



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVALUACIÓN DE MICRODUREZA EN DIENTES PARA
PRÓTESIS REMOVIBLE.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

DANIEL GOMEZ FLORES.

TUTOR: Esp. MÓNICA PEÑA CHÁVEZ.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Sandra Flores y Gerardo Hernández, que me han impulsado a crecer y superarme cada día, por invertir en mi desarrollo personal y laboral, y apoyarme en cada paso para alcanzar esta meta.

A mi prometida, Sofia Avila, que me ha apoyado desde inicio y fin en todas las formas, por su paciencia y compañía en mis mejores y peores momentos, por alimentar mi ambición e impulsar mis sueños.

A mi suegra, la Enfra. Sofia Aparicio, por su apoyo incondicional en los momentos más difíciles, por sus constantes cuidados y sacrificios, por creer en mi y orar por mi bienestar todo el tiempo.

A mis tías, Angela y Mago, por el cariño y tiempo que me han brindado, por sus atenciones indiscriminadas que siempre me han dado en todo momento.

A mi suegro, el Dr. Alfonso Avila, por apoyarme cuando necesitaba ayuda, por permitirme trabajar en su clínica, y permitir ganarme su respeto.

A mis pacientes, por la confianza y lealtad que me han tenido, y concederme crecer y continuar haciendo lo que amo.

Agradezco a la Dra. Mónica Peña Chávez, por el apoyo y supervisión durante la realización de esta investigación, el empeño y dedicación durante la elaboración de esta tesina, y asesoría prestada en cada fase de este estudio.

Por la inspiración y enriquecimiento teórico-práctico por parte del personal de docencia de Biomateriales Dentales, por extender mis conocimientos y aspiraciones en esta área tan trascendental de la Odontología.

Retribuyo la atención a la Dra. Paulina Ramírez Ortega, por permitir el inicio de esta investigación, gracias a la introducción en el laboratorio de física de la UNAM.

Agradezco al profesor Luis Rodríguez, por su amabilidad y colaboración en este estudio, por compartir el espacio de investigación, permitiéndome el uso del equipo del laboratorio Van de Graaff del Instituto de Física de la UNAM.

Reconozco la atención brindada por parte del Lic. Miguel A. García Cruz de la Facultad de Ciencias de la UNAM, por el apoyo brindado y supervisión durante todo el periodo de pruebas en el laboratorio.

I. RESUMEN.....	5
II. INTRODUCCIÓN.....	6
III. ANTECEDENTES	7
IV. FUNDAMENTO TEÓRICO	19
3.1 Definición de Dureza.....	19
3.2 Definición de Desgaste.....	25
3.3 Definición de Abrasión	25
3.4 Definición de Atrición.....	26
3.5 Definición de Erosión	26
3.6 Resistencia al desgaste	26
3.7 Dientes para prótesis removible	27
3.7.1 Características	27
3.7.2 Clasificación	27
3.7.3 Composición.....	28
3.7.3.1 Dientes de Resina Acrílica.....	28
3.7.3.2 Dientes de resina compuesta.....	31
3.7.3.3 Dientes de porcelana.....	32
3.8 Forma.....	33
3.9 Norma correspondiente	34
3.9.1 Pruebas.....	34
3.9.1.1 Dimensiones del diente.....	34
3.9.1.2 Comparación con la guía de color.....	35
3.9.1.3 Acabado superficial de dientes de polímero	35
3.9.1.4 Porosidad de los dientes de polímero y otros defectos	36
3.9.1.5 Adhesión de dientes de polímero a polímeros de base de prótesis.....	36
V. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	37
VI. JUSTIFICACIÓN.....	38
VII. HIPÓTESIS.....	39
VIII. OBJETIVOS	40
8.1 Objetivo general	40
8.2 Objetivos específicos	40

IX. METODOLOGIA.....	41
8.1 Tipo de Estudio	41
8.2 Universo de Estudio	41
8.3 Criterios de inclusión	43
8.4 Criterios de exclusión	43
8.5 Criterios de eliminación de la muestra	43
8.3 Variable independiente	43
8.4 Variable dependiente	44
8.5 Materiales para conformación de muestras	44
8.5.1 Elaboración de muestras.....	44
8.6 Prueba de microdureza Vickers	45
8.7 Análisis estadístico.....	48
X. RESULTADOS.....	49
XI. DISCUSIÓN.....	53
XII. CONCLUSIÓN	55

I. RESUMEN

Esta investigación se basó en analizar la microdureza Vickers, de dientes de resina acrílica para Prótesis Removible. Se utilizó el tercio incisal de dientes anteriores, centrales y laterales superiores. Se seleccionaron 3 marcas de 3 capas de resina acrílica (Ivostar ®, Tiziano ®, Vita MFT ®), cada grupo se conformó por 12 muestras. Se realizaron 15 indentaciones por diente (n=180). Los resultados se analizaron con la prueba estadística ANOVA de un factor, los resultados demuestran diferencias estadísticamente significativas para cada grupo ($p= 0.001$). Los dientes con mayor microdureza fueron los de la marca Ivostar ® mientras que los de menor dureza, fueron los de la marca Vita MFT ®.

