



**UADY**  
CIENCIAS DE LA SALUD  
FACULTAD DE  
ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PROTOTIPOS DE  
PMMA ELABORADOS CON CAD-CAM

Tesis presentada por:  
MARÍA FERNANDA TRUCÍOS PUENTE

En opción al diploma de Especialización en:  
ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Directores:  
M. EN O. PEDRO ERNESTO LUGO ANCONA  
M. C. O. JORGE ORTIZ DÍAZ

Mérida, Yucatán, Julio 2018





**UADY**  
CIENCIAS DE LA SALUD  
FACULTAD DE  
ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PROTOTIPOS DE  
PMMA ELABORADOS CON CAD-CAM

Tesis presentada por:  
MARÍA FERNANDA TRUCÍOS PUENTE

En opción al diploma de Especialización en:  
ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Directores:  
M. EN O. PEDRO ERNESTO LUGO ANCONA  
M. C. O. JORGE ORTIZ DÍAZ

Mérida, Yucatán, Julio 2018



UADY

UNIDAD DE POSTGRADO E INVESTIGACIÓN

Mérida, Yucatán, 1 de Julio de 2018

**C. MARÍA FERNANDA TRUCÍOS PUENTE**

Con base en el dictamen emitido por sus Directores y revisores, le informo que la Tesis titulada **"RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PROTOTIPOS DE PMMA ELABORADOS CON CAD-CAM"**, presentada como cumplimiento a uno de los requisitos establecidos para optar al Diploma de la Especialización en Odontología Restauradora, ha sido aprobada en su contenido científico, por lo tanto, se le otorga la autorización para que una vez concluidos los trámites administrativos necesarios, se le asigne la fecha y hora en la que deberá realizar su presentación y defensa.



**M. C. O. José Rubén Herrera Hinoche**  
Jefe de la Unidad de Posgrado e Investigación

M. en O. Pedro Ernesto Lugo Ancona  
Director de Tesis

M. C. O. Jorge Ortiz Díaz  
Director de Tesis

M. en O. David Rafael Córtes Carrillo  
Revisor

M. en O. R. Rubén Armando Cárdenas Vermont  
Revisor

Artículo 78 del reglamento interno de  
la Facultad de Odontología de la  
Universidad Autónoma de Yucatán.

Aunque una tesis hubiera servido para  
un examen profesional y hubiera sido  
aprobada por el sínodo, sólo el autor o  
autores son responsables de las  
doctrinas en ella emitidas.

Este trabajo se llevó a cabo en la Clínica de Unidad de Posgrado e Investigación de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán bajo la dirección del M. en O. Pedro Ernesto Lugo Ancona en colaboración con la Universidad Autónoma de Saltillo bajo la dirección del M. C. O. Jorge Ortiz Diaz.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo plasma el esfuerzo, cariño y colaboración de muchas personas, lo que lo convierte en un gran trabajo en equipo. Por esto quiero agradecerles por su paciencia y conocimientos brindados.

En primer lugar agradecer a mi coordinador Pedro Ernesto Lugo Ancona por su dedicación, compromiso y sus constantes frases de aliento para que iniciara y terminara éste proyecto.

A mis revisores y maestros dentro del Posgrado de Odontología Restauradora David Rafael Cortés Carrillo y Rubén Armando Cárdenas Vermont por su tiempo y ayuda con ideas para la mejora de edición y elaboración de esta tesis.

A mis amigos de toda la vida quienes siempre han formado parte de mi cómo una familia en la distancia, por su cariño, comprensión y por estar a mi lado en los duros momentos.

Por último a mis padres sin los cuales no soy nada, que a pesar de la distancia han sido una luz guiando este largo camino, con sus palabras de amor y apoyo incondicional.

## ÍNDICE

RESUMEN	
DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	1
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	3
JUSTIFICACIÓN	11
OBJETIVOS	13
MATERIAL Y MÉTODOS	14
RESULTADOS	21
DISCUSIÓN	25
CONCLUSIONES	27
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	28
ANEXOS	33

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores obtenidos Grupo 1	21
Tabla 2. Valores obtenidos Grupo 2	22
Tabla 3. Valores obtenidos Grupo 3	23
Tabla 4. Comparación de la resistencia a la fractura de los tres materiales.	24

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Gráfica de barras de máxima resistencia

a la fractura de cada grupo.

24

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Instrumentos de medición	33
Anexo 2. Figuras Metodología	34

## RESUMEN

En la actualidad nos encontramos ante una mejora notable en la variedad de los materiales odontológicos para uso provisional. El odontólogo debe estar a la vanguardia en dichos materiales y buscar el beneficio de la combinación de éstos con el sistema CAD-CAM para ofrecer el tratamiento más adecuado. La demanda de pacientes en rehabilitaciones completas esta en aumento así que se requiere el uso de provisionales de larga durabilidad. El material polimetilmetacrilato (PMMA) es de los más empleados para la fabricación de restauraciones provisionales usando diferentes técnicas de elaboración. El objetivo del estudio fue evaluar la resistencia a la fractura de diferentes marcas de PMMA para CAD-CAM en provisionales de prótesis fijas de tres unidades.

Se realizó un estudio de tipo experimental, descriptivo, transversal y prospectivo. Se confeccionaron 10 puentes por cada marca a estudiar las cuales fueron Telio CAD Ivoclar Vivadent, NATURA Ideas Dentales y RHINO MDC Dental, dando un total de 30 prótesis provisionales.

Se elaboró un modelo maestro de piezas pilares el cual fue escaneado para diseñar un prototipo. Fue fresado el mismo diseño para cada marca y se sometieron a pruebas de fractura en la maquina de ensayo universal INSTRON. Se aplicó el instrumento que incluía hoja de anotación de resistencia a la fractura, zona de fractura y separación de fragmentos.

De las marcas estudiadas la de RHINO MDC Dental fue la que obtuvo mayor resistencia a la fractura, seguido por Telio CAD con valores muy parecidos mientras que NATURA Ideas Dentales obtuvo los valores más bajos.

Los resultados obtenidos en este trabajo nos indican la importancia de continuar con la mejoría y estudio de estos materiales, más pericia en la aplicación de protocolos CAD-CAM y seguir líneas de investigación.

## DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Las restauraciones provisionales en prótesis fijas son necesarias para proteger las superficies dentales de los efectos biológicos, mecánicos y físicos hasta el momento en que la restauración definitiva sea cementada. Por estos motivos, éstas requieren de materiales que proporcionen propiedades mecánicas similares a las de la restauración definitiva, que aseguren una adecuada resistencia a la fractura, con una buena estabilidad dimensional y marginal.

