

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE ODONTOLOGIA



**RELACIÓN DEL PROCESO DE CRISTALIZACIÓN CON EL SELLADO
MARGINAL DE CORONAS MONOLÍTICAS DE DISILICATO DE LITIO**

Por

TANIA ELIZABETH ALMAGUER PROA

Como requisito parcial para obtener el Grado de
MAESTRÍA EN PROSTODONCIA

DICIEMBRE, 2018

Maestría en Prosthodontics

RELACIÓN DEL PROCESO DE CRISTALIZACIÓN CON EL SELLADO MARGINAL
DE CORONAS MONOLÍTICAS DE DISILICATO DE LITIO

Comité de Tesis

DR. HECTOR GARZA CANTÚ

Director de Tesis

Secretario

Vocal

Maestría en Prosthodontics

RELACIÓN DEL PROCESO DE CRISTALIZACIÓN CON EL SELLADO MARGINAL
DE CORONAS MONOLÍTICAS DE DISILICATO DE LITIO

Tania Elizabeth Almaguer Proa

TESISTA

Comité de Tesis

Héctor Garza Cantú

DIRECTOR DE TESIS

José Elizondo Elizondo

CODIRECTOR DE TESIS

Raúl Iram Euán Salazar

ASESOR METODOLÓGICO

Arturo Mauricio Flores Villarreal

ASESOR METODOLÓGICO

Gustavo Martínez

ASESOR ESTADÍSTICO

AGRADECIMIENTOS

TABLA DE CONTENIDO

Sección	Página
AGRADECIMIENTOS.....	III
LISTA DE TABLAS.....	VI
LISTA DE GRAFICAS	VII
LISTA DE FIGURAS.....	VIII
NOMENCLATURA.....	X
RESUMEN	XI
ABSTRACT	XII
1. INTRODUCCIÓN	1
2. HIPÓTESIS	3
2.1 Variable cristalización.....	3
2.2 Variable translucidez.....	3
3.OBJETIVOS.....	4
3.1 Objetivo general.....	4
3.2 Objetivos particulares.....	4
4. ANTECEDENTES	5
4.1 Adaptación marginal.....	5
4.2 Geometría de la preparación.....	7
4.3 Cerámicas Dentales.....	8
4.3.1 Disilicato de litio.....	9
4.4 Clasificación por la técnica de confección.....	9
4.5 CAD/CAM.....	10
4.6 Cristalizado.....	11
5. MÉTODOS.....	12
6. RESULTADOS	23
7. DISCUSIÓN.....	27

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	30
LITERATURA CITADA	31

LISTA DE TABLAS

Tabla 1	23
Tabla 2	24
Tabla 3	25
Tabla 4	26

LISTADO DE GRAFICAS

Grafica 1	24
Grafica 2	25

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Dado de trabajo por oclusa l	1
Figura 2. Dado de trabajo	1
Figura 3. Programa utilizado para elaboración de coronas	1
Figura 5. Delimitado de líneas de terminación.....	1
Figura 4. Dado digitalizado	1
Figura 6. Parámetros.....	1
Figura 8. Corona en cubo por cervical	1
Figura 7. Colocación de corona en cubo	1
Figura 9. Corona en cubo por oclusal.....	1
Figura 10. Material con translucidez baja	1
Figura 11. Material con translucidez media	1
Figura 12. Fresado de coronas.....	1
Figura 14. Coronas fresadas con translucidez media	1
Figura 13. Coronas fresadas con translucidez baja.....	1
Figura 15. Kit de cerámica dfs.....	1
Figura 16. Estereoscopio discovery. V12.....	1
Figura 17. Cámara axiocam icc3	1
Figura 18. Pinzas para sostener	1
Figura 20. Muestra LT 7.....	1
Figura 19. Muestra LT 3.....	1
Figura 21. Programa image-pro.....	1
Figura 23. Muestra LT 3.....	1
Figura 22. Muestra MT 4.....	1
Figura 24. Horno de cocción programat p310.....	1
Figura 26. Cocción convencional.	1
Figura 25. Cocción speed	1
Figura 27. Object fix.....	1
Figura 29. Colocación de corona en nave de cristalización.	1
Figura 28. Colocación de object fix.....	1
Figura 31. Cristalización ciclo convencional	1
Figura 30. Cristalización ciclo speed.....	1

Figura 32. Muestra LT 4.....	1
Figura 33. Muestra LT 3.....	1
Figura 35. Muestra MT 19.....	1
Figura 34. Muestra LT 3.....	1

NOMENCLATURA

CAD/CAM: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: La adaptación marginal es considerada uno de los más importantes criterios en la evaluación de las prótesis dentales fijas, al igual que la estética, por lo que las innovaciones tecnológicas como es el sistema CAD/CAM nos ayudan reduciendo el costo y el tiempo al momento de hacer un tratamiento y así poder darles solución a los problemas del día a día en nuestra clínica dental. **OBJETIVO:** Evaluar y comparar la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio según su translucidez y ciclo de cristalización usando estereoscopio. **MATERIALES Y METODOS:** Se realizó una preparación de corona en un primer premolar superior derecho. Se hizo un desgaste oclusal anatómico de 2 mm, con una convergencia axial de 6° y un desgaste axial de 1.5 mm, se escaneo en el sistema Cerec y se hizo el diseño de corona y se freso en cubos de disilicato de litio, se realizaron 40 coronas, 20 en translucidez media y 20 en translucidez baja. Se probaron las coronas siendo detenidas con un C Clamp y se hicieron fotografías en un estereomicroscopio y se hicieron 3 mediciones por cada cara del diente en el programa image-pro. Se realizó el proceso de cristalización 20 coronas en el ciclo rápido y 20 coronas en el ciclo convencional. Después se volvió al estereomicroscopio y se vuelven a hacer las mismas mediciones, los datos capturados se vacian en una base de Excel. **RESULTADOS:** Se realizó una tabla de recolección de datos en donde se capturo todas las medidas obtenidas de la discrepancia marginal siendo en la cara vestibular y palatina 3 medidas y en la cara mesial y lingual 4 medidas, se realizó una prueba ANOVA, con una media de desajuste marginal en las LT pre-cristalizado de ± 50.12 y post-cristalizado de ± 75.93 y en las MT pre-cristalizado de ± 56.95 y post-cristalizado de ± 89.74 . **CONCLUSION:** Con las limitaciones del estudio podemos concluir que las coronas de disilicato de litio fabricadas con un método de cristalización más largo y una translucidez más baja, tiene un mejor ajuste marginal.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Marginal adaptation is considered one of the most important criteria in the evaluation of fixed dental prostheses, as well as aesthetics, so technological innovations such as the CAD / CAM system help us by reducing the cost and time to do a treatment and thus can solve the day-to-day problems in our dental clinic. **OBJECTIVE:** To evaluate and compare the marginal discrepancy of milled monolithic crowns of lithium disilicate according to their translucency and crystallization cycle using stereoscope. **MATERIALS AND METHODS:** A crown preparation was performed on a first upper right premolar. An anatomical occlusal wear of 2 mm was made, with an axial convergence of 6 ° and an axial wear of 1.5 mm, it was scanned in the Cerec system and the crown design was made and milled in cubes of lithium disilicate, 40 crowns, 20 in medium translucency and 20 in low translucency. The crowns were tested being stopped with a C Clamp and photographs were taken in a stereomicroscope and 3 measurements were made for each face of the tooth in the image-pro program. The crystallization process was performed 20 crowns in the rapid cycle and 20 crowns in the conventional cycle. After the stereomicroscope was returned and the same measurements are made again, the captured data is emptied into an Excel database. **RESULTS:** A data collection table was made in which all the measurements obtained from the marginal discrepancy were captured. On the vestibular and palatal side 3 measurements were taken and on the mesial and lingual side 4 measurements, an ANOVA test was performed, with an average of marginal frustration in the pre-crystallized TL of ± 50.12 and post-crystallized of ± 75.93 and in the pre-crystallized MT of ± 56.95 and post-crystallized of ± 89.74 . **CONCLUSION:** With the limitations of the study we can conclude that the lithium disilicate crowns manufactured with a longer crystallization method and a lower translucency, have a better marginal fit.

