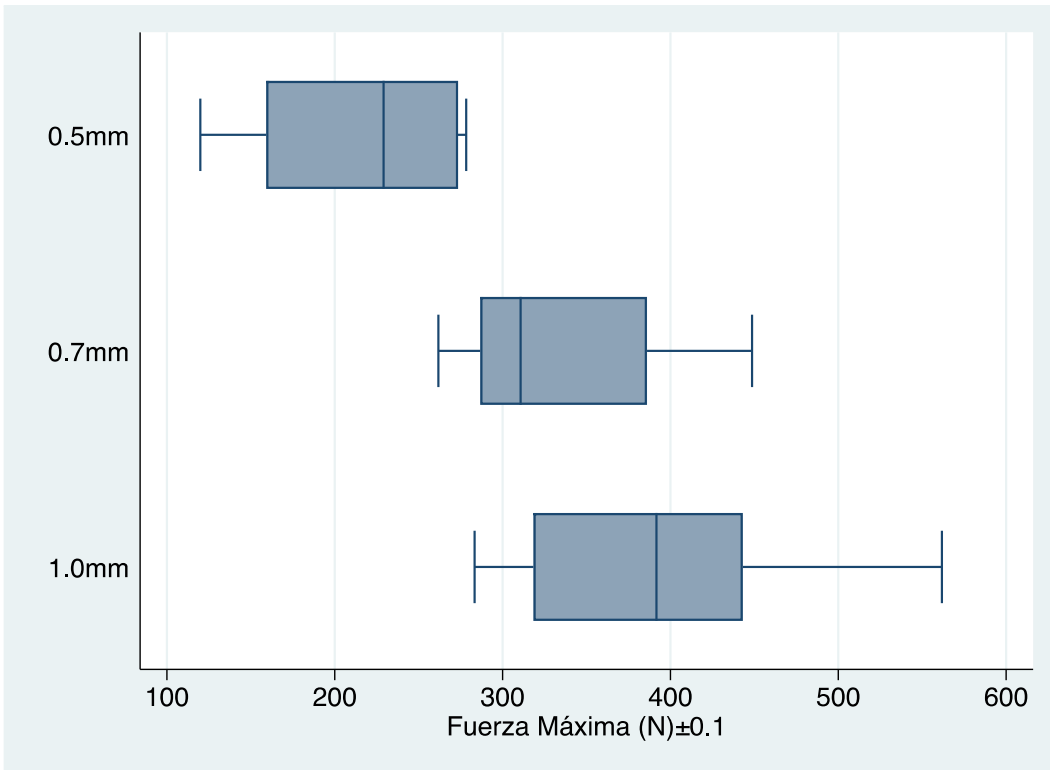
Se utilizaron 23 cuerpos de muestra distribuidos proporcionalmente en tres grupos de espesor: 1) 0.5mm, 2) 0.7mm y 3) 1.0mm.

Se evidenció el incremento de la fuerza máxima (N) conforme se incrementa el espesor de las caras oclusales de las coronas en silicato de litio reforzado con zirconio. Así, el promedio del esfuerzo máximo del grupo 0.5 mm fue menor que el de 0.7mm y 1.0 mm; esta diferencia fue estadísticamente significativa, mientras que entre el grupo de 0.7mm y 1.0mm este incremento no resulto significativo (Tabla 1 y Figura 1)