II. INTRODUCCIÓN

El uso de dientes artificiales para Prótesis Removible en pacientes con edentulismo parcial o total, es fundamental para una rehabilitación bucal óptima; por lo tanto, los dientes artificiales deben poseer propiedades y características físicas mínimas, que aseguren un buen rendimiento funcional y estético en cavidad oral.

Los agentes a los que se exponen los dientes artificiales en funcionamiento, tanto físicos como químicos, exigen mejores propiedades para aumentar su vida útil; la dureza, es un parámetro por el cual podemos inferir su resistencia al desgaste. Los dientes artificiales, deben mantener la dimensión vertical, y por su anatomía desgarrar correctamente los alimentos. El factor, “fuerza muscular”, será decisivo para el mayor o menor desgaste de los dientes artificiales, pero, el desgaste, puede aumentar en contacto con superficies más duras, como los dientes naturales, es por ello, la importancia de conocer la microdureza superficial de los dientes de resina acrílica, y así poder seleccionar la mejor opción para cada paciente.

III. ANTECEDENTES

La porcelana fue el primer material que se utilizó para la fabricación de dientes artificiales durante el siglo XIX, ofrecía alta dureza, durabilidad, estabilidad dimensional, resistencia al desgaste y estabilidad de color, con la desventaja de que presentaba alta fragilidad al impacto, nula adhesión a la base protésica, y eran difíciles de caracterizar y desgastar para el montaje, además, provocaban ruido al chocar las superficies oclusales con los dientes antagonistas.

Antes de la llegada de los polímeros a finales de los 40's, la forma de fabricar los dientes artificiales para prótesis removible, era con cerámica feldespática, con el debido proceso de cocción en moldes dentarios y su subsecuente glaseado, lo que hacía difícil su manufactura, elevado costo de adquisición y limitaba su retención mecánica sobre la base protésica por la falta de unión química.

La principal ventaja de los dientes de resina acrílica con respecto a los dientes de porcelana, es la unión química que tiene con la base de la prótesis, sin mencionar que son más resistentes al impacto y a la flexión que los de porcelana, no producen ruidos al chocar con las superficies oclusales antagonistas, son resistentes a solventes orgánicos y fáciles de desgastar, permitiendo el ajuste oclusal y modificaciones estéticas. La principal desventaja de estos dientes es la mínima tolerancia al ambiente bucal: son poco resistentes al desgaste (en comparación con los de porcelana), sufren de sorción acuosa, y la exposición prolongada de agentes físicos y químicos como: la luz solar, agentes limpiadores de prótesis, los pigmentos de los alimentos, etc., comprometen su estabilidad de las características organolépticas (1).

En la década de los 50's, se les agrego agentes de entrecruzamiento a las resinas acrílicas, mejorando sus propiedades, la intención fue evitar las "rajaduras" en el material. El agente encargado de dicho entrecruzamiento generador de ramificaciones es el di-metacrilato de etilenglicol (moléculas monoméricas bifuncionales con entrecruzamientos dobles reactivos a los extremos).



Figura 1. Dientes de resina acrílica (2).

Para mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas se agregó otro monómero a la composición, estructuralmente distintos, por el cual el proceso era llamado copolimerización, y el resultante, copolímero.

El nacimiento de las resinas acrílicas de cadena polimérica interpenetradas IPN (*Interpenetrating Polymer Network*), a finales de los años 80's, marco la primera modificación de impacto logrando no solo el entrecruzamiento de cadenas, sino el entrelazamiento múltiple entre éstas, mejorando así sus propiedades físicas.



Figura 2. Dientes de resina acrílica IPN (3).

El advenimiento de las nanopartículas influyo en la adición de nanopartículas en la matriz polimérica, surgiendo así los dientes a base de resina compuesta nano particulados, ofreciendo mayor resistencia al desgaste y mayor dureza respecto a los de resina acrílica convencional, pero sacrificando la adhesión a la base de la prótesis.



Figura 3. Dientes de resina compuesta (4).

Para mejorar la estética, se añadieron pigmentos fluorescentes a la matriz de la resina, además, se comenzaron a manufacturar por prensado en múltiples

capas, espesores distintos y con niveles de translucidez variables entre cada capa, logrando así una mejor caracterización en las distintas zonas del diente, obteniendo mejoras en cuanto a la refracción y reflexión de la luz.

