



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina

**COMPARACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DE DOS
ACRÍLICOS DE ALTO IMPACTO POSTERIOR A SER EXPUESTOS A
PRODUCTOS DE USO COTIDIANO**

Tesis

Que como parte de los requisitos
para obtener el Diploma de la

ESPECIALIDAD EN PROSTODONCIA

Presenta:

L.O. Stephany Lazcano Montes

Dirigido por:

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Querétaro, Qro. a 1 de junio 2024

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Prostodoncia

**COMPARACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL DE DOS ACRÍLICOS
DE ALTO IMPACTO POSTERIOR A SER EXPUESTOS A PRODUCTOS DE
USO COTIDIANO**

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la
Especialidad en Prostodoncia

Presenta:

L.O. Stephany Lazcano Montes

Dirigido por:

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Presidente

L.O.E.O.R. José Antonio Guerrero Guzmán
Secretario

Dra. Rosa María Sánchez Ayala
Vocal

LO.E.R.B.M.C.B. Verónica Morales Dorantes
Suplente

Dra. en C. Claudia Verónica Cabeza Cabrera
Suplente

Centro Universitario,
Querétaro, Qro. Junio 2024
México

Resumen

Introducción: El objetivo de la rehabilitación protésica es mejorar la función masticatoria, la estética y el habla. Aunque se han utilizado diferentes materiales para la base de dentaduras, el PMMA (Polimetilmetacrilato) se ha utilizado ampliamente desde 1937. La fractura de los materiales para bases de dentaduras constituye un desafío y sigue siendo un problema sin resolver. Hasta el momento es controversial si los acrílicos de alto impacto realmente muestran una mejoría en sus propiedades mecánicas, por lo que es importante determinar si los acrílicos de alto impacto Forzza u Opti-Cryl presentan mayor microdureza superficial después de ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida o saliva básica.

Objetivo: Determinar que acrílico de alto impacto el Forzza o el Opti-Cryl presenta mayor microdureza superficial después de ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida o saliva básica.

Material y métodos: Se fabricaron 150 muestras; 50 muestras de Opti-Cryl (New Stetic), 50 muestras de Forzza (MDC) y 50 muestras de Probase Hot (Ivoclar Vivadent) como grupo control. Las muestras fueron expuestas a los diferentes productos durante 90 días y se les midió la microdureza superficial.

Resultados: Se encontraron diferencias estadísticas significativas en la microdureza superficial de los tres acrílicos termocurables antes y después de ser expuestos a las diferentes soluciones, mostrando menor microdureza superficial en los grupos expuestos a Coca Cola.

Conclusión: Los acrílicos de alto impacto Opti-Cryl y Forzza no presentan cambios después de su exposición con agua, saliva ácida o saliva básica en su microdureza superficial. El acrílico de alto impacto Opti-Cryl al ser expuesto a tabletas limpiadoras, el acrílico de alto impacto Forzza y el acrílico convencional termocurable Probase al ser expuestos a Coca Cola, presentan una menor microdureza superficial.

Palabras clave: PMMA, microdureza, alto impacto, saliva, tabletas limpiadoras.

Summary

Introduction: The objective of prosthetic rehabilitation is to improve chewing function, aesthetics and speech. Although different materials have been used for denture bases, PMMA (Polymethylmethacrylate) has been widely used since 1937. Fracture of denture base materials is a challenge and remains an unsolved problem. To date, it is controversial whether high-impact acrylics really show an improvement in their mechanical properties, so it is important to determine if Forzza or Opti-Cryl high-impact acrylics present greater surface microhardness after being exposed to cleaning tablets, Coca Cola, acid saliva or basic saliva.

Objective: Determine which high-impact acrylic, Forzza, Opti-Cryl and Probase Hot thermocurable acrylic, presents greater surface microhardness after being exposed to cleaning tablets, Coca Cola, acidic saliva, and basic saliva.

Materials and methods: 150 samples were manufactured; 50 samples of Opti-Cryl (New Stetic), 50 samples of Forzza (MDC) and 50 samples of Probase Hot (Ivoclar Vivadent) as a control group. The samples were exposed to the different products for 90 days and their surface microhardness was measured.

Results: Significant statistical differences were found in the surface microhardness of the three thermocurable acrylics before and after being exposed to the different solutions, showing lower surface microhardness in the groups exposed to Coca Cola.

Conclusions: Opti-Cryl and Forzza high-impact acrylics do not show changes in their surface microhardness after exposure to water, acid saliva or basic saliva. Opti-Cryl high-impact acrylic when exposed to cleaning tablets, Forzza high-impact acrylic and Probase conventional heat-curing acrylic, when exposed to Coca Cola, present lower surface microhardness.

Key words: PMMA, microhardness, high impact, saliva, cleaning tablets.

Dedicatorias

A Dios

Dedico este esfuerzo académico a Dios, mi roca y fundamento, a quien agradezco por ser mi guía en el proceso de aprendizaje y la fortaleza para perseverar. Que este trabajo refleje la gratitud por su infinita bondad, mi deseo de utilizar el conocimiento adquirido para honrarle en todas mis acciones y la dedicación que siento hacia su inagotable amor y sabiduría (Salmos 23:6).

Si el Señor no edifica la casa, en vano trabajan los que la edifican Salmos (127:1-2).

A mi esposo

A mi amado esposo, cuyo apoyo inquebrantable y amor constante han sido mi fuerza motivadora a lo largo de esta travesía académica. Gracias por ser mi compañero en cada desafío y celebración. Este logro es un testimonio de nuestro vínculo fuerte y el amor que nos une; este logro también es tuyo.

A mi mamá

A mi mami, cuyo amor, sacrificio y aliento han sido la luz que guía mi camino. Este logro es un tributo a tu amor incondicional y a la inspiración que siempre has sido para mí.

A mi familia

Dedico este logro a mi querida familia, un pilar invaluable en mi vida. A mis queridos hermanos y suegros. Su amor, comprensión y aliento constante han sido la fuerza que necesitaba para llegar hasta aquí. Este éxito también es de ustedes.

Agradecimientos

Al Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Agradezco profundamente su dedicación, orientación y conocimiento compartido a lo largo de este proceso. Su liderazgo ha sido fundamental para alcanzar este logro académico, y estoy agradecida por la oportunidad de aprender bajo su guía experta.

Índice

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Índice de cuadros	vii
Abreviaturas y siglas	viii
I. Introducción	1
II. Antecedentes	3
II.1 Microdureza superficial	3
II.2 Polimerización	5
II.3 Modificación química	5
III.4 Propiedades mecánicas	6
II.V Efectos de los productos de uso cotidiano en las dentaduras	7
II.VI Estudios relevantes	8
III. Fundamentación teórica	12
III.1 Clasificación de resinas acrílicas para bases de prótesis y dentaduras	12
III.2 Limpieza en prótesis dentales acrílicas	14
III.3 Influencia de diferentes pH de saliva	15
III.4 Efecto de la bebida de Coca Cola	16
IV. Hipótesis	18
V. Objetivos	19
V.1 Objetivo General	19
V.1 Objetivos Específicos	19

VI. Material y métodos	20
VI.1 Tipo de investigación	20
VI.2 Unidad de análisis	20
VI.3 Muestra y tipo de muestra	20
VI.4 Técnicas e instrumentos	21
VI.5 Procedimientos	22
VI.5.1 Fase 1: Preparación de las muestras	22
VI.5.2 Fase 2: Realización de muestras	26
VI.5.3 Fase 3: Realización de las pruebas de microdureza superficial	31
VI.5.4 Fase 4: Recolección de datos	32
VI.6 Análisis estadístico	32
VII. Resultados	33
VIII. Discusión	37
IX. Conclusiones	42
X. Bibliografía	43

Índice de cuadros

Cuadro		Página
Cuadro 1	Clasificación de polímeros de base para dentaduras.	17
Cuadro 2	Composición de los materiales acrílicos de base para prótesis dentales.	17
Cuadro 3	Comparación de los valores iniciales de la microdureza superficial (HV) de tres acrílicos antes de expuestos a las diferentes soluciones.	32
Cuadro 4	Comparación de los valores iniciales de la microdureza superficial de los acrílicos Opti-Cryl, Forzza y Probase Hot.	32
Cuadro 5	Comparación de los valores iniciales y finales de la microdureza superficial del acrílico Opti-Cryl (HV) después de 90 días de exposición a diferentes soluciones.	33
Cuadro 6	Comparación de los valores iniciales y finales de microdureza superficial (HV) después de 90 días, del acrílico Forzza en exposición a diferentes soluciones.	34
Cuadro 7	Comparación de los valores iniciales y finales de microdureza superficial (HV) después de 90 días, del acrílico Probase Hot en exposición a diferentes soluciones.	35

Abreviaturas y siglas

PMMA: Polimetilmetacrilato

PEMA: Polietilmetacrilato

NaOCl: Hipoclorito de Sodio

pH: Potencial de Hidrógeno

ERGE: Enfermedad por Reflujo Gastro Esofágico

I. Introducción

Las resinas de base acrílica consisten en materiales poliméricos a base de polimetilmetacrilato (PMMA). Estos materiales dentales son el resultado de una reacción de polimerización por radicales libres. Se pueden clasificar en químicas, térmicas o lumínicas, según el factor que inicie la reacción (Hong et al., 2009).

Las bases de dentaduras están compuestas por partículas de polvo de PMMA o polietilmetacrilato (PEMA) prepolimerizado junto con un iniciador de peróxido y un pigmento, que se mezclan con monómeros de metacrilato (metacrilato de metilo, metacrilato de hexametilenglicol, metacrilato de hidroxietilo-butilmetacrilato, tetrahidrofurfurilmetacrilato) y agentes reticulantes como etilenglicoldimetacrilato, trimetilolpropano trimetacrilato o 1,6-hexanodiol dimetacrilato (Celebi et al., 2008).

Actualmente, el PMMA es el material de elección para la fabricación de bases para prótesis dentales. Introducido en 1937 por el Dr. Walter Wright, se sigue utilizando el PMMA debido a sus favorables características de trabajo, facilidad de procesamiento, ajuste preciso, estabilidad en el entorno oral, estética, económico, fácil reparación y su preparación con equipos económicos. A pesar de estas excelentes propiedades, existe la necesidad de mejorar la resistencia a la fractura del PMMA (John et al., 2001).

Sin embargo, la fractura de las bases de dentaduras de PMMA es un problema común en la práctica protésica. Se ha informado que la tasa de fractura de una prótesis removible a base de polímeros es del 68 % después de 3 años de uso. La fractura de dentadura postiza más común es el desprendimiento/fractura de los dientes protésicos tanto en dentaduras postizas completas como parciales, que se ha observado en el 33 % de las fracturas de dentaduras postizas; y el segundo es una fractura de línea media de prótesis completa 29% (Hirajima et al., 2009).

La mayoría de las fracturas de las dentaduras postizas ocurren dentro de la boca durante la función, principalmente debido a la fatiga de la resina (Smith, 1962).

A pesar del hecho de que hemos aterrizado en una era muy moderna de la odontología, la búsqueda continua de un material ideal para la base de la dentadura sigue siendo un desafío.