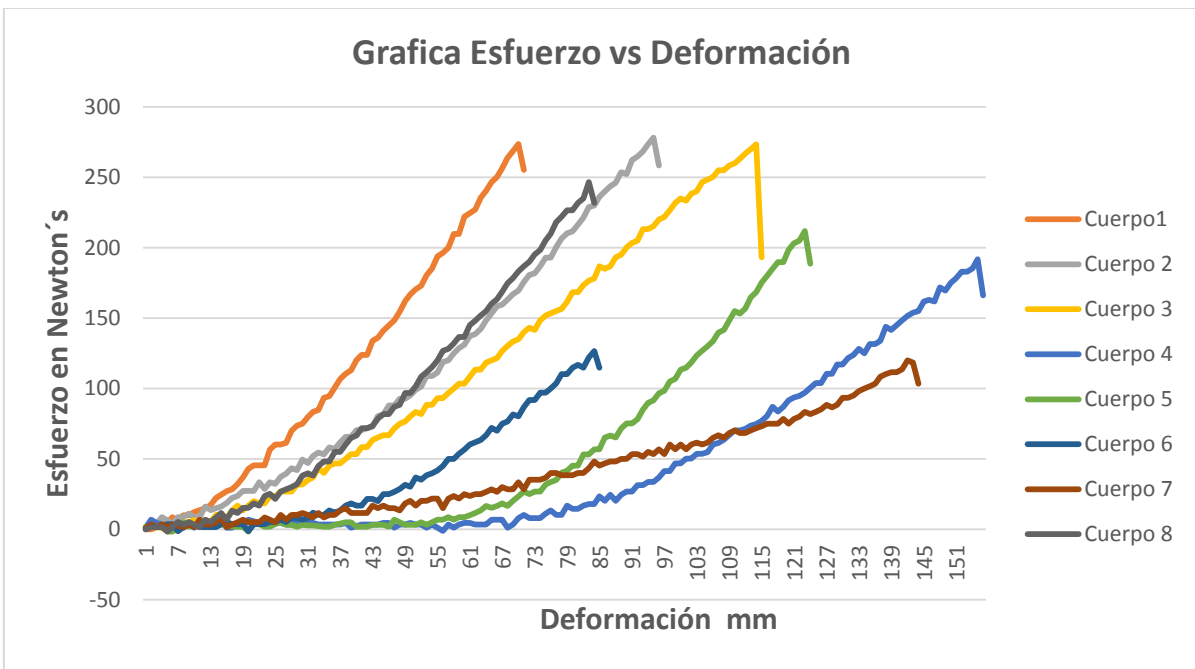
Espesor	n	Fuerza Máxima (N)		p
		Promedio ± DE	Me (IQR)	
0.5mm*†	8	215.18 ± 64.65	229.10 (159.13 - 273.44)	0.004
0.7mm*	8	334.62 ± 65.51	310.73 (286.66 - 385.96)	
1.0mm†	7	397.10 ± 91.59	391.66 (318.33 - 443.10)	

* Diferencias entre 0.5mm vs 0.7mm.

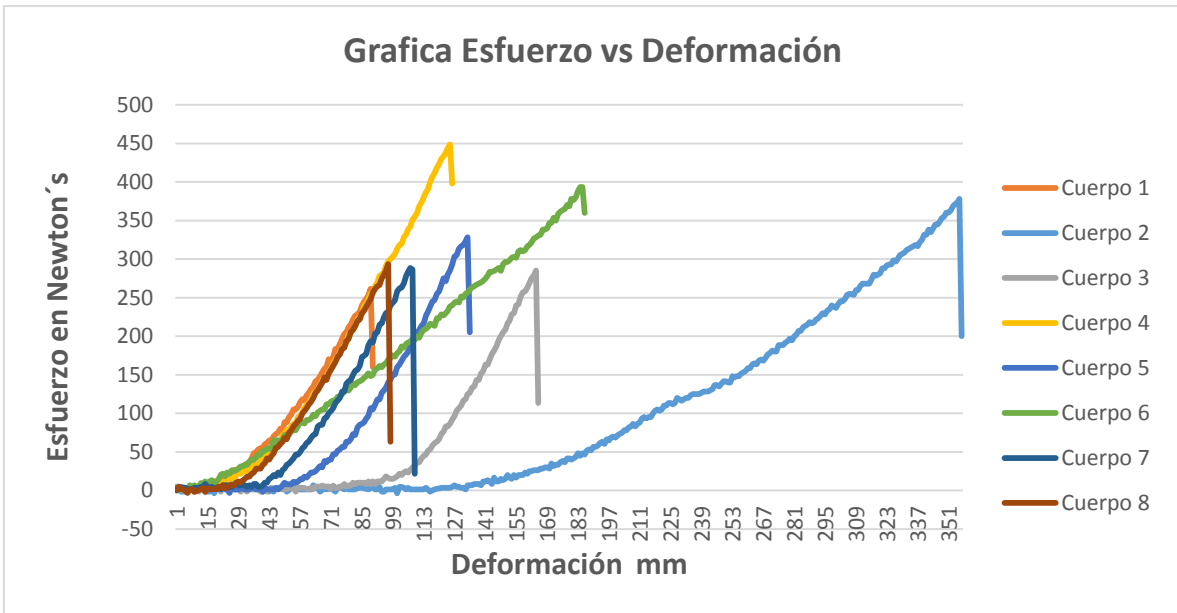
† Diferencias entre 0.5mm vs 1.0mm.