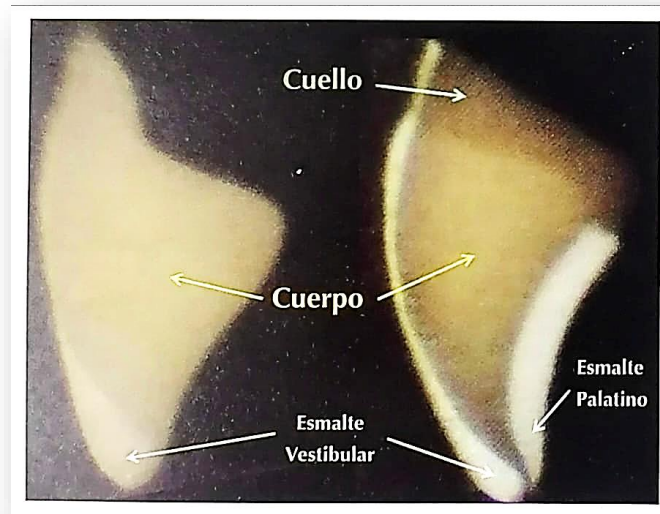


Figura 4. Diente prensado de dos capas (izquierdo) y prensado de cuatro capas (derecha)
(1).

Actualmente, para la creación de dientes a base de resina acrílica, los fabricantes realizan la mezcla del polímero en polvo con el monómero, la cual se empaqueta en moldes dentarios, para posteriormente realizar el termo polimerizado del material (1).

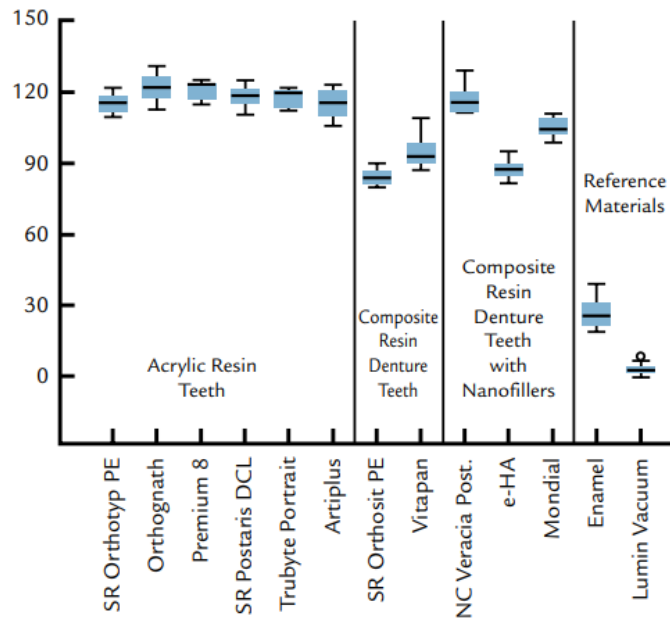
Las investigaciones que se consideraron relevantes para este estudio, se describen a continuación.

Uehara y cols. evaluaron el desgaste superficial y profundo, de 6 marcas de dientes de resina acrílica (Artiplus®, Biotone®, Magister®, Premium®, Trilux® y SR Vivodent®). Realizaron desgastes micro abrasivos por medio de fresa

de bola, fijado sobre una plataforma, a una rotación constante con una fuerza de 0.5 N a 100 revoluciones por minuto (rpm). La marca Artiplus® denoto un desgaste significativamente menor (Valor medio: 22.6 ± 13.8) en la capa superficial, mientras que las diferencias de la capa profunda no eran significativas, demostrando así la diferencia de rendimiento en el material (5).

Hao y cols. realizaron pruebas de desgaste en dientes con resina acrílica reticulada, resina convencional y compuesta, sus resultados indican que los dientes de resina acrílica reticulada sufrieron más desgaste ($0,987 \mu\text{m}$) que todos los dientes de resina compuesta ($0,636 \mu\text{m}$), y los que tuvieron un desgaste más profundo fueron los de resina acrílica convencional ($1,39 \mu\text{m}$) (6). Los valores arrojados en pruebas de dureza Knoop en grupos de control y experimentales que realizaron Rizzatti y Assunção van de 17.41 Kgf/mm a 24.79 Kgf/mm (7,8).

Stober y cols. compararon el desgaste de dientes de resina acrílica convencionales, dientes de resina compuesta y con contenido de nano relleno, contra una superficie cerámica y esmalte dental. Demostraron que la adición de partículas de nano relleno no incrementa significativamente la resistencia al desgaste, además de que una de las muestras (SR Orthosit PE) obtuvo el menor desgaste de todas las muestras (9).



Gráfica 1. Perdida por desgaste (μ) después de 100 mil ciclos. Las extensiones superiores e inferiores indican los valores más altos y bajos de cada muestra (6).