1. INTRODUCCION

Para lograr el éxito a largo plazo en prótesis fija es indispensable tener en cuenta diversos factores como: el que sea un material con una dureza alta siendo así lo más resistente posible, también tener una cantidad de desgaste parecida al esmalte dental para no ser agresivo con dientes antagonistas, presentar una buena estabilidad dimensión, que sea de un alta estética y que tenga un excelente sellado marginal.

La adaptación marginal es considerada uno de los más importantes criterios en la evaluación de las prótesis dentales fijas y es uno de los más significantes requisitos, la adaptación puede ser influenciada por el diseño de la línea de terminación, ciclos de cerámica y materiales de cementación.

En la actualidad la estética juega un papel muy importante en todos nuestros tratamientos clínicos por lo cual se están desarrollando nuevos materiales que puedan satisfacer esta necesidad.

Es por lo cual nosotros los clínicos estamos buscando formas más eficientes y rápidas de poder darle solución a los problemas del día a día en nuestra clínica dental por lo que las innovaciones tecnológicas como es el sistema CAD/CAM nos ayudan reduciendo el costo y el tiempo de espera del paciente para poder tener su restauración.

Al igual de reducir el tiempo al no tomar una impresión definitiva, solamente se tiene que escanear, se realiza un diseño digital (CAD) y después la realización de esta (CAM), posteriormente se tiene que realizar un proceso llamado cristalización hablando específicamente del disilicato de litio en el cual se somete a ciclos de calor en un horno para alcanzar la máxima condensación de las partículas y que este material alcance la dureza final.

Algo que debemos tener en cuenta es como esto nos puede ayudar y/o perjudicar en el resultado final de nuestras restauraciones; es por lo cual decidimos hacer esta investigación.

2. HIPOTESIS

2.1 Variable cristalización:

H1: Las coronas de disilicato de litio fabricadas con un método de cristalización más largo, tienen mejor ajuste marginal.

NULA

Las coronas de disilicato de litio fabricadas con un método de cristalización más largo, no tienen mejor ajuste marginal.

2.2 Variable Translucidez:

H1: Las coronas de disilicato de litio con una translucidez más baja, tiene un mejor ajuste marginal.

NULA

Las coronas de disilicato de litio con una translucidez más bajo, no tienen mejor ajuste marginal.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

Evaluar y comparar la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio según su translucidez y ciclo de cristalización usando estereoscopio.

3.2 Objetivos específicos

1. Medir la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio antes del proceso de cristalización.
2. Medir la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio de baja translucidez después del proceso de cristalización en ciclo rápido.
3. Medir la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio de media translucidez después del proceso de cristalización en ciclo rápido
4. Medir la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio de baja translucidez después del proceso de cristalización en ciclo convencional.
5. Medir la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio de media translucidez después del proceso de cristalización en ciclo convencional.

4. ANTECEDENTES.

4.1 Adaptación marginal

El éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas depende de la mecánica y las propiedades de adhesión del material. Esto es influenciado por el sellado marginal e interno. Un ajuste inadecuado es responsable de la retención de placa, microfiltración. El riesgo de caries, enfermedad periodontal e inflamación endodental puede incrementar. (Colpani JT, et al, 2013).

El término ajuste o sellado marginal, es definido como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación (Att W, 2009).

La adaptación marginal es considerada uno de los más importantes criterios en la evaluación de las prótesis dentales fijas (AbbateMF, et al, 1989) y es uno de los más significativos requisitos para el éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas, la adaptación puede ser influenciada por el diseño de la línea de terminación, ciclos de cerámica y materiales de cementación (Limkangwalmongkol P, et al, 2009).

La discrepancia marginal puede ser definida como la dimensión vertical de la línea de terminación de la preparación hacia el margen cervical de la restauración (Fransson B, et al, 1985). Entre más grande sea la discrepancia marginal, más alto será el índice de placa, pérdida de retención y el material de cementación está expuesto a la cavidad oral (Alao AR, et al, 2016) creando una microfiltración que puede causar algún problema endodóntico (Bindl A, et al, 2005).

Una discrepancia marginal de 50 a 100 μm han sido definidos como aceptables (Coli P, et al, 2004), y para términos de longevidad van de 50 a 120 μm (Suárez MJ, et al, 2003), una restauración realizada en CAD/CAM para llegar a ser aceptable tiene que estar en un rango de 50 a 100 μm (Witkowski S, et al, 2006).

Una adecuada adaptación interna es especialmente importante para la colocación de restauraciones cerámicas.

La causa de la falta de ajuste en una corona puede derivarse de una o varias de las fases para su elaboración, tanto clínicas como de laboratorio. Estas pueden ser:

- Durante la preparación del diente, influyen, la altura y ancho de la preparación, el ángulo de convergencia, así como el tipo de línea de terminación
- Durante la toma de impresión y la obtención del modelo de trabajo.
- Durante los procedimientos de laboratorio.
- Durante el cementado de la restauración.

(Ashkanani HM, et al, 2008)

La discrepancia marginal de restauraciones en prótesis fija puede ser evaluada mediante diversas técnicas como examinación visual directa, por microscopia óptica, stereomicroscopio, mediante la técnica de réplica, prueba de penetración de tinte, perfilometro, escaneo por microscopia electrónica (Att W, et al, 2009; Rosentritt M, et al, 2007).