Éste tipo de restauraciones provisionales pueden ser utilizadas durante cortos o largos periodos de tiempo, cuando el paciente requiere procedimientos adicionales durante su tratamiento como son quirúrgicos, periodontales, ortodóncicos, endodónticos o incluso en periodos de estabilización oclusal. Así mismo hay que tomar en cuenta las características de mayor grado de estrés masticatorio de las zonas edéntulas a rehabilitar.

En la actualidad existen diferentes materiales y técnicas que pueden ser empleados para la fabricación de éstas restauraciones provisionales. El polietilmetacrilato (PEMA), el polimetilmetacrilato (PMMA), resinas de fotocurado resinas bisacrílicas (basado en ésteres acídicos multifuncionales), han sido los materiales utilizados en la elaboración de éstas restauraciones mediante la técnica directa.

La fabricación de las restauraciones provisionales de técnica directa tiene algunos inconvenientes debido a que durante el proceso de mezcla y llenado de la llave (o molde) podrían incorporarse partículas de aire y atraparse en la estructura, las cuales afectarán la resistencia mecánica, la textura de la superficie y la precisión marginal de la restauración. Adicionalmente, estas restauraciones presentan una baja resistencia a la fractura sin mencionar que no siempre se utiliza la proporción adecuada de relación monómero -polímero según sea el caso.

El sistema de diseño y fabricación asistidos por computadora (CAD-CAM) fue desarrollado para reducir el tiempo en clínica y simplificar la técnica de fabricación de las restauraciones dentales.

El proceso de fabricación de PMMA de CAD-CAM, los cuales son polimerizados a alta presión y temperatura disminuyen la presencia de porosidades dentro de la restauración incrementando sus propiedades mecánicas, ópticas y clínicas a comparación de otros sistemas.

Hoy en día no hay publicaciones suficientes acerca de materiales para CAD-CAM para restauraciones provisionales de larga duración en prótesis fijas comparando su resistencia a la fractura y mucho menos donde se incluyan las marcas disponibles para el mercado odontológico mexicano. Teniendo en cuenta que hoy en día la tecnología nos obliga a estar a la vanguardia en estos sistemas por sus múltiples beneficios es imprescindible el estudio de dichos materiales.

Por lo anterior, se eligió realizar éste trabajo con el firme propósito de dar a conocer las ventajas del uso de la tecnología CAD-CAM en la confección de provisionales de larga duración y comparar la resistencia a la fractura de las marcas disponibles actualmente.

Surge así la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuál será resistencia a fractura de prototipos de PMMA elaborados con CAD-CAM?

## REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Históricamente el uso de una restauración provisional era sólo para la protección de las superficies dentales durante la fase de laboratorio hasta obtener la restauración definitiva. Sin embargo, se tiene que tener en cuenta que sea cual fuera la técnica de elaboración y cementado de los provisionales, además de la protección durante la fase transitoria, una restauración provisional satisfactoria deberá cumplir ciertos requisitos como estética, fonética, confort del paciente, salud periodontal, función oclusal y la evaluación continua del tratamiento prostodóntico para evitar que difiera del tratamiento definitivo (1).

### 1. CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES

Los materiales para las restauraciones provisionales en prótesis fija tienen diferentes clasificaciones, una de ellas está basada en su forma de polimerización (de una masa plástica a una sólida elástica) subdividiéndose en: acrílicos de activación química (autopolimerizable), acrílicos de activación por calor (termopolimerizable), acrílicos activados por luz (fotopolimerizable) y acrílicos duales (activados químicamente y por luz) (2).

Otra forma de clasificar estos materiales es según su composición, de esta forma también los podríamos dividir en: polimetilmetacrilato (PMMA), polietilmetacrilato (PEMA), combinaciones de resinas de metacrilatos con y sin relleno orgánico e inorgánico (ésteres metacrílicos multifuncionales) y resinas provisionales basadas en dimetacrilato de uretano (VLC) (3).

Finalmente, también se pueden clasificar según la técnica clínica utilizada en: directa, indirecta convencional o indirecta CAD-CAM (Tabla 1) (3).

Tabla 1: Clasificación de los materiales para restauraciones provisionales en prótesis fija (3).

Clasificación	Tipos	Polimetil- metacrilato (PMMA)	Polietil- metacrilato (PEMA)	Ésteres metacrílicos multifuncionales (bis-acrílicos)
Según su composición	Resinas acrílicas	x	x	
	Resinas acrílicas con base de composite			x
Según la técnica	Directa	x	x	x
	Indirecta	x	x	x
	Indirecta CAD- CAM	x		
Según la polimerización	Autopolimerizable	x	x	x
	Fotopolimerizable			
	Duales			x
	Termopolimerizable	x	x	

## 2. MATERIALES PARA RESTAURACIONES PROVISIONALES

### 2.1. POLIMETIL METACRILATO (PMMA)

Desde su aparición el polimetilmetacrilato (PMMA) ha sido uno de los materiales más utilizados para la fabricación de las restauraciones provisionales en prótesis parcial fija (4).

Este es un material con buenas características mecánicas y ópticas. Tiene una alta resistencia a la fractura comparada con otros materiales (aproximadamente 60 MPa),

aceptable precisión marginal, estabilidad de color satisfactorio, fácilmente reparable y tiene una amplia escala cromática ayudando a realizar restauraciones provisionales individualizadas (5).

También tiene características negativas como es el incremento en la temperatura intrapulpar asociada a la polimerización del material es una de sus mayores desventajas, por lo cual algunos autores lo recomiendan para uso en técnicas indirectas. Producen reacción exotérmica y contracción durante la polimerización y al mismo tiempo producen una alta cantidad de residuos de monómero (6).

La presentación más utilizada hasta la actualidad ha sido el de polvo-líquido, aunque con el motivo de estandarizar su proporción durante el momento de la mezcla, este material ha sido sugerido para la fabricación de bloques del sistema CAD-CAM debido a sus buenas propiedades mecánicas. Estos bloques son fabricados a alta temperatura y presión en un proceso reproducible, lo cual logra disminuir la incorporación de burbujas al material, permitiendo que sean utilizados en restauraciones provisionales de prótesis fijas complejas de larga duración (7).

Este proceso de fabricación mejora sus propiedades mecánicas, aumenta su resistencia a la abrasión y disminuye la pigmentación del material (8).

## 2.2. POLIETILMETACRILATO (PEMA)

El polietilmetacrilato (PEMA) fue introducido en los años 60, con un gran número de ventajas entre las cuales destacan la resistencia a la fractura y menores problemas exotérmicos en comparación con el PMMA. Es un material bastante recomendado para restauraciones provisionales de técnica directa. Una de las desventajas reportadas en la literatura es su baja resistencia a la abrasión (9).

Hasta la actualidad, la forma de presentación también ha sido polvo-líquido, por lo cual requiere una matriz de alginato, silicona o acetato para ser utilizado en boca. Al igual que el PMMA, es un material que durante su polimerización sufre una ligera

distorsión a nivel marginal, lo que implica que la restauración provisional también debe ser rebasada y ajustada en la boca del paciente (10).