Grafica 1. Distribución de la fuerza máxima (N) de coronas en silicato de litio reforzado con zirconio con tres espesores distintos.



Grafica 2: Gráfica de Esfuerzo vs deformación de compresión en coronas dentales de 0.5 mm de espesor.



Gráfica 3: Gráfica de Esfuerzo vs deformación de compresión en coronas dentales de 0.7 mm de espesor.



Gráfica 4: Gráfica de Esfuerzo vs deformación de compresión en coronas dentales de 1.0 mm de espesor.

9. Discusión.

El análisis realizado en este estudio mostro que a medida que las coronas en silicato de litio aumentan el grosor oclusal aumenta también la resistencia a la fractura, por tanto, se niega la hipótesis nula del estudio. Las pruebas de resistencia a la fractura de los materiales cerámicos son importantes para evaluar la vida útil, reconocer las condiciones para el funcionamiento ideal del material y disminuir las probabilidades de futuras fallas ⁽⁴⁹⁾.

En la literatura aún hay debate sobre si disminuir el grosor oclusal de las coronas puede afectar la resistencia a la fractura del material, algunos autores afirman que reducir el grosor oclusal de las coronas podría afectar negativamente las propiedades físicas del material ⁽¹¹⁹⁾. En nuestra investigación el grosor oclusal si afecto la resistencia a la fractura de las coronas en silicato de litio reforzado con zirconio cuando se sometieron a una carga continua, lo que confirma lo planteado por R. Segni en su investigación, otros autores soportan que las propiedades físicas de las coronas pueden verse afectadas por otras condiciones como son el tipo de unión, el sustrato al que se está uniendo y el material en que se realiza la corona ^(120, 121, 122).

Se deben considerar conjuntamente todos estos factores cuando se quieren evaluar el rendimiento clínico de un material, sin embargo, en este estudio se pudo observar que, siguiendo un protocolo completamente estandarizado, reproducible y controlado, la variación en el grosor oclusal de las coronas para evaluar las propiedades físicas del material tuvieron una influencia directa en la resistencia del material.

Otro aspecto a considerar dentro de las restauraciones cerámicas en odontología es la cristalización, la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio requiere de este proceso para lograr mejores propiedades mecánicas, durante este proceso las partículas de metasilicato de litio se transforman en partículas de disilicato de litio ^(123, 124, 125, 126); estudios han demostrado que las fuerzas tangenciales para las cerámicas de silicato de litio reforzado con zirconio cristalizado son significativamente mayores que las registradas para la cerámica en estado de precrystalización ⁽¹²⁷⁾.

La cerámica de vidrio de silicato de litio reforzado con zirconio – Celtra Duo-Dentsply Sirona® tiene una disposición microestructural de cristalitos de metasilicato de litio submicrométricos de hasta $\mu 1 \mu\text{m}$ de longitud que son más grandes comparados con los usados en la cerámica Vita Suprinity® que registran cristalito de hasta $\mu 0.5 \text{ m}$, estudios han mostrado que durante la cristalización los granos de zirconio disminuyen lo que genera que la cerámica Celtra Duo cristalizada presente mayor resistencia a la fractura ^(124,128), esta situación muestra que la microestructura de las cerámicas afectan directamente en las propiedades físicas de las mismas ⁽¹²⁹⁾.