El objetivo de la rehabilitación protésica es mejorar la función masticatoria, la estética y el habla. Aunque se han utilizado diferentes materiales para la base de

las dentaduras postizas, el PMMA se ha utilizado ampliamente desde 1937. El PMMA tiene las ventajas de una apariencia realista y estabilidad en el entorno oral, y es fácil de procesar, reparar y pulir. Sin embargo, tiene varias desventajas por mencionar una de las más importantes una dureza superficial insuficiente, además no tiene propiedades físicas óptimas como la resistencia al impacto. La fractura de los materiales de base de la dentadura constituye un desafío y sigue siendo un problema sin resolver (Zafar, 2020).

Hasta el momento es controversial si los acrílicos de alto impacto realmente muestran una mejoría en sus propiedades mecánicas, por lo que es importante determinar si los acrílicos de alto impacto Forzza y Opti-Cryl presentan mayor microdureza superficial después de ser expuestos a productos de uso cotidiano; para que el odontólogo pueda hacer uso de acrílicos de alto impacto mejorando y prolongando así la vida en boca de las bases de dentaduras.

Pocos estudios han evaluado la microdureza superficial de la resina de alto impacto. Por lo tanto, el propósito de este trabajo fue evaluar la microdureza superficial de dos resinas acrílicas de alto impacto termopolimerizables para bases de dentadura: específicamente, Forzza (MDC) y Opti-Cryl (New Stetic) en comparación con una resina acrílica tradicional termopolimerizable Probase Hot (Ivoclar Vivadent).

II. Antecedentes

La resina acrílica para base de dentadura está sujeta a diversas tensiones durante su funcionamiento; estos incluyen fuerzas de compresión, tracción y esfuerzo cortante (Jaikumar et al., 2015).

Algunos de los factores responsables de la fractura de la prótesis incluyen intensificación de la tensión, aumento de la reabsorción de la cresta que conduce a una base de la dentadura postiza sin apoyo, muescas incisales profundas en el frenillo labial, cambios bruscos en los contornos de la base de la dentadura, rasguños profundos y tensiones de procesamiento inducidas (Blatterfein et al., 1981).

Las malas propiedades mecánicas (módulo de elasticidad más bajo, fragilidad) y un alto coeficiente de expansión térmica son también razones de su fracaso en la práctica clínica (Ucar et al., 2012).

Desde su introducción en 1937, el PMMA ha sido el material base para dentaduras más utilizado debido a su fácil manejo y bajo costo. A pesar de su popularidad, la resistencia mecánica de las acrílicos para bases de dentaduras no es suficiente. La longevidad de las dentaduras se ve muy afectada ya sea por fracturas o colonización microbiana (O'Brien et al., 2002).

El mantenimiento de la dentadura requiere limpieza con medios mecánicos como un cepillo de limpieza de dentaduras postizas que puede causar rasguños o abrasiones. El bajo valor de dureza de la base de dentadura acrílica significa que la dentadura se puede desgastar fácilmente y puede crear microfisuras, lo que debilita la base de la dentadura y favorece la acumulación de bacterias. Los factores ambientales de procesamiento, como la humedad (agua) o la sequedad (aire), influyen en las propiedades mecánicas (como la dureza y la resistencia) de la base de la dentadura (Ogawa et al., 2005).

II.1 Microdureza superficial

La dureza, que se define como la resistencia de un material a la deformación plástica medida como fuerza por unidad de área bajo indentación, se ha utilizado para evaluar las propiedades mecánicas de los materiales, la facilidad de acabado

y pulido, la resistencia al rayado y la resistencia al desgaste de muchos materiales de restauración materiales, incluyendo prótesis dentales artificiales (Suwannaroop et al., 2011).

La dureza es también una propiedad física esencial de los materiales de base de la dentadura e indica su resistencia a la deformación plástica (Alqutaibi et al., 2023).

La dureza es una propiedad física importante de las resinas acrílicas, lo que permite que estos materiales se utilicen para la fabricación de bases de prótesis que resisten fuerzas como las que surgen de la oclusión y la limpieza mecánica de la prótesis, lo que aumenta la longevidad de las prótesis dentales (Farina et al., 2012).

Una herramienta válida para determinar la dureza de los polímeros rígidos es la prueba de microdureza Vickers, que se basa en la capacidad de la superficie de un material para resistir la penetración puntual bajo una determinada carga (Low, 1999).

La prueba de dureza de Vickers se ha considerado una herramienta válida para evaluar la dureza, las propiedades viscoelásticas y otras respuestas de los polímeros rígidos, y algunos estudios han utilizado la prueba de dureza de Vickers para detectar cambios en la dureza de resinas acrílicas para bases de prótesis (Low, 1999). Por lo tanto, la prueba de dureza Vickers es una forma simple y efectiva de evaluar el grado de conversión de monómero a polímero durante la polimerización (Ayaz et al., 2014).

Las mediciones de dureza acrílica pueden indicar la posibilidad de degradación de la matriz polimérica, lo que producirá una disminución de la dureza acrílica, aumentando la posibilidad de fractura y disminuyendo la longevidad de la base de la dentadura (Pinto et al., 2010).

La dureza influye en la facilidad de corte, acabado y pulido, lo que reduce los rayones que pueden comprometer la resistencia a la fatiga y provocar fallas prematuras (Emmanouil et al., 2007).

La microdureza superficial de las resinas acrílicas está directamente relacionada con la longevidad de la prótesis en la que a mayor microdureza, mayor es su resistencia a la abrasión y fractura del material como base de la dentadura (Goiato et al., 2013).

II.2 Polimerización

La polimerización por calor es el método de polimerización más utilizado de los materiales de base de prótesis de resina acrílica y generalmente se lleva a cabo en un baño de agua caliente (Bural, 2010).

La alta temperatura provoca una disminución en la absorción de agua y mejora la dureza del acrílico. La polimerización a baja temperatura provoca una mayor sorción de agua, ya que permite que el agua quede atrapada entre las cadenas intermoleculares y afecta su dureza (Chaiyasat et al., 2016).

II.3 Modificación química

Se han probado varias modificaciones de PMMA para mejorar el material existente; estas modificaciones incluyen la modificación química para producir resinas de alto impacto de copolímero y refuerzo mecánico mediante la inclusión de fibras de vidrio, fibra de zafiro, fibras de aramida, fibras de carbono, malla de acero inoxidable, nylon, o más reciente; fibras de polietileno de módulo ultra alto. Numerosos estudios han evaluado el uso de fibras de refuerzo individuales para mejorar la resistencia de la base de la dentadura (Goldberg et al., 1992).

La adición de caucho ralentiza la propagación de grietas y mejora la resistencia al impacto al absorber una mayor cantidad de energía en comparación con otros materiales de base para dentaduras reforzadas (Rickman, 2012).

Existen dos enfoques para prevenir las fracturas de las dentaduras; uno es para fortalecer el material base de la dentadura y el otro es para reducir la tensión en la línea media de las dentaduras. Se han sugerido varios métodos para fortalecer el material base de la dentadura; se realiza la modificación química del material base de una dentadura; mediante copolimerización con un copolímero de injerto de caucho o la adición de agentes de reticulación, y el refuerzo de PMMA con otros materiales como fibras de carbono, fibras de vidrio y fibras de polietileno (Jagger et al., 1999). Para potenciar las propiedades de fuerza. El PMMA reforzado con caucho disponible comercialmente contiene caucho de butadieno estireno de bajo peso molecular (Jagger et al., 2002).

La búsqueda en la literatura revela que la adición de cantidades variables de rellenos metálicos como plata, cobre y aluminio en polvo en PMMA en varias concentraciones no solo le da la ventaja de una mayor resistencia y una mejor conductividad térmica, sino que también reduce la contracción de polimerización, disminuye la deformación, hace que el material sea radiopaco e inhibe el crecimiento de bacterias sobre la superficie de la dentadura. Sin embargo, la principal desventaja de agregar rellenos metálicos es su estética comprometida (Ellakwa et al., 2008).

III.4 Propiedades mecánicas

Las fracturas de la dentadura postiza se pueden reducir aumentando la resistencia del PMMA, que se usa comúnmente como material base de la dentadura postiza. Aunque la incorporación de fibras aumenta la resistencia al impacto, una gran cantidad de fibras tiende a disminuir la dureza de la superficie sin aumentar significativamente la resistencia (Zappini et al., 2003).

La cantidad de relleno utilizado para reforzar la resina acrílica es otro factor importante que afecta las propiedades mecánicas. El porcentaje de relleno utilizado para el refuerzo debe ser tal que las partículas de relleno se dispersen uniformemente en la matriz de resina sin interrumpir la continuidad de la matriz de resina (Gad et al., 2018).

Sin embargo, el aumento en la fracción de relleno no conduce necesariamente a un aumento en la resistencia, debido a que las fracciones de relleno excesivas crean más defectos y el material se debilita (Yilmaz et al., 2007).

La adición de rellenos metálicos aumenta la conductividad térmica y la resistencia a la compresión, pero también se asocia con una disminución de la resistencia a la tracción (Sehajpal, 1989).

Zuccaria et al. (1997) en su estudio concluyó que la adición de partículas generalmente aumenta el agua absorbida por los sistemas de resinas acrílicas; sin embargo, el porcentaje de adición de partículas en una matriz de resina de PMMA muestran mejoras significativas en las propiedades mecánicas; entre las partículas

de óxido, la zirconia exhibió la mayor mejora en el módulo de elasticidad, resistencia transversal, tenacidad y dureza.

Yilmaz (2007) menciona que aparte de su tipo de relleno, tamaño, distribución y composición, las propiedades mecánicas de la resina también se ven afectadas por la adhesión en la interfase polímero-relleno. El uso de zirconia como partículas de relleno cuando se agrega a PMMA ayuda a llenar la matriz intersticialmente. La cantidad de relleno utilizado para reforzar la resina acrílica es otro factor importante que afecta las propiedades mecánicas. El porcentaje de relleno utilizado para el refuerzo debe ser tal que las partículas de relleno se dispersen uniformemente en la matriz de resina sin interrumpir la continuidad de la matriz de resina.

II.V Efectos de los productos de uso cotidiano en las dentaduras

El mantenimiento de la dentadura requiere limpieza con medios mecánicos tales como un cepillo de limpieza para dentaduras que puede causar rayones o abrasiones. El bajo valor de dureza de la base de la dentadura de acrílico significa que se puede desgastar fácilmente y puede crear micro fisuras, lo que debilita la base de la dentadura y favorece la acumulación de bacterias (Ogawa, 2005).

Los pacientes mayores a menudo se enfrentan a una dificultad en la eliminación mecánica de la placa debido a la destreza manual reducida, la visión deteriorada o las limitaciones físicas. Los limpiadores químicos son alternativas a la limpieza mecánica. Para la limpieza, las dentaduras postizas deben sumergirse en las soluciones químicas durante un cierto período de tiempo. Estas soluciones pueden incluir uno o una combinación de varios agentes activos, como hipoclorito de sodio (NaOCl), clorhexidina, peróxidos alcalinos, enzimas y ácidos diluidos. Un limpiador de dentaduras ideal debe reducir la acumulación de biopelícula y ser antibacteriano, antifúngico, no tóxico, de acción corta, fácil de usar, económico y no debería tener ningún efecto perjudicial sobre el material acrílico (Felipucci et al., 2011).

Sin embargo, la inmersión a largo plazo o el uso incorrecto de limpiadores químicos para dentaduras pueden alterar negativamente las propiedades físicas y mecánicas de los dientes artificiales y los materiales de base (Felton et al., 2011).

Yuzugullu et al. (2016) mencionaron que la limpieza de la dentadura por inmersión en una solución química no debe implicar ningún cambio físico, mecánico o químico en los dientes artificiales.