### 2.3. RESINAS DE METACRILATO CON O SIN RELLENO ORGÁNICO E INORGÁNICO

Las resinas de metacrilato tienen la ventaja de mezclar varios tipos de materiales, como por ejemplo un relleno de vidrio o sílice (aproximadamente un 40%) (11).

La mayor parte de estos materiales utilizan una resina bis-acrítica, la cual es un material hidrofóbico similar al Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA). Presentan ventajas de poderse reparar fácilmente con el mismo material o con composite fluido, mejor estabilidad mecánica, tienen baja reacción exotérmica, mínima contracción por polimerización y no producen residuos de monómeros monofuncionales; por ello no causan irritación pulpar ni periodontal. Sin embargo, una de las desventajas de estos materiales es su fragilidad en zonas sometidas a un alto estrés, como por ejemplo las zonas posteriores o los conectores de las PPF (12).

## 3. TÉCNICAS PARA LA FABRICACIÓN DE RESTAURACIONES PROVISIONALES EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA

Las restauraciones provisionales en prótesis fija pueden ser elaboradas mediante una técnica directa en clínica, una técnica indirecta en el laboratorio (clínica y laboratorio) o indirecta CAD-CAM (13).

### 3.1. TÉCNICA DIRECTA Ó SEMI-DIRECTA

La técnica directa, semi-directa ó semi-indirecta es el método más común para la fabricación de restauraciones provisionales, a pesar de las desventajas que presenta. La técnica se realiza en el consultorio clínico directamente en la boca del paciente y para llevarla a cabo se suele utilizar una guía fabricada con VpS (vinil polisiloxano), poliéterer, alginato o acetato realizada previamente sobre un encerado o a los dientes del paciente antes de ser tallados (14).

Posteriormente, el material provisional es aplicado a ésta guía y llevado directamente a la boca del paciente con el objetivo de adaptarse los pilares (previamente tallados) en los cuales irá soportada la prótesis provisional. Otra alternativa, aunque menos utilizada hoy en día, es llevar el material directamente en bloque a la boca (generalmente se utiliza PMMA y PEMA) y posteriormente, al completar su polimerización, se va tallando hasta lograr su forma anatómica correcta, conocido como técnica directa total. (15).

Dentro de las desventajas de ésta técnica se encuentra la incorporación de burbujas durante el procedimiento de mezcla del líquido-polvo y del llenado de la guía, provocando alteración en sus propiedades como la disminución de la resistencia a la fractura, alteración de la textura superficial y adaptación marginal (16).

En caso de rehabilitación extensa y compleja, es difícil la manipulación del material y por lo tanto lograr una adaptación marginal correcta en un solo paso, lo que requiere que se realicen múltiples rebases y ajustes del material al diente pilar. Además, el aumento de temperatura que se genera sobre éstos dientes pilares podría ocasionar una afectación pulpar (17).

### 3.2. TÉCNICA INDIRECTA

Para realizar las restauraciones provisionales utilizando la técnica indirecta debe ser tomada una impresión de los pilares, para facilitar y guiar la fabricación de la restauración provisional en el laboratorio, mejorando así su comportamiento mecánico, estabilidad de color y su resistencia a la abrasión (18).

La técnica indirecta reduce la exposición del tejido gingival a los monómeros y al calor, además disminuye el volumen de hidrocarburos volátiles que inhala el paciente (19).

Ésta técnica puede realizarse de dos formas: la primera es la técnica directa-indirecta, debido a que los dientes no han sido tallados, por lo cual el laboratorio

enviaría una estructura externa de la prótesis conocida como “cáscara de huevo”, la cual será rebasada en clínica directamente en la boca del paciente con el material provisional para lograr un adecuado ajuste marginal. La segunda es la técnica indirecta total, en dicha técnica el clínico envía una impresión al laboratorio de las estructuras dentales previamente talladas, después de vaciar la impresión proceden a ser encerados los pilares para realizar los provisionales con el color especificado por el clínico (20).

### 3.3. TÉCNICA INDIRECTA CAD-CAM

Se denomina así por sus siglas en inglés: CAD que en español corresponden a (Diseño Asistido por Computadora) y CAM (Fabricación Asistida por Computadora). Es decir, CAD correspondería a la fase del diseño de la restauración, mientras que CAM sería la fabricación de la misma (21).

Esta técnica aplicada a la odontología consiste en diseñar y posteriormente confeccionar restauraciones fijas mediante el uso de una computadora para realizar desde coronas provisionales a travez del fresado de bloques de PMMA hasta coronas definitivas, inlays y onlays, prótesis de varias unidades, aditamentos y estructuras sobre implantes (22).

Todos los sistemas CAD/CAM están basados en tres componentes: un escáner, que puede ser intra o extraoral, que transforme un modelo o la propia boca del paciente, en un archivo digital que será procesado por el ordenador, un software que procese ese archivo y permita el diseño digital de la restauración y por último una tecnología de producción que transforme ese diseño digital en el producto final deseado (23).

Las demandas estéticas han incrementado el uso de los sistemas CAD-CAM para la fabricación de restauraciones en odontología. Para la fabricación de una restauración provisional en prótesis fija, debe realizarse un escaneado directamente en la boca del paciente, o bien de forma indirecta escanear la impresión o el modelo de yeso y posteriormente, enviarlo al laboratorio o al centro de fresado, a no ser que se tenga en el consultorio dental la maquinaria y los materiales para realizarlo (24).

La tecnología CAD-CAM utiliza bloques preformados libres de poros, mejorando así las propiedades mecánicas de la restauración. Además, algunos autores reportan un menor tiempo en clínica y mejores resultados a largo plazo. Por tanto, la principal ventaja de la aplicación de estos sistemas en la confección de nuestras restauraciones, radica en la capacidad de realizar procesos de producción estandarizados. (25).

#### 4. RESISTENCIA FLEXURAL

##### 4.1. CONCEPTO

La resistencia flexural, esfuerzo a la compresión o módulo de ruptura como suele denominarse ésta propiedad, es la resistencia que ofrece un material al ser flexado cuando se aplica una fuerza al centro del material, apoyando sus extremos en soportes que repartirán equitativamente la fuerza aplicada (26).

Cuando esta carga se aplica, la muestra se arquea, la deformación resultante se manifiesta en la disminución de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tracción). En consecuencia es posible suponer que las tensiones principales que actúan sobre la zona superior son compresivas, mientras que las que actúan sobre el área inferior son traccionales. Es así que cuando un material no logra un equilibrio entre dichas tensiones se ocasiona la fractura ó punto de fractura (27).

Las restauraciones dentales y obviamente, las piezas dentarias se encuentran sometidas a tensiones tangenciales (de corte), traccionales, compresivas y también se producen tensiones flexurales (que generan una flexión-deflexión) (28).

