



UADY
CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIFERENTES MATERIALES PROVISIONALES PARA PRÓTESIS PARCIAL FIJA

Tesis presentada por:

ILSEN KAREN MANZANILLA OCAÑA

En opción al Diploma de Especialización en:
ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Directores:

M. EN O. PEDRO ERNESTO LUGO ANCONA

M. EN C. PATRICIA TORRES REYES

Mérida, Yucatán, Julio 2018



UADY
CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIFERENTES MATERIALES PROVISIONALES PARA PRÓTESIS PARCIAL FIJA

Tesis presentada por:

ILSEN KAREN MANZANILLA OCAÑA

En opción al Diploma de Especialización en:

ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

Directores:

M. EN O. PEDRO ERNESTO LUGO ANCONA

M. EN C. PATRICIA TORRES REYES

Mérida, Yucatán, Julio 2018



UADY

CENAVIADE UNAM
FACULTAD DE
ODONTOLÓGIA

UNIDAD DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

Mérida, Yucatán, 1 de Julio de 2018

C. ILSÉN KAREN MANZANILLA OCAÑA

Con base en el dictamen emitido por sus Directores y revisores, le informo que la Tesis titulada **"RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIFERENTES MATERIALES PROVISIONALES PARA PRÓTESIS PARCIAL FIJA"**, 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. G. José Rubén Herrera Aboche
Jefe de la Unidad de Posgrado e Investigación

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

M. en C. Patricia Torres Reyes
Directora 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
El examen profesional y hubiera sido
Aprobada por el sínodo, solo su autor o
Autores son responsables de las
doctrinas en ella emitidas

Este trabajo se realizó en la Especialidad de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Yucatán, bajo la dirección de M. en O. Pedro Ernesto Lugo Ancona y con la cooperación de la Universidad Autónoma de Coahuila. Los resultados presentados, son parte del proyecto de investigación “Resistencia a la fractura de diferentes materiales provisionales para prótesis parcial fija”.

AGRADECIMIENTOS

A mi asesor Pedro Lugo y profesores del posgrado, por darme la oportunidad de estar en la especialidad, les agradezco su infinita paciencia y apoyo, pero sobre todo, compartir sus conocimientos.

A la Universidad Autónoma de Yucatán y Universidad Autónoma de Coahuila, por proporcionarme las instalaciones y equipo para la elaboración de este trabajo.

DEDICATORIA

Dedicó esta tesis a mis padres quienes me dieron vida, amor, educación, apoyo y consejos. A mi fan # 1 Julián por su apoyo y amor incondicional. A mis compañeras de estudio, por todo la amistad y apoyo .Y por último, a cada de uno de mis pacientes por la confianza que me otorgaron durante estos dos años.

ÍNDICE

1. RESUMEN	
2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	1
3. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	2
4. PLANTEAMIENTO DE LA HIPOTESIS	15
5. JUSTIFICACION	16
6. OBJETIVOS	17
7. MATERIAL Y METODOS	18
8. RESULTADOS	24
9. DISCUSIÓN	27
10. CONCLUSIONES	30
11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	32
12. ANEXOS	34

INDICE DE TABLAS

1. PROTOCOLOS DEL SISTEMA CAD-CAM.	10
2. COMPOSICIÓN QUÍMICA Y PROPIEDADES FÍSICAS DEL TELIO CS C&B	13
3. PROPIEDADES FÍSICAS DEL TELIO CAD	13
4. PROPIEDADES FÍSICAS DEL ACRÍLICO TERMOCURABLE Y AUTOCURABLE.	14
5. VARIABLE Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO	5
6. COMPOSICIÓN DE LOS MATERIALES PROVISIONALES	21
7. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE DIFERENTES MATERIALES PROVISIONALES	25

INDICE DE FIGURAS

1. MOLÉCULA DE METILMETACRILATO	35
2. TIPODONTO	35
3. PILARES CROMO-NÍQUEL	35
4. PILARES SIENDO PORBADOS EN UN TIPODONTO FRASACO	35
5. MODELO MAESTRO	35
6. MATERIALES UTILIZADOS	36
7. ESCANEADO DEL MODELO MAESTRO	36
8. DIGITALIZACION DEL MODELO MAESTRO	36
9. DISEÑO FINAL DE LA PPF PROVISIONAL	37
10. PREPARACIÓN DE LAS PPF	37
11. FRESADO DE LOS PROVISIONALES	37
12. PPF PROVISIONALES DESPUÉS DEL FRESADO	38
13. PPF PROVISIONALES ELABORADOS CON TELIO CAD	38
14. TOMA DE IMPRESIÓN DEL MODELO MAESTRO	38
15. MODELO DE TRABAJO DEL MODELO MAESTRO	38
16. PPF PROVISIONALES DE ACRÍLICO AUTOPOLIMERIZABLE	39
17. PPF ELABORADOS DE TELIO AUTOMIX	39
18. ELABORACIÓN DE LOS PPF DE ACRÍLICO TERMOPOLIMERIZABLE	39
19. INSTROM, FRACTURANDO PPF DE TELIO CAD	40
20. COMPARACIÓN DE PPF DE LOS MATERIALES PROVISIONALES CON RESPECTO A LA RESISTENCIA A LA FRACTURA	40

RESUMEN

Objetivo: Comparar la resistencia a la fractura en diferentes materiales provisionales para prótesis parcial fija

Introducción: Las prótesis dentales fijas provisionales proporcionan beneficios clínicos sustanciales: protección, función, estética y necesidades biológicas al paciente, mientras se coloca la restauración definitiva.

Material y métodos: 40 prótesis parcial fija (PPF) de un pónico, fueron elaboradas con Telio CAD (n=10), Telio C&B(n=10), acrílico autocurable Nictone (n=10) y acrílico termocurable Nictone (n=10) en un modelo maestro de metal para realizar pruebas de resistencia a la fractura en una maquina universal de fuerza. El análisis estadístico fue realizado utilizando el programa SPSS 8.0 para Windows. Para establecer las correlaciones entre las distintas variables se realizaron las pruebas ANOVA 1 vía y Tuque. La significancia estadística fue definida como $p < 0,05$.

Resultados: Las medias de la resistencia a la fractura fueron acrílico autocurable Nictone (9.32 ± 2.05), acrílico termocurable Nictone (7.03 ± 3.20), Telio CAD PMMA Ivoclar (23.90 ± 4.53), las de Telio C&B registraron las medias de puntuación más bajas (4.59 ± 1.08). Se procedió a realizar un análisis comparativo mediante la prueba ANOVA, en el cual se encontró un valor de $F=83.24$, $p=.0001$, lo que refiere la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la variable entre los cuatro grupos. Un análisis post hoc mediante la prueba Tukey, dio como resultados que las PPF elaboradas con Telio CAD tienen la resistencia a la fractura más elevada y estadísticamente significativa en comparación con aquellas elaboradas con acrílico autopolimerizable Nictone ($p=.0001$), acrílico termocurable Nictone ($.0001$) y Telio C&B ($p=.0001$).

Conclusiones: Se obtuvieron diferencias significativas al comparar los cuatro materiales provisionales de PPF de un pónico. Telio CAD reveló una diferencia de mayor resistencia a la fractura, que las elaboradas manualmente.

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El uso de materiales provisionales para prótesis parcial fija (PPF) proporciona beneficios clínicos sustanciales como función, estética, protección y salud periodontal antes de colocar o entregar la restauración definitiva. En la actualidad, existe mayor demanda en los tratamientos dentales especializados, como rehabilitaciones extensas por PPF, colocación de implantes y materiales cerámicos libres de metal, por tal motivo el clínico debe asegurarse de que dichos materiales cerámicos sean debidamente seleccionados y compatibles con el desgaste oclusal y la fuerza masticatoria que presente el paciente, a su vez es de suma importancia que el material provisional seleccionado mantenga una estabilidad a medio-largo plazo. Debemos considerar, los sitios de alto estrés o con segmentos largos, incluso en un periodo corto lo cual puede ser un reto adicional. Debido a esto la selección y el método de fabricación de un material provisional de alta calidad puede ser primordial.

Las PPF provisionales pueden ser elaborados de manera directa intraoralmente, indirecta en el laboratorio, o de manera directa-indirecta cuando esta es fabricada extraoralmente y finalizada intraoralmente. Por otro lado, el sistema CAD-CAM (*Computer aided design-computer aided manufacturing*) se desarrolló para limitar la incidencia de complicaciones mecánicas, reducir los tiempos de producción y mejorar la rentabilidad, sin embargo, durante el proceso de fresado de los bloques CAD CAM podrían ocasionarse daños superficiales como micro-grietas, que causan un fracaso en la restauración. La resistencia mecánica de un material provisional para una PPF es de alta relevancia , debido a que este factor influye en la integridad de una restauración.

Por lo cual surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál sería la resistencia a la fractura de diferentes materiales provisionales para prótesis parcial fija?