El duro entorno intraoral también afecta el rendimiento y la longevidad de las prótesis dentales. Suelen estar sometidas a variaciones de temperatura por la ingestión de líquidos fríos y calientes (Barclay et al., 2005).

Además, están sujetos a un pH fluctuante de la saliva que puede ser ácido, al ingerir jugo de naranja, dulces o fumar, o alcalino, al comer amaranto o secretar demasiado jugo pancreático (Minich, 2007).

El ambiente oral húmedo, así como las fuerzas oclusales y los hábitos podría acelerar la degradación del polímero de la dentadura (Cavalcanti et al., 2007).

Arikan (2005) menciona que el pH ácido de la saliva artificial tiene el efecto más destacado sobre las propiedades mecánicas en el acrílico dental, seguido del pH alcalino después de los ciclos térmicos. Sin embargo, las propiedades mecánicas de los acrílicos para bases de dentaduras se deterioran significativamente cuando se evalúan en un ambiente húmedo que en uno seco.

Medeiros (2007) informó que el envejecimiento a un bajo pH podría aumentar el efecto erosivo en los polímeros.

Draper et al. (2022) mencionan que la influencia del medio alcalino sobre el estudio de las propiedades mecánicas, puede atribuirse a la interacción provocada por los iones OH durante el proceso de hidrólisis. De hecho, el pH alcalino puede producir millones de iones de hidroxilo que son mucho más altos que dichos iones en la saliva y, en consecuencia, el pH neutro aumenta la probabilidad de romper los enlaces poliméricos.

II.VI Estudios relevantes

Kiran et al. (2021) en su estudio mostraron el efecto de diferentes técnicas de procesamiento sobre la resistencia al impacto y la microdureza de la resina acrílica convencional y reforzada. La carga aplicada osciló entre 50g y 100 g durante 10s a 15s. Para cada muestra, se hicieron indentaciones de dureza Vickers en tres puntos diferentes de la muestra y se calculó la microdureza media. Llegaron a la conclusión de que la base para prótesis de alto impacto de polimerización por calor tenía una

resistencia al impacto cuatro veces mayor que la resina acrílica de polimerización por calor convencional. Sus resultados muestran una alta resistencia al impacto debido a la incorporación de caucho. La resina acrílica polimerizada por calor reforzada exhibió una mayor microdureza y resistencia al impacto que la resina por calor convencional. Puede recomendarse preferentemente en pacientes que tienen antecedentes repetidos de fractura de la dentadura por caída accidental o debido a algún trastorno neuromuscular.

También Asopa et al. (2015) en su estudio muestran que las bases para dentaduras de alto impacto mejoran la resistencia del material y, por lo tanto, aumenta su resistencia a la fractura. Este aumento de la resistencia va acompañado de un efecto adverso sobre la resistencia al impacto, como lo es la caída accidental de la dentadura (Le Bars et al., 2023).

Clínicamente, el PMMA reforzado (alto impacto) puede ser útil en situaciones en las que las fuerzas masticatorias son relativamente mayores, como bases de extensión distal opuestas a dientes naturales, dentaduras completas únicas, sobredentaduras, restauraciones provisionales a largo plazo y prótesis de arcada completa soportadas por implantes (Asopa et al., 2015).

Shenoy et al. (2017) utilizaron dos acrílicos de polimerización por calor convencional y dos acrílicos de alto impacto para evaluar la resistencia al impacto entre estos dos materiales para base de dentadura. Observaron que el uso de base para dentaduras de alto impacto mejora las propiedades mecánicas. Las dentaduras pueden hacerse mucho más fuertes y resistentes bajo fatiga por flexión o condiciones de estrés por impacto, concluyeron que con el uso de resinas de alto impacto, las posibilidades de fracturas de las dentaduras postizas podrían eliminarse sustancialmente.

En un estudio probaron la resina acrílica de alto impacto Lucitone 199 (Dentsply) y la resina acrílica tradicional Rodex (SPD) se mezclaron de acuerdo con las instrucciones de los fabricantes y se empaquetaron durante la fase plástica en los moldes. Se siguieron los ciclos de polimerización recomendados para cada material. Cada material se curó colocando el matraz en un baño de agua a 72 °C durante 1h, seguido de 100 °C durante 30 min. El matraz se dejó en el agua durante la noche

antes de retirarlo. Las muestras se terminaron con papel de lija de grano 320 y una fresa de carburo de tungsteno a 4000 rpm y se almacenaron en saliva artificial a 37 °C durante 2 semanas. Los especímenes fueron sometidos a la prueba de resistencia a la flexión de tres puntos. La resina acrílica de alto impacto (Lucitone 199) presentó menor rigidez y, por tanto, mayor deformación en comparación con la resina acrílica tradicional (Rodex). La resina de alto impacto Lucitone 199 también mostró una mayor resistencia a la flexión/fractura que la resina acrílica tradicional. Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede concluir que la resina acrílica de alto impacto es un material de base de dentadura adecuado para pacientes que sufren de fractura clínica de la dentadura acrílica (Alsaadi et al., 2014).

Nuevamente y a pesar de su popularidad según Kagermeier-Callaway et al. (2000), la resistencia mecánica de las resinas para prótesis dentales no es suficiente.

Kiran et al. (2021) fabricaron un total de doscientas veintiocho muestras a partir de resina acrílica de curado por calor convencional y resina acrílica de alto impacto cada material de prueba se prepararon láminas de plástico prefabricadas con dimensiones de 30 mm x 10 mm x 2.5 mm para microdureza y de 64 mm x 10 mm x 3 mm para pruebas de resistencia al impacto. La microdureza se probó utilizando un probador de microdureza Vickers digital (probador de microdureza Indentec ZHV/Vickers, número de serie 073516, Ulm, Alemania). La dureza Vickers se utilizó para evaluar el número de dureza conocido como número de dureza Vickers.

Yuzugullu et al. (2016) comparó los efectos de diferentes limpiadores de dentaduras sobre la rugosidad de la superficie y la microdureza de varios tipos de dientes postizos posteriores: SR Orthosit PE y SR Postaris DCL; dividió 168 muestras de dientes artificiales. Los especímenes se dividieron además según el tipo de limpiador de dentaduras postizas Corega Tabs (perborato de sodio), hipoclorito de sodio (NaOCl) y agua destilada, se sumergieron en el limpiador para simular un período de 180 días (período de inmersión), después del cual se ensayaron la rugosidad superficial y la microdureza. Los especímenes mostraron una mayor microdureza cuando se sumergieron en agua destilada o NaOCl en comparación con la inmersión en Corega Tabs. En el presente estudio, la inmersión en Corega Tabs aumentó la dureza de las muestras del grupo SR Orthotyp PE. Este resultado

puede explicarse por el hecho de que estos dientes artificiales son menos resistentes a la pérdida de plastificantes y no tienen cadenas de entrecruzamiento, que reducen su resistencia. Sin embargo, se observó una disminución de la dureza en las muestras del grupo SR Orthosit PE y SR Postaris DCL sumergidas en Corega Tabs. De acuerdo con los resultados de estudios previos, la absorción de soluciones acuosas de limpieza puede haber causado una disminución de la dureza porque estas soluciones pueden haber actuado como plastificantes. Pequeñas moléculas de agua se difunden en la masa de polímero y causan la relajación de las cadenas de polímero, lo que reduce la dureza de los dientes artificiales, lo que es similar al proceso que ocurre en la resina acrílica, es posible que el pulido de las superficies dentales haya formado microfisuras, lo que provoca la infiltración de las soluciones y acelera el proceso de plastificación de PMMA.

III. Fundamentación teórica

El desarrollo de diferentes tipos de materiales con aplicación en odontología es un área de intenso crecimiento e investigación, debido a su importancia en la salud bucal. Entre los diferentes materiales se encuentran las resinas de base acrílica que han sido ampliamente utilizadas ya sea en restauraciones o en prótesis dentales (Bettencourt et al., 2010).

En la cavidad bucal, los materiales están expuestos a un entorno bastante complejo que comprende diferentes sustancias endógenas (proteínas, enzimas, polisacáridos, bacterias) y exógenas (todos diferentes tipos de compuestos provenientes de la dieta diaria). Estos componentes establecen una compleja e intrincada interacción de interacciones, que resultan, junto con una importante acción mecánica, en un fenómeno general de biodegradación hacia los biomateriales presentes en la cavidad bucal. Estos procesos pueden alterar permanentemente las propiedades del material y comprometer su función (Bettencourt et al., 2010).

A nivel mundial, la mayoría de las dentaduras postizas están fabricadas con resinas acrílicas debido a su facilidad de manipulación y bajo costo (Yavuzylmaz et al., 2009).

A pesar de sus ventajas, la resina acrílica no es un material ideal, siendo dos desventajas la rugosidad de la superficie y la decoloración (Hersek et al., 1999).

III.1 Clasificación de resinas acrílicas para bases de prótesis y dentaduras

Los polímeros acrílicos para bases de dentaduras se utilizan principalmente para la elaboración en arcadas parcial o completamente desdentadas. La base de una dentadura es la parte que descansa sobre los tejidos blandos de la cavidad bucal. McCabe et al. (1993) clasificaron los polímeros de base para dentaduras en cinco tipos.

El cuadro 1 describe la clasificación de los polímeros de base para dentaduras. El cuadro 2 describe los principales componentes del polvo y el líquido de los polímeros de base para dentaduras, donde el activador (N, N-dimetil-p-toluidina) solo está presente en las resinas de base para dentaduras autopolimerizables.

Cuadro 1. Clasificación de polímeros de base para dentaduras	
Tipo	Descripción
1	Polímeros curados con calor/autoprocesamiento (en forma líquido-polvo)
1	Polímeros curados con calor/autoprocesamiento (preformado, placas base)
2	Polímeros autocurados/autopolimerizados (en forma líquido-polvo)
3	Resinas tipo termoplásticas
4	Resinas tipo activadas por luz
5	Resinas tipo curado por microondas

Anderson J.N. Applied Dental Materials. 5th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1976. p. 245-70.

Cuadro 2. Composición de los materiales acrílicos de base para prótesis dentales	
Componente	Constituyentes
Polvo	
Polímero	Perlas de polimetilmetacrilato
Iniciador	Un peróxido como el peróxido de benzoilo
Pigmentos	Sales de cadmio o hierro o colorantes orgánicos
Líquido	
Monómero	Metacrilato de metilo
Agente de reticulación	Dimetacrilato de etilenglicol
Inhibidor	Hidroquinona
Activador	N, N-Dimetil-p-toluidina

McCabe J.F., Walls A. Applied Dental Materials. 9th ed. Oxford, UK: Willey-Blackwell; 2013. p. 112-3.

III.2 Limpieza en prótesis dentales acrílicas

Una limpieza adecuada de las prótesis dentales es crucial para mantener una mucosa bucal sana. La biopelícula microbiana en los tejidos bucales y la superficie de la base de la prótesis de resina acrílica es una parte importante en el desarrollo de la estomatitis de la prótesis (Felipucci et al., 2011).

La limpieza de las dentaduras tiene como objetivo prevenir la contaminación cruzada y mejorar la salud bucal de los pacientes, la longevidad de las dentaduras postizas y la calidad de vida (Budtz, 1979).

Varios productos están designados para la eliminación de la biopelícula de la dentadura postiza y se clasifican en productos químicos y mecánicos (De Andrade et al., 2011).