La ruptura, cuyo análisis determina la resistencia flexural, constituye el estudio de tensiones complejas, es decir, la combinación de todos los tipos de tensiones fundamentales (29).

El material que se seleccione deberá tener la flexibilidad y la resistencia flexural adecuadas para poder deformarse sin dislocarse y/o romperse ante la deflexión producida. Las tensiones que se generan en un material al actuar las fuerzas de oclusión deben tenerse en cuenta clínicamente. Durante la masticación actúan fuerzas promedio de alrededor de 70-90 Newtons (30).

En la actualidad la mayoría de los sistemas automatizados para medir el módulo de ruptura ó también denominado resistencia a la flexión, se deduce a partir de la magnitud de fuerza de ruptura a través de una fórmula matemática y los resultados son expresados en Megapascuales (MPa) (31).

## JUSTIFICACIÓN

En la actualidad nos encontramos ante una mejora notable en la variedad de los materiales odontológicos para uso provisional. El odontólogo debe estar a la vanguardia en dichos materiales y buscar el beneficio de la combinación de éstos con el sistema CAD-CAM para ofrecer el tratamiento más adecuado. La demanda de pacientes en rehabilitaciones completas esta en aumento así que se requiere el uso de provisionales de larga durabilidad y alta estética tanto en las zonas anteriores como posteriores.

Es imperativo el estudio de los materiales disponibles en el mercado odontológico mexicano para informar a la comunidad y poner a prueba dichos materiales a expensas de lo que el fabricante pueda asegurarnos en ámbitos de calidad y resistencia. Los resultados obtenidos de ésta investigación ayudarán a indicar o en su defecto contraindicar el uso de dichas marcas y poner en discusión la necesidad de desarrollar nuevos materiales o técnicas.

El presente estudio se busca comparar 3 marcas de discos de PMMA para CAD-CAM. Con el fin de evaluar si existen diferencias significativas en el grado resistencia a la fractura para poder justificar nuestra elección del material con evidencia científica.

La realización de esta investigación es viable ya que se cuenta con la colaboración del laboratorio de Imagenología Dental del Sureste (IDES) y sus equipos CAD-CAM para realizar las muestras necesarias. El apoyo de la Unidad de Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Saltillo, para medir los niveles de fractura en los materiales seleccionados y la donación desinteresada de casas comerciales odontológicas para participar en el estudio y poner a prueba la superioridad de su producto en comparación con otros.

Por último el trabajo de investigación será realizado en mayor parte en las instalaciones de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán, en el laboratorio de la Especialidad en Odontología Restauradora donde se cuenta con la infraestructura y los materiales adecuados para llevar a cabo el estudio. Así mismo se cuenta con la asistencia de los docentes para el asesoramiento necesario para realizar los procedimientos correspondientes.

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL

Evaluar la resistencia a la fractura de diferentes marcas de PMMA para CAD-CAM en provisionales de prótesis fijas de tres unidades durante el periodo de marzo a mayo de 2018 en la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán.

### OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Medir la resistencia a la fractura de las marcas Telio CAD Ivoclar Vivadent, Natura PMMA Ideas Dentales y Rhino PMMA MDC Dental en prótesis fijas de tres unidades elaborados con el sistema CAD-CAM.
2. Determinar la zona de fractura en cada marca de PMMA en prótesis fijas de tres unidades elaborados con el sistema CAD-CAM.
3. Determinar el grado de separación de los fragmentos en cada marca de PMMA en prótesis fijas de tres unidades elaborados con el sistema CAD-CAM.
4. Comparar los resultados obtenidos de los tres materiales de PMMA.

## MATERIAL Y MÉTODO

### DISEÑO DE ESTUDIO

Tipo de estudio: experimental, descriptivo, transversal y prospectivo.

### VARIABLES

Nombre de la variable	Tipo de variable	Indicador	Escala de medición	Objetivo a cumplir	Análisis estadístico
Resistencia a la fractura	Dependiente	Es la resistencia máxima que un cuerpo puede soportar antes de su deformación permanente o fractura.	Cuantitativa Nominal Mega Pascales (MPa)	General	Estadística inferencial ANOVA

Zonas de Fractura	Dependiente	Es el área de separación bajo presión de dos ó más piezas de un cuerpo sólido.	<p>Cualitativa</p> <p>-Póntico Línea de fractura se extiende solo en el área de póntico.</p> <p>- Conector Línea de fractura extendida por el conector.</p> <p>-Pilar Línea de fractura extendida únicamente por el área del pilar.</p>	Específico #2	Estadística inferencial ANOVA
-------------------	-------------	--	---	---------------	-------------------------------

Separación de fragmentos	Dependiente	División de los fragmentos resultado del quiebre o fractura de un cuerpo sólido.	Cualitativa Fractura total: las piezas de PPF se encuentran separadas. Fractura parcial: hubo una fractura pero no se separó la estructura por completo.	Específico #3	Estadística inferencial ANOVA
PMMA	Independiente	Material plástico polimetilmetacrilato utilizado para las restauraciones provisionales fijas.	Cualitativa nominal Tipos de marcas comerciales	Específico #1	Estadística descriptiva TUKEY

## POBLACIÓN DE ESTUDIO

### 1. UNIVERSO

Todos los prototipos de PMMA realizados en CAD-CAM en el sistema 3Shape D900 y fresadora 450 IMES-ICORE CORITEC en el Laboratorio Dental IDES durante el periodo de marzo a mayo de 2018.

## 2. MUESTRA

30 Prototipos de PMMA realizados en CAD-CAM en el sistema 3Shape D900 y fresadora 450 IMES-ICORE CORITEC en el Laboratorio Dental IDES durante el periodo de marzo a mayo de 2018.

## 3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

3.1 Prototipos intactos confeccionados en CAD-CAM.

3.2 Prototipos de las marcas específicas con el diseño predeterminado.

## 4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

4.1 Prototipos que no tuvieron buen sellado marginal.

4.2 Prototipos con medidas diferentes a las especificadas.

## 5. CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

5.1 Prototipos que se fracturaron durante su procesamiento.

5.2 Prototipos en los cuales no hubo una buena estabilidad en la base de soporte durante las pruebas de desgaste o presentaban algún problema para el asentamiento.

## 6. TIPO DE MUESTREO

Muestreo no probabilístico por conveniencia. Se eligen tres marcas dentales para hacer 10 puentes de 3 unidades de cada una de estas.