Reis y cols. midieron la pérdida de altura de tres marcas distintas (Biotone[®], Vivodent[®] y Trilux[®]) de dientes conformados por resina acrílica o polimetacrilato de metilo (PMMA), contra una superficie cerámica; se realizó un tallado por contacto deslizante de 20 mm con una fuerza de 300gr durante 100 mil ciclos y los resultados arrojaron un menor desgaste en los dientes de PMMA altamente reticulado de la marca Vivodent[®] y mayor pérdida de altura en los dientes Biotone[®] de PMMA reticulado (10).

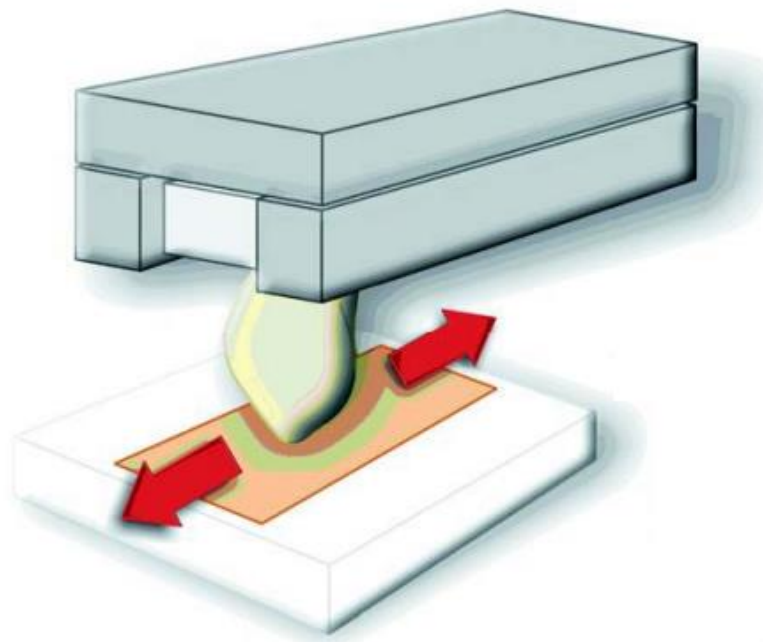
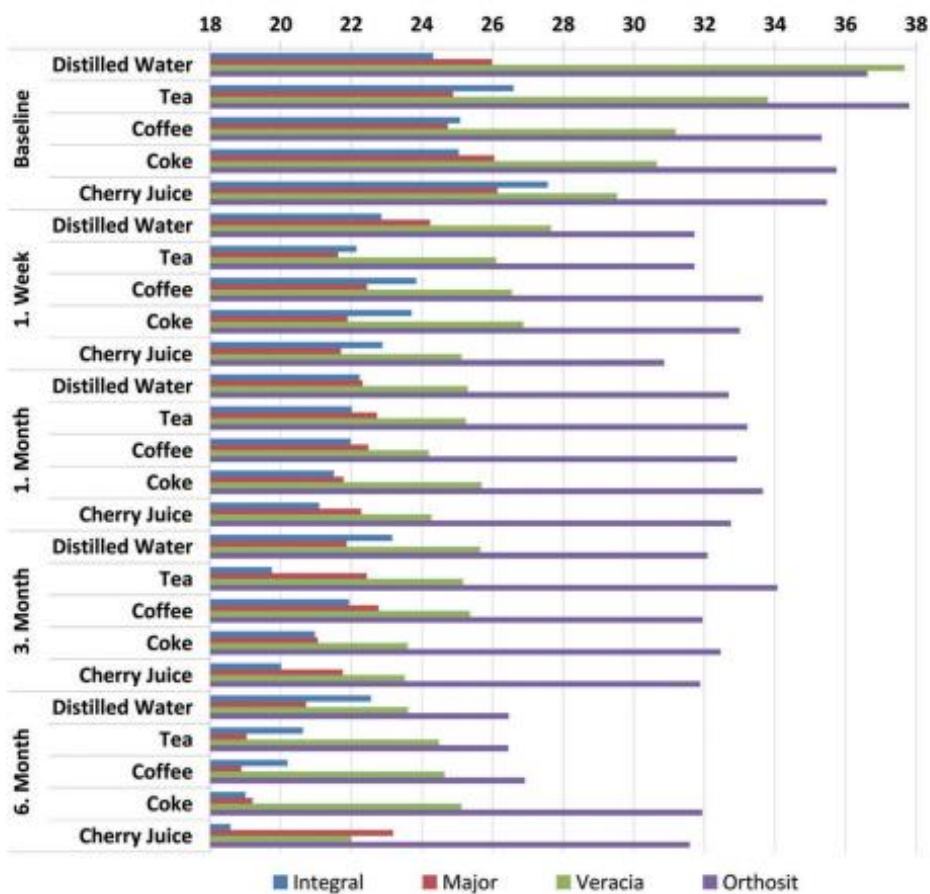


Figura 5. Muestra de canino montado en la parte superior móvil de acero inoxidable y placa antagonista inferior fija (7).