El sistema masticatorio genera una fuerza que es conocida como fuerza de mordida, la cual se da cuando los músculos masticatorios y la articulación temporomandibular inician su función, esta se define como la máxima fuerza generada entre los dientes maxilares y mandibulares ^(130,131,132,133).

Algunas investigaciones han tratado de registrar los rangos en los que la fuerza de mordida se presenta, sin embargo, esta fuerza está condicionada por factores anatómicos, edad, cantidad de dientes presentes en boca, presencia de actividad parafuncional ^(134,135), que podrían ser muy variables de una persona a otra, los estudios realizados por Eijeden, V. y Serra, C. M. mostraron valores de fuerza de mordida en molares dentro de un rango entre 383.6 N – 470 N ^(136,137), estos valores frente a los encontrados en este estudio donde la resistencia a la fractura de las coronas en silicato de litio reforzados con zirconio alcanzaron valores hasta de 561.6 N, nos indican que para este tipo de material se podría recomendar el uso de coronas que tengan un grosor oclusal mínimo 1.0 mm para un rendimiento clínico que sobrepase el rango de la fuerza máxima de mordida, sin embargo surge la pregunta ¿cuántas veces una persona dentro de su actividad normal realiza oclusión con su fuerza máxima?, lo que pone en juicio si registrar el valor máximo de fuerza en la oclusión es lo ideal al compararlo con el rendimiento de un material.

Clínicamente se presentan una variedad de condiciones que influyen en el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas, muchas de estas condiciones pueden ser simuladas en estudios in vitro, por lo que los resultados obtenidos son aproximaciones a los rendimientos que clínicamente pueden ofrecer los materiales, este estudio se realizó tratando de simular las condiciones clínicas y los resultados mostraron un comportamiento de la cerámica en el que se aumenta la resistencia a la fractura a medida que el grosor oclusal de la corona aumenta.

10. Conclusión.

Los diferentes grosores oclusales realizados en las coronas de silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo – Dentsply Sirona®) si influyeron en la resistencia del material a la carga de falla compresiva, se pudo evidenciar que a medida que se aumenta el grosor oclusal el esfuerzo máximo que soporta el material es mayor, sin embargo.

11. Recomendaciones.

- Se requiere de más estudios in vitro y seguimientos a largo plazo que fortalezcan los resultados de este estudio.
- Se recomienda comparar con diferentes grosores a los tenidos en cuenta en este estudio.
- Se sugiere utilizar otro material como sustrato.
- Se recomienda hacer la evaluación con otros materiales cerámicos.

11. Referencias Bibliográficas.

1. Edelhoff, Daniel and John A. Sorensen. "Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth." *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 22 3 (2002): 241-9
2. Veneziani, Marco. "Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique." *The international journal of esthetic dentistry* 12 2 (2017): 204-230
3. Edelhoff D, Liebermann A, Beuer F, Stimmelmayer M, Güth JF. Minimally invasive treatment options in fixed prosthodontics. *Quintessence Int.* 2016 Mar;47(3):207-16. doi: 10.3290/j.qi.a35115.
4. Piemjai, Morakot and Mansuang Arksornnukit. "Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems." *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* 16 6 (2007): 457-64.
5. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005 Jun;32(6):441-7.
6. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244.
7. Deany, I L. "Recent advances in ceramics for dentistry." *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists* 7 2 (1996): 134-43.
8. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016 Apr;60(2):72-84. doi: 10.1016/j.jpor.2016.01.003.
9. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009 Jan;28(1):44-56.
10. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* 2016 May;95(5):487-95. doi: 10.1177/0022034516634286.

11. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014 Oct;58(4):208-16. doi: 10.1016/j.jpor.2014.07.003.
12. Ginés, Rebekka, et al. "Ceramic–polymer composites with improved dielectric and tribological properties for semi-active damping." *Composites Part B: Engineering* 72 (2015): 80-86.
13. Denry, Isabelle L. and J. R. Kelly. "State of the art of zirconia for dental applications." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 24 3 (2008): 299-307.
14. Kelly, J. R. and Isabelle L. Denry. "Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 24 3 (2008): 289-98.
15. Pittayachawan, Piyapanna et al. "Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic." *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 88 2 (2009): 366-77.
16. Guazzato, Massimiliano et al. "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 20 5 (2004): 441-8.
17. Ardlin, Berit I. "Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure." *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 18 8 (2002): 590-5.
18. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 16:135-153. doi: 10.1111/clr.13352.
19. Raigrodski, Ariel J. et al. "The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study." *The Journal of prosthetic dentistry* 96 4 (2006): 237-44.
20. Christensen, Rella P and Brad J Ploeger. "A Clinical Comparison of Zirconia, Metal and Alumina Fixed-Prosthesis Frameworks Veneered With Layered or Pressed Ceramic: A three-year report." *Journal of the American Dental Association* 141 11 (2010): 1317-29.

21. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LMG, Reis JMDSN, Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *J Prosthet Dent.* 2017 Jul;118(1): 61-68.doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09. 026.
- 22 Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater.* 2009 Apr;25(4):419-23. doi: 10.1016/j.dental.2008.09. 003.
23. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):247-57. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60133-3.
24. Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci.* 2010 Dec;52(4):647-52.
25. Agne MT, Voorhees PW, Snyder GJ. Phase Transformation Contributions to Heat Capacity and Impact on Thermal Diffusivity, Thermal Conductivity, and Thermoelectric Performance. *Adv Mater.* 2019 Aug;31(35):e1902980. doi: 10.1002/adma.201902980.
26. Piddock V. Effect of alumina concentration on the thermal diffusivity of dental porcelain. *J Dent.* 1989 Dec;17(6):290-4.
27. Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res.* 1980 Mar;59(3):608-13.
28. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012 Mar;107(3):163-9. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60050-X.
29. hang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):1201-8. doi: 10.1016/j.dental.2013.09.004.
30. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int.* 2015;2015:418641. doi: 10.1155/2015/418641.
31. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-8. doi: 10.3109/00016357.2015.1007479.

32. Awad, Daniel et al. "Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness." *The Journal of prosthetic dentistry* 113 6 (2015): 534-40.
33. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont Res.* 2017 Jul;61(3):344-349. doi: 10.1016/j.jpor.2016.12.008.
34. Belli, Renan, et al. "Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization." *Dental Materials* 33.1 (2017): 84-98.
35. Palmero P. Structural Ceramic Nanocomposites: A Review of Properties and Powders' Synthesis Methods. *Nanomaterials (Basel).* 2015 Apr 28;5(2):656-696. doi: 10.3390/nano5020656.
36. Yuan R, Beyerlein IJ, Zhou C. Coupled crystal orientation-size effects on the strength of nano crystals. *Sci Rep.* 2016 May 17;6:26254. doi: 10.1038/srep26254.
37. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent.* 2014 Dec;16(6):547-52. doi:10.3290/j.jad.a33249.
38. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.
39. Zhang, Yu and Brian R. Lawn. "Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws." *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 72 2 (2005): 388-92 .40. Bhowmick, Sanjit et al. "Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading." *Acta materialia* 55 7 (2007): 2479-2488 .
41. May, Liliana Gressler, et al. "Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns." *Dental Materials* 31.8 (2015): 895-900.
42. Zucuni, Camila Pauleski et al. "CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior." *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 71 (2017): 201-208 .