La limpieza con productos químicos consiste en colocar la prótesis en líquidos con actividad solvente, antifúngica, detergente y antibacteriana con o sin uso de cepillado o dispositivos ultrasónicos (Paranhos et al., 2007).

La eficacia de los limpiadores para dentaduras es bien conocida; sin embargo, es fundamental que el uso continuo durante un tiempo prolongado no cause ningún efecto negativo en la base de la prótesis de resina acrílica y que sus propiedades mecánicas y físicas permanezcan sin cambios (De Andrade et al., 2011).

Una de las propiedades fundamentales del limpiador para dentaduras postizas es no producir efectos dañinos en los materiales de base de la dentadura postiza (Salama et al., 2017).

La limpieza rutinaria de la dentadura postiza es un factor importante para reducir la acumulación de placa y bacterias, las manchas, el mal olor y la incidencia de inflamación del tejido de soporte. Esto se puede lograr mediante métodos químicos y mecánicos. El cepillado es uno de los métodos mecánicos más comunes para eliminar los depósitos de placa de las superficies de las prótesis.

Sin embargo, en pacientes geriátricos con poca destreza manual, se deben utilizar métodos químicos como medidas complementarias (Barbosa et al., 2007).

Los limpiadores químicos para dentaduras postizas se clasifican en cinco grupos: los peróxidos alcalinos (percarbonato o perborato), los hipocloritos alcalinos, las enzimas, los ácidos diluidos y los agentes desinfectantes (Abelson et al., 1981).

El limpiador (Gum Fittydent) se considera peróxidos alcalinos (limpiadores para dentaduras postizas con perborato de sodio). Los peróxidos incluyen detergentes alcalinos y agentes liberadores de oxígeno, como el perborato de sodio o el percarbonato, que remueven la suciedad y eliminan las manchas leves. Las enzimas actúan sobre las estructuras de glicoproteínas, mucoproteínas y polisacáridos extracelulares, provocando la descomposición de las macromoléculas en unidades más pequeñas y menos adhesivas (Da Silva et al., 2008).

III.3 Influencia de diferentes pH de saliva

La presencia de saliva, fluidos orales y el consumo oral de los individuos tienen su efecto sobre la base de la dentadura postiza y los dientes. Se ha considerado que las variaciones del pH, la temperatura de los líquidos y alimentos cambian algunas propiedades de los materiales base de las dentaduras postizas. Estos fluidos tienen tendencia a interferir o debilitar las cadenas que ya están formadas mediante la polimerización (Meng et al., 2005).

El pH salival normal es de 6 a 7, ligeramente ácido; sin embargo, puede oscilar entre 5.3 y 7.8 según el entorno bucal. El pH salival cambia con los alimentos dietéticos y con la presencia de algunas enfermedades (Humphrey et al., 2001).

La inestabilidad del pH salival podría deberse a la respuesta de la saliva humana a numerosos factores a lo largo del día, lo que resulta en un aumento o disminución del pH salival (Lussi et al., 2004).

Los cambios de pH pueden contribuir a cambios dimensionales. El pH de la saliva podría ser más ácido debido a ciertos tipos de alimentos como jugo de naranja, azúcar como dulces, pasteles, tabaquismo o enfermedades. Lo que podría causar que la saliva sea ácida como el Síndrome de Sjögren y la quimioterapia. El pH de la saliva podría ser más alcalino debido a alimentos como el amaranto o debido a enfermedades como problemas en las funciones digestivas, incluida la producción

de enzimas y secreciones del páncreas, y las funciones eliminativas, especialmente las hepáticas y linfáticas (Minich et al., 2007).

La enfermedad por Reflujo Gastro Esofágico (ERGE) es la enfermedad digestiva más predominante en la actualidad; Se ha informado que el 50% de los adultos presentan síntomas de reflujo durante su vida. La ERGE puede provocar una reducción del pH oral (Lussi et al., 2004).

Además, los pacientes con xerostomía e hiposalivación son más propensos a tener un pH salival bajo; esto se debe a la disminución del efecto amortiguador de la saliva cuando se produce en poca cantidad. El desequilibrio en el efecto amortiguador resultó en más microorganismos en la cavidad bucal, lo que posteriormente aumenta aún más la acidez del medio (Hussein et al., 2012).

De Sá et al. (2020) encontraron que el pH salival bajo puede provocar una disminución de la microdureza superficial como resultado de la degradación del acrílico; además, puede provocar una mayor liberación de monómero residual y una disminución de la resistencia a la fractura. Por lo tanto, las prótesis dentales sujetas a niveles bajos de pH salival tienen más probabilidades de ser frágiles y susceptibles a fracturarse.

III.4 Efecto de la bebida de Coca Cola

Las bebidas carbonatadas como Pepsi y Coca Cola son las bebidas populares de producción más reciente y los consumidores beben más de 1.800 millones de porciones de bebidas cada día (Elmore et al., 2004).

Cuando los dientes acrílicos artificiales y la base de la dentadura postiza se exponen a la cavidad bucal, estarán en contacto con saliva, bebidas y agentes de limpieza, y dichos materiales son propensos a los procesos de absorción y adsorción de las resinas de la base de la dentadura postiza (Uzun et al., 2002).

Se ha demostrado que ciertos tipos de alimentos que se ingieren habitualmente en la dieta humana pueden promover la degradación de la superficie y cambios en otras propiedades de los polímeros (Alshahrani et al., 2022).

La influencia de las soluciones de bebidas carbonatadas en la resina base de la dentadura postiza se debe a que el factor más probable es el pH de la Coca Cola que es 2.74 porque esta bebida contiene ácido fosfórico (Wongkhantee et al., 2006). La presencia de ácido fosfórico en la bebida de Coca Cola puede tener que considerarse como un factor causal que actúa como plastificante y provoca cambios en la resistencia al impacto y la rugosidad de la superficie (Aydin et al., 1999). Otra posible razón de esta caída en las propiedades mecánicas mencionadas puede ser la hidrólisis del enlace entre moléculas por parte de la bebida. El desarrollo de concentración de tensiones y el atrapamiento de aire en el área de interfaz de unión debilitan la resistencia al impacto. Este resultado puede atribuirse a la naturaleza ácida y la composición básica de la bebida que provocan la hidrólisis del polimetacrilato de metilo (Leite et al., 2009).

IV. Hipótesis

Hipótesis de trabajo

El acrílico de alto impacto Opti-Cryl presenta mayor microdureza superficial en comparación al acrílico de alto impacto Forzza después de ser expuestos a productos de uso cotidiano

Hipótesis nula

El acrílico de alto impacto Forzza presenta mayor microdureza superficial en comparación al acrílico de alto impacto Opti-Cryl después de ser expuestos a productos de uso cotidiano

Hipótesis alternativa

Los acrílicos de alto impacto Forzza y el Opti-Cryl no presentan diferencia estadísticamente significativa en su microdureza superficial después de ser expuestos a productos de uso cotidiano.

V. Objetivos

V.1 Objetivo General

Determinar que acrílico de alto impacto el Opti-Cryl o el Forzza presenta mayor microdureza superficial después de ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida, saliva básica

V.1 Objetivos Específicos

1. Evaluar la microdureza superficial de los acrílicos de alto impacto el Forzza y el Opti-Cryl sin ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida, saliva básica
2. Evaluar la microdureza superficial de los acrílicos de alto impacto Opti-Cryl y Forzza después de ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida, saliva básica
3. Evaluar la microdureza superficial del acrílico Probase Hot antes de ser expuesto a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida, saliva básica
4. Comparar los valores de microdureza superficial de los acrílicos de alto impacto Forzza y Opti-Cryl y del acrílico Probase Hot al ser expuestos a tabletas limpiadoras, Coca Cola, saliva ácida, saliva básica

VI. Material y métodos

VI.1 Tipo de investigación

Experimental, *in vitro*

VI.2 Unidad de análisis

Muestras de acrílico de 10mm ancho, 10mm de alto y 5mm de grosor

VI.3 Muestra y tipo de muestra

100 muestras divididas en dos grupos de:

50 muestras acrílico Opti-Cryl (New Stetic)

50 muestras acrílico Forzza (MDC)

El tamaño de la muestra es por conveniencia. Se decidió después de realizar una búsqueda bibliográfica y observar de manera repetida que trabajos similares se realizaron con 10 muestras en cada subgrupo (Nevzatoglu et al., 2007).

VI.3.1 Definición del grupo control

El grupo control fueron las mismas 100 muestras pues se estudiaron antes y después de ser sometidas a los diferentes productos. Además, se elaboraron 50 muestras acrílico Probase Hot (Ivoclar Vivadent) que representa a un acrílico convencional.

VI.3.2 Criterios de selección

VI.3.2.1 Criterios de inclusión

Muestras que cumplieron el criterio de 10mm de largo y 10mm de alto y grosor de 5mm

Muestras que cumplieron el requisito de 5mm de ancho

VI.3.2.2 Criterios de exclusión

Muestras que presentaron deformidad durante el proceso

Muestras que presentaron fisuras

Muestras que presentaron fracturas

Muestras que presentaron una superficie irregular

Muestras que presentaron burbujas

VI.3.2.3 Criterios de eliminación

Se eliminaron todas aquellas muestras que sufrieron algún imprevisto durante el desarrollo de las pruebas que imposibilitara evaluar las variables de interés.

VI.3.3 Definición de variables y unidades de medida

Variable dependiente: Microdureza superficial.

Definición conceptual: Capacidad que posee un material para oponerse a la penetración de una punta bajo un definido peso.

Definición operacional: Se calcula midiendo ópticamente el ancho diagonal de la indentación realizada por la punta de diamante piramidal del microdurómetro.

Unidad de medida: Dureza Vickers (HV).

Variable independientes: Muestras de acrílico Opti-Cryl, Forzza, Probase Hot.

Definición conceptual: Muestras de acrílico 10mmx10mm elaboradas de material de resina formado por un polímero de metil metacrilato (PMMA).

Variables independientes: Tabletas limpiadoras Fittydent GUM con agua destilada, Coca Cola, saliva artificial ácida, saliva artificial básica.

VI.4 Técnicas e instrumentos

Para evaluar la microdureza superficial en acrílicos de alto impacto, se realizaron muestras de las marcas: Forzza, Opti-Cryl y acrílico Probase Hot.

Se realizaron muestras de 10mm de largo x 10mm alto x 5mm de ancho, de acrílicos de alto impacto color rosa encía Opti-Cryl, Forzza y acrílico rosa Probase Hot.

VI.5 Procedimientos

VI.5.1 Fase 1: Preparación de las muestras

1. Se seleccionaron dos acrílicos termocurables de alto impacto para la preparación de muestras:

Acrílico termocurable rosa Opti-Cryl (New Stetic) (Fig. 1)

Acrílico termocurable rosa Forzza (MDC) (Fig. 2)

Y un acrílico termocurable de bajo impacto (control):

Acrílico termocurable rosa Probase Hot (Ivoclar) (Fig. 3)



Figura 1. Acrílico termocurable rosa Opti-Cryl (New Stetic)



Figura 2. Acrílico termocurable rosa Forzza (MDC)



Figura 3. Acrílico termocurable rosa Probase Hot (Ivoclar)

2. Para la preparación de las muestras se realizaron tres moldes de silicona por condensación y se colocó una cera DeLar (Dentarius) de 10cm x 10cm x 3mm (largo, ancho, alto) sobre la silicona, se elaboraron tres moldes más de silicona por condensación como cobertura (Fig. 4) y (Fig. 5).