Durante la evaluación clínica, la restauración se debe poder colocar sin que interfiera la parte interna de la restauración en las caras axiales u oclusales; en otras palabras, el lugar de mejor adaptación deber ser el margen o línea de terminación y para esto también debe existir un excelente ajuste interno. Para la evaluación la adaptación marginal se usa hacia el diente y viceversa. Si hay resistencia en ambas direcciones, es que existe un hueco o margen abierto, y pueden ser varias las causas. Si la desadaptación marginal fuera producto de un contacto proximal excesivo, o de resto del agente cementante temporal, se podría corregir fácilmente. Sin embargo, una restauración claramente desadaptada no es aceptable y se debe evitar intentar que se “ajuste”, siendo lo indicado tomar una nueva impresión (Alao AR, et al, 2016).

4.2 Geometría de la preparación

Cuando una corona es indicada en un diente, una reducción en el tejido duro es necesario para la durabilidad estructural y restaurar la anatomía natural y la estética. La cantidad y geometría de la reducción también debe disminuir el estrés y proveer el mejor sellado marginal para maximizar la longevidad de las restauraciones y proteger la salud de los tejidos de alrededor (Jalali H, et al, 2015).

Uno de los factores más importantes, que pueden influir en un mejor sellado marginal, es el diseño de la línea de terminación. Shillinburg afirma, que cuanto más pequeño es el ángulo entre la superficie preparada del diente en la línea de terminación y la trayectoria de inserción, menor será la apertura marginal para la misma cantidad de falta de asentamiento (Shillinburg, et al, 2000).

La calidad de las superficies juega un importante rol en el comportamiento mecánico como el desgaste y la fatiga de restauraciones dentales (Denry I, 2013), las medidas de calidad incluyen rugosidad de la superficie, morfología, propiedades mecánicas y superficies procesadas (Ulután D, et al, 2011).

Existen diferentes diseños de líneas de terminación: filo de cuchillo, chaflán, hombro biselado y hombro. Siendo las más populares el hombro y el chaflán. Cada una de ellas, posee ventajas, desventajas y especificaciones que deben ser tomadas en cuenta al momento de decidir cuál utilizar para cada caso en particular (Ayad MF, 2008).

La reducción oclusal para una corona debe ser anatómica, debe mantener las características de las cúspides y los surcos oclusales, pero a la vez debe proveer de un espacio adecuado para el material de restauración, que en el caso de las coronas cerámicas es de 2 mm (Shillingburg, 2000; Rosenstiel, 2009).

En cuanto la reducción axial del diente, esta debe realizarse teniendo en cuenta que de ello dependerá el patrón de inserción de la corona, que idealmente será paralelo al eje longitudinal del diente, por lo que todas las caras axiales deben ser convergentes hacia oclusal o incisal, evitando así la existencia de zonas de retención que impidan la correcta adaptación y asentamiento de la corona sobre el diente preparado.

Se considera como óptimo un ángulo de convergencia de 6° en la preparación, es decir 3° de convergencia en cada pared axial (Rosenstiel, 2009). En la medida que aumenten los grados de convergencia, la retención de la corona ira en descenso. Pero si la convergencia es menos a 6° , o bien las paredes axiales son paralelas, el asentamiento correcto de la corona puede ser muy complicado (Jorgensen KD, 1995).

4.3 Cerámicas Dentales

Las cerámicas dentales se han convertido en los materiales de restauración más populares, debido a la superioridad en cuanto a estética (Alfawaz Y, 2016), han sido usadas como remplazo de restauraciones metálicas y metal cerámicas (Al-Wahadni A, et al, 2016).

Anteriormente las restauraciones estéticas eran restringidas al tratamiento de la región anterior pero ahora las restauraciones total cerámicas pueden usarse en cualquier zona de nuestra dentición (Raut A, et al, 2011), ya que la estética en uno de los elementos más importantes para el éxito de una restauración dental (Kocaağaoğlu H, et al, 2016).

La palabra cerámica deriva del griego Keramos, que significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Diversos autores definen a las cerámicas como materiales inorgánicos, no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre después de hornear materiales básicos minerales a temperaturas elevadas, bien en un horno o directo al fuego (Alvarez Ma, 2003). De forma simple, una cerámica es un material refractario, cocido en horno que no vitrifica. Por su parte la porcelana es una pasta cerámica, cocida en horno que si vitrifica; y una porcelana dental es una cerámica

vítrea basada en una red de sílice (SiO_2) y feldespato de potasio o sodio, o ambas (Álvarez Ma, 2003).

4.3.1 Disilicato de litio

Para coronas individuales, las cerámicas han sido usadas con gran éxito, registrando fallas anuales muy bajas especialmente en regiones posteriores (Heintze SD, et al, 2016) un ejemplo es el dióxido de circonio, fue introducido como material restaurador (Kim SY, et al, 2016) y ha sido frecuentemente usado por tener propiedades mecánicas óptimas y fuertes restauraciones (Cura C, et al, 2012)

4.4 Clasificación por la técnica de confección

Se pueden clasificar en tres grupos:

1. Condensación sobre muñón refractario.
2. Sustitución de la cera perdida.
3. Tecnología asistida por ordenador o tecnología CAD/CAM

El primer grupo requiere la confección de un modelo duplicado del modelo primario, que se fabrica con un material refractario sobre el cual se condensa la porcelana para ser llevada a cocción sobre el modelo termo resistente (Martínez Rus F, 2007).

La segunda técnica se basa en el principio tradicional de fabricar una restauración en cera, investirla para después ser llevada a un horno donde el material se calcina y se “pierde” dando lugar a un molde al cual se le inyecta en este caso una estructura cerámica. Los más populares son emax press e IPS empress.

Las técnicas tradicionales para fabricar restauraciones poseen cierta desventaja: requieren gran cantidad de tiempo, el error humano está siempre latente y los resultados pueden ser impredecibles debido a la naturaleza de sus procedimientos (Mormann WH, 2006).

4.5 CAD/CAM

En años recientes se han desarrollado diversos sistemas de restauraciones a base de disilicato de litio, empleando tecnología CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) para la confección de núcleos y restauraciones, usando un escáner para obtener la información de los dientes preparados (Beuer F, et al, 2009).

Al momento de realizar una restauración con tecnología CAD/CAM y escáner intraoral, el proceso requiere del escaneo de la arcada dental evitándose la toma de impresión convencional (Kocaağaoğlu H, et al, 2016). Posteriormente la corona es diseñada con la ayuda de un software (CAD), que después a ser programado por el operador puede calcular la anatomía y oclusión del diente a restaurar. Una vez concluido el diseño, este es confeccionado en una fresadora (CAM) a la cual se insertará un cubo con el material cerámico seleccionado, este proceso puede tardar 12 minutos en promedio. (Nakamura K, et al, 2016). Estas tecnologías de manufacturación digital aseguran la estandarización y la uniforme calidad del material restaurativo, reduciendo el tiempo de fabricación y costos (Rekow ED, et al, 2011).

La evolución de la tecnología CAD/CAM, permite en la actualidad, dos modalidades de uso. Una en la que se elabora un encerado del núcleo y se procesa en CAM y otra que se usa el ordenador CAD para el diseño de la restauración y CAM para su elaboración (Beuer F, et al, 2009).