43. Kelly, J. R. et al. "ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing." *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 33 11 (2017): 1192-1204 .
44. Mante FK, Ozer F, Walter R, Atlas AM, Saleh N, Dietschi D, et al. The current state of adhesive dentistry: a guide for clinical practice. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34:2–8.
45. 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.
46. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont Res.* 2017 Jul;61(3):344-349. doi: 10.1016/j.jpor.2016.12.008.
47. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent.* 2014 Dec;16(6):547-52. doi:10.3290/j.jad.a33249.
48. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.
49. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater.* 1995 Mar;11(2):142-6.
50. Heydecke G, Butz F, Binder JR, Strub JR. Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dent Mater* 2007;23:785–91.
51. Ring ME. *Dentistry, an illustrated history.* New York HN Abrams, 1985:160-181, 193-211. Kingery WD, Vaudiver.
52. Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent Clin North Am* 1985;29:621-44. 7, Prim H. Pierre.
53. A. Rosenblum, Marc & Schulman, Allan. (1997). A Review of All-Ceramic Restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 128. 297-307. 10.14219/jada.archive.1997.0193.
54. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-67.

55. Borba M, Miranda WG Jr, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res.* 2013 Sep-Oct;27(5):396-402. doi: 10.1590/S1806-83242013000500003.
56. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jun;22(6):658-63. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02019.x.
57. Sozio RB, Riley EJ. Shrink-free ceramic. *Dent Clin North Am.* 1985 Oct;29(4):705-17.
58. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic threeunit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal Of Oral Sciences* 2005;113(2):174-79.
59. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2007;98(5):389-404.
60. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2011;105(4):249-55.
61. Helvey GA. Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35:38–43.
62. Sakaguchi RL, Powers JM (eds). *Craig's Restorative Dental Materials*, ed 13. Philadelphia: Mosby, 2012.
63. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56(Suppl.1):84–96
64. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. Accessed March 17, 2015.
65. ESPE M. Website communication to dental professionals. http://solutions.3m.com/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1357744363000&locale=en_WW&assetType=MMM_Im age&assetId=1319230699460&blobAttribute=ImageFile. Accessed March 17, 2015.
66. G. Sjogren, R. Lantto, A. Granberg, B.O. Sundstrom, A. Tillberg, Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 12, 122–128 (1999)
67. Pavlovic, Vladimir & Vulicevic, Zoran & P. Pavlović, V. (2017). *Contemporary Dental Ceramics*. 10.2991/978-94-6239-213-7_9.

68. R. Frankenberger, A. Petschelt, N. Kramer, Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent.* 25, 459–465 (2000)
69. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419–26.
70. Salazar Marocho SM, Studart AR, Bottino MA, Bona AD. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater* 2010;26:483–90.
71. Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Barrett AA, Griggs JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dent Mater* 2008;24:1568–74.
72. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31:716–20.
73. Tysowsky G. The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic and durable metal-free alternative. *Oral Health J* 2009;3:93–7.
74. Dentsply sirona Celtra Duo CAD/CAM restorative. Celtra Duo brochure. Available at: www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/en_US/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/BRO_Celtra_Duo_USA_EN_2017_08.pdf
75. W. Höland, V. Rheinberger, E. Apel, C. van't H Hoen, M. Höland, A. Dommann, M. Obrecht, C. Mauth, U. Graf-Hausner, Clinical applications of glass-ceramics in dentistry, *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 17 (2006) 1037–1042.
76. W. Höland, M. Schweiger, M. Frank, V. Rheinberger, A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics, *J. Biomed. Mater. Res.* 53 (2000) 297–303.
77. H.J. Conrad, W.J. Seong, I.J. Pesun, Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review, *J. Prosthet. Dent.* 98 (2007) 389–404.
78. K.J. Anusavice, *Phillips' Science of Dental Materials*, in: K.J. Anusavice (Ed.), Saunders, W. B Philadelphia, 2003, pp. 655–719.
79. International Organization for Standardization, ISO 6872:2008(E): Dentistry–Ceramic materials, 2008.