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

De acuerdo al “Glosario de términos prostodónticos”, una restauración provisional se define como una prótesis dental fija o removible, o prótesis maxilofacial diseñada para mejorar la estética, brindar estabilidad y / o función por un período de tiempo limitado, después del cual debe ser reemplazada por una prótesis dental o maxilofacial definitiva; con frecuencia tales prótesis se usan para ayudar a determinar la efectividad terapéutica de un plan de tratamiento específico o la forma y función de la prótesis definitiva planificada (1). Un material provisional debe cumplir con ciertos requerimientos: adecuadas propiedades mecánicas, químicas, físicas, además de ser biocompatible y de fácil manipulación. Existen múltiples opciones de materiales provisionales a elegir para la elaboración de PDF (2,3,4). Las PPF provisionales tienen diversas funciones, las cuales incluyen: protección pulpar, evitar la contaminación bacteriana, preservación de los tejidos periodontales, estética, fonéticas y brindar una adecuada función masticatorias (5,6,7).

1. DESARROLLO DE LOS POLÍMEROS UTILIZADOS EN ODONTOLOGÍA.

Los polímeros son utilizados como materiales provisionales, y estos se clasifican por su método de polimerización. Los polímeros se integran a través de reacciones químicas que convierten un gran número de moléculas de bajo, conocidas como monómeros, en macromoléculas grandes de alto peso molecular y larga cadena (8).

1.1 EVOLUCIÓN DE LOS MATERIALES PROVISIONALES

En el año 1853, los primeros polímeros dentales consistían de caucho vulcanizado de látex derivado de plantas reticulado con azufre (dentaduras artificiales). Posteriormente, el celuloide, un material de nitrocelulosa usado para fabricar bolas de billar y cuellos de camisa desmontables, se adaptó como un material base para dentaduras artificiales. Ambos materiales ofrecían ventajas sobre la madera, el hueso, el marfil y la cerámica utilizados en ese momento, los cuales tenían importantes inconvenientes. Un avance temprano fue la combinación de los estos materiales como una estructura compuesta con el fin de obtener un mejor equilibrio entre las ventajas e inconvenientes de

cada material. Se utilizó caucho vulcanizado como la base de la dentadura y el celuloide como el área gingival alrededor de los dientes de porcelana. La prótesis dental era flexible, permitía la fácil fabricación de bases dentales y simulaba el aspecto del tejido gingival, desafortunadamente, la porción del celuloide era susceptible a desarrollar manchas, decolorarse, desarrollar mal olor y era inflamable, por lo que todavía mejoras sustanciales en la apariencia y durabilidad de estas prótesis.

En 1890, la gutapercha, es un exudado de plantas que contiene transpoliisopreno, fue utilizada en la elaboración de coronas temporales obturación de cavidades y conductos radiculares, restauraciones permanente, Curiosamente, la gutapercha, que está estrechamente relacionada con el caucho de látex (cis-poliisopreno), sigue siendo ampliamente utilizada como material endodóntico. La gutapercha es un polímero termoplástico. El látex vulcanizado es un polímero elastomérico, que ahora se utiliza en odontología en la elaboración de guantes de examen y diques de goma. Durante el siglo XX se desarrolló una amplia variedad de elastómeros sintéticos (polisulfuros, caucho de silicona, poliéteres y vinilpolisiloxanos), algunos de los cuales se adaptaron para su uso como impresión dental (5,6).

El desarrollo del fenol-formaldehído, poliestireno, policloruro de vinilo (PVC), acetato de vinilo y otros polímeros sintéticos para dentaduras postizas durante 1930-1940. La aparición del polimetilmetacrilato (PMMA), como un material termoendurecible usado para dentaduras postizas (1936). En 1940, el PMMA era utilizado en la realización de incrustaciones, coronas y prótesis dentales fijas.

En 1945, se crearon metacrilatos polimerizantes a temperatura ambiente que se adaptaron rápidamente a la odontología como resinas protésicas y reparadoras (también conocidas como resinas de curado y en frío).

En 1950, Sevriton (LD Caulk Inc., Milford, DE), primera resina de color dental para dientes anteriores. Estaba compuesto de monómero de metilmetacrilato (MMA) mezclado con PMMA en polvo. Las resinas de metacrilato de metilo / PMMA pronto fueron reemplazadas por los monómeros de metacrilato difuncional más duraderos basados en BIS-GMA (bisfenol glicedil metacrilato alfa), o dimetacrilato de uretano. Estas innovaciones fueron iniciadas por el Dr. Ray Bowen de la ADA Research Foundation, quien introdujo dimetacrilatos autocurables reforzados por una partícula relleno de

cerámica de fase dispersa. Dichos "compuestos" a base de resina forman una red polimérica altamente reticulada, duradera y estéticamente agradable (8,9). Las resinas autopolimerizables fueron reemplazadas más tarde por materiales, que a su vez fueron reemplazados por resinas polimerizables con luz ultravioleta. Estos últimos materiales de resina "polimerizables por luz" permanecen en uso hoy en día, aunque han evolucionado a través de muchas innovaciones en el iniciador, el porcentaje de relleno y los componentes monoméricos. En los últimos años, se han introducido nuevas resinas que utilizan partículas de refuerzo de tamaño nanométrico altamente estéticas. Más recientemente se ha introducido un nuevo sistema de monómero basado en un mecanismo de polimerización con apertura de anillo para reducir los problemas asociados con la contracción del curado (10). Las resinas de dimetacrilato han tenido un enorme impacto en la odontología. ahora se utilizan para sellar proteínas contra bacterias cariogénas, como adhesivos para la unión de esmalte y dentina, como cementos adhesivos y adhesivos, como materiales de recubrimiento y como restauradores directos e indirectos (8,9).

En 1980, el desarrollo del sistema CAD-CAM permitió que el tiempo de elaboración de restauraciones provisionales y definitivas sea menor (10,11,12,13,14).

La selección del material provisional debe basarse en las fortalezas y debilidades de un material y su relación con los requerimientos clínicos para tratamientos específicos (10,15).

Se pueden requerir técnicas clínicas diferentes, como la fabricación provisional indirecta, para acomodar ciertas situaciones. Las marcas de materiales que exhiben una composición química y propiedades físicas similares, la experiencia y las preferencias personales son una consideración importante en la selección de materiales (10).

La utilidad de los plásticos se deriva de su capacidad de formarse permanentemente y moldearse en formas complejas, ya sea mediante la aplicación de calor y presión o mediante una reacción química. En función de su comportamiento térmico, pueden dividirse en polímeros termoplásticos si experimentan un cambio reversible o polímeros termoendurecibles si experimentan un cambio irreversible cuando se calientan (8).

2. REQUERIMIENTOS DE UN MATERIAL PROVISIONAL.

1. Resistencia y durabilidad.
2. Estabilidad del color.
3. Excelente pulido.
4. Buena adaptación marginal.
5. Oclusión ideal, con contactos interproximales.
6. Estética favorable.
7. Fácil de remover y cementar.
8. Tiempo de polimerización corto.
9. Fácil limpieza.
10. Biocompatible (15,16,17)

3. CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES PROVISIONALES

Los materiales provisionales comúnmente utilizados para la elaboración de coronas o prótesis dental fija son: polimetilmetacrilato (PMMA), polietilmetacrilato (PEMA), resinas bis acrílicas y resinas elaboradas en el laboratorio (15,18,19).

Los polímeros utilizados para producir restauraciones provisionales se clasifican por su método de curado. El método de curado incluye químicos, calor, luz o activación dual. La química de polímeros incluye resina de metacrilato (metilmetacrilato, metacrilato de etilo, metacrilato de vinilo, acrilato de butilo) y resina compuesta (bis-GMA, bis-acrilo, dímetacrilato de uretano) (16).

El PMMA se ha utilizado durante décadas (15), es una resina transparente de claridad similar al agua que es transparente a la luz en el rango visible y ultravioleta hasta una longitud de onda de 250 nm. Tiene una dureza Knoop de 18 a 20 KHN. Tiene una resistencia a la tracción de aproximadamente 60 MPa, una densidad de 1,19 g / cm³ y un módulo de elasticidad de aproximadamente 2,4 GPa (2). También es extremadamente estable: no se decolora con la luz ultravioleta y presenta propiedades de envejecimiento, es químicamente estable al calor por debajo de 125 ° C por lo tanto, a 125 ° C y puede moldearse como un material termoplástico. Sin embargo, por encima de 125 ° C el PMMA comienza a degradarse y forma un monómero líquido conocido metilmetacrilato (Fig. 1.) (MMA), este se mezcla con el polímero y si la polimerización ocurre con demasiada

rapidez puede generar un calor excesivo, esto puede depender de las condiciones de polimerización: temperatura, el método de activación, el tipo de iniciador, la concentración del iniciador y la pureza. Se produce una contracción volumétrica de aproximadamente el 21% durante la polimerización del metilmetacrilato puro, lo que puede ser un problema para la precisión del ajuste, y a aproximadamente 450 ° C, el 90% del polímero se habrá degradado. El PMMA de alto peso molecular se degrada a un polímero de peso molecular más bajo al mismo tiempo que se convierte en monómeros. En general el PMMA es de fácil manipulación, resistente al desgaste, pigmentable, esterilizable, de fácil limpieza, biocompatible y durabilidad adecuada. Como todas las resinas acrílicas el PMMA muestra una tendencia a absorber agua por imbibición y su estructura no cristalina posee una alta energía interna. La dilución molecular puede ocurrir en la resina porque se requiere menos energía de activación. Además el grupo carboxilo, incluso aunque esté esterificado puede formar un puente de hidrógeno en una extensión limitada con agua. Debido a que el PMMA es un polímero lineal, es soluble en una serie de disolventes orgánicos como el cloroformo y la acetona (8).