Existen 3 fases en la fabricación de restauraciones con tecnología CAD/CAM: digitalización, diseño y mecanizado.

La digitalización consiste en registrar tridimensionalmente la preparación dental. Esta puede hacerse extraoralmente, a través de una sonda mecánica o un láser que escanea la

superficie del troquel; o intraoralmente en la que una cámara capta la imagen del diente preparado sin necesidad de tomar impresiones (Martinez RF, 2007).

Después de la digitalización, se realiza el diseño de la restauración por medio de un software especial, con el cual se pueden determinar detalles como la topografía oclusal, los puntos de contacto interproximales, el espesor de las cofias, el espacio para el agente cementante, etc. En otras palabras, el ordenador puede diseñar desde la estructura interna de una restauración, hasta una corona perfectamente detallada en su anatomía, lista para ser maquillada y posteriormente cementada (Iwai T, 2008).

Además del diseño de la línea de terminación, existen otros factores que pueden afectar la calidad del sellado marginal en restauraciones de disilicato de litio hechas por CAD/CAM. Uno de ellos es el espacio para el cemento, que puede ser elegido usando las herramientas de CAD, y otro es el ángulo de convergencia de las paredes axiales de diente preparado. Diversos estudios concuerdan, en que aumentar el espacio para el cemento (de 10 a 60 μm) se traduce en un mejor sellado marginal, lo mismo que al aumentar el ángulo de convergencia en las paredes axiales. Sin embargo, con un espacio para cemento superior a 30 μm , el aumentar el ángulo de convergencia, no afecta significativamente ni en la adaptación interna, ni en el sellado marginal (Nakamura T, 2003; Iwai T, 2008). Además, está demostrado que un aumento en el ángulo de convergencia de las paredes axiales provoca una pérdida en la capacidad de retención de la prótesis (Oilo G, 2003).

4.5 Cristalizado

La cristalización se completa en aprox. 20–25 minutos. El proceso de cristalización a 840 °C (1544 °F) provoca la transformación de la microestructura a través de un proceso controlado de crecimiento de los cristales de disilicato de litio (Manual técnico Ivoclar Vivadent).

5. METODOS

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Es un estudio comparativo, abierto, experimental, prospectivo y transversal.

5.2 POBLACION DEL ESTUDIO

Se realizaron 40 coronas de emax monolítica IPS emax, Ivoclar vivadent diseñadas en CAD y fresadas en CAM.

5.3 PROCEDIMIENTO

Se realizó la preparación de un solo dado de trabajo el cual fue hecho en un premolar superior derecho de un diente de tipodonto de la marca NISSIN.

El diente fue preparado para recibir coronas completas de disilicato de litio, los desgastes fueron realizados de la siguiente manera:

Desgaste oclusal anatómico: 2 mm

Convergencia axial: 6°

Desgaste axial: 1.5 mm



Figura 1. Dado de trabajo por oclusal



Figura 2. Dado de trabajo

Los desgastes fueron realizados con fresas de diamante de banda azul, después se pulió la preparación con banda roja y finalizando con fresas con banda amarilla.

Se escaneo el modelo para tener la preparación ya digitalizada, esto se realizó en el sistema Cerec Premium versión 4.5.0.110486 de Sirona



Figura 3. Programa utilizado para elaboración de coronas

Una vez que ya lo escaneamos, delimitamos las líneas de terminación en la preparación.

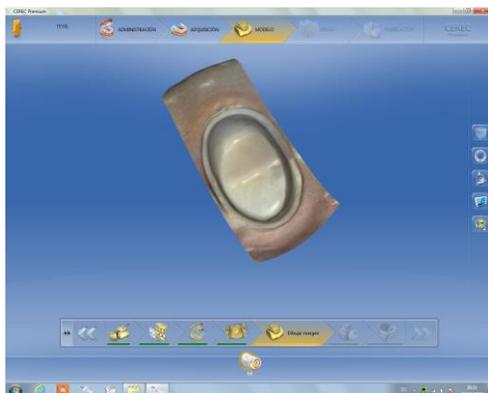


Figura 4. Dado digitalizado



Figura 5. Delimitado de líneas de terminación

Se realizó el diseño de una corona monolítica de disilicato de litio y se eligieron los parámetros



Figura 6. Parámetros

Finalizado el diseño del premolar se acomodó en un cubo para ser fresado



Figura 7. Colocación de corona en cubo

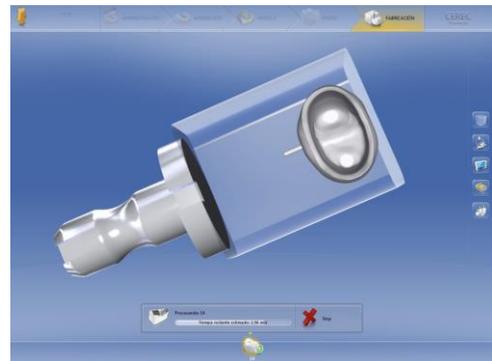


Figura 8. Corona en cubo por cervical

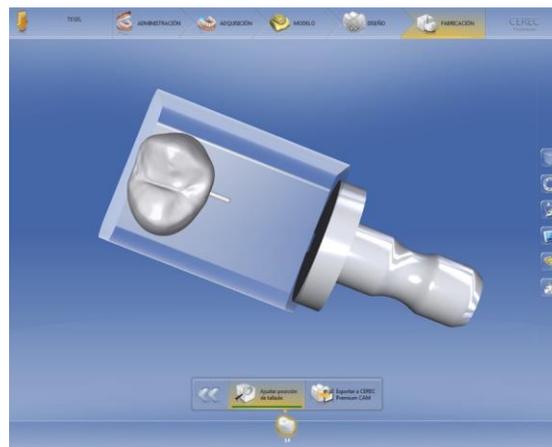


Figura 9. Corona en cubo por oclusal

Utilizamos cubos IPS emax CAD for CEREC and in Lab de la marca Ivoclar vivadent con una translucidez LT y MT en color BL2



Figura 10. Material con translucidez baja



Figura 11. Material con translucidez media

Se utilizó irrigación en todos los cubos fresados para evitar cualquier tipo de fractura del material

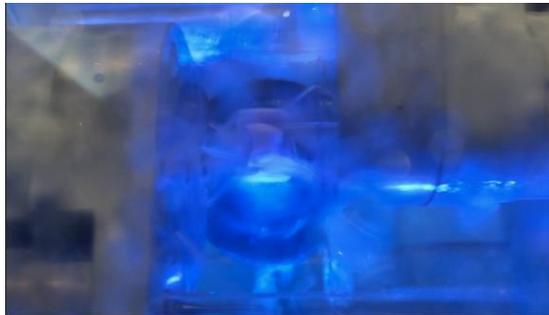


Figura 12. Fresado de coronas

Fueron fresadas 40 coronas monolíticas de disilicato de litio, siendo 20 en translucidez LT y 20 mas en MT, dividiéndose en 4 grupos:

1. LT convencional
2. LT speed
3. MT convencional
4. MT speed

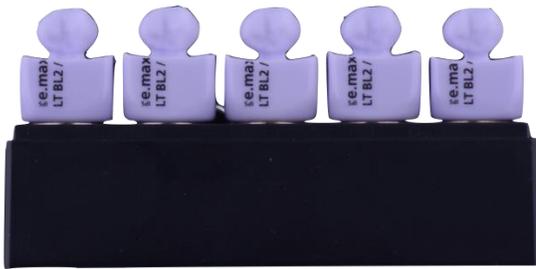


Figura 13. Coronas fresadas con translucidez baja

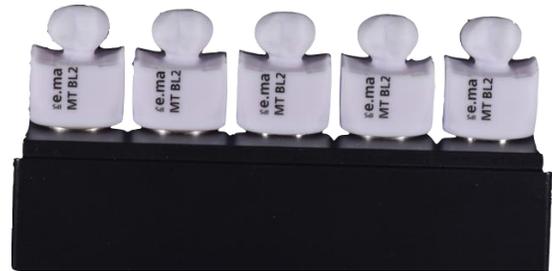


Figura 14. Coronas fresadas con translucidez media

Recortamos todos los conectores y quitamos excesos con kit de cerámica de la marca DFS



Figura 15. Kit de cerámica DFS

Se colocaron en compartimientos divididos, numerándolos del 1 al 20 LT al igual que del 1 al 20 MT

Posteriormente se acude al centro de investigación de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Nuevo León, donde se utilizó el estereoscopio Discovery. V12 de la marca ZEISS y se capturaron las imágenes con la cámara Axiocam ICc 3 de la misma marca.



Figura 16. Estereoscopio Discovery. V12



Figura 17. Cámara AxioCam ICc3

Se realizaron en total 6 fotografías de las cuales fueron 1 por vestibular, 1 por palatino, 2 por mesial y 2 por distal de las 40 coronas en estado azul.



Figura 18. Pinzas para sostener

Para poder sostener las coronas y evitar cualquier tipo de movimiento, se utilizaron unas pinzas plásticas estas sostenían la parte oclusal de la corona y la parte apical del diente de tipodonto, en la punta de las pinzas se colocó silicón como material antiderrapante para así darle mejor estabilidad.

En cada fotografía tomada se puso una línea para calibración. Todo esto se hizo a una magnificación de 70x.

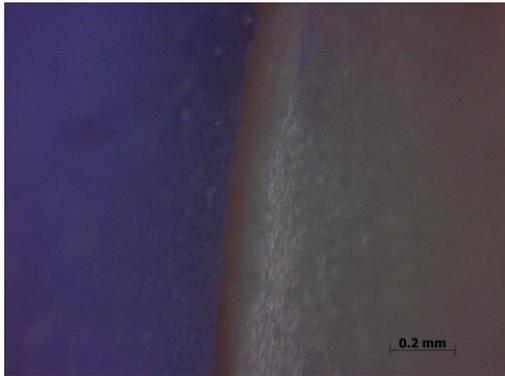


Figura 19. Muestra LT 3

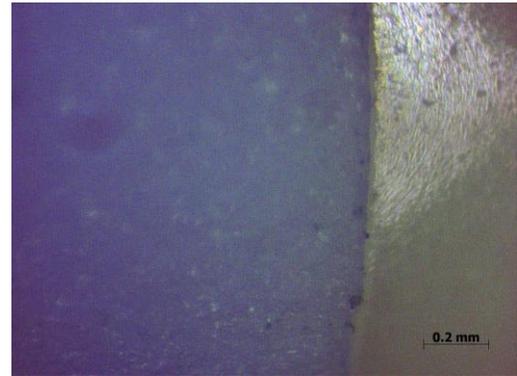


Figura 20. Muestra LT 7

En el programa image-pro versión (falta versión),

Figura 21. Programa Image-pro

Primero se calibro la imagen después se realizaron 3 mediciones en vestibular y palatino y 4 mediciones en mesial y distal, desde el margen de la corona hasta el margen de la preparación, esto se realizó en las 40 coronas.

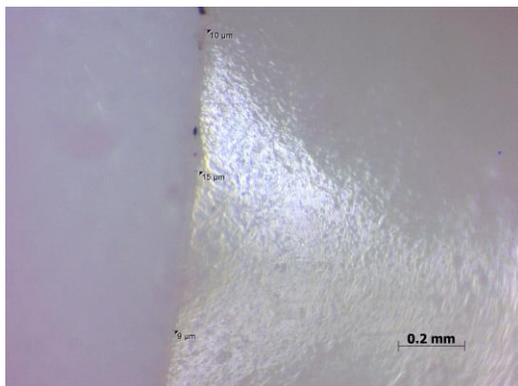


Figura 22. Muestra MT 4

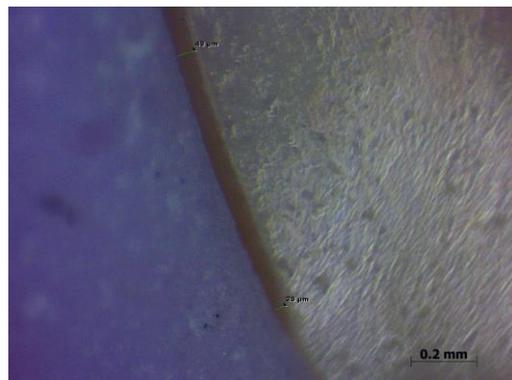


Figura 23. Muestra LT 3

Una vez que terminamos las mediciones, se realizó la limpieza de las coronas, esto lo realizamos con un vaporizador, se secan completamente y procedimos a realizar el proceso de cristalización de las coronas en el horno Programat P310 de Ivoclar Vivadent



Figura 24. Horno de cocción Programat P310

El cristalizado se realizó en diferentes ciclos 10 de las coronas MT y LT se cristalizaron en el ciclo speed y las siguientes 10 coronas MT y LT se cristalizaron en el ciclo convencional, dando un total de 20 coronas cristalizadas en cada uno de los ciclos.



Figura 25. Cocción Speed



Figura 26. Cocción convencional.

Al momento de realizar el cristalizado en interior de las coronas se obturo con Object fix putty la de marca Ivoclar Vivadent para brindar soporte a las coronas en el momento del cristalizado

Se recubrió toda la parte interna y los márgenes de la corona, y al momento de colocarlo en el soporte nos cercioramos que las coronas no estuvieran en contacto con la superficie de la nave de cristalización.



Figura 27. Object fix



Figura 28. Colocación de object fix



Figura 29. Colocación de corona en nave de cristalización.

En el cristalizado speed se colocaron 2 coronas por ciclo y en el cristalizado convencional colocamos 6 coronas por ciclo.