Deniz y cols. realizaron la comparación in vitro de la microdureza superficial de dientes de resina acrílica convencional (Major Dent ®) dientes de resina acrílica reforzada (Integral ®) dientes de resina compuesta de microrrelleno (SR Orthosit PE ®) y dientes de resina compuesta de nanorrelleno (Veracia ®). Fueron inmersos en diferentes sustancias como: café, té, coca cola y jugo de cereza, después se realizaron pruebas de micro dureza Vickers con una carga de 100 g durante 15 segundos, y obtuvieron que respecto al grupo control (sumergido en agua destilada), los dientes sumergidos en té, agua destilada y jugo de cereza tuvieron una reducción mínima en la microdureza durante la primera semana, mientras que los expuestos a coca cola tuvieron una disminución significativa al primer mes, y los expuestos en café hasta el sexto mes (11).



Gráfica 2. Microdureza de dientes artificiales en diferentes sustancias (kg/mm²) (8).

Suwannaroop y cols., evaluaron la microdureza en 7 diferentes marcas de dientes artificiales: 3 marcas de resina acrílica convencional (Cosmo HXL®, Major Dent® y Yamahachi FX®), resina acrílica altamente reticulada (Trubyte Bioform IPN®), de resina compuesta (SR Orthosit PE® y Yamahachi PX®) y 1 marca de porcelana (ACE Teeth®).

Se utilizó el sistema de nanoindentación (UMIS 2000, CSIRO, NSW, Australia), se realizaron 9 indentaciones por muestra con un espacio de 50 µ entre estas, con una carga de 10N por segundo, concluyendo que: ACE Teeth® obtuvo los valores más altos de dureza entre todas las muestras, pero SR Orthosit® (resina compuesta) tuvo los mejores valores en microdureza entre todos los

dientes de polímeros, para las muestras restantes no hubo diferencias significativas entre ellas (12).

Brand Name	Hardness (GPa)
Cosmo HXL	0.38 (0.03) ^{a,b}
Major Dent	0.38 (0.01) ^a
Yamahachi FX	0.39 (0.01) ^a
Trubyte Bioform IPN	0.41 (0.02) ^b
SR Orthosit PE	0.63 (0.02) ^c
Yamahachi PX	0.37 (0.01) ^a
ACE Teeth	17.31 (5.13) ^d
Alumina Antagonist	14.82 (9.46)

Average values with standard deviations in parentheses.
Different in superscript letters indicate statistical differences ($p < 0.05$).

Tabla 1. Valores de microdureza de las muestras (9).

Gandhi y cols. evaluaron la microdureza Vickers de 3 marcas comerciales de dientes de resina acrílica (Ivoclar®, Newace®, Acryrock®) después de desinfecciones químicas (1% hipoclorito de sodio y 2% glutaraldehído) e irradiación de microondas (uno y 3 ciclos) durante 3 minutos, la potencia del microondas doméstico, fue de 650W con las muestras del grupo control sumergidas en 150 ml de agua destilada. Utilizaron un indentador Vickers con una carga de 50 g durante 10 segundos. La prueba estadística empleada fue ANOVA de dos vías de medidas repetidas y la prueba de Tukey. Se realizaron 3 indentaciones por muestra, y la media se utilizó para la obtención del número de dureza Vickers. Los resultados fueron significativamente distintos, donde el grupo Ivoclar® presentó el mayor valor Vickers (20.50) y el grupo Acryrock® el menor valor (16.27) (13).