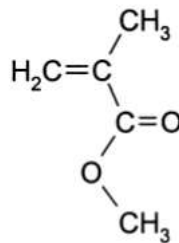


Fig. 1. Molécula metilmetacrilato

La literatura, nos indica que el PMMA es un material autopolimerizable que presenta adecuada estabilidad de color por semanas, es fácil de caracterizar, pulir y reparar, sin embargo, entre sus desventajas se encuentran: tiempo de trabajo y manipulación (inexactitud de polvo/liquido), irritación pulpar por el monómero libre, puede encogerse durante su polimerización y tiene un aumento de la temperatura durante su tiempo de trabajo. Otra desventajas, es que la exposición a fluidos como saliva, café, té o clorhexidina pueden ocasionar una inestabilidad en el color y disminución de la

resistencia, por lo cual están indicados para un corto plazo de tiempo. A pesar de esto si se requiere para un largo plazo de tiempo se indica el acrílico termopolimerizable porque presenta ventajas: mayor resistencia a la fractura y al desgaste, mayor estabilidad del color comparables con las resinas autopolimerizables (15).

El PEMA es un material acrílico que presenta moderada resistencia y buen sellado marginal, posee menor aumento de la temperatura que los PMMA pero más alta que las resinas bis acrílicas, sin embargo son difíciles de manipular, mal olor con el transcurso del tiempo y no presenta una adecuada estabilidad de color (15).

Las resinas bis acrílicas presentan mejor resistencia al desgaste, estabilidad del color, buen sellado marginal, acumula menos mal olor que los materiales acrílicos, menor reacción exotérmica, así como menor encogimiento debido a su relleno (*glass filler*). Se sugiere reforzarlos con: fibra de carbono, fibra de vidrio y grafito para aumentar su resistencia a la fractura y a la fatiga (7).

Con el avance de la tecnología se han elaborado materiales poliméricos en bloque (discos de PMMA y resina fabricados para el sistema *CAD-CAM*) que se polimerizan en condiciones industriales controladas y estandarizadas a alta presión y temperatura, lo que da como resultado un mayor grado de conversión y un contenido de monómero residual reducido (5, 15). Estos discos presentan mejores propiedades físicas y mecánicas, estos están indicados para la elaboración de restauraciones provisionales en rehabilitaciones que involucren un VDO, evaluación de la función, estética y fonética, entre otras aplicaciones. El tiempo de uso sugerido para las restauraciones indirectas es de 2 años. Es importante mencionar que al utilizarlos se reduce el daño con la temperatura del proceso de la elaboración con los directos. Los materiales CAD / CAM se utilizan cada vez más como restauraciones terapéuticas temporales de larga duración durante el tratamiento de casos clínicos complejos (15).

El encogimiento o contracción de los plásticos, en particular de los acrílicos, ocurre como resultado de la diferencia entre las moléculas, las distancias de Van Der Waals de 4 angstroms y las moléculas de cadena larga con distancias intermoleculares de 1.9 angstroms (10). Las moléculas y cargas más grandes, como las partículas pre polimerizadas reducen la contracción lo que aumenta la facilidad de uso. La contracción del material durante la polimerización es otro factor a considerar con respecto a la

adaptación marginal el PMMA presenta un encogimiento volumétrico del 6%, los materiales resinosos del 1.0 a 1.7% . Los metacrilatos presentan mayor lo que ocasiona una adecuada adaptación marginal y es necesario realizar un agregado extra del material para realizar un sellado. Sin embargo, utilizando PMMA de manera indirecta se mejora la adaptación en un 70% (15). Se han explorado diversas combinaciones de resinas de dimetacrilato a lo largo de los años para intentar reducir la viscosidad y aumentar el grado de conversión (10).

4. TÉCNICA DE FABRICACION DE PROTESIS DENTALES FIJAS PROVISIONALES

Es importante elegir la combinación adecuada de materiales y métodos para la fabricación de una restauración provisional de alta calidad porque la única diferencia entre esto y la restauración definitiva debe ser el material utilizado (15). Las técnicas de fabricación se clasifican en directas, semidirecta e indirectas.

4.1 TÉCNICAS DIRECTAS

Se requiere un sobreimpresión con alginato o un material elastomérico y se replica para obtener una plantilla para posteriormente transferir la estructura dentaria (15). Las matrices para la técnica directa están hechas de termoplásticos, plantillas formadas al vacío, hidrocoloide irreversible o materiales de impresión elastoméricos, pero la matriz de elección para cada situación depende de muchas variables. Factores tales como las características de manejo de la matriz, la capacidad de la matriz para reproducir detalles finos y la capacidad de permitir el control visual directo del material restaurador deben tomarse en consideración (15,20).

4.2 TÉCNICA SEMIDIRECTA

Se requiere trabajar intraoralmente y en laboratorio. Se realiza un pre-tallado dentario, en el laboratorio, se preparan los dientes del modelo con la ayuda de plantillas de silicona derivadas del encerado diagnóstico y posteriormente se efectúan las preparaciones en boca y se colocan los provisionales, pero esto requiere un rebase final (15,20).

4.3 TÉCNICA INDIRECTA

Se requiere una impresión con vinilpolisiloxano (VPS) o poliéter con las preparaciones finales y se realiza el proceso en el laboratorio. Se puede utilizar una resina acrílica auto o termopolimerizable. Se requieren preparaciones definitivas en yeso, por lo que es necesario tener una restauración provisional inicial (15,20). Los lubricantes aplicados a los dientes en yeso con metodología indirecta a menudo se recomiendan durante la fabricación de restauraciones provisionales (19).

5. SISTEMA CAD-CAM Y PROVISIONALES INDIRECTOS

La tecnología CAD / CAM se introdujo en la odontología, para realizar prótesis parciales fijas (PPF) (12,21). Como se mencionó anteriormente presentan mejor resistencia mecánica, tiene menos porosidades, se reduce el tiempo de trabajo en el sillón dental (6,19,22). El avance de la tecnología ha permitido tener distintas opciones para el protocolo de trabajo con el sistema CAD-CAM (tabla 2). El sistema *CAD / CAM* se integra de tres componentes principales:

5.1 Una unidad de adquisición que recoge la información del área de la preparación, estructuras adyacentes y opuestas y luego los convierte en impresiones virtuales a través de escáneres intraorales o de manera directa a través de un modelo de piedra generado mediante la realización de una impresión convencional.

5.2 Un *software* para diseñar restauraciones virtuales en un modelo de trabajo virtual y luego calcular los parámetros de fresado.

5.3 Un dispositivo de fresado computarizado para fabricar la restauración a partir de un bloque sólido del material de restauración (22).

Tabla 1. Protocolos del sistema CAD-CAM (21).

	Impresión digital		Impresión análoga		
	Método 1	Método 2	Método 3	Método 4	
Tipo de impresión	Escáner intraoral (dientes e implantes)	Escáner intraoral (dientes e implantes)	Escanear la impresión dental utilizando un escáner de laboratorio.		Impresiones dentales análogas
Tipo de registro interoclusal	Registro virtual utilizando un articulador virtual	Registro físico utilizado en un articulador físico	Registro físico con articulador virtual	Registro físico en un articulador físico	Registro físico en un articulador físico.
Tipo de modelo de trabajo	Modelos de trabajo virtuales	Modelos de poliuretano o impresos 3D	Modelos virtuales	Modelos de poliuretano o impresos en 3D	Modelos de trabajo en yeso
Montaje de modelos superior e inferior y transferencia de esto al escáner	Montaje y articulador virtual	Arco facial y articulador físico	Montaje en articulador virtual	Arco facial y articulador físico	Arco facial y articulador en físico o con el registro interoclusal físico se escanea y se realiza un montaje virtual
Indicaciones	Coronas completas	Coronas completas, <i>copings, frameworks</i>	Coronas completas	Coronas completas, <i>copings, frameworks</i>	Coronas completas, <i>copings, frameworks</i>