80. Saifang Huang, Ying Li, Shanghai Wei, Zhaohui Huang, Wei Gao, Peng Cao, A novel high-strength lithium disilicate glass-ceramic featuring a highly intertwined microstructure, *Journal of the European Ceramic Society*, Volume 37, Issue 3, 2017, Pages 1083-1094,
81. Green DJ, Hannink RHJ, Swain MV. 1989. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton (FL): CRC Press.
82. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. 2000. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Amer Ceram Soc.* 83(3):461–487.
83. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4.
84. Piconi, C., Maccauro, G., 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6.
85. Pieger S, Salman A, Bidra AS. 2014. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 112(1):22–30.
86. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. 2011. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 90(8):937–952.
87. Harris JJ, Marquis PM. Comparison of the deformation and failure characteristics of morphologically distinct metal-glass interpenetrating phase composites. *Journal of Materials Science* 2002;37:2801–10.
88. O'Brien DJ, Parquette B. Polymer toughness transfer in a transparent interpenetrating glass-polymer composite. *Composites Science and Technology* 2012;73:57–63.
89. Chen H, Dong X, Zeng T, Zhou Z, Yang H. The mechanical and electric properties of infiltrated PZT/polymer composites. *Ceramics International* 2007;33:1369–74.
90. Ashby MF. Hybrids to fill holes in material property space. *Philosophical Magazine* 2005;85:3235–57.
91. Feng XQ, Mai YW, Qin QH. A micromechanical model for interpenetrating multiphase composites. *Computational Materials Science* 2003;28:486–93.
92. Clarke DR. Interpenetrating phase composites. *Journal of the American Ceramic Society* 1992;75:739–59.

93. Swain, Michael & Coldea, Andrea & Bilkhair, A & Guess, P.C.. (2015). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 32. 10.1016/j.dental.2015.09.009.
94. Fischer H, Waindich A, Telle R. Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results. *Dent Mater* 2008;24:618–22.
95. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater* 1998;14:246–55.
96. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18:12–9.
97. Kübler J. Fracture toughness of ceramics using the SEVNB method: preliminary results. *Ceram Eng Sci Proc* 1997;18:155–62.
98. Awaji H, Sakaida Y. V-notch technique for single-edged notched beam and chevron notch methods. *J Am Ceram Soc* 1990;73:3522–3.
99. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;20:322–9.
100. Lawson, Nathaniel & Bansal, Ritika & O. Burgess, John. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*. 32. 10.1016/j.dental.2016.08.222.
101. Creugers NHJ, Kayser AF, van't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994;22:448–452.
102. McLean JW. The cast metal-ceramic crown. In: *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence, 1980:202.
103. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics. The Metal-Ceramic Crown Preparation*, ed 2. St Louis: Mosby Year Book, 1995:180–193.
104. Friedlander LD, Muñoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont* 1990;3:159–168.
105. Malament KA, Grossmann DG. The cast glass-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 1987;57:674–683.

106. 99. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253–1258.
107. Meier M, Fischer H, Richter E-J, Maier HR, Spiekermann H. Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Dtsch Zahnarztl Z* 1995;50: 295–299.
108. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1994;72:585–590
109. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont*. 1997;10:478–484.
110. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990 Jul;64(1):18-24. Review. PubMed PMID: 2200878.
111. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage – full crowns and the dental pulp. *J Endo*. 1982;18:473–475
112. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991;65:436–442.
113. Andrade, J., Ortega, C., & Aragón, E. (2004). Selle marginal y asentamiento en dos sistemas cerámicos In-Vitro. *Revista Estomatología*, 12(1).
114. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007;12(4):253–63.
115. Siurana Aparisi, J. C. Los principios de la bioética y el surgimiento de una bioética intercultural. *Veritas*, [En línea] 2010 [Consultado en 2018]. (22), 121-157.. Disponible en línea: <http://www.scielo.cl/pdf/veritas/n22/art06.pdf>
116. República de Colombia. Ministerio de Salud. 1993. Resolución 008430. Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Bogotá DC. Minisalud. 4 de octubre de 1993. Disponible en línea: http://www.urosario.edu.co/urosario_files/a2/a24fb07a-f561-4fcc-b611-affff4374bb7.pdf.