## METODOLOGÍA

Se utilizaron 2 piezas dentales nuevas número 1.6 y 1.4 de tipodonto (Frasaco, Alemania) para la elaboración del modelo maestro (Fig. 1). Se tomó una llave de silicona por condensación (Zetalabor, Zhermack, Italy) el cual se mezcló de acuerdo a las instrucciones del fabricante, esto como guía para preparación a dichas piezas sobre

el tipodonto. Se procedieron a tallar los dientes para una corona completa con una línea de terminación chamfer a 1,5 mm de profundidad con un instrumento rotatorio de 850L (DIATECH, Coltène / Whaledent). Las superficies oclusales se prepararon a 2 mm con un instrumento rotatorio 811 (DIATECH, Coltène / Whaledent). A continuación, las preparaciones fueron pulidas con un instrumento rotatorio 850 (DIATECH, Coltène/ Whaledent) (2).

Se fueron corroborando los desgastes con la guía de silicona por condensación y midiendo con una sonda periodontal Universidad de C. N. UNC15C (Hu-Friedy). Posteriormente, las preparaciones dentales fueron pulidas con una fresa 850 de grano fino (DIATECH) (32). Finalmente, los dientes fueron duplicados con una aleación de níquel-cromo (VeraBond V, Aalba Dent) para conseguir unas replicas metálicas de dichos dientes con preparación del tipodonto (2) (Fig. 2).

Se procedió a pulir las replicas de metal con gomitas número 9301EF, 9301F y 9310F (Jota, Swiss Made) y pasta pulidora Rojo Inglés de laboratorio. Después se colocaron dichas replicas metálicas con preparación en los alveolos correspondientes al tipodonto Frasaco revisando que presentaran estabilidad y buen asentamiento. Se tomó una nueva llave de silicona por condensación sobre estas replicas metálicas en el tipodonto como guía para la colocación en la nueva base (2).

Se preparó un contenedor de dimensiones 45 × 25 × 15 mm y se realizaron 6 marcas como guía para el asentamiento de la llave con las replicas metálicas. Se vació en el contenedor una mezcla de resina acrílica autopolimerizable (Nic Tone, MDC Dental) siguiendo las instrucciones de relación polvo líquido 3:1 del fabricante. Manteniendo una distancia de 7.0 mm entre los pilares para imitar una prótesis parcial fija de tres unidades. Después de colocar las replicas metálicas en el contenedor con la mezcla (cuidando mantener la línea de terminación chamfer visible 1 mm arriba del acrílico) se colocó el contenedor dentro de una olla a presión de laboratorio a 20 Psi para

evitar la aparición de burbujas y mejorar la adaptación al metal. Por último, se retiró el contenedor de la base de acrílico polimerizada y se procedió a recortar excesos y pulir respetando las dimensiones establecidas de la base. Se utilizaron pulidores para acrílico número 9572M, 9572G y 9572F (Jota, Swiss Made) con pasta blanco España (MDC Dental) de laboratorio (2) (Fig. 3).

Para la fabricación de las prótesis provisionales de tres unidades elaboradas a través del sistema CAD-CAM se escaneó el modelo maestro de metal con el sistema 3Shape D900 (Core3DCentres) y se diseñó con el CAD Software Dental System Suite Dental Design. Las áreas de los conectores fueron calibradas a  $4.0 \times 4.0$  mm y el pónico a 9.0 mm de altura (2) (Fig. 4,5).

Se realizaron 30 puentes de 3 diferentes marcas comerciales, 10 puentes para cada marca correspondiente. Todos con el mismo diseño en la máquina fresadora 450 IMES-ICORE CORITEC, usando el tipo de fresa 1.0 mm 550I (IMES ICORE 350I). Se utilizó 1 disco de PMMA de 98 mm x 24 mm de diámetro por cada marca participante, estas fueron: Telio CAD IvoclarVivadent, Natura PMMA Ideas Dentales y Rhino PMMA MDC Dental.

Habiendo terminado la manufactura cada puente se recortó del disco de PMMA y se pulió exclusivamente de la zona del conector puente-disco para continuar con la forma regular de las coronas. Ningún otro método de pulido fue realizado sobre ninguna marca (Fig. 6,7).

Cada muestra fue probada en el modelo maestro metálico para evaluar su correcto asentamiento, estabilidad y sellado marginal de manera visual por el investigador (Fig. 8). Una vez corroborados se prosiguió a enumerar y etiquetar cada prototipo para su análisis flexural.

El modelo maestro se colocó en una máquina de ensayo universal INSTRON 3365 con una punta de acero inoxidable de 9 mm de diámetro. Se centró sobre la superficie colosal del pónico de cada muestra y la prueba de fractura comenzó a una velocidad de cruce de 1 mm / minuto hasta que se fracturara (Fig.9). Se registraron los datos relativos de esfuerzo a la compresión en MPa de manera automática en el programa operador INSTROM y se anotaron los puntos de fractura y el grado de separación de fragmentos (2).

## ASPECTOS ÉTICOS

Debido a que es un estudio *in vitro* únicamente con materiales dentales y no habrá ninguna intervención, no procede.

## MÉTODOS DE MEDICIÓN Y ESTANDARIZACIÓN

Se utilizó la maquina de Ensayo Universal Instrom 3365 con el software correspondiente a la marca y modelo que comenzó a una velocidad de cruce de 1 mm / minuto hasta que ocurriere. Se aplicó el instrumento de registro automático el cual consta de una tabla que registra el número de megapascales al momento de fractura en el computador. Se llevó a cabo la recolección de datos utilizando el mismo instrumento de medición con cada puente de PMMA. El investigador efectuó la primera medición de la ubicación da la zona de fractura y el tipo de fractura de cada muestra seguida de un colaborador capacitado y se corroboró que ambos concordaran plasmando los resultados en el instrumento de medición, de acuerdo a la observación con una exploración visual (32).

Una vez obtenidos los datos estos fueron evaluados, ordenados, procesados y expresados mediante estadística por tablas usando el programa SPSS v.24 para Windows y el análisis estadístico ANOVA (para 3 grupos o más en una variable dependiente cuantitativa) y de Tukey (para conocer la diferencia entre estos resultados) . Las pruebas fueron consideradas significativas cuando el valor de P fuera  $<0.05$  (32).

## RESULTADOS

Durante el periodo establecido en 2018 se confeccionaron 30 puentes de PMMA . Divididos en 3 grupos de 10 especímenes. El grupo 1 compuesto de la marca TELIO CAD, el grupo 2 de RHINO y el grupo 3 de NATURA. No se eliminó ningún prototipo ya que todos cumplían con los requisitos especificados.

Del grupo 1 de acuerdo a las especificaciones del fabricante tiene una fuerza flexural de hasta 60MPa por bloque. Se encontró que la media de resistencia fue de 23.90 MPa. Un 70% de los pónicos tuvo una fractura total de su estructura mientras que el 20% sufrió una fractura parcial (Fig. 10, 11). Con respecto a la zona de fractura un 80% ocurrió en el conector mientras que solo un 20% en el pilar (Tabla 1).

Tabla 1. Valores obtenidos Grupo 1.