6. FORTALECIMIENTO DE MATERIALES PROVISIONALES

La literatura claramente favorece a la resina acrílica como el material de elección para las restauraciones provisionales. La mayoría de las resinas utilizadas para restauraciones provisionales son frágiles. La reparación y el reemplazo de restauraciones provisionales fracturadas es una preocupación tanto para el médico como para el paciente debido a costos y tiempo adicionales asociado a estas complicaciones. La falla a menudo

ocurre repentinamente y probablemente como resultado de una grieta que se propaga a partir de un defecto superficial. La resistencia y utilidad de cualquier resina acrílica, especialmente en restauraciones provisionales de largo plazo, está determinada por la resistencia del material a la propagación de grietas. La polimerización por calor de materiales de resina acrílica se puede usar cuando se requiera un tratamiento restaurativo provisional durante periodos de tiempo prolongados o cuando se requiera resistencia adicional. Este proceso indirecto de laboratorio da como resultado materiales más densos, más resistentes, más resistentes al desgaste, más estables al color y más resistentes a la fractura que sus homólogos autopolimerizables. La incorporación de refuerzos metálicos en las restauraciones provisionales de resina ha demostrado ser muy útil en los tratamientos intermedios a largo plazo. Tanto la resina acrílica termopolimerizada como las restauraciones provisionales de metal deberían durar más tiempo que la restauración autopolimerizada pero el gasto y el tiempo requerido para la fabricación indirecta puede hacerlos menos rentables para el uso rutinario. Los marcos de refuerzo reducen la flexión, aumentan la retención, y la integridad estructural (15).

7. FABRICACIÓN PROVISORIA DE PRÓTESIS FIJAS

Según Kopp la fabricación provisional implica 2 segmentos: construcción supragingival (la forma básica que proporciona protección, estabilización y función del pilar); y extensión intrasulcular (ajuste marginal y contornos correctos para promover la salud de los tejidos blandos). Es fundamental para esto el uso de una matriz para producir la forma externa y la adaptación del material que reproduce el contorno del diente o dientes preparados. Las restauraciones provisionales a menudo se hacen clínicamente, aunque también pueden fabricarse indirectamente en el laboratorio. En la práctica contemporánea, la mayoría de las restauraciones provisionales se realizan total o parcialmente con resina acrílica autopolimerizable (17).

Las restauraciones provisionales deben estar hechas de un material que sea alterable y pueda adaptarse con precisión para evitar un espesor excesivo de la película de cemento. Normalmente existe una brecha marginal en la interfaz entre el diente, la restauración provisional y el cemento la cual puede comprometer la cementación. El rebase de los márgenes provisionales de restauración produce la mejor adaptación siempre

que el posible traumatismo del monómero y el calor exotérmico de la reacción se controlen con distintos métodos como el rociado de agua externo. La exposición de los márgenes mediante la colocación de un cordón de retracción , no por electrocirugía, se recomienda durante la fabricación directamente en los dientes (17).

8. PROPIEDADES MECANICAS DE LOS MATERIALES DENTALES

Las propiedades mecánicas de los materiales dentales se evalúan generalmente por la resistencia a la flexión, la tenacidad o la resistencia a la fractura y la dureza Vickers. Existen varios métodos de prueba disponibles para medir los valores de resistencia a la fractura. La fractura puede ocurrir en estos materiales debido a una resistencia transversal, resistencia al impacto o resistencia a la fatiga inadecuadas. Las propiedades físicas de resistencia, densidad y dureza pueden predecir la longevidad de las restauraciones provisionales. La resistencia mecánica de un material provisional para corona o puentes es de particular importancia, ya que este factor podría influir en la integridad de la restauración provisional durante su tiempo in situ (de 1-2 semanas hasta varios meses) (23). El enfoque del mecanismo de fractura se considera un indicador confiable del rendimiento de los materiales frágiles. Una prueba de resistencia a la fractura mide la resistencia de un material a la extensión de grietas (18).

8.1 RESISTENCIA A LA FRACTURA

La resistencia a la fractura se define como el estrés requerido por la falla del material; representado por una línea trazada en un gráfico de estrés frente a deformación; esta tensión puede ser menor que la fuerza máxima; es decir la tensión máxima en una muestra antes del fallo del material y como una característica mecánica de un material con grietas es utilizada como medida de la resistencia y la cantidad de energía requerida para la fractura; Prueba estándar ASTM E1820-08a para medir la tenacidad a la fractura (2).

9. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE MARCAS COMERCIALES DE MATERIALES PROVISIONALES.

Tabla 2. Composición química y propiedades físicas del Telio CS C&B. Ficha técnica de Telio CS C&B Ivoclar Vivadent (23).

Composición estándar	WT%
Base	
Dimetacrilato	51.1
Relleno de vidrio de bario, dióxido de silicio altamente disperso	48.7
Iniciadores, estabilizadores y pigmentos	0.2
Catalizador	
Triglicéridos	35.9
Relleno de vidrio	57.0
Iniciadores y estabilizadores	7.1
Propiedades físicas	
Resistencia a la fractura	85-95MPa
Tiempo de trabajo (23°C)	65-80 s
Tiempo de ajuste (37° C)	65-80 s

El Telio CAD son bloques y discos de PMMA reticulado utilizados para la elaboración de provisionales de larga duración mediante la técnica CAD/CAM, en la tabla X se puede observar las propiedades físicas del material (tabla 3).

Tabla 3. Propiedades físicas del Telio CAD. Ficha técnica de Ivoclar Vivadent (24).

Propiedades físicas		Especificaciones	Valor medio típico
Resistencia a la flexión	MPa	≥ 100	135
Módulo de elasticidad	MPa	≥ 2800	3106
Dureza a la indentación de bola	MPa	≥ 140	176
Absorción de agua	[$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	< 40	21
Solubilidad	[$\mu\text{g}/\text{mm}^3$]	$< 7,5$	0,0018

El acrílico autocurable y termocurable de la marca Nictone son polímeros de MMA, que se forman por calentamiento externo de mezclas de monómero con polímero, presentan las mismas propiedades físicas como se puede observar en la tabla X, pero presentan diferencias en su elaboración (tabla 4).

Tabla 4. Ficha técnica de acrílico autocurable y termocurable Nictone (25).

Especificaciones	
Apariencia	Polvo, libre de materiales
Color L,A,N	Cumple con los valores establecidos
Solubilidad en agua	$< 1.6 [\mu\text{g}/\text{mm}^3]$
Adsorción de agua	$< 32 [\mu\text{g}/\text{mm}^3]$
Monómero mma residual	$< 2.2\%$
Módulo de flexión	> 2000 (MPa)
Fuerza de flexión	> 65 (MPa)

HIPÓTESIS

Hipótesis nula: No hay diferencia significativa entre la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas provisionales elaboradas con diferentes materiales.

Hipótesis alterna: Si hay diferencia significativa entre la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas provisionales elaboradas con diferentes materiales.

JUSTIFICACIÓN

La elección del material de restauración provisional se debe basar en el tiempo requerido desde la preparación del diente hasta la finalización del tratamiento definitivo. Las restauraciones provisionales son bien toleradas cuando es un periodo corto de tiempo, sin embargo su uso prolongado puede provocar sensibilidad dental y daño. De igual manera, las restauraciones provisionales deben funcionar durante intervalos de tiempo prolongados y proporcionar protección y estabilidad dental durante el tiempo de elaboración de las prótesis definitivas. Otros factores a considerar para la elección del material provisional son su resistencia a la fractura, estabilidad y durabilidad por lo anterior, se necesitan conocer las propiedades físicas y mecánicas de los distintos materiales provisionales para elegir el material más adecuado para cada situación clínica. De igual manera, el campo de los materiales dentales es dinámico y continuamente se desarrollan nuevos materiales poliméricos por lo que el conocimiento de un odontólogo debe incluir el entendimiento de las propiedades mecánicas y biocompatibilidad de los materiales poliméricos y la utilización de nuevas tecnologías para su proceso, como el sistema *CAD-CAM*, con el fin de poder evaluar los nuevos desarrollos en el campo y tomar decisiones informadas sobre el uso de nuevos productos y aplicación de nuevas técnicas.

Este estudio *in vitro*, es viable debido a que los materiales provisionales elegidos, fueron los que comúnmente se utilizan en el posgrado de la Universidad Autónoma de Yucatán, de igual manera se contó con el apoyo de la Universidad Autónoma de Coahuila al proporcionar las instalaciones y equipos necesarios para llegar a cabo las pruebas de resistencia a la fractura.

OBJETIVOS GENERAL

Comparar la resistencia a la fractura de diferentes materiales provisionales para prótesis parcial fija.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- 1) Determinar la resistencia a la fractura de PPF provisionales elaborados con acrílico autocurable marca Nictone.
- 2) Determinar la resistencia a la fractura en PPF provisionales elaborados con acrílico termocurable marca Nictone.
- 3) Determinar la resistencia a la fractura en PPF provisionales elaborados con PMMA para CAD CAM (Telio CAD marca Ivoclar Vivadent)
- 4) Determinar la resistencia a la fractura en PPF provisionales elaborados con Telio CS C&B (Ivoclar Vivadent).