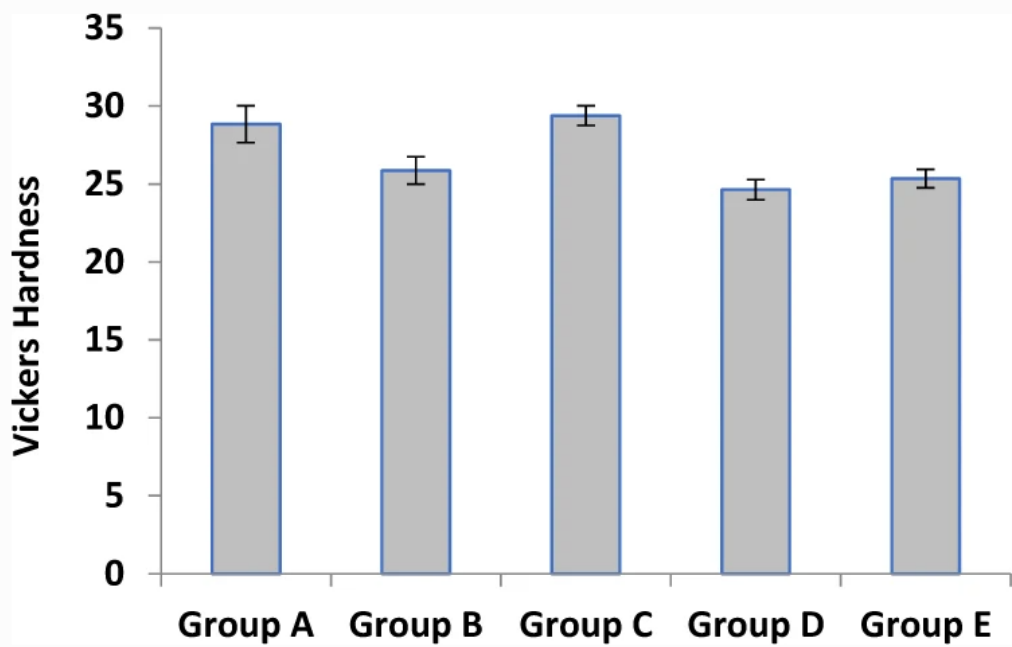
Figura 6. Muestras sumergidas en agua destilada (izquierda), prueba de microdureza en indentador (13).

Khanna y cols. evaluaron la microdureza Vickers en dientes artificiales posteriores de 3 marcas diferentes (20 dientes por marca) en distintas capas del diente: Livera® (formulación de polímeros intrahomogeneos), Acryrock® (resina acrílica reticulada) y Endura® (acrílico relleno de resina compuesta); los dientes fueron seccionados transversalmente (una mitad se desechó) y colocados en acrílico autopolimizable para generar las muestras. Se originó una carga de 300 g a un tiempo de 15 segundos, realizando 3 indentaciones por muestra, una en cada capa (capa base, capa intermedia, y capa de esmalte) que fueron observadas al microscopio óptico y analizadas por un software digital que permitió su medición exacta. El promedio de las diagonales se utilizó para obtener el valor Vickers. Los resultados demostraron que las capas de esmalte tenían valores significativamente más altos (24.28) que las otras capas (19.75) correspondientes al grupo 1(Livera®). Cabe mencionar que también hubo diferencias significativas en los valores Vickers entre los distintos grupos en su capa de esmalte: Livera® (24.28), Acryrock® (19.72) y Endura® (27.63) (14).



Gráfica 3. Valores Vickers en capa de esmalte en 3 grupos distintos: Livera® (Grupo I), Acryrock® (Grupo II) y Endura® (Grupo III) (14).

Muhammad y cols. evaluaron la microdureza Vickers en 5 marcas de dientes de resina acrílica: Grupo A: Artis®, Grupo B: Well Bite®, Grupo C: Crisma®, Grupo D: Pigeon®, Grupo E: Vital®. Utilizaron el equipo de microdureza HVS-1000, se prepararon las muestras con lijas de diferentes granos (600, 800, 1000, 1200, 1500). Realizaron 5 indentaciones en distintas zonas de la muestra a una carga de 25 g con un tiempo de 15 segundos, y se midieron las diagonales de forma digital con ayuda de un software. Se prepararon las muestras en base a la Norma ASTM E384-89. Todos los valores obtenidos entre los diversos grupos fueron distintos, pero sin diferencias significativas (A:28.8, B:25.8, C:29.3, D:24.6 y E:25.3) (15).



Gráfica 4. Valores Vickers de distintos grupos de dientes de resina acrílica (15).

IV. FUNDAMENTO TEÓRICO

3.1 Definición de Dureza

Es la resistencia que ofrece un material a la penetración o desgaste(16). Se representa como la resistencia superficial de un cuerpo para ser rayado o indentado. Para medir la dureza se utilizan varios métodos o escalas, dependiendo del tipo de material a medir. Entre ellos se encuentran: Vickers, Knoop, Rockwell, Mohs, Brinell y Shore A.

“La dureza se mide indentando una muestra de prueba con una fuerza o peso estándar”. La marca dejada se mide con un microscopio para determinar el área, ancho y profundidad. Los resultados arrojados se comparan con valores ya establecidos.(17)

El equipo medidor de dureza, independientemente de la escala, es llamado durómetro. Hay diferencias en cada durómetro; tendrán puntas indentadoras de diamante o de metal, de acuerdo con el material a indentar.

A continuación, se hará una descripción de cada escala y el tipo de indentador requerido.

Escala Mohs: Es utilizada para los valores de dureza en los materiales dentales; los valores van del 1 al 10, donde los valores más bajos corresponden a los más blandos como el yeso, y los más altos a los más duros como el diamante.