Figura 30. Cristalización ciclo speed



Figura 31. Cristalización ciclo convencional

Para poder cristalizar todas las coronas fue necesario realizar 14 ciclos, 10 para el cristalizado Speed y 4 para el cristalizado rápido.

Para poder quitar los restos de material refractario, las coronas fueron vaporizadas y secadas.

Posterior a la cristalización, volvimos al estereoscopio, realizamos las diferentes fotografías 1 por vestibular y palatino y 2 por mesial y distal

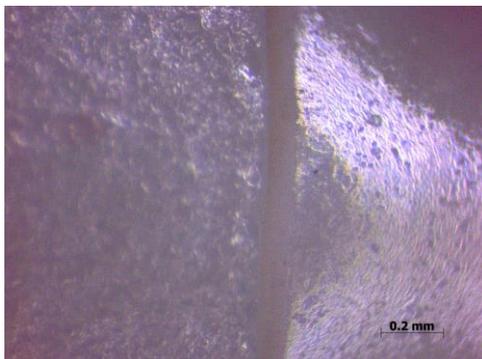


Figura 32. Muestra LT 4



Figura 33. Muestra LT 3

Se calibraron, una vez calibrada se transfieren a el software image-pro y realizamos unas segundas mediciones del margen de la corona al margen de la preparación



Figura 34. Muestra LT 3

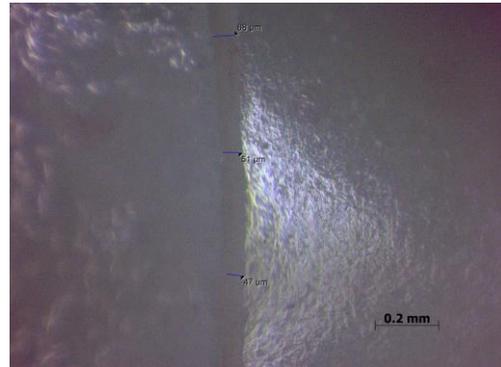


Figura 35. Muestra MT 19

Los datos recolectados se vaciaron en una base de datos en Excel.

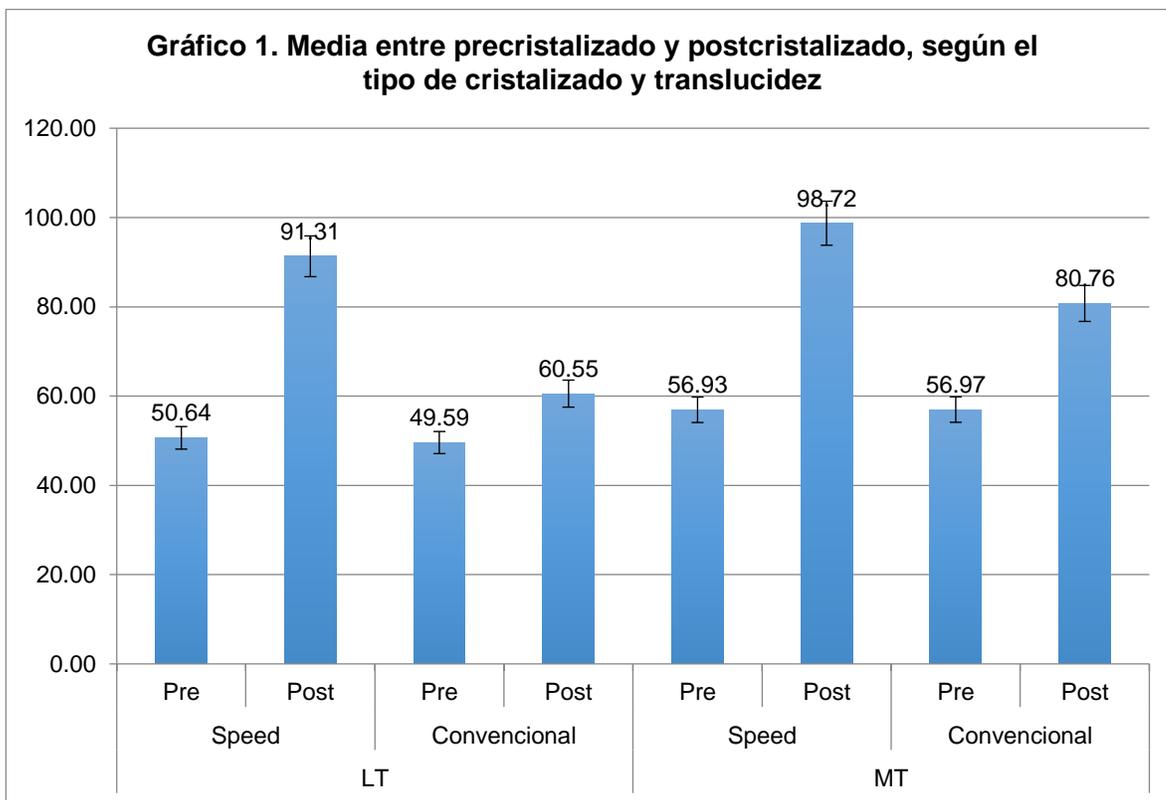
6. RESULTADOS

Se realizó una tabla de recolección de datos en donde se capturo todas las medidas obtenidas de la discrepancia marginal siendo en la cara vestibular y palatina 3 medidas y en la cara mesial y lingual 4 medidas, con todos los datos obtenidos en esta tabla, realizamos un promedio con el cual se desarrolló las siguientes tablas y graficas:

En esta tabla se analizan en una misma translucidez con un diferente ciclo de cristalización en la cual se realizó una prueba t student, se muestran en la tabla y grafica 1

Translucidez	Cristalizado	Tiempo	Media	Desviación estándar	Prueba t	Valor p
LT	Speed	Pre	50.64	5.23	-10.72	0.000
		Post	91.31	12.92		
	Convencional	Pre	49.59	5.72	-4.96	0.001
		Post	60.55	6.54		
MT	Speed	Pre	56.93	9.10	-10.22	0.000
		Post	98.72	12.25		
	Convencional	Pre	56.97	5.76	-4.97	0.001
		Post	80.76	17.91		