MATERIAL Y METODO

1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Experimental cuantitativo.

VARIABLES Y ANALISIS ESTADISTICO

Tabla 5. Variables y análisis estadístico

Nombre de la variable	Tipo de variables	Indicador	Escala de medición	Objetivo a cumplir	Análisis estadístico
Tipo de material	Independiente	Tipo de marca comercial PMMA	Cualitativa nominal	#1,2,3,4	Estadística descriptiva
Resistencia a la fractura	Dependiente	Es la resistencia máxima (esfuerzo) que un cuerpo puede soportar antes de su deformación permanente o fractura	Cuantitativa	#1,2,3,4	Anova-1 Tukey

POBLACIÓN DE ESTUDIO

1. UNIVERSO

Prótesis parciales fijas elaborados en materiales provisionales.

2. MUESTRA

40 PPF de un pónico de 4 materiales diferente, 10 PPF de acrílico autocurable Nictone,

10 PPF de acrílico termocurable Nictone, 10 PPF de Telio CAD, 10 PPF de Telio C&B.

3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

PPF intactos elaborados con los materiales seleccionados.

4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

PPF que no tuvieran un adecuado sellado marginal.

5. CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

PPF que presentaron fractura durante su elaboración o que no tuvieran estabilidad de la base durante la prueba de fractura.

6. TIPO DE MUESTREO

Se realizó un estudio tipo experimental cuantitativo para determinar los efectos de la resistencia a la fractura de diferentes materiales provisionales para PPF. Se utilizó un análisis de varianza ANOVA de 1 vía para establecer la significancia estadística entre las medias de los distintos grupos de estudio.

7. METODOLOGIA

7.1 Elaboración del modelo maestro. Se duplicó un primer premolar superior y un primer molar superior, de un tipodonto (Frasaco USA, GmbH, Tettang, Germany), como se observa en la figura 2, posteriormente se realizó un modelo maestro: pilares en cromo-níquel (Fig. 3,4,5) y la base en resina acrílica autopolimerizable (Nictone, MDC dental, México) (Fig. 4 y 5).

7.2 Los dientes fueron preparados con una línea de acabado de chaflán para una corona completa 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).

7.3 La fabricación directa de la PPF se realizó mediante una técnica de sobreimpresión.

- 7.4 La PPF maestro se colocó en la posición correcta en los dos dientes pilares de metal. La posición correcta fue confirmada por una plantilla.
- 7.5 El modelo maestro con los pilares de metal se marcaron 2 mm por encima de la unión cemento-esmalte, manteniendo una distancia de 7 mm entre los pilares y simulando así un puente de un pónico. Las dimensiones del modelo fueron de 45 × 25 × 15 mm (Fig. 5).
- 7.6 A partir del modelo maestro, se fabricaron 40 prótesis parciales fijas de un pónico por material provisional. Las PPF provisionales se elaboraron de acuerdo a las recomendaciones de los fabricantes. Las PPF se elaboraron sobre los mismos pilares para estandarizar las muestras y fueron preparadas por un solo operario que calibró el especímenes del mismo tamaño.

MATERIALES UTILIZADOS

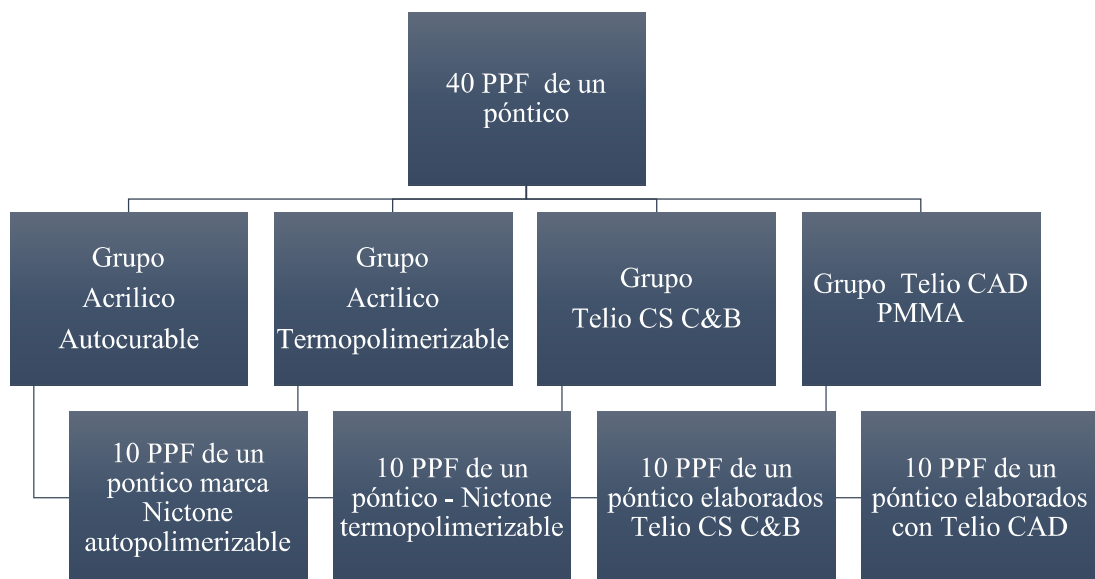


Figura 6. Materiales utilizados para la elaboración de las pruebas de resistencia a la fractura, clasificados en grupos.

Tabla 6. Composición de los materiales provisionales

Producto	Manufactura	Tono	Composición
Nictone Autocurable*	MDC Dental, México	A2	Polímero de MMA
Nictone Termopolimerizable*	MDC Dental, México	A2	Polímero de MMA, que se forma por calentamiento externo de mezclas de monómero con polímero (polímeros procesados térmicamente)
Telio CS C&B	Ivoclar Vivadent, Alemania	A3	Metacrilatos polifuncionales, (48% peso) y relleno inorgánico (47% peso). Ingredientes adicionales incluyen aditivos, iniciadores, estabilizadores y pigmentos (5% peso)**.
Telio CAD	Ivoclar Vivadent, Alemania	A3	Metacrilato de polimetilo (PMMA)

*P, Polvo; L, líquido. Todos los datos fueron proporcionados de acuerdo al fabricante.

**Base de dimetacrilatos de relación de mezcla: catalizador [por volumen]; relación mezcla de mono-metacrilato líquido: polvo [volumen: masa].

FABRICACIÓN DE LAS PDF PROVISIONALES ELABORADAS A TRAVÉS DEL SISTEMA CAD-CAM

Se escaneó el modelo maestro de metal (3Shape D900, Core 3DCentres) (Fig. 6,7,8) y se diseñó en el software 3Shape una PPF. Se fresaron (maquina 450 IMES-ICORE CORITEC), con una fresa 1.0 550I (IMES ICORE 350I) 10 PPF con un disco de Telio CAD Ivoclar Vivadent (Fig. 9,10,11,12).

FABRICACIÓN DE LAS PRÓTESIS PARCIALES FIJAS (PPF) PROVISIONALES ELABORADAS MANUALMENTE.

GRUPO ACRÍLICO AUTOPOLIMERIZABLE.

Se tomó una impresión del modelo maestro con una silicona de adición (Yeso Elite rock, Zhermack, Italy) para tener un duplicado de un modelo de trabajo (Yeso Elite Rock, Zhermack, Italy) (Fig 13, 14). Se utilizó una PPF elaborada de Telio CAD-CAM como

matriz para la realización de los provisionales. Se utilizó una llave de silicona de laboratorio como matriz, (la mezcla se realizó de acuerdo al tiempo de polimerizado del fabricante y se recortó el exceso de material para ajustarlos con precisión en los dientes del pilar en la posición deseada. La proporción del fabricante es de 3:1(polímero/monómero) para una técnica directa sobre el modelo maestro de metal. Se midió con una probeta el monómero, se vació primero el monómero y después el polímero en un recipiente seco y se mezcló. Posteriormente, se realizó un pulido de cada una de las PDF (Fig. 15) (25).

GRUPO TELIO CS C&B.

Se utilizó el mismo protocolo con el modelo de trabajo que en el acrílico autopolimerizable. Para la mezcla del material, se lubricaron las áreas preparadas del modelo con vaselina. Se colocaron con cuidado la impresión rellena con Telio CS C&B sobre el modelo. Después de aproximadamente 3 min a 23°C Telio CS C&B, en estado duro-elástico, con consistencia parcialmente fraguada se retiró del modelo conjuntamente con la impresión (Fig. 16) (24).

GRUPO TERMOPOLIMERIZABLE

Se realizó una técnica indirecta, con la técnica de cera perdida (Consistencia dura, Rogson Wax, MDC dental, México) . La proporción del fabricante es de 3:1(polímero/monómero). Se midió con una probeta el monómero, se vació primero el monómero y después el polímero en un recipiente seco, se golpeó suavemente en la mesa de trabajo hasta que se observó el estado característico de espejo, después con una tapa se incorporó, se tapó y se dejó reposar de 8 a 9 minutos (temp. 20°C), se comprobó el estado gomoso para proceder a amasar (se utilizaron guantes o polietileno para evitar contaminar) (25). Se colocó la masa en la mufla y se procedió a la técnica de prensado (Yeso Tipo III, MDC dental, México). y polimerizado (Fig. 17,18,19).