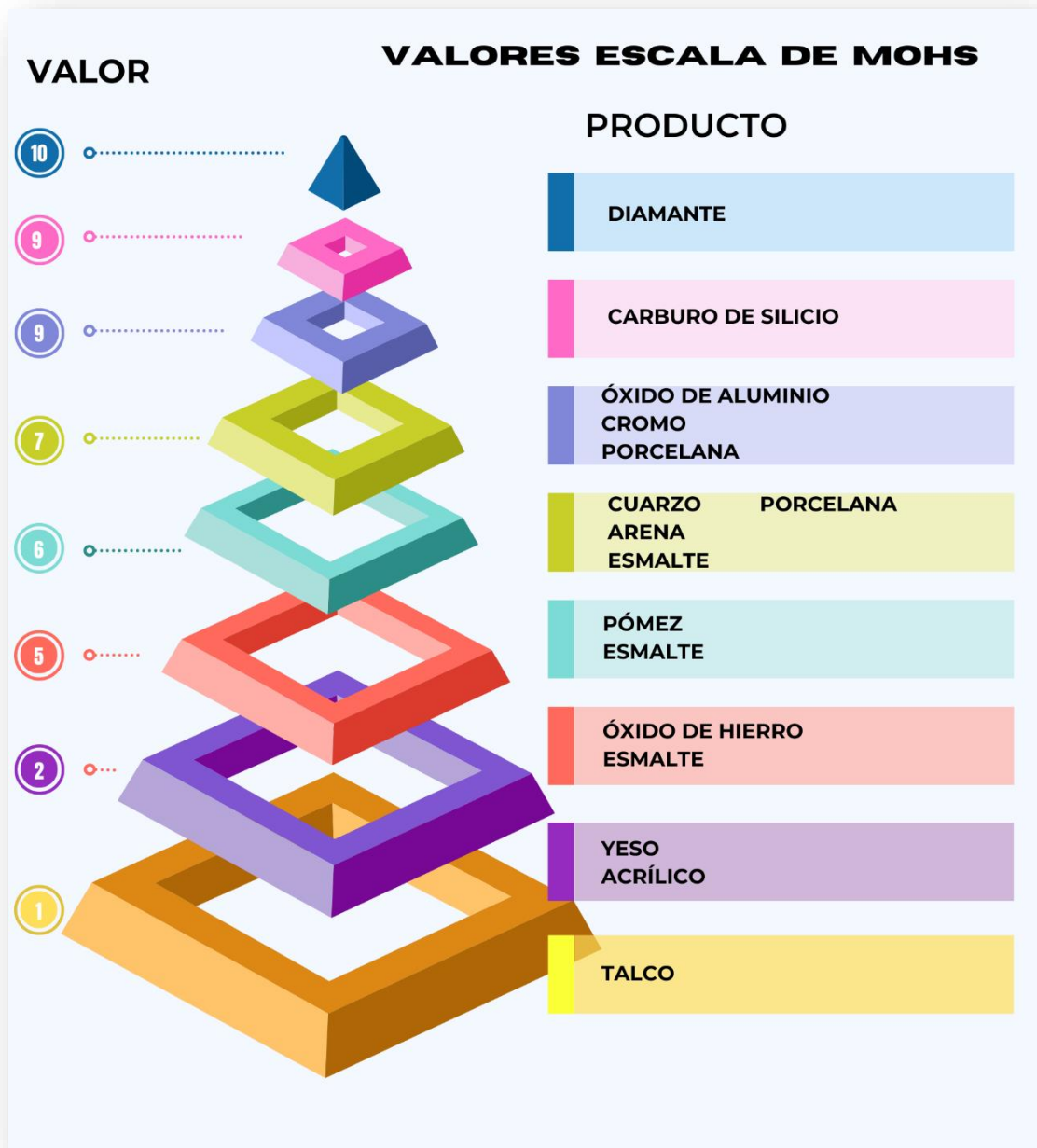


Figura 7. Valores en la escala de Mohs (10).

Escala Vickers: Es utilizada comúnmente para medir la dureza de metales y aleaciones. Se usa un indentador con forma de pirámide simétrica, con ángulo de 136 grados. La punta está hecha de diamante. Es posible aplicar diferentes cargas, que van de los 50 hasta los 300g. La huella que deja es en forma de rombo, se generan dos líneas que se cruzan, una de forma horizontal y la otra de manera vertical.