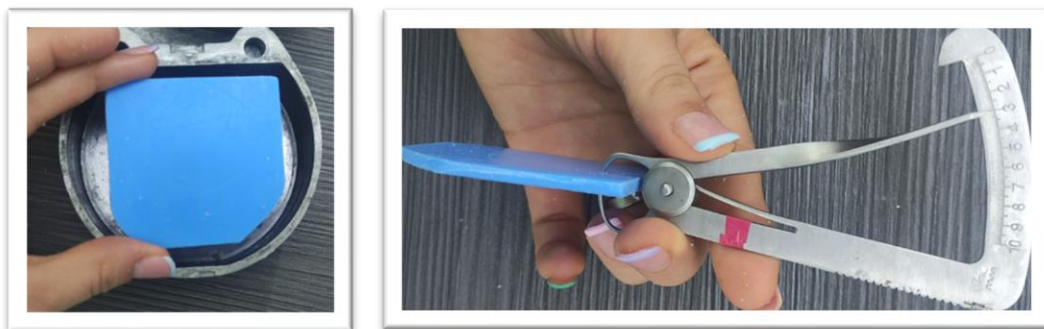


Figura 4. Cera DeLar (Dentarius) y calibrador de cera



Figura 5. Cera DeLar (Dentarius) sobre molde de silicona por condensación

3. Se colocó vaselina en tres muflas metálicas de aluminio; base, contramufila y tapa.
4. Se pesaron 100 gramos de yeso Elite Arti (Zhermack) y 30ml de agua destilada para cada base. Se colocaron los 30ml de agua destilada en una taza de hule para yeso y posteriormente los 100g de yeso Elite Arti (Zhermack), se realizó el mezclado con un vibrador de yeso dental para laboratorio (Whip Mix) y una espátula de yeso en forma circular por 10 segundos, se vació el yeso sobre las bases de las muflas y se colocó sobre el yeso los moldes de silicona por condensación de 10cm x 10cm x 5mm de grosor (Fig. 6).

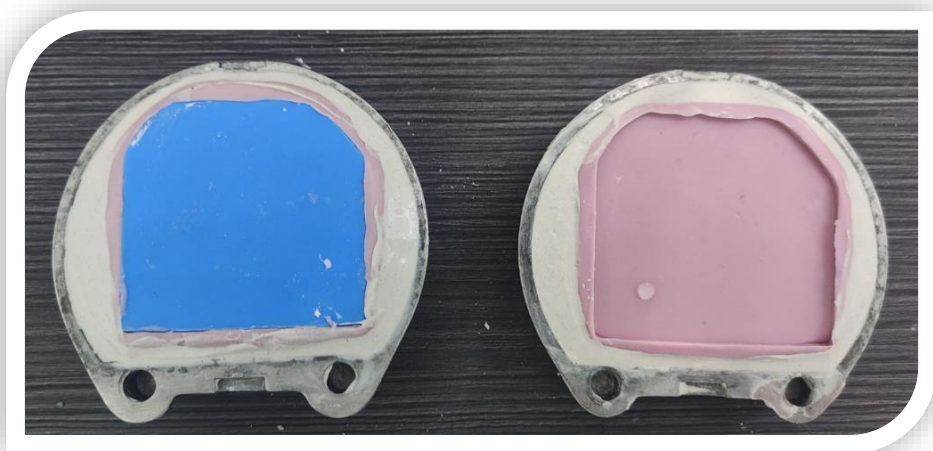


Figura 6. Preparación de bases de muflas con yeso Elite Arti (Zhermack)

5. Se retiraron excedentes de yeso y se colocaron dos capas de separador yeso-yeso, esperando 10 minutos entre cada capa.
6. Se colocaron las contramuflas sobre las bases de las tres muflas y se prepararon 150 gramos de yeso Elite Arti (Zhermack) con 45ml de agua destilada.
7. Se realizó el mezclado con un vibrador dental y una espátula de yeso en forma circular por 10 segundos, se vació el yeso sobre las contramuflas y se colocaron las tapas realizando prensado manual.
8. Posterior a los 5min de fraguado del yeso, se realiza la apertura de las muflas, se retiró la cera DeLar y se procedió a preparar la mezcla de cada acrílico según la indicación de cada casa comercial:
9. Para el acrílico Opti-Cryl se pesaron 12g del polvo y 4ml de monómero, se incorporó líquido-polvo, se prensó en mufla y se dejó reposar por 10min, se introdujo en una mufla en agua con temperatura de 70°C por 90min y después se calentó el agua a 100°C por 30min, se retiró la mufla y se permitió enfriar al medio ambiente 22-23°C, se sumergió en agua a 23°C por 15min, se recuperó el acrílico y se recortaron muestras de 10mmx10mm x 5mm de grosor.
10. Para el acrílico Forzza se pesaron 12g del polvo y 4ml de monómero, se incorporó líquido-polvo, se prensó en mufla y se dejó reposar por 10min, se introdujo en una mufla en agua con temperatura de 70°C por 90min y después se calentó el agua a 100°C por 30min, se retiró la mufla y se permitió enfriar al medio ambiente 22-23°C, se recuperó el acrílico y se recortaron muestras de 10mmx10mm x 5mm de grosor.
11. Para el acrílico Probase Hot se pesaron 22.5g del polvo 22.5g y 10ml de monómero, se incorporó líquido-polvo, se prensó en mufla y se dejó reposar por 10min, se introdujo en una mufla en agua temperatura ambiente y se calentó el agua a 100°C por 45min, se dejó enfriar por 30min, se recuperó el acrílico y se recortaron muestras de 10mmx10mm x 5mm de grosor.
12. Se fabricaron diez muestras de cada material de acrílico para evaluar la microdureza superficial, para dar cuenta de un total de 150 muestras. Las

muestras se recuperaron y fueron inspeccionadas en busca de cualquier irregularidad o defecto (Fig. 7).



Figura 7. Muestra de acrílico recortadas 10x10mm y 5mm de grosor

VI.5.2 Fase 2: Realización de muestras

13. Se realizó el pulido de las muestras de acrílico con lija de agua grano 600 (fino) se pulió con micromotor de laboratorio, borla de algodón húmeda con Polycril (MDC) y posteriormente con Polyshine (MDC).
14. Se colocaron las muestras de acrílico almacenándolas en agua destilada para eliminar los monómeros residuales, durante 24 horas.
15. Posterior a las 24 horas, se realizaron de dos a tres indentaciones con el microdurómetro en las 150 muestras y se registraron los valores obtenidos de cada muestra y se registró como el día uno (Fig. 8)

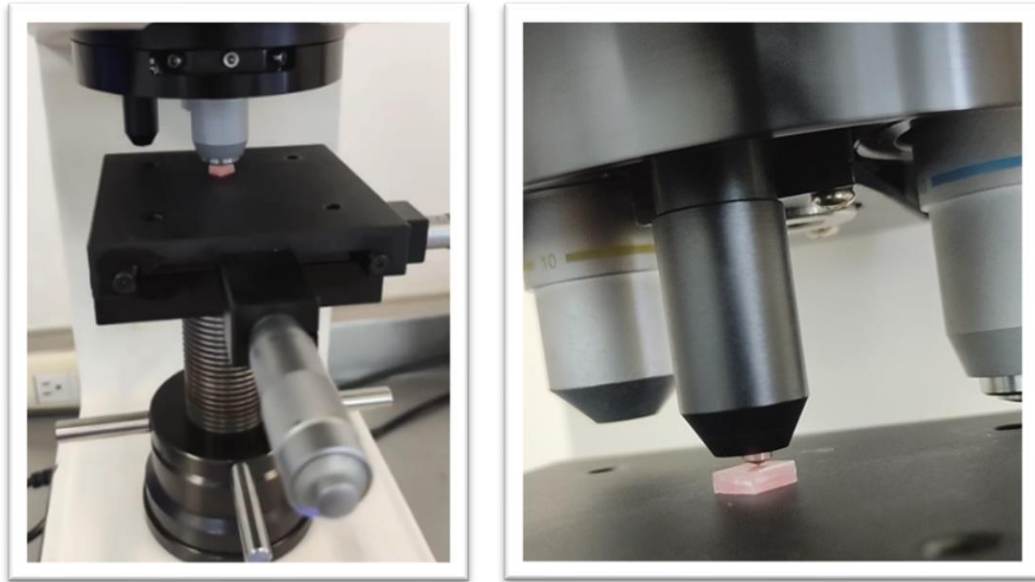


Figura 8. Muestra en microdurómetro Vickers

16. Una vez obtenidas las mediciones, se prepararon y clasificaron las muestras de cada acrílico en tubos Falcón de la siguiente manera (Fig. 9):

Tubo 1: Como grupo control se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Forzza de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón con 10ml de agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 2: Como grupo control se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Opti-Cryl de 10mmx10mm5m dentro del tubo Falcón con 10ml de agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 3: Como grupo control se colocaron 10 muestras de acrílico Probase Hot de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón con 10ml de agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 4: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Forzza de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón con 10ml de Coca cola sin diluir y cerrando herméticamente.

Tubo 5: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Opti-Cryl de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón con 10ml de Coca Cola sin diluir y cerrando herméticamente.

Tubo 6: Se colocaron 10 muestras de acrílico Probase Hot de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón con 10ml de Coca Cola sin diluir y cerrando herméticamente.

Tubo 7: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Forzza de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con tabletas limpiadoras diluidas en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 8: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Opti-Cryl de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con tabletas limpiadoras diluidas en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 9: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Probase Hot de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con tabletas limpiadoras diluidas en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 10: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Forzza de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial ácida diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 11: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Opti-Cryl de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial ácida diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 12: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Probase Hot de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial ácida diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 13: Se colocaron 10 muestras de acrílico de alto impacto Forzza de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial básica diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 14: Se colocaron 10 muestras deacrílico de alto impacto Opti-Cryl de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial básica diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.

Tubo 15: Se colocaron 10 muestras deacrílico de alto impacto Probase Hot de 10mmx10mmx5mm dentro del tubo Falcón que contenía 10ml de solución con saliva artificial básica diluida en agua destilada y cerrando herméticamente.



Figura 9. Clasificación de muestras en tubos falcón

17. Para los grupos con 10 muestras deacrílico de alto impacto Forzza, Opti-Cryl yacrílico Probase Hot con agua destilada, se mantuvieron en la incubadora a 36°C desde el día uno hasta el día 90.
18. Para los grupos de muestras con saliva ácida, se dividieron 10 muestras para elacrílico de alto impacto Forzza, 10 muestras para elacrílico de alto impacto Opti-Cryl y 10 muestras para elacrílico termocurable Probase Hot; diluida la saliva ácida en agua destilada, se mantuvieron a 36°C con un pH de tres desde el día uno hasta el día 90.
19. Para los grupos de muestras con saliva básica, se dividieron 10 muestras para elacrílico de alto impacto Forzza, 10 muestras para elacrílico de alto impacto Opti-Cryl y 10 muestras para elacrílico termocurable Probase Hot; diluida la saliva ácida en agua destilada, se mantuvieron a 36°C con un pH de 10 desde el día uno hasta el día 90.