117. Barco Virgilio y Díaz Uribe Eduardo. Tribunal de Ética Odontológica Seccional Valle del Cauca. Dado en Bogotá, D.E., [Sitio en internet] 27 de febrero de 1990. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/RESOLUCION-8430-DE-1993.PDF>
118. . República de Colombia. El Congreso de la República. Ley 35. Sobre ética del odontólogo colombiano. Bogotá, D.E. El Congreso. Diario Oficial No. 38.733, del 9 de marzo de 1989. Disponible en: http://medicinapreparada.coomeva.com.co/archivos/odon/codigo_etica.pdf
119. R.R. Seghi, T. Daher, A. Caputo, Relative flexural strength of dental restorative ceramics, *Dental Materials*, Volume 6, Issue 3, 1990, Pages 181-184, ISSN 0109-5641, doi.org/10.1016/0109-5641(90)90026-B.
120. JT Hamburger , NJ Opdam , EM Bronkhorst , MC Huysmans Indirect restorations for severe tooth wear: fracture risk and layer thickness. *J Dent* , 42 (4) (2014) , págs. 413 - 418 , 10.1016 / j.jdent.2013.10.003.
121. EM Bakeman , N. Rego , Y. Chaiyabutr , JC Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Oper Dent* , 40 (2) (2015) , págs. 211 – 217.
122. Sasse, Martin & Krummel, Anna & Klosa, Karsten & Kern, Matthias. (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*. 31. 10.1016/j.dental.2015.04.017.
123. Ossama Saleh Abd El-Ghany, Ashraf Husein Sherief, Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review, *Future Dental Journal*, Volume 2, Issue 2, 2016, Pages 55-64, ISSN 2314-7180,doi.org/10.1016/j.fdj.2016.10.002.
124. SE Elsaka , AM Elnaghy *Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic*. *Abolladura. Mater.* , 32 (2016) , págs. 908 – 914
125. Lambert, Hugo & Durand, Jean-Cédric & Jacquot, Bruno & Fages, Michel. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 9. 486. 10.4047/jap.2017.9.6.486.
126. S. Rinke , AK Pabel , M. Rödiger , D. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow *Dent.* , 1354186 (2016) , pp. 1 – 7
127. Zhong-Xia Xiang, Xing-Peng Chen, Xiao-Fei Song, Ling Yin, Responses of pre-crystallized and crystallized zirconia-containing lithium silicate glass ceramics to diamond machining, *Ceramics International*, Volume 46, Issue 2, 2020, Pages 1924-1933, ISSN 0272-8842, doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.170.

128. FS Schwindling , S. Rues , M. Schmitter Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. J Prosthodont Res , 61 (3) (2017) , págs. 344 – 349
129. Hilton Riquieri, Jaiane Bandoli Monteiro, Diogo Cabecinha Viegas, Tiago Moreira Bastos Campos, Renata Marques de Melo, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics, Dental Materials, Volume 34, Issue 10, 2018, Pages 1483-1491, ISSN 0109-5641, doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.010.
130. Midori P, Pereira L, Rigoldi L, Duarte MB. Changes in bite force, masticatory muscle thickness and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. Annals of Anatomy 2010; 192:23-26.
131. Sonnesen L, Bakke M. Bite force in children with unilateral crossbite before and after orthodontic treatment. A prospective longitudinal study. Eur J Orthod. 2007 Jun;29(3):310-3. Epub 2007 Feb 22.
132. Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. Arch Oral Biol 2000; 46:642-648.
133. Fontijn FA, Slagter AP, van der Bilt A, van T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentition. J Dent Res 2000; 79:1519-1524.
134. S. Braun, W.P. Hnat, J.W. Freudenthaler, *et al.* A study of maximum bite force during growth and development Angle Orthod, 66 (1996), pp. 261-264
135. L. Sonnesen, M. Bakke, B. Solow Bite force in pre-orthodontic children with unilateral crossbite Eur J Orthod, 23 (2001), pp. 741-749
136. Eijeden, V. “three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and momento” Arch oral biology 36:535-539.
137. Serra, C. M. & Manns, A. E. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. J. Oral Rehabil., 40(8):563-8, 2013