ANÁLISIS DE LAS PPF.

Las PPF se evaluaron para detectar huecos, burbujas u otros defectos. Las áreas de conexión entre los dientes del pilar fueron calibradas a 4×4 mm, y la altura del pónico a

9 mm. Durante la prueba de fractura, no se cementaron los PPF provisionales. Una punta de acero inoxidable (9 mm de diámetro) se centró sobre la superficie oclusal del pónico y la prueba de fractura comenzó a una velocidad de cruce de 1 mm / minuto hasta que ocurra la fractura (Fig. 20). Se registraron datos relativos a la resistencia a la fractura (Anexo 1).

ASPECTOS ETICOS

No procede.

METODOS DE MEDICION Y ESTANDARIZACION

1. Se efectuaron procedimientos artificiales de ruptura de prótesis parciales fijas de un elaboradas con distintos materiales provisionales para obtener información sobre la resistencia a la fractura en éstas. La resistencia a la fractura fue medida en Megapascales (MPa). Después de realizar, las pruebas de resistencia a la fractura con una maquina universal (INSTROM 3365).
2. Las fracturas de las PPF provisionales del material se registraron como fallas. Las PPF fallaron en diferentes zonas (pónico, pilar, conector molar o conector premolar).
3. Se realizó un fresado y pulido con elementos recomendados por la casa fabricante.
4. El análisis estadístico se realizó utilizando el programa SPSS 8.0 para Windows.
5. Para establecer las correlaciones entre las distintas variables se utilizaron en la resistencia a la fractura con ANOVA de 1 vía y Prueba de Tukey. La significancia fue definida como ($p < 0,05$).

RESULTADOS

ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE RESISTENCIA A LA FRACTURA EN PPF DE DIFERENTES MATERIALES PROVISIONALES

Para la consecución del objetivo de la presente investigación, se realizaron procedimientos artificiales de ruptura de PPF elaboradas con distintos materiales provisionales. La resistencia a la fractura fue medida en Megapascuales (MPa). Los materiales empleados para la construcción de PPF fueron: Acrílico polimerizable marca Nictone, Acrílico polimerizable marca Nictone , Telio CAD Ivoclar Vivadent, y Telio CS C&B Ivoclar Vivadent.

Las PPF provisionales construidas con acrílico autopolimerizable (n=10) registraron una media de resistencia a la fractura de 9.32 ± 2.05 .

Por otra parte, el análisis de información reveló que las PPF elaboradas con acrílico termopolimerizable (n=10) obtuvieron una media de puntuación de resistencia a la fractura de 7.03 ± 3.20 , siendo las puntuaciones mínima y máxima de 3.41 y 13.74 MPa respectivamente.

En lo que respecta a aquellas PPF elaboradas con Telio CAD Ivoclar, la media de puntuaciones de resistencia a la fractura fue de 23.90 ± 4.53 , en donde las puntuaciones mínima y máxima fueron de 16.05 y 28.86 MPa.

Finalmente, en lo que respecta a las PPF elaboradas con Telio CS C&B (n=10), la media de puntuaciones de resistencia a la fractura fue de 4.59 ± 1.08 , con una mediana de 4.10, rango de 3.31 y puntuaciones mínima y máxima de 3.09 y 6.46 MPa.

En la tabla y figura se expone un breve resumen de los principales estadísticos descriptivos de resistencia a la fractura según el tipo de material con el que fueron realizados.

Tabla 21. Principales estadísticos descriptivos de resistencia a la fractura según el tipo de material.

	Media	D.E.	Mediana	Rango	P. Mínima	P. Máxima
Acrílico Autocurable	9.32	2.05	10.00	5.57	6.33	11.90
Acrílico Termocurable	7.03	3.20	6.71	10.33	3.41	13.74
Telio CAD	23.90	4.53	25.56	12.81	16.05	28.86
Telio CS C&B	4.59	1.08	4.10	3.37	3.09	6.46

Como se puede observar, aquellas PPF elaboradas con el material denominado Telio CAD obtuvieron la media de puntuaciones de resistencia a la fractura más elevada (23.90 ± 4.53), en tanto que las elaboradas con Telio CS C&B registraron las medias de puntuación más bajas (4.59 ± 1.08).

De modo gráfico, las distribuciones de las medias de puntuaciones de resistencia a la fractura pueden observarse en la figura 21. De modo semejante en esta figura 22 se puede observar que las puntuaciones más elevadas de resistencia a la fractura correspondieron al tercer grupo, es decir, a aquellas prótesis dentales fijas hechas con Telio CAD.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE RESISTENCIA A LA FRACTURA SEGÚN EL TIPO DE MATERIAL PROVISIONAL

Para determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre los diferentes tipos de materiales empleados para su fabricación, se procedió a realizar un análisis comparativo mediante la prueba ANOVA, en el cual se encontró un valor de $F=83.24$, $p=.0001$, lo que indica la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la variable entre los cuatro grupos.

Con la finalidad de indagar con mayor precisión las diferencias entre los grupos se realizó un análisis *post hoc* mediante la prueba Tukey. Acorde a los resultados de este análisis, las PPF elaboradas con Telio CAD tienen resistencia a la fractura más elevada y estadísticamente significativa en comparación con aquellas elaboradas con acrílico

autocurable ($p=.0001$), acrílico termocurable ($p=.0001$) y Telio CS C&B ($p=.0001$). Asimismo, se constató que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura entre las PPF elaboradas con acrílico autopolimerizable Nictone y aquellas hechas con Telio CS C&B, siendo éstas últimas aquellas que refieren niveles de resistencia a la fractura menores en comparación con las primeras.

DISCUSIÓN

En el presente estudio, el objetivo fue comparar la resistencia a la fractura, una prueba de carga estática de cuatro diferentes materiales provisionales (acrílico autocurable Nictone,acrílico termocurable Nictone, Telio CAD, Telio CS C&B) para PPF. Una limitante de las pruebas de carga estática es que no simulan la dinámica cíclica intraoral, a pesar de esto es necesario considerar primero los modos de falla clínica reales antes de considerar que los resultados de las pruebas de resistencia *in vitro* tienen validez clínica. Todas las PPF se fabricaron sobre los mismos pilares para estandarizar las muestras, y fueron elaboradas y calibradas por un único operador.

En este estudio, los valores más altos de resistencia a la fractura fueron los del grupo TELIO CAD y fueron consistentes con los de Peñate et al en el 2015, quienes realizaron un estudio de resistencia a la fractura en PPF elaborados con Telio CAD y fueron comparados con PPF elaborados de manera directa con Structur 3, Trim, DuraLay. De estos últimos, tuvieron dos grupos, PPF reforzados con fibra de vidrio y estos no obtuvieron una diferencia con los elaborados con el sistema CAD/CAM, sin embargo, en su segundo grupo (PPF sin reforzar con fibra de vidrio), obtuvieron resultados similares a los nuestros, mostrando la menor resistencia a la fractura con los de CAD CAM (10).

Otro estudios que mostraron similitudes en resultados fue Alt y colaboradores (2011) realizaron un estudio experimental con prótesis dentales fijas de 3 unidades con materiales provisionales elaborados por el sistema CAD-CAM y elaborados de manera directa en un modelo maestro de aleación Cr-Co, cada grupo se almacenó en agua a 37° durante 24 horas en 3 meses. La fuerza máxima en la fractura (Fmax) se determinó en una prueba de flexión de 3 puntos a 200 mm / min. Los valores de Fmax variaron de 138.5 a 1115.5 N. Las PDF provisionales, que fueron fabricados con CAD / CAM, mostraron un Fmax significativamente mayor en comparación con los puentes fabricados directamente ($p < 0.05$).

Mohammad M. Rayyan et al (2016) obtuvieron que las PPF provisionales CAD-CAM (CAD/CAM polimetilmetacrilato) presentaron una resistencia a la fractura significativamente mayor ($F = 14$, $P < .02$) y dureza superficial que las restauraciones provisionales fabricadas manualmente (resina autopolimerizable, resina temporal

automix, resina termopolimerizable) (9).

Abdullah y colaboradores (2016), compararon la resistencia a la fractura y los modos de fractura en coronas provisionales. obtuvieron como resultados: La resistencia promedio a la fractura fue: VITA CAD-Temp® 361.01 (\pm 21.61) N, PEEK 802.23 (\pm 111.29) N, Telio CAD-Temp 719.24 (\pm 95.17) N y ProtempTM4 416.40 (\pm 69.14) N (5).