20. Para los grupos de muestras de solución con tabletas limpiadoras diluidas (Fig. 10) en agua destilada, se dividieron 10 muestras para el acrílico de alto impacto Forzza, 10 muestras para el acrílico de alto impacto Opti-Cryl y 10 muestras para el acrílico termocurable Probase Hot, se realizó previo pesaje de la tableta limpiadora con .5 gramos en disolución con agua destilada 10ml en cada tubo Falcón. Se realizó el cambio diario de la solución, pesando 0.5 gramos de tableta limpiadora en disolución con 10ml de agua destilada en los tres tubos Falcón durante 90 días.



Figura 10. Tabletas limpiadoras fittydent (Sunstar GUM)

21. Para los grupos de muestras de Coca Cola sin diluir, se dividieron 10 muestras para el acrílico de alto impacto Forzza, 10 muestras para el acrílico de alto impacto Opti-Cryl y 10 muestras para el acrílico termocurable Probase Hot; se añadió a cada tubo Falcón 10ml de coca cola original sin diluir y se realizó el cambio cada 7 días.

VI.5.3 Fase 3: Realización de las pruebas de microdureza superficial

22. Al cumplirse los 90 días después de ser expuestas las muestras, se procedió a realizar la prueba de microdureza superficial.
23. Se realizaron de 2 a 3 indentaciones en diferentes puntos a lo largo de cada muestra (0.1 kg) por 10 segundos y se calculó midiendo ópticamente (Fig. 11) el ancho diagonal de la indentación realizada por la punta de diamante piramidal del microdurómetro (Fig. 12) y se obtuvieron las medidas, se registraron en una bitácora.

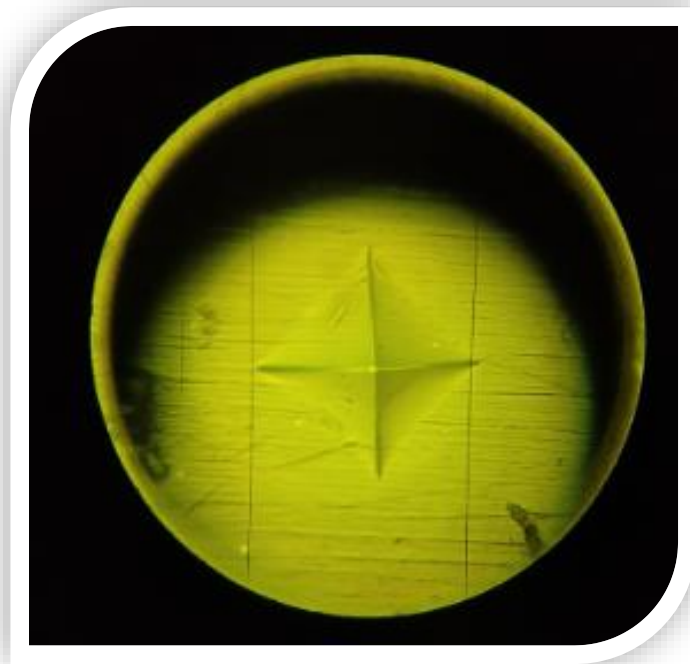


Figura 11. Indentación sobre muestra de acrílico

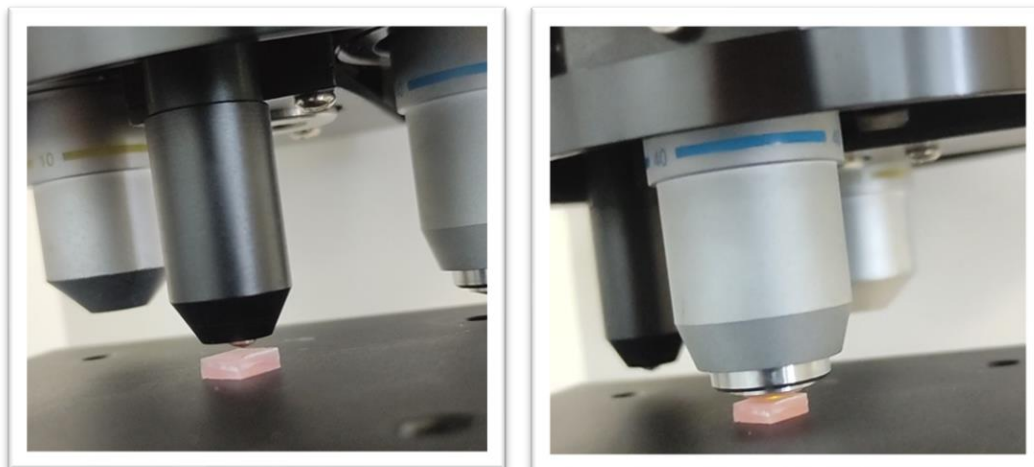


Figura 12. Muestra de acrílico en microdurómetro CMS Metrology

24. Se calculó la dureza media y se utilizaron para el análisis estadístico.

VI.5.4 Fase 4: Recolección de datos

Los resultados obtenidos de cada indentación realizada por el microdurómetro CMS Metrology sobre cada muestra, se registraron en una base de Excel.

VI.6 Análisis estadístico

Los datos fueron vaciados en una hoja de cálculo de Excel, se elaboraron tablas donde se obtuvieron promedios, desviaciones estándar y rangos. Se aplicó la prueba de ANOVA para identificar si existen diferencias estadísticamente significativas entre cada acrílico y el análisis *Post hoc* de Tukey-Kramer para comparación entre cada grupo de acrílico, utilizando el Software GraphPad Prism; para comparar la microdureza superficial en cada uno de los grupos de muestras. La significancia estadística fue establecida en $p < 0.05$.

VII. Resultados

En el cuadro 3 se presentan los valores de la microdureza superficial inicial de los tres acrílicos antes de ser expuestos a diferentes soluciones. Se puede observar que el acrílico Forzza resultó con menor microdureza superficial comparado con los grupos Opti-Cryl y Probase Hot.

Cuadro 3. Comparación de los valores iniciales de la microdureza superficial (HV) de tres acrílicos antes de expuestos a las diferentes soluciones.

Grupo	Opti-Cryl (n=50)	Forzza (n=50)	Probase Hot* (n=50)	Valor de p
	X ± DE			
	(Rango)			
	12.31 ± 1.62	9.14 ± 1.60	12.50 ± 1.73	<0.0001
	(9.05-16.7)	(6.75-14.2)	(9.45-16.75)	

X: Promedio; DE: Desviación estándar, HV: Dureza Vickers. * Grupo control. Prueba de ANOVA.

A continuación, se presentan las comparaciones entre cada uno de los grupos indicando en qué casos las diferencias fueron estadísticamente significativas.

Cuadro 4. Comparación de los valores iniciales de la microdureza superficial de los acrílicos Opti-Cryl, Forzza y Probase Hot.

Grupo 1	Grupo 2	Valor de p
Opti-Cryl	Forzza	Significativa
Opti-Cryl	Probase Hot	No significativa
Forzza	Probase Hot	Significativa

Prueba de Tukey-Kramer.

En el cuadro 5 se presentan los valores de la microdureza superficial del acrílico Opti-Cryl antes y después de ser expuesto a diferentes soluciones. Solo se puede observar una diferencia estadísticamente significativa en el grupo expuesto a tabletas limpiadoras el cual resultó con menor microdureza superficial.

Cuadro 5. Comparación de los valores iniciales y finales de la microdureza superficial del acrílico Opti-Cryl (HV) después de 90 días de exposición a diferentes soluciones.

Grupo	H ₂ O (n=10)	Tabletas (n=10)	Coca Cola (n=10)	Saliva básica (n=10)	Saliva ácida (n=10)	Valor de p ¹
X ± DE (Rango)						
Inicial	12.37 ±1.23 (11.35-15.6)	11.74 ±1.27 (9.85-14.45)	11.43 ±1.85 (9.05-15.6)	13.14 ±1.51 (10.7-15.1)	12.87 ±1.78 (11.05-16.7)	0.0884
Final	12.05 ±0.96 (10.6-13.7)	10.80 ±0.99 (9.6-12.6)	11.09 ±1.27 (9.5-13.3)	12.75 ±1.05 (11-14.9)	12.50 ±1.31 (10.75-14)	0.0008*
Valor de p²	0.4551	*0.0105	0.4493	0.2714	0.3672	

X: Promedio; DE: Desviación estándar, H₂O: agua, HV: Dureza Vickers. ¹Prueba de ANOVA, ²prueba t de Student. *estadísticamente significativo.

En el cuadro 6 se presentan los valores de la microdureza superficial del acrílico Forzza antes y después de ser expuesto a diferentes soluciones. Solo se pudo observar una diferencia estadísticamente significativa en el grupo expuesto a Coca cola.

Cuadro 6. Comparación de los valores iniciales y finales de microdureza superficial (HV) después de 90 días, del acrílico Forzza en exposición a diferentes soluciones.

Grupo	H ₂ O (n=10)	Tabletas (n=10)	Coca Cola (n=10)	Saliva básica (n=10)	Saliva ácida (n=10)	Valor de p ¹
	X ± DE (Rango)					
Inicial	9.32 ±1.45 (7.85-11.1)	8.03 ±1.41 (7.35-11.7)	9.74 ±1.71 (7.86-13)	9.44 ±1.50 (7.3-12.7)	9.01 ±1.25 (7.15-8.05)	0.0811
Final	9.7 ±0.64 (8.7-11.56)	8.11 ±0.98 (6.95-10.5)	7.38 ±0.62 (6.9-9)	10.58 ±0.96 (9.2-11.40)	9.89 ±0.78 (8.5-11.25)	<0.0001*
Valor de p²	0.4664	0.6195	*0.0003	0.0613	0.0780	

X: Promedio; DE: Desviación estándar. H₂O: agua, HV: Dureza Vickers ¹Prueba de ANOVA, ²prueba t de Student. *estadísticamente significativo.

En el cuadro 7 se presentan los valores de la microdureza superficial del acrílico Probase Hot antes y después de ser expuesto a diferentes soluciones. Solo se pudo observar una diferencia estadísticamente significativa en el grupo expuesto a Coca cola.

Cuadro 7. Comparación de los valores iniciales y finales de microdureza superficial (HV) después de 90 días, del acrílico Probase Hot en exposición a diferentes soluciones.

Grupo	H ₂ O (n=10)	Tabletas (n=10)	Coca Cola (n=10)	Saliva básica (n=10)	Saliva ácida (n=10)	Valor de p ¹
X ± DE (Rango)						
Inicial	12.38 ±1.84 (9.45-15.93)	12.57 ±1.47 (10.7-15.1)	12.55 ±2.06 (10.1-16.75)	13.50 ±1.49 (11-15.5)	11.95 ±2.28 (9.95-15.36)	0.3626
Final	12.97 ±1.61 (11-15.23)	12.56 ±1.16 (10.95-14.63)	10.93 ±2.12 (8.1-15.9)	14.23 ±0.77 (13.4-16)	13.12 ±1.19 (11.1-15.25)	0.0002*
Valor de p ²	0.1366	0.9580	*<0.0001	0.1863	0.1660	

X: Promedio; DE: Desviación estándar. H₂O: agua, HV: Dureza Vickers

¹Prueba de ANOVA, ²prueba t de Student. *estadísticamente significativo.

VIII. Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la microdureza superficial de dos acrílicos de alto impacto, posterior a ser expuestos a productos de uso cotidiano después de 90 días.

La microdureza superficial se refiere a la resistencia que un material ofrece a la deformación, abrasión o penetración; el microdurómetro CMS Metrology fue el dispositivo utilizado.