Número de Muestra	Resistencia a la fractura(MPa)	Zona de fractura	Separación de fragmentos
1	20.08	Conector	Fractura Total
2	25.49	Conector	Fractura Total
3	28.86	Conector	Fractura Total
4	26.47	Conector	Fractura Total
5	25.63	Conector	Fractura Total
6	17.18	Pilar	Fractura Parcial
7	26.12	Conector	Fractura Total
8	16.05	Pilar	Fractura Parcial
9	24.67	Conector	Fractura Parcial
10	28.50	Conector	Fractura Total
Media	23.90		

De acuerdo a la especificación del fabricante del grupo 2 el material tiene una fuerza flexural de hasta 50MPa por disco. Se observó que la media de resistencia fue de 25.66MPa. Un 60% de los especímenes tuvo una fractura total de su estructura mientras que el 40% restante una fractura parcial. El 70% sufrió fractura en el conector, seguido de la zona del pónico un 20% y en el pilar solo un 10% (Tabla 2).

Tabla 2. Valores obtenidos Grupo 2.

Número de Muestra	Resistencia a la fractura (MPa)	Zona de fractura	Separación de fragmentos
1	23.67	Conector	Fractura Total
2	27.62	Conector	Fractura Total
3	19.67	Pónico	Fractura Parcial
4	27.81	Conector	Fractura Total
5	27.05	Conector	Fractura Total
6	27.22	Conector	Fractura Total
7	23.79	Pónico	Fractura Parcial
8	28.26	Pilar	Fractura Parcial
9	28.11	Conector	Fractura Total
10	23.44	Conector	Fractura Parcial
Media	25.66		

En el Grupo 3 el fabricante no especifica una resistencia flexural. Se encontró que la media de resistencia fue de 16.23MPa. Un 90% de los pónicos tuvo una fractura total de su estructura mientras que el 10% una fractura parcial. La zona de fractura del conector fue la más común con un 80%, seguido por la zona del pónico y pilar ambos con un 10% (Tabla 3).

Tabla 3. Valores obtenidos Grupo 3.

Número de Muestra	Resistencia a la fractura (MPa)	Zona de fractura	Separación de fragmentos
1	10.10	Conector	Fractura Total
2	22.67	Conector	Fractura Total
3	14.30	Conector	Fractura Total
4	23.09	Conector	Fractura Total
5	15.39	Conector	Fractura Total
6	23.39	Póntico	Fractura Parcial
7	14.56	Conector	Fractura Total
8	14.08	Conector	Fractura Total
9	9.90	Pilar	Fractura Total
10	14.80	Conector	Fractura Total
Media	16.23		

Se realizó la comparación entre los tres materiales por medio de una prueba ANOVA de una vía. Los análisis de los residuos señalan que la prueba cumplió tanto el supuesto de normalidad como el de igualdad de varianzas. Tal como se aprecia en la Tabla 4 existieron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales.

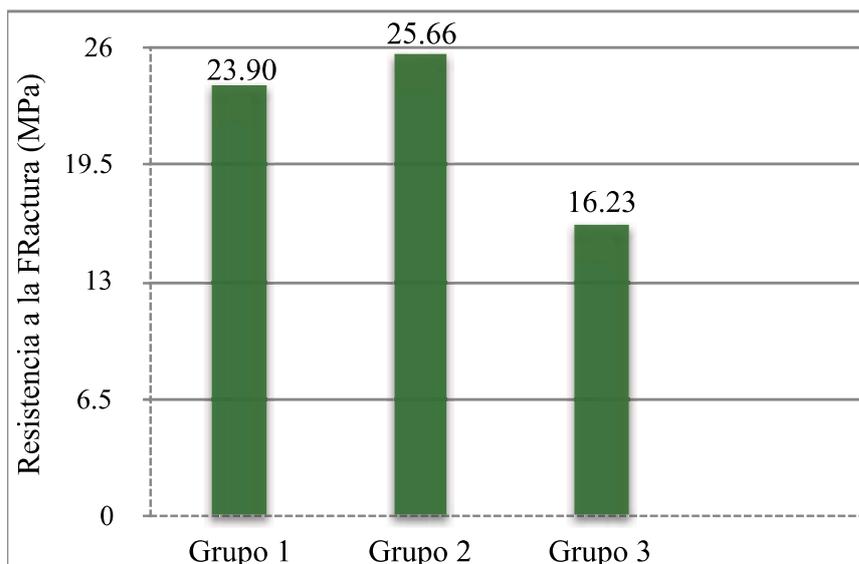
Para identificar cual de los materiales presentó diferencias con respecto a los demás materiales, se realizó la prueba de comparaciones múltiples de Tukey. Los resultados señalan, que el Grupo 3 presentó diferencias estadísticamente significativas con respecto al Grupo 2 (diferencia = -9.43;  $p < .001$ ) y Grupo 1 (diferencia = -7.67;  $p = .001$ ). Con respecto la comparación entre el Grupo 1 y Grupo 2 no se encontraron diferencias significativas (diferencia = 1.75;  $p = .631$ ).

Tabla 4. Comparación de la resistencia a la fractura de los tres materiales.

Grupo	Resistencia a la fractura(MPa) Media	Diferencia Valor P
1	23.90	p = .001
2	25.66	p = .001
3	16.23	p = .631

Tal como se puede apreciar en la Figura 1 el grupo 3 que presentó diferencias significativas tiene un menor grado de resistencia a la fractura; mientras que el grupo 1 y 2 presentan resistencias similares. Siendo el grupo 2 el que presenta una resistencia relativamente mayor.

Figura 1. Gráfica de barras de máxima resistencia a la fractura de cada grupo.



## DISCUSIÓN

En los tratamientos clínicos nos enfrentamos día a día a los requerimientos funcionales y estéticos por parte del paciente. Es por esto que los nuevos materiales utilizados para la fase intermedia del tratamiento conocida como provisionalización deberán cumplir los parámetros mínimos para simular la fase definitiva del tratamiento, ayudando como fase de diagnóstico. Teniendo en cuenta éstas características, con este estudio se analizaron tres factores importantes (resistencia a la fractura, zona de fractura y separación de fragmentos) en diferentes marcas del mismo material de provisionalización para el sistema CAD- CAM.

Los valores de resistencia a la fractura fueron consistentes con los valores reportados por Alt et al. (32), quien comparó los bloques de CAD-CAM de Telio CAD siendo esta marca una de las más usadas para este tipo de estudios. Por otro lado las marcas de Rhino y Natura no fueron comparadas en este estudio ni en ninguno de nuestra revisión bibliográfica.