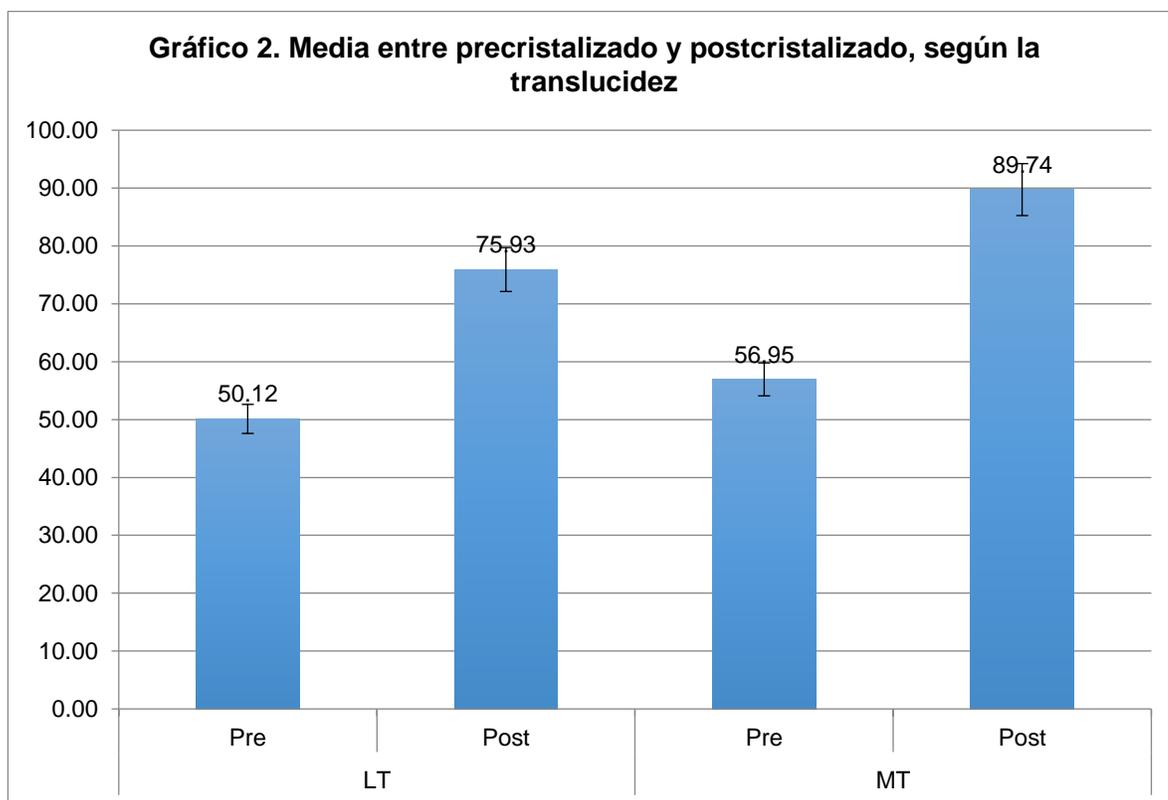
Tabla 1. Prueba t de Comparación de grupos en el precristalizado y postcristalizado



también se realizó una prueba t student para realizar la comparación de grupos de cristalizados que se representan en la tabla y grafica 2

Translucidez	Tiempo	Media	Desviación estándar	Prueba t	Valor p
LT	Pre	50.12	5.36	-6.42	0.000
	Post	75.93	18.66		
MT	Pre	56.95	7.42	-8.88	0.000
	Post	89.74	17.55		

Tabla 2. Prueba t de Comparación de grupos en el precristalizado y postcristalizado según la translucidez utilizada



Se realiza un Análisis de varianza (ANOVA) para evaluar los tiempos de cristalizado

Tiempo	Análisis	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	Prueba F	Valor p
Pre	Entre grupos	472.303	3	157.434	3.57	0.023
	Dentro de grupos	1586.033	36	44.056		
	Total	2058.337	39			
Post	Entre grupos	8252.156	3	2750.719	16.16	0.000
	Dentro de grupos	6125.193	36	170.144		
	Total	14377.349	39			

Tabla 3. Análisis de varianza en el tiempo de cristalizado, según el grupo de estudio

Y para complementar se realiza una prueba múltiple HSD de Tukey donde podemos observar como las diferencias estadísticamente significativas solamente fueron encontradas en los grupos de las diferentes translucideces y con diferentes ciclos de cristalización solamente después de someter a las coronas a los diferentes ciclos, viéndose afectadas.

Tiempo	Grupo	Diferencia de medias	Valor p	Intervalo de confianza al 95%		
				inferior	superior	
Pre	LT Speed	LT Conv	1.05	0.98	-6.94	9.04
		MT Speed	-6.29	0.17	-14.28	1.71
		MT Conv	-6.33	0.16	-14.32	1.67
	LT Conv	LT Speed	-1.05	0.98	-9.04	6.94
		MT Speed	-7.34	0.08	-15.33	0.66
		MT Conv	-7.38	0.08	-15.37	0.62
	MT Speed	LT Speed	6.29	0.17	-1.71	14.28
		LT Conv	7.34	0.08	-0.66	15.33
		MT Conv	-0.04	1.00	-8.04	7.95
	MT Conv	LT Speed	6.33	0.16	-1.67	14.32
		LT Conv	7.38	0.08	-0.62	15.37
		MT Speed	0.04	1.00	-7.95	8.04
Post	LT Speed	LT Conv	30.76	0.00	15.05	46.48
		MT Speed	-7.41	0.59	-23.12	8.30
		MT Conv	10.56	0.29	-5.15	26.27
	LT Conv	LT Speed	-30.76	0.00	-46.48	-15.05
		MT Speed	-38.17	0.00	-53.88	-22.46
		MT Conv	-20.21	0.01	-35.92	-4.50
	MT Speed	LT Speed	7.41	0.59	-8.30	23.12
		LT Conv	38.17	0.00	22.46	53.88
		MT Conv	17.96	0.02	2.25	33.68
	MT Conv	LT Speed	-10.56	0.29	-26.27	5.15
		LT Conv	20.21	0.01	4.50	35.92
		MT Speed	-17.96	0.02	-33.68	-2.25

Tabla 4. Prueba de comparaciones múltiples HSD de Tukey según grupos de estudio

7. DISCUSION

En el presente estudio in vitro se comparó la discrepancia marginal de coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio fabricadas con IPS emax CAD for CEREC and in Lab en una sola preparación en un diente de tipodonto con línea de terminación en hombro.

Este estudio se analizó el efecto de la cristalización en un ciclo rápido y otro convencional sobre algunas de las diferentes translucideces presentes en la gama de emax CAD seleccionando LT y la MT por su poco estudio en cuanto a su comportamiento.

Con los resultados encontrados en el presente estudio se aceptan las hipótesis alternas planteadas, ya que las coronas de disilicato de litio fabricadas con un método de cristalización más largo, tienen mejor ajuste marginal y las coronas de disilicato de litio con una translucidez más baja, tiene un mejor ajuste marginal.

Aunque los márgenes de las coronas regularmente presentan ciertas irregularidades que puede causar los espacios entre el margen de la corona y la línea de terminación, las medidas fueron realizadas en las zonas más estables de ambas líneas.

Según el estudio de Witkowski S en el 2006 para que una restauración realizada en CAD/CAM para llegar a ser aceptable tiene que estar en un rango de 50 a 100 μm de discrepancia marginal, en el presente estudio el rango medio fue entre 49 y 99 μm .

Kunni J y colaboradores en el 2007 evaluaron el efecto del sinterizado en coronas monolíticas de zirconia midiendo antes y después del sinterizado, no encontraron diferencias significativas en las coronas, concluyendo que el proceso de cocción no afecta la discrepancia marginal; a diferencia de nuestro estudio en el cual nos todas las muestras obtuvieron diferencias significativas.