En la presente investigación, los acrílicos comúnmente utilizados para bases de dentaduras, se sumergieron en tabletas limpiadoras en solución con agua destilada para simular el efecto del protocolo de limpieza química que puede realizar el paciente. Este estudio evaluó el efecto de las tabletas limpiadoras Fittydent (GUM) sobre la microdureza superficial en acrílicos indicados para elaboración de bases de dentaduras.

En el contenido declarado por la casa comercial Sunstargum; en su ficha técnica menciona que las tabletas limpiadoras Fittydent (GUM) logran una limpieza eficaz de prótesis dentales, eliminando las bacterias causantes del mal olor y de la placa dental, además de las tinciones procedentes del té, café y tabaco. En su composición está el carbonato sódico peroxihidrato, perborato sódico, bicarbonato sódico, monopersulfato potásico fosfato trisódico, ácido sulfámico y polivinilpirrolidona.

En el cuadro 5 podemos observar la comparación de los valores iniciales y finales de la microdureza superficial del acrílico Opti-Cryl después de 90 días de exposición a las diferentes soluciones (Agua, Tablet as limpiadoras, Coca Cola, Saliva básica y Saliva ácida), se puede destacar que hay diferencia estadísticamente significativa en el grupo expuesto a tablet as limpiadoras ($P < 0.05$) resultando con menor microdureza superficial. Siendo el valor inicial antes de ser expuesto (11.74 ± 1.27) y después de ser expuesto a tablet as limpiadoras (10.80 ± 0.99).

Según Machado et al. (2009) las propiedades que se ven afectadas principalmente por los limpiadores de dentaduras son el color, la rugosidad de la superficie y la

dureza, y estos son muy importantes para el éxito a largo plazo de cualquier prótesis.

Cuando las tabletas se colocan en agua, el perborato de sodio se descompone para formar una solución de peróxido alcalino, que luego libera oxígeno, lo que resulta en una acción de limpieza tanto mecánica como química por parte de las burbujas de oxígeno (Salama et al., 2017).

Porwal et al. (2017) en su estudio demostraron que todas las muestras de acrílico para base de dentaduras, presentaron una disminución en la dureza superficial con la inmersión en diferentes limpiadores de prótesis dentales. Los cambios fueron mayores con el limpiador de prótesis dentales de perborato de sodio en comparación con los limpiadores de prótesis dentales de hipoclorito de sodio. Esto se atribuye al efecto químico del limpiador de prótesis dentales de perborato de sodio junto con la liberación de oxígeno a través del efecto efervescente. Este oxígeno liberado por el limpiador de prótesis dentales con perborato de sodio tiene un alto efecto disolvente de los plastificantes del acrílico y favorece el desprendimiento de los residuos por medios mecánicos. Por lo tanto, el uso de este limpiador con perborato de sodio para dentaduras provoca la hidrólisis y la descomposición del acrílico para base de dentadura.

Por lo que esto pudo ocasionar la disminución de la dureza de las muestras del acrílico de alto impacto Opti-Cryl en exposición al efecto químico del limpiador Fittydent (GUM) que contiene perborato sódico, el cual tiene un efecto que plastifica la superficie del acrílico, por el oxígeno liberado durante la exposición a las tabletas limpiadoras. Por lo que el uso diario de limpiadores para dentaduras puede afectar las propiedades físicas y mecánicas del acrílico Opti-Cryl.

Según la casa comercial Newstetic, los componentes del polímero del Opti-Cryl es el metacrilato de metilo, pigmentos y poliéster.

Estos resultados coinciden también con Rodford (1990) quien menciona que los copolímeros como el metacrilato de metilo son materiales prometedores para acrílicos para bases de dentaduras de alto impacto, sin embargo, la resistencia al impacto se pierde parcialmente con la inmersión prolongada en agua.

En el cuadro 6 se pueden observar los valores iniciales y finales de la microdureza superficial del acrílico de alto impacto Forzza después de 90 días de exposición a las diferentes soluciones (Agua, Tabletas limpiadoras, Coca Cola, Saliva básica y Saliva ácida). El valor inicial (9.74 ± 1.71) antes de ser expuesto y después de ser expuesto a Coca cola (7.38 ± 0.62) este resultado mostró una clara disminución en la microdureza superficial ($P < 0.05$).

Esto podría estar relacionado al pH de la bebida Coca Cola (pH 2.01) según Ferriter et al. (1990).

La acidez tiene una reacción química con la resina acrílica, llena los espacios entre las cadenas de polímeros, lo que conduce a la separación de las cadenas de polímeros, produciendo un enlace de cadena polimérico inestable y provocando una interrupción en el enlace químico (Pocut et al., 2017).

La disminución en la microdureza superficial en el acrílico Forzza al ser expuesto a Coca cola confirma lo que dice McKenzie et al. (2004); que todos los materiales utilizados en el tratamiento dental protésico están expuestos a la descomposición causada por los alimentos y bebidas consumidos durante el día y los efectos del ambiente ácido resultante. Se ha informado que la dureza superficial en acrílicos para bases de dentaduras también disminuye debido a esta exposición ácida de algunas bebidas.

Para el acrílico de alto impacto Forzza no es posible discutir su mecanismo de refuerzo ya que el fabricante del material para base de dentadura se encuentra reacio a revelar los componentes exactos del producto y los mecanismos de refuerzo utilizados.

En el cuadro 7 se pueden observar los valores iniciales y finales de la microdureza superficial del acrílico Probase Hot después de 90 días de exposición a las diferentes soluciones (Agua, Tabletas limpiadoras, Coca Cola, Saliva básica y Saliva ácida). El valor inicial (12.55 ± 2.06) antes de ser expuesto y después de ser expuesto a Coca cola (10.93 ± 2.12) este resultado mostró una clara disminución en la microdureza superficial ($P < 0.05$).

Según la casa comercial Ivoclar, los componentes del polímero del Probase Hot es polimetilmetacrilato, plastificante, peróxido de benzoilo y pigmentos.

Ferracane (2006) menciona que la resina acrílica termocurable tiene un valor de absorción de líquidos de 0.96 mg/cm^2 . La resina acrílica está compuesta por un grupo éster polar (COOH). Los compuestos polares tienen naturaleza hidrófila, lo que significa que absorben líquidos fácilmente.

Las moléculas de agua penetran en la cadena de polimetilmetacrilato y ocupan posiciones entre las cadenas del polímero, lo que hace que el polímero quede aislado y separado. Esta absorción desencadena dos efectos importantes en la masa polimerizada, sufre expansión y afecta la resistencia de las cadenas poliméricas porque actúa como un plastificante (Kenneth et al., 2003).

Los resultados mostraron diferencias significativas entre los valores de microdureza superficial antes y después de la inmersión en Coca cola. Esto puede deberse a dos factores, que fueron la naturaleza de la resina acrílica termocurable y el bajo nivel de pH del refresco, como en el estudio de (Sofya et al., 2017).

Cuanto mayor es el grado de acidez de un alimento o bebida, menor es el valor de la dureza superficial de la resina acrílica termocurada. Esto se debe a que los alimentos y bebidas que tienen mayor acidez contienen más iones de hidrógeno (H^+) que provocan la separación de las cadenas poliméricas de la resina acrílica termocurada. Una mayor cantidad de espacio en la cadena del polímero, aumentará el espacio del monómero y provocará una disminución de la dureza de la resina acrílica (Kenneth et al., 2003).

El contenido ácido de la Coca Cola contiene más iones H^+ en sus enlaces químicos. Los iones H^+ llenarán los espacios entre las cadenas poliméricas en el grupo éster (COOH), por lo que los iones H^+ romperán los dobles enlaces de C ($\text{C}=\text{O}$) que posee el polimetacrilato de metilo que es el componente principal del polímero del acrílico, al llenar los espacios entre las cadenas poliméricas (Kenneth et al., 2003).

En términos de comportamiento mecánico, lo absorbido actúa como un plastificante que afecta negativamente la resistencia de las dentaduras de acrílico y disminuye la resistencia, el límite de fatiga y la dureza de la superficie (Lourinho et al., 2022).

En cuanto a la exposición de los acrílicos en saliva ácida y saliva básica, nuestro estudio coincide con el de Hussein et al. (2012) sus muestras de acrílico para base de dentadura, fueron almacenadas dentro de una incubadora a 37°C en saliva durante 30 días y no produjo ningún cambio significativo.

Kubala et al. (2018) mencionan que el pH de la saliva no es un valor constante, sino que sufre cambios significativos bajo la influencia de diversos factores (tasa de secreción salival, ciclo diario, dieta, enfermedades sistémicas y sistema nervioso vegetativo). El pH de la saliva es de 6.38 (de 5.8 a 7.5) en promedio. Se ha demostrado que el pH de la saliva total es más alto por la mañana que al mediodía y significativamente más alto después de las comidas (Kubala et al., 2018).

Los materiales dentales están continuamente sujetos a diferentes entornos bucales y al metabolismo y cambios del Ph salival bucal. Esto puede disminuir la vida útil de las dentaduras y prótesis utilizadas por los pacientes. Además, la prótesis dental puede verse afectada por el proceso de envejecimiento durante su uso debido a diferentes condiciones clínicas, por ejemplo, cambios en el pH, el flujo y la temperatura de la saliva. Por lo tanto, se requiere el material más adecuado para la fabricación de prótesis que pueda soportar todas las condiciones (Alshahrani et al., 2022).

Por lo tanto, la relevancia de este estudio es esencial en la selección del material de base de dentadura más apropiado, con la capacidad de soportar diversas condiciones bucales, fuerzas de masticación, diferencias dietéticas, constitución de la saliva (pH).

Se debe hacer hincapié al odontólogo, profesional de la salud, en concientizar al paciente sobre los posibles efectos secundarios en el consumo frecuente de la Coca Cola, en la limpieza de las prótesis dentales y en los cambios del pH salival a causa de alimentos como el jugo de naranja, los dulces, el tabaquismo y enfermedades digestivas.

Debido a que los materiales dentales; en esta investigación: los acrílicos para bases de dentaduras están en contacto constante a productos de uso cotidiano como la Coca Cola, las tabletas limpiadoras y a los fluidos orales, se debe considerar e informar a los pacientes que estos afectan en las propiedades mecánicas de los acrílicos y que dentro de sus posibles efectos secundarios, la disminución de la microdureza superficial tendrá un efecto significativo en la durabilidad a largo plazo de las dentaduras.

IX. Conclusiones

Bajo las condiciones y limitaciones de este estudio se concluye que los acrílicos de alto impacto Opti-Cryl y Forzza no presentan cambios después de su exposición con agua, saliva ácida o saliva básica en su microdureza superficial.

El acrílico de alto impacto Opti-Cryl al ser expuesto a tabletas limpiadoras afecta su microdureza superficial significativamente, siendo esta disminuida.

El acrílico de alto impacto Forzza y el acrílico convencional termocurable Probase Hot al ser expuestos a Coca cola presentan una menor microdureza superficial significativa.