Los resultados en cuanto a la zona de fractura coinciden con los reportados en la literatura por diferentes autores, quienes reportaron que el conector es el punto más débil por lo cual necesitan ser reforzados o de mayor grosor sobre todo en las zonas sometidas a mayor estrés (2,5,28,32,). Según Wimmer et al. (33) un conector de al menos 12mm es más confiable en las restauraciones provisionales. En el estudio de Emine et al. (34) quién analizó puentes de Telio CAD presentó tres tipos de fracturas, totales, parciales y leves. Coincide al igual que nuestro estudio con que el mayor número de fracturas fueron totales para Telio CAD.

En el estudio de Peñate et al. al igual que el nuestro analizaron diferentes materiales entre ellos el Telio CAD en un modelo maestro de metal. Sin embargo en el estudio de Peñate et al. los prototipos fueron sometidos a termociclado, aun así

obtuvieron resultados similares a los de nuestro estudio mostrando mayor resistencia a la fractura a diferencia de otros puentes provisionales reforzados con fibra de vidrio (2).

Abdullah et al. compararon la resistencia flexural y los modos de fractura en coronas provisionales unitarias obteniendo como resultado para el material Telio CAD- una fuerza flexural de 719.24 N (35). Los resultados de este estudio difieren en gran medida ya que en este estudio se midió la resistencia en Newtons y al solo tratarse de una pieza unitaria se registraron valores mayores de resistencia. Por otro lado existen diferentes estudios como el de Basaran y cols. utilizaron un modelo maestro de zirconio y compararon composites elaborados con CAD-CAM contra los elaborados manualmente y compararon un polímero acrílico en CAD-CAM VITA y obtuvieron como conclusiones que presentaron mayor capacidad de carga los composites elaborados en CAD-CAM a comparación del Vita Cad(36).

Al igual que en este estudio el lugar más común para la zona de fractura según Tinschert et al. las fracturas de los puentes dentales típicamente ocurren entre el pilar y en conector (37). En el estudio de Fischer et al. elementos finitos de analysis indicaron que el conector definitivamente es la zona más crítica (38).

Existen estudios acerca de la resistencia a la fractura en diferentes materiales provisionales. Los resultados relacionados al objetivo a evaluar miden variables diferentes, o comparan diferentes factores y no comparan más de 2 marcas como por ejemplo ningún artículo comparó otra marca que no fuera Telio CAD o Vita CAD.

No se encontró ningún estudio que solo comparara marcas para CAD-CAM. Lo anterior hace que los resultados sean muy variables entre diferentes investigaciones y limitados a marcas en específico. Los datos obtenidos en este trabajo contribuyen a la información que se ha obtenido de datos anteriores y aumenta los conocimientos acerca del comportamiento de estos materiales y técnicas para mejorar en su empleo y desarrollo.

## CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones impuestas en el presente estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones: la marca de PMMA más resistente a la fractura fue RHINO de MDC Dental seguido por TELIO CAD de Ivoclar Vivadent y por último NATURA de Ideas Dentales.

Sin embargo, se constató que no existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura entre las muestras de RHINO y TELIO CAD siendo éstas últimas aquellas que refieren niveles de resistencia a la fractura menores en comparación con las primeras. La marca NATURA si presentó diferencia estadísticamente significativa en comparación con las demás, siendo este grupo el que presentara los valores más bajos de resistencia.

Podemos concluir que la zona crítica en una prótesis parcial fija es la zona del conector ya que es la más propensa a la fractura. El material PMMA tiene una alta resistencia a la fractura y debido a su fuerza y poca flexibilidad la mayoría de los especímenes sufrieron una separación de fragmentos total. Los resultados obtenidos en este trabajo nos indican la importancia de continuar con la mejoría de los materiales dentales. Aprovechar las ventajas de la tecnología y el uso de los dispositivos CAD-CAM como algo riguroso en la consulta diaria. Todo estudio presenta sus limitaciones por lo tanto se sugiere seguir investigando del tema.

Por último se sugiere realizar un estudio comparativo del material PMMA contra el material PEEK ya que en la actualidad es un material nuevo empleado en la tecnología CAD-CAM para uso de provisionales incluyendo el área de la implantología. Así mismo comparar estas mismas marcas con cementación convencional y cementación adhesiva.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nejatidanesh F, Lotfi H, Savabi O. Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(5):364-7.
2. Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercado M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(2):248-253.
3. Bourlidi S, Qureshi J, Soo S, Petridis H. Effect of different initial finishes and Parylene coating thickness on the surface properties of coated PMMA. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(3):363-370.
4. Kwang Yong K, Ettinger R, Armstrong S, Lindquist T, Gratton D, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;115(5):617-623.
5. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi J, Matinlinna J, Pow E. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;59(1):304-313.
6. Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer C, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clinical Oral Investigations*. 2015;20(1):161-8.
7. Rosentritt M, Raab P, Hahnel S, Stöckle M, Preis V. In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clinical Oral Investigations*. 2017;21(8):2581-7.
8. Liu X, Tan Y, Liu J, Tan J. A digital technique for fabricating implant-supported interim restorations in the esthetic zone. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;. (Article in press)

9. Bukhari S, Goodacre B, AlHelal A, Kattadiyil M, Richardson P. Three-dimensional printing in contemporary fixed prosthodontics: A technique article. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;. (Article in press)
10. Yildiz C, Vanlioglu B, Evren B, Uludamara A, Özkan Y. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*. 2013;32(1):42-7.
11. Al-Haddad A, Vahid Roudsari R, Satterthwaite J. Fracture toughness of heat cured denture base acrylic resin modified with Chlorhexidine and Fluconazole as bioactive compounds. *Journal of Dentistry*. 2014;42(2):180-4.
12. Altintas S, Yondem I, Tak O, Usumez A. Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. *Clinical Oral Investigations*. 2007;12(3):283-6.
13. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture Resistance of PMMA and Resin Matrix Composite–Based Interim FPD Materials. *The International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(4):381-4.
14. Jagger R, Al-athel M, Jagger D, Vowles R. Some Variables Influencing the Bond Strength Between PMMA and a Silicone Denture Lining Material. *The International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1):55-8.
15. Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of Resilient Support of Abutment Teeth on Fracture Resistance of All-Ceramic Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2011;24(5):465-8.
16. Abdullah A, Tsitrou E, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(3): 258-263.
17. Attia A, Abdelaziz K, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(2):117-123.

18. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6):534-540.
19. Cheng Y, Cheung W, Chow T. Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(5):309-318.
20. Yoshida E, Hayakawa T. Adsorption Analysis of Lactoferrin to Titanium, Stainless Steel, Zirconia, and Polymethyl Methacrylate Using the Quartz Crystal Microbalance Method. *BioMed Research International*. 2016;2016(1):1-7.
21. Şeker E, Ozcelik T, Rathi N, Yilmaz B. Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(1):47-51.
22. Gohlke-Wehrße H, Giese-Kraft K, Wöstmann B. Clinical performance of a light-cured denture base material compared to polymethylmethacrylate—a randomized clinical study. *Clinical Oral Investigations*. 2011;16(3):969-975.
23. Goodacre B, Goodacre C, Baba N, Kattadiyil M. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):249-256.
24. Güth J, Kauling A, Ueda K, Florian B, Stimmelmayer M. Transmission of light in the visible spectrum (400–700 nm) and blue spectrum (360–540 nm) through CAD/CAM polymers. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20(9):2501-6.
25. Hamanaka I, Shimizu H, Takahashi Y. Bond strength of a chairside autopolymerizing relined resin to injection-molded thermoplastic denture base resins. *Journal of Prosthodontic Research*. 2017;61(1):67-72.
26. Haselton D, Diaz-Arnold A, Vargas M. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(2):225-8.
27. Heimer S, Schmidlin P, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*. 2016;21(4):1191-1200.

28. Ireland M, Dixon D, Breeding L, Ramp M. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(2):158-162.
29. Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *Journal of Dentistry*. 2014;42(9):1105-1114.
30. Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clinical Oral Investigations*. 2014;19(1):35-43.
31. Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79(2):175-181.
32. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*. 2011;27(4):339-47.
33. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *J Prosthet Dent*. 2013;110(4):288-95.
34. Emine G, Aran E, Pekka K, Lippo V. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2011; 69: 144–150.
35. Abdullah A, Tsitroi E, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crown. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(3):258-63.
36. Basaran EG, Ayna Em Vallittu P, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2011;69(2): 144–150.

37. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. High performance ceramic posterior bridges. *Dtsch Zahnärztliche Z* 1999;54:545–50.
38. Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R. Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars. *J Biomech* 2004;37:289–94.

## ANEXOS

### ANEXO 1:

**INSTRUMENTO DE MEDICIÓN**  
**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PROTOTIPOS DE PMMA**  
**MANUFACTURADOS CON CAD-CAM:**  
**ESTUDIO *in vitro***

Tesista: R.O.R Maria Fernanda Trucíos Puente

Director de Tesis: M. en O. Pedro Ernesto Lugo Ancona

Disco PMMA \_\_\_\_\_

Muestra	Resistencia Fractura MPa	Zona de Fractura			Separación de Fragmentos	
		Conector	Póntico	Pilar	Total	Parcial
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						



Fig. 1. Piezas dentales tipodonto Frasaco.



Fig. 2. Duplicado de pilares en Cromo-Niquel.



Fig. 3. Modelo maestro.

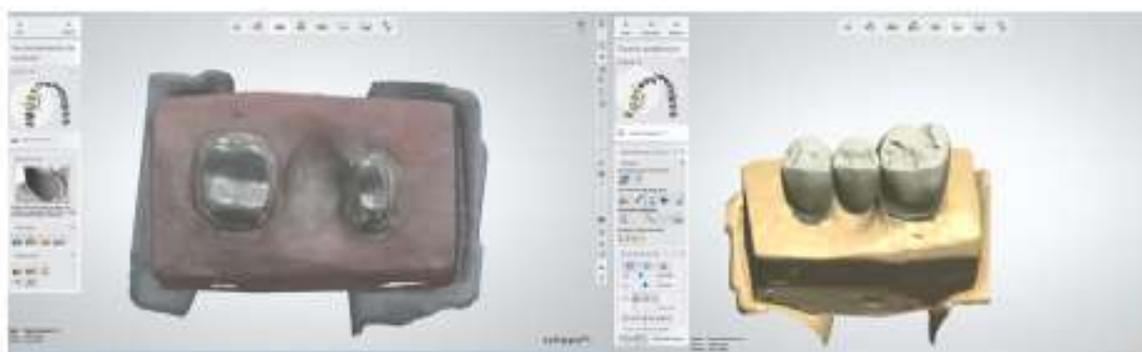


Fig. 4. Digitalización del modelo maestro.



Fig. 5. Diseño en Software.

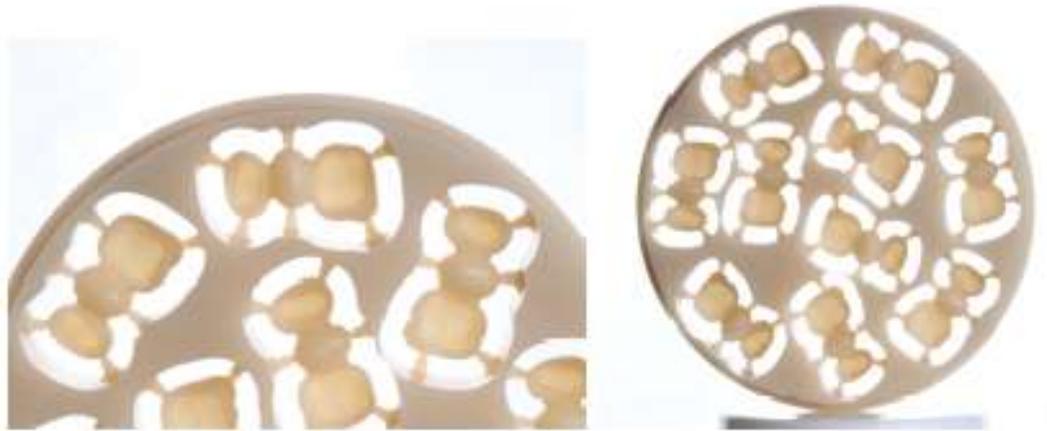


Fig. 6. Disco fresado de Telio CAD.

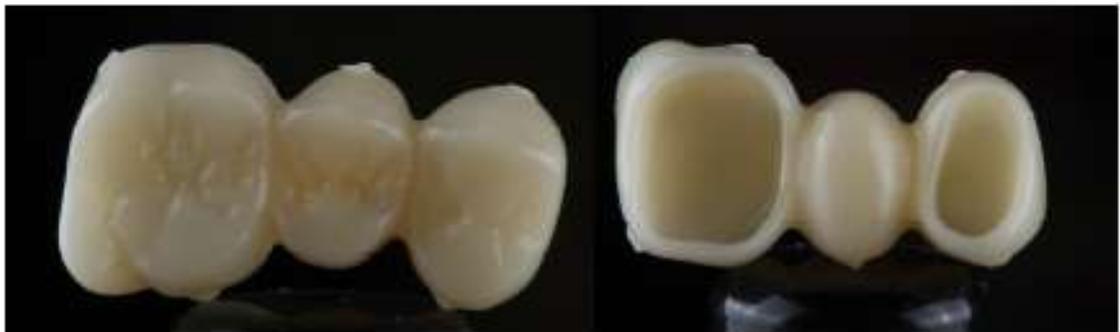


Fig. 7. Prototipo NATURA Ideas Dentales.



Fig. 8. Revisando asentamiento y estabilidad en cada muestra



Fig. 9. Máquina de ensayo universal INSTRON.



Fig. 10. Fractura parcial.



Fig. 11. Fractura total.