El estudio de Euán R en el 2012 compara la discrepancia marginal de coronas de zirconia con dos líneas de terminaciones diferentes (hombro y Chanfer) después de ciclos de cocción de porcelana, en el que encontró que el grupo con línea de terminación en hombro no se afectaba a comparación del grupo con línea de terminación en chanfer en el cual se apreciaba una discrepancia marginal mayor, por lo que en el experimento se decidió utilizar línea de terminación en hombro 90°, siendo que esta es la que se ve menos afectada en los ciclos de cocción.

En estudios previos donde se evaluó el efecto del cristalizado en el ajuste margina se han descrito diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio, tal es el caso del trabajo de Hong Kim J en 2016 con una media de 91.63 μm antes de cristalizar y de 103.12 μm después del ciclo de cristalización convencional y de Steven AG en 2017 con medias en la discrepancia marginal de 42.9 μm antes de cristalizar y 57.2 μm después de cristalizar; estos resultados concuerdan con los encontrados en el presente estudio.

En la prueba de comparaciones múltiples de HDS de tukey podemos observar que en el grupo de precristalizado no se encuentran diferencias significativas en cuanto a su nivel de translucidez ni por el método de cristalizado al cual fue sometido.

Las mayores discrepancias las podemos encontrar después del proceso de cristalizado, en el primero grupo LT speed de la tabla 5 podemos observar que solo encontramos diferencias significativas en comparación con LT convencional, en el siguiente grupo LT convencional se encuentra diferencias con los 3 grupos restantes, en el tercer grupo MT speed se encuentran diferencias comparado con el grupo LT convencional y MT convencional, en el cuarto grupo MT convencional presenta diferencia con LT convencional y MT speed.

Siendo así el grupo de LT con cristalizado convencional el más estable de los cuatro presentando el menor cambio dimensional en los márgenes, siguiendo el grupo de LT

speed, MT convencional y el que obtuvo más modificaciones presentes fue el grupo MT con cristalizado rápido.

Las coronas fueron realizadas sobre condiciones estandarizadas, por lo que puede cambiar las condiciones en la práctica clínica, esto va a depender de la forma en que los órganos dentarios son preparados y los parámetros para el diseño de la corona.

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con las limitaciones del presente estudio se puede concluir lo siguiente:

1. Todas las muestras del presente estudio presentaron discrepancias marginales dentro del rango clínicamente aceptable.
2. Las coronas monolíticas fresadas de disilicato de litio con una baja translucidez presentaron la menor discrepancia marginal después del cristalizado que las de mediana translucidez.
3. Las coronas monolíticas fresadas con disilicato de litio con un cristalizado convencional presentaron una menor discrepancia marginal que las de cristalizadas en el ciclo rápido.

LITERATURA CITADA

- AbbateMF, TjanAHL, FoxWM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531.
- Al-Wahadni A, Shahin A, Kurtz KS. An In Vitro Investigation of Veneered Zirconia-Based Restorations Shade Reproducibility. *J Prosthodont* 2016.
- Alfawaz Y. Zirconia Crown as Single Unit Tooth Restoration: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract* 2016;1;17(5):418-22.
- Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabi* 2005;32(6):441–447.
- Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17:59-64
- Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013; 29(2):174-80.
- Cura C, Özcan M, Isik G, Saracoglu A. Comparison of alternative adhesive cementation concepts for zirconia ceramic: glaze layer vs zirconia primer. *Dent* 2012;14(1):75-82.
- Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations?. *Dent Mater* 2013;29:85-96.
- Dogan S, Raigrodski AJ, Zhang H, Mancl LA. Prospective cohort clinical study assessing the 5-year survival and success of anterior maxillary zirconia-based crowns with customized zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2016; 3913(16)30350.
- Florian Beuer, Natalie Korczynski, Antonia Rezac, Michael Naumann, Wolfgang Gernet, John A. Sorensen. Marginal and internal fit on zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 2010;2 5–11
- Fransson B, Öilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1:197–199.
- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):434-42.

Guo H, Baker A, Guo J, Randall CA. Protocol for Ultralow-Temperature Ceramic Sintering: An Integration of Nanotechnology and the Cold Sintering Process. ACS Nano 2016.

Heintze SD, Eser A, Monreal D, Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. J Mech Behav Biomed Mater 2016;65:770-780.

Jun Kuni, Yasuhiro Hotta, Yukimichi Tamaki, Atushi Ozawa, Yukitaja Kobayashi, Akihiro Fujishima, Takashi Miyazaki, Toshihisa Fujiwara. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia frameworks. Dental material 2007;26(6):820-826.

Kim SY, Choi JW, Ju SW, Ahn JS, Yoon MJ, Huh JB. Fracture Strength After Fatigue Loading of Lithium Disilicate Pressed Zirconia Crowns. Int J Prosthodont 2016;29(4):369-71.

Kocaağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. J Prosthet Dent 2016;(16)30228-1.

Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera alumina crowns. J Prosthodont 2009;18:162-166

Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Læg Reid SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. Acta Biomater Odontol Scand 2016;2(1):12-19.

Raul Euán, Oscar Figueras Alvarez, Josep Cabratosa Termes, Magí Brufau de Barberà, Susana Gomes Azevedo. Comparison of the marginal adaptation of Zirconium Dioxide crowns in preparations with two different finish lines. American College of Prosthodontists 2012;291-295.

Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian J Dent Res 2011;22(1):140-3.

Rekow ED, Silva N.R.F.A, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. J Dent Rest 2011;(90):937-952.

Suárez MJ, Gonzalez P, Pradies G. Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. Int J Prosthodont 2003;16:229-232

Suttor D, Bunke K, Hoescheler S. Lava—the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;3:195-206.

Tamer A. Hamza, BDS, MSc, PhD and Rana M. Sherif, BDS, MSc, PhD. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems, *JPD* 2016;1-5.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal t of alumina-and zirconia-based xed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Den* 2001.;26(4):367–374.

Tong H., Tanaka, C.B., Kaizer, M.R., Zhang, Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram. J Mater Sci Mater Med* 2001; 42, 1077–1085.

Ulutan D, Ozel T. Machining induced Surface integrity in titanium and nickel alloys: a review. *Int J Mach* 2011;51:250-280.

Wiedhahn K, Fritzsche G, Wiedhahn C, Schenk O. Zirconia crowns - the new standard for single-visit dentistry?. *Int J Comput Dent* 2016;19(1):9-26.

Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006;96:47-52.

Jae-Hong Kim, Seunghan Oh ,Soo-Hyuk Uhm. Effect of the Crystallization Process on the Marginal and Internal Gaps of Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Biomed Res Int* 2016.

Steven A. Gold, Jack L. Ferracane, Juliana da Costa.Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont.* 2017 63-66.