X. Bibliografía

- Abelson D., & David C. (1981). Denture plaque and denture cleansers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(4), 376–379.
- Alqutaibi A., Baik A., & Almuzaini S. (2023). Polymeric denture base materials: a review. *Polymers*, 15(15), 1–27.
- Alshahrani, F., & AlToraibily, F. (2022). An updated review of salivary pH effects on polymethyl methacrylate based removable dental prostheses. *Polymers*, 14(16), 1–13.
- Arikan A., Arda T., & Kulak Y. (2005). An in vitro investigation of water sorption and solubility of acetal denture base material. *Prosthodontics Restorative Dentistry*, 13(3), 119–122.
- Asopa, V., & Suresh, S. (2015). A comparative evaluation of properties of zirconia reinforced high impact acrylic resin with that of high impact acrylic resin. *The Saudi Journal for Dental Research*, 6(2), 146–151.
- Asopa V., Suresh S., & Khandelwal M. (2015). A comparative evaluation of properties of zirconia reinforced high impact acrylic resin with that of high impact acrylic resin. *Saudi Journal for Dental Research*, 6(2), 146–151.
- Ata S., & Yavuzyilmaz H. (2009). In vitro comparison of the cytotoxicity of acetal resin, heat-polymerized resin, and auto-polymerized resin as denture base materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 91(2), 905–909.
- Ayaz E., & Durkan R. (2014). Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 12(3), 228–233.
- Aydin A., Terziog H., & Akinay A. (1999). Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. *Dental Materials*, 15(1), 211–218.
- Barbosa D., Marra J., & Compagnoni M. (2007). Flexural strenght of acrylic resins polymeried by different cycles. *Journal of Applied Oral Science*, 15(5), 424–428.
- Barclay C., Spence D., & Laird W. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(1), 886–894.
- Bettencourt A., Neves C., & Pinheiro L. (2010). Biodegradation of acrylic based resins: a review. *Dental Materials*, 26(5), 171–180.
- Blatterfein L., Howard S., & Zarb G. (1981). An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *Removable Prosthodontics*, 46(3), 238–241.

- Budtz E. (1979). Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(6), 619–623.
- Bural C., & Aktas E. (2010). Effect of leaching residual methyl methacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *Journal of Applied Oral Science*, 307(1), 306–312.
- Cavalcanti A., & Mitsui F. (2007). Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *Journal of Biomedical Materials Research*, 80(1), 52–58.
- Celebi N., Yuzugullu B., & Canay S. (2008). Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. *Polymers for Advanced Technologies*, 19(3), 201–206.
- Chaiyasat P., Namwong S., & Okubo M. (2016). Synthesis of micrometer-sized polymethyl methacrylate particles by micro-suspension iodine transfer polymerization. *The Royal Society of Chemistry*, 6(97), 1–5.
- Da Silva F., & Kimpara E. (2008). Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. *Journal of Prosthodontics*, 17(8), 627–633.
- De Andrade I., & Cruz P. (2011). Effervescent tablets and ultrasonic devices against candida and mutans streptococci in denture biofilm. *Gerodontology*, 28(4), 264–270.
- de Sá J., Vieira F., & Aroso C. (2020). The influence of saliva pH on the fracture resistance of three complete denture base acrylic resins. *International Journal of Dentistry*, 2020(1), 1–12.
- Draper B., Yee W., & Pedrana A. (2022). Reducing liver disease-related deaths in the asia-pacific: the important role of decentralised and non-specialist led hepatitis c treatment for cirrhotic patients. *The Lancet Regional Health*, 20(1), 2–5.
- Ellakwa A., Morsy M., & Sheikh M. (2008). Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of Prosthodontics*, 17(6), 439–444.
- Elmore B., & Charlottesville V. (2004). *Citizen coke: an environmental and political history of the coca-cola company* (Vol. 1).

- Emmanouil J., Kavouras P., & Kehagias T. (2007). The effect of photo-activated glazes on the microhardness of acrylic baseplate resins. *Journal of Dentistry*, 30(1), 7–10.
- Farina A., Cecchin D., & Soares R. (2012). Evaluation of vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), 155–160.
- Felipucci D., Davi L., & Paranhos H. (2011). Effect o different cleansers on the surface of removable partial denture. *Brazilian Dental Journal*, 22(5), 392–397.
- Felton D., Cooper L., & Duqum I. (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures. *Journal of Prosthodontics*, 20(1), 1–12.
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211–222.
- Ferriter J., Meyers C., & Lorton L. (1990). The effect of hydrogen force-degradation rate chain elastics ion concentration on the of orthodontic polyurethane. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(5), 404–410.
- Gad M., Abualsaud R., & Rahoma A. (2018). Effect of zirconium oxide nanoparticles addition on the optical and tensile properties of polymethyl methacrylate denture base material. *International Journal of Nanomedicine*, 13(1), 283–292.
- Goiato M., Dos Santos D., & Baptista G. (2013). Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 37(3), 203–207.
- Goldberg A., & Burstone C. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, 8(1), 197–202.
- Hersek N., Canay E., Uzun G., & Yildiz F. (1999). Color stability of denture base acrylic resins in three food colorants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 375(9), 375–379.
- Hirajima Y., Takahashi H., & Minakuchi S. (2009). Influence of a denture strengthener on the deformation of a maxillary complete denture. *Dental Materials Journal*, 28(4), 507–512.

- Hong G., Murata H., & Li Y. (2009). Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 205–213.
- Humphrey S., & Williamson T. (2001). A review of saliva: normal composition, flow, and function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2), 163–169.
- Hussein Y., & Al-Ameer S. (2012a). The influence of different pH of saliva and thermal cycling on the adaptation of different denture base materials. *Journal Bagh College Dentistry*, 24(3), 47–53.
- Hussein Y., & Al-Ameer S. (2012b). The influence of different pH of saliva and thermal cycling on the adaptation of different denture base materials. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 24(3), 47–53.
- Jagger D., Allen S., & Harrison A. (2002). An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(1), 263–267.
- Jagger D., Harrison A., & Jandt K. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(1), 185–194.
- Jaikumar R., Karthigeyan S., & Ali S. (2015). Comparison of flexural strength in three types of denture base resins: an in vitro study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 7(6), 461–464.
- John J., Gangadhar S., & Shah I. (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(4), 424–427.
- Kagermeier-Callaway A., & Willershausen B. (2000). In vitro colonisation of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and *Actinomyces viscosus*. *International Dental Journal*, 50(2), 78–85.
- Kenneth J., Chiayi S., & Ralph H. (2003). *Phillips science of dental materials* (Vol. 11).
- Kiran A., Ahmed M., & Khan F. (2021). Influence of processing techniques on microhardness and impact strength of conventional and reinforced heat cured acrylic resin: a comparative study. *Materiale Plastice*, 58(3), 239–246.
- Kubala E., Strzelecka P., & Grzegocka M. (2018). A review of selected studies that determine the physical and chemical properties of saliva in the field of dental treatment. *BioMed Research International*, 2018(1), 1–13.

- Le Bars P., Bandiaky O., & Le Guéhennec L. (2023). Different polymers for the base of removable dentures? part I: a narrative review of mechanical and physical properties. *Polymers*, 15(17), 1–18.
- Leite V., Pisani M., & Paranhos H. (2009). Effect of ageing and immersion in different beverages on properties of denture lining material. *Journal of Applied Oral Science*, 18(4), 372–378.
- Lourinho C., Salgado H., & Correia A. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as denture base material: heat-polymerized vs. 3D-printed systematic review and meta-analysis of in vitro studies. In *Biomedicines* (Vol. 10, Issue 10, pp. 1–11). MDPI.
- Low I. (1999). Effects of load and time on the hardness of viscoelastic polymer. *Materials Research*, 33(12), 1753–1758.
- Lussi, A., Jaeggi, T., & Zero, D. (2004). The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Research*, 38(1), 34–44.
- Machado A., Breeding L., & Vergani C. (2009). Hardness and surface roughness of relined and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(2), 115–122.
- McKenzie M., Linden R., & Nicholson J. (2004). The effect of coca-cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and compomers. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 31(1), 1046–1052.
- Medeiros I., Gomes M., & Loguercio A. (2007). Diametral tensile strength and vickers hardness of a composite after storage in different solutions. *Journal of Oral Science*, 49(1), 61–66.
- Meng T., & Latta M. (2005). Physical properties of four acrylic denture base resins. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 6(4), 93–100.
- Minich D., & Bland J. (2007). Acid-alkaline balance: role in chronic disease and detoxification. *Alternative Therapies*, 13(4), 62–65.
- Nevzatoglu E., Ozcan M., & Kulak-Ozkan Y. (2007). Adherence of candida albicans to denture base acrylics and silicone-based resilient liner materials with different surface finishes. *Clinical Oral Investigations*, 11(3), 231–236.
- Nour M., & Mohannad H. (2014). Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *The Saudi Dental Journal*, 26(1), 15–18.

- O'Brien W. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 3). Quintessence Pub. Co.
- Ogawa T., & Hasegawa A. (2005). Effect of curing environment on mechanical properties and polymerizing behaviour of methyl-methacrylate autopolymerizing resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(1), 221–226.
- Paranhos H., Silva-Lovato C., & Souza R. (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 606–612.
- Pinto L., Acosta E., & Silva P. (2010). Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard relined acrylic resins. *Gerodontology*, 27(2), 147–153.
- Pocut S., Rahmayani L., & Purnama R. (2017). Effect of soft drink towards heat cured acrylic resin denture base surface roughness. *Padjadjaran Journal of Dentistry*, 29(1), 58–63.
- Porwal A., Khandelwal M., & Punia V. (2017). Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 17(1), 61–67.
- Rickman L. (2012). Contemporary denture base resins. *Restorative Dentistry*, 28(1), 39–44.
- Robinson J., & McCabe J. (1993). Impact strength of acrylic resin denture base materials with surface defects. *Dental Material*, 9(1), 355–360.
- Rodford R. (1990). Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. *Journal of Dentistry*, 18(3), 151–157.
- Salama F., & Elsharawy M. (2017). Effect of different denture cleansers on surface roughness of acrylic denture base materials. *International Journal of Contemporary Research and Review*, 8(11), 20375–20383.
- Sehajpal S., & Sood V. (1989). Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 61(6), 746–751.
- Shenoy D., Uma K., & Mathew K. (2017). Evaluation of impact and flexural strength of conventional heat cure polymethyl methacrylate resin and high impact. *Biology and Medicine*, 09(2), 1–4.
- Smith D. (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 12(6), 1066–1078.

- Sofya P., Rahmayani L., & Purnama R. (2017). Effect of soft drink towards heat cured acrylic resin denture base surface roughness. *Padjadjaran Journal of Dentistry*, 29(1), 58–63.
- Suwannaroop P., Chaijareenont P., & Koottathape N. (2011). In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dental Materials Journal*, 30(4), 461–468.
- Ucar Y., Akova T., & Aysan I. (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 21(3), 173–176.
- Uzun G., & Hersek N. (2002). Comparison of the fracture resistance of six denture base acrylic resins. *Journal of Biomaterials Applications*, 17(1), 19–29.
- Wongkhantee S., & Patanapiradej V. (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, 34(3), 214–220.
- Yilmaz C., & Korkmaz T. (2007). The reinforcement effect of nano and microfillers on fracture toughness of two provisional resin materials. *Materials and Design*, 28(7), 2063–2070.
- Yuzugullu B., Acar O., & Cetinsahin C. (2016). Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5), 333–338.
- Zafar M. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate pmma: an update. *Polymers*, 12(10), 1–35.
- Zappini G., Kammann A., & Wachter W. (2003). Comparison of fracture tests of denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 578–585.
- Zuccaria A., Oshida Y., & Moore B. (1997). Reinforcement of acrylic resins for provisional fixed restorations part I: mechanical properties. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 7(1), 327–343.