La resistencia a la fractura de un material representa su capacidad para resistir la propagación de grietas. Este parámetro también es importante para evaluar la resistencia mecánica y el rendimiento clínico a largo plazo de los biomateriales dentales. Los problemas documentados con los productos convencionales incluyen generación de calor durante la polimerización, propiedades mecánicas débiles, citotoxicidad y poca resistencia a las manchas. Se han desarrollado materiales de resina intermedia de bis acrílica de doble polimerización en un esfuerzo por mejorar la estética y mejorar las propiedades de manejo. Durante la fase de polimerización química de este tipo de producto, el exceso de material puede eliminarse fácilmente, debido a un período de tiempo prolongado cuando el material permanece en estado plástico (26).

Con respecto a la resina bisacrílica, nuestro estudio mostro ser el material con menor resistencia a la fractura, como también refiere Poonacha compararon la resistencia a la fractura en 3 materiales diferentes: resina autopolimerizable a base de metil metacrilato, resina bisacrílica autopolimerizable y resina fotopolimerizable con dimetacrilato uretano. Utilizaron 135 especímenes de dimensión de 25x2x2 mm. Se analizaron 15 muestras de cada grupo después de almacenarlas durante una hora a temperatura ambiente y nuevamente a intervalos de 24 horas y 7 días después de almacenarlas en la saliva artificial. Se llevaron a cabo pruebas flexurales de tres puntos en la máquina de prueba universal para calcular la resistencia flexural y el módulo elástico. La resina autopolimerizante a base de metacrilato mostró la mayor resistencia flexural y módulos elásticos después de la fabricación y después del almacenamiento en saliva artificial y durante 24 horas y 7 días. La resina compuesta bis-acrílica mostró la menor resistencia flexural y módulos elásticos (27).

A diferencia de los estudios anteriores, Karaoutan y colaboradores, en los grupos compuestos valores encontraron significativamente más altos que los grupos de PMMA ($P = .01$). Los materiales compuestos mostraron una resistencia a la fractura

significativamente mayor que los materiales basados en PMMA (19). Utilizaron un modelo maestro Cr-Co con una corona (segundo premolar izquierdo superior). El modelo maestro se escaneó y el conjunto de datos se transfirió a una unidad CAD / CAM (Yenamak D50, Yenadent Ltd, Estambul, Turquía) para el grupo Cercon Base. Para los otros grupos, las coronas temporales se elaboraron mediante métodos de fabricación directa (Imident, Temdent, Structur Premium, Takilon, Systemp c & b II y Acrytemp). Las muestras se sometieron a almacenamiento de agua a 37 ° C durante 24 horas, y luego se termociclaron (TC, 5000 ×, 5-55 ° C) (n = 10). La fuerza máxima en la fractura (Fmax) se midió en una máquina de prueba universal a 1 mm / min. Los datos se analizaron mediante estadísticas no paramétricas ($\alpha = .05$). Los valores de Fmax variaron entre 711.09-1392.1 N. En los grupos de PMMA, Takilon mostró los valores más bajos (711.09 N) y Cercon Base mostró los valores más altos (959.59 N). En los grupos compuestos, Structur Premium mostró los valores más altos (1392.1 N) y Acrytemp mostró los valores más bajos (910.05 N) (22).

Stawarczyk (2011), en su estudio comparó el Telio CAD con resinas CAD-CAM, y la primera mostró una mayor resistencia a la fractura (28).

Ankita y colaboradores, revelaron una disminución en la resistencia a la fractura para todos los materiales probados en saliva artificial entre las 24 horas y los 8 días, aunque la resistencia de la fractura entre el metacrilato de metilo y las resinas bis acrílicas fue similar a las 24 horas y al intervalo de 8 días. Se observó una disminución sustancial en la resistencia de las resinas compuestas bis acrílicas después de la reparación (29). En nuestro estudio, obtuvimos una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura entre las PPF elaboradas con acrílico autopolimerizable Nictone y aquellas hechas con Telio CS C&B, siendo éstas últimas aquellas que refieren niveles de resistencia a la fractura menores en comparación con las primeras.

Por otro lado, Basaran y cols. utilizaron un modelo maestro de zirconio y compararon composites elaborados con CAD-CAM *versus* 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, pero que se requieren más estudios, para su utilización como provisionales a largo plazo (30).

CONCLUSIÓN

Dentro de las limitaciones impuestas en el presente estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones: el material más resistente a la fractura es el TELIO CAD, a los elaborados manualmente (en orden de mayor a menor resistencia): Acrílico autopolimerizable, acrílico termopolimerizable, y el Telio C&B . Sin embargo, se constató que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura entre los PDF elaborados con acrílico polimerizable Nictone y aquellas elaboradas con Telio CS C&B, siendo éstas últimas aquellas que refieren niveles de resistencia a la fractura menores en comparación con las primeras. Se rechaza la hipótesis nula en este estudio. No se utilizó un cemento temporal para no tener un variable adicional, sin embargo, podemos suponer que podría aumentar la resistencia a la fractura de los PPF, por lo que se sugiere considerarlo en futuros estudios. También podemos concluir que la composición del material influye en la mecánica de fractura de los materiales de resina.

Las fracturas de los materiales provisionales pueden tener posibles razones clínicas: bruxismo, oclusión incorrecta, pñnticos incorrecto, traumatismos, hasta en funciones masticatorias normales con prótesis dentales fijas con brechas largas, por lo que el odontólogo debe estar informado de los avances en la tecnología y evolución constante de los materiales provisionales, para que sea capaz de elegir el material, en base a sus propiedades físicas y mecánicas, considerando cada situación clínica. Y es que pesar de la ventaja de realizar las prótesis dentales fijas provisionales de manera directa elaboradas manualmente en una sola sesión y reducir el tiempo de citas de trabajo, se puede concluir que si el tratamiento dental definitivo será en base a un periodo de tiempo largo, es necesario la utilización de materiales CAD-CAM por su alta resistencia.

De manera convencional, los materiales provisionales elaborados manualmente, pueden tener la presentación de polvo/liquido o en presentación de una pasta y su polimerización es química y la calidad del proceso puede verse influenciada por el operador; a diferencia de los elaborados con CAD CAM, donde interviene un dispositivo de polimerización a presión, de esto depende las propiedades mecánicas.

A pesar de las limitaciones de los estudios in vitro, y que solo pueden simular un procedimiento clínico, se sugiere realizar un estudio comparativo, con composites CAD CAM, PEEK *versus* PMMA CAD provisionales, debido a que los primeros mencionados, están siendo probados como materiales provisionales de larga duración.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. The Academy of Prosthodontics, Glossary of prosthodontic terms, th 9^o Edition. J Prosthet Dent. 2017;117:1-105
2. Konstantinidis I, Kotsakis G, Kostantinos P, Horst M. A novel technique for the direct fabrication of fixed interim restorations. J Prosthet Dent. 2013;109:198-201
3. Vaidyanathan T, Vaidyanathan J, Manasse M. Analysis of stress relaxation in temporization materials in dentistry. Dent Mater.2014:1-8.
4. Patras M, et al. Management of Provisional Restorations' Deficiencies: A Literature Review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.2012;24(1):26-38.
5. 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.
6. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restoration. Dental materials. 201;27:339–347.
7. Rakhshan V . Marginal integrity of provisional resin restoration materials: A review of the literature. Thee Saudi Journal for Dental Research. 2015;6:33–40.
8. Anusavice K. Phillips' Science of dental materials. Elsevier, 12a Ed; 2013.
9. Rayyan et al. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. The journal of prosthetic dentistry. 2015; 114(3):414-419.
10. Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. Journal of prosthetic dentistry. 2015;114 (2):248-253.
11. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. journal of prosthodontic research. 2016; 60:72–84
12. Lawson N, Bansal R, Burgess. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dental materials. 2016;32:275–283.
13. Wolfgang B, Rues S, Hlaracek V, Rammelsberg P, Schmitter M. Fracture Behavior of Minimally Invasive, Posterior, and Fixed Dental Prostheses Manufactured from Monolithic Zirconia. Journal of Esthetic and restorative Dentistry. 2016:1-15.
14. Li R, Chow T. Ceramic dental biomaterial and CAD/CAM technology: State of the art. Journal of Prosthodontics Research. 2014;58(4):208-216.
15. Douglas T, Geller W. Esthetic and Restorativ Dentistry. Material selection and technique, 3a ed. Quintessence;2018.
16. Aschheim K. Acrylic and other resins: Provisional restorations. Esthetic Dentistry- E-Book: A Clinical Approach to Techniques and Materials; 2015:197-230
17. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. Review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. The journal os prosthetic dentistry. J Prosthet Dent 2003;90:474-97.
18. Geerts G, Overtuf JH, Oberholzer. The effect of different reinforcements on the fracture toughness of materials for interim restorations. J Prosthet Dent 2008;99:461-7.
19. Karaokutan I, Sayim G, Kara O. In vitro of fracture strength of provisional crown material. J Adv Prosthodont 2015;7:27-31.
20. Fradeani M. Rehabilitacion estética en prostodoncia fija Vol II: Analisis estético Ed Quintessence.Barcelona, 2006.

21. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Arghavani D. Elastic, viscoelastic and viscoplastic contributions to compliance during deformation under stress in prosthodontic temporization materials. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*. 2016;2(1):108-117.
22. Tariq AF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60:72-84.
23. Balkenhol M, Mautner MC, Ferfer P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. *Journal of dentistry*. 2008;36:15–20.
24. Ficha técnica. Ivoclar Vivadent.
25. Ficha técnica Ivoclar Vivadent
26. Ficha técnica. Nictone MDC Dental
27. Knobloch. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *J Prosthet Dent* 2011;106:118-125
28. Poonacha V, Poonacha S, Salagundi B, Rupesh PL, Raghavan R. In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics. *J Clin Ex Dent*. 2013;5(5):212-7.
29. Stawarczyk B, Ender A. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Invest* (2012) 16:1669–1677
30. Ankita Singh, SAnDeep gArg . Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown material. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2016;10(8):72-7.
31. 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; 69:144–150

ANEXOS

ANEXO 1: RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PDF PROVISIONALES DE UN PONTICO

Material provisional: _____

Numero de espécimen	Resistencia a la fractura (Mpa)
1	
2	
3	
4	
5	
6	
7	
8	
9	
10	

ANEXO DE FIGURAS



Fig 1. Tipodonto



Fig. 2 Pilares en cromo-níquel.



Fig 4. Pilares siendo probados en el tipodonto
frasaco



Fig 5. Modelo maestro



Fig 6. Escaneo del modelo maestro



Fig 7. Digitalización del modelo maestro.



Fig. 8 Diseño final de los PDF

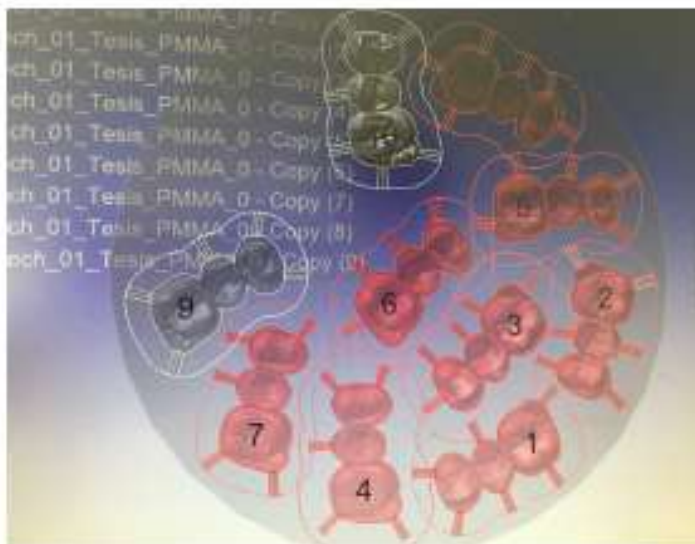


Fig 9. Preparación de los PPF para enviar al CAM

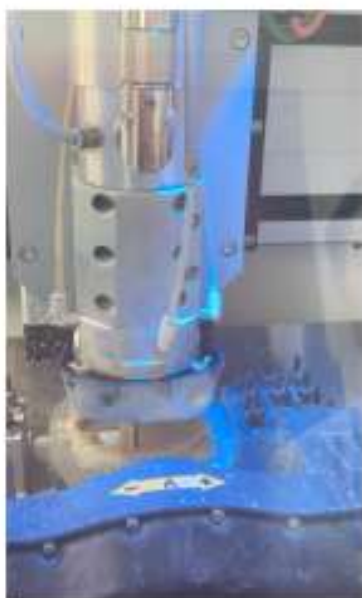


Fig 10 .Fresado de los provisionales.

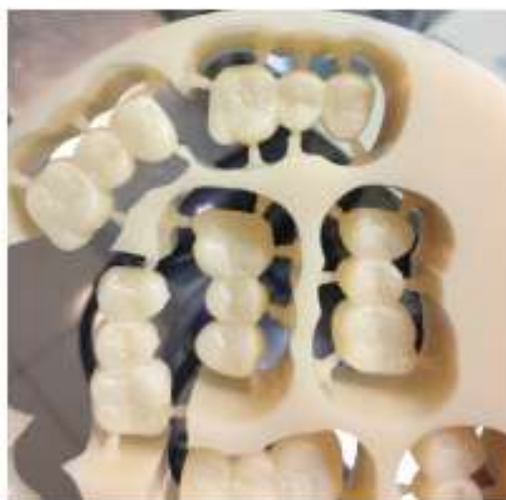


Fig 11. PPF provisionales después del fresado



Fig 12. PPF provisionales elaborados con Telio CAD.



Fig 13. Toma de impresión del modelo maestro



Fig 14. Modelo de trabajo del modelo maestro.



Fig 15. Provisionales de acrílico autopolimerizable



Fig 16. PPF elaborados de Telio CS C&B



Fig 17. PPF en cera



Fig 18. PPF en elaboración con la técnica de cera perdida.



Fig 19. PDF de acrílico termopolimerizable Nictone.



Fig. 20. Instrom, fracturando un provisional de Telio CAD.

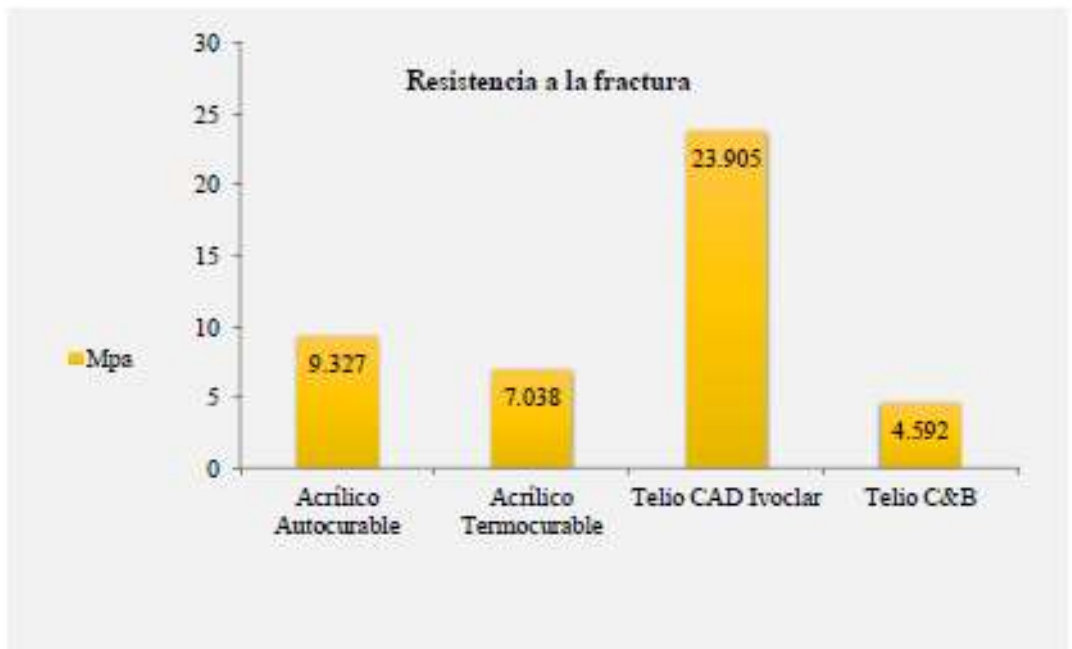


Fig. 21. Medias de la resistencia a la fractura de PPF provisionales.

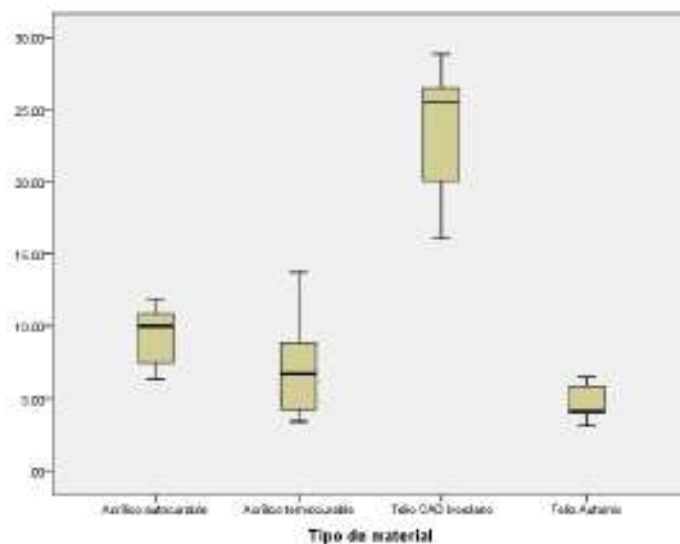


Figura 22. Distribución de puntuaciones de resistencia a la fractura en los cuatro tipos de materiales