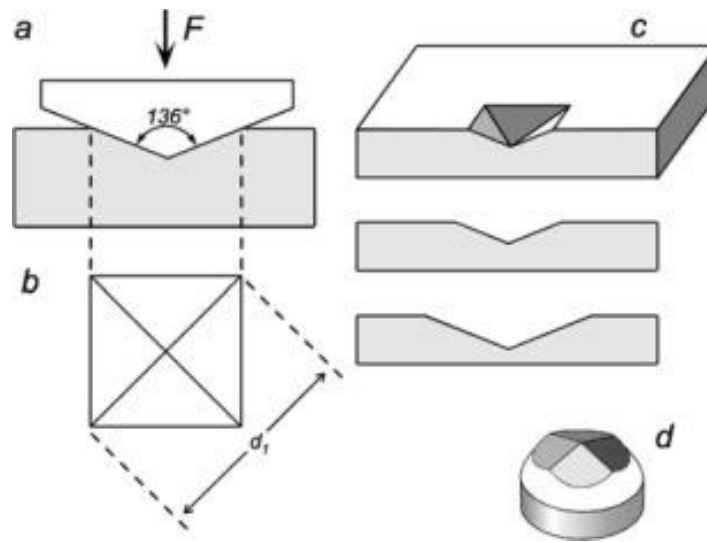


Figura 8. Indentador Vickers (12).

Estas líneas se miden longitudinalmente en micras, se promedian las medidas y se obtiene el valor en la escala de Vickers.

DUREZA VICKERS

Aleación CoCr	390
Aleación Au tipo III	135
Aleación Au tipo IV	250
Aleación NiCr	395
Dentina	60
Esmalte	408

Figura 9. Materiales con su respectiva dureza Vickers (13).

Escala Knoop: Mayormente utilizada en micro dureza, para realizar cargas bajas en materiales frágiles como silicio, vidrio, esmalte, por medio de un indentador hecho de diamante con forma de pirámide alargada y angulación de 130 grados y 172 ± 30 grados. La huella que deja es de forma romboidal, en la cual solo se mide la diagonal mayor para determinar el número de dureza Knoop (17).

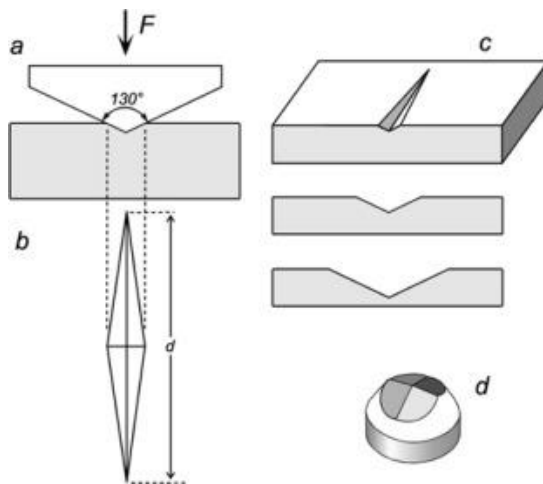


Figura 10. Indentador Knoop (12).

Escala Rockwell: Utilizada mayoritariamente en metales como aceros, latón, bronce, plásticos, el indentador tiene forma esférica (radio= 0.2 ± 0.005 mm) (18) e igual se miden las dimensiones de la huella que provoca al aplicar una carga sobre el material a evaluar.

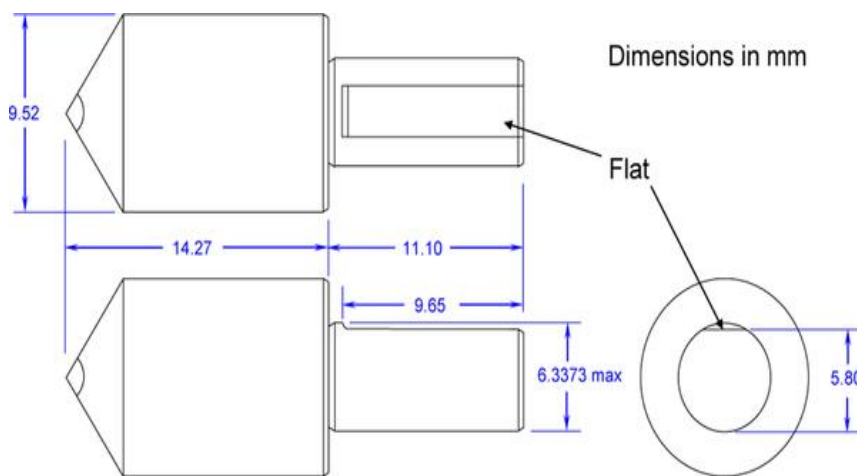


Figura 11. Indentador Rockwell (18).

Escala Brinell: Es utilizada mayoritariamente para aleaciones metálicas, donde se emplea un indentador en forma de esfera con un diámetro de 1.6 mm a una carga constante de 27.7 libras por un periodo continuo de 30 segundos. La huella circular que permanece después de los 30 segundos es registrada mediante la medición de su diámetro para determinar su número de dureza Brinell (17,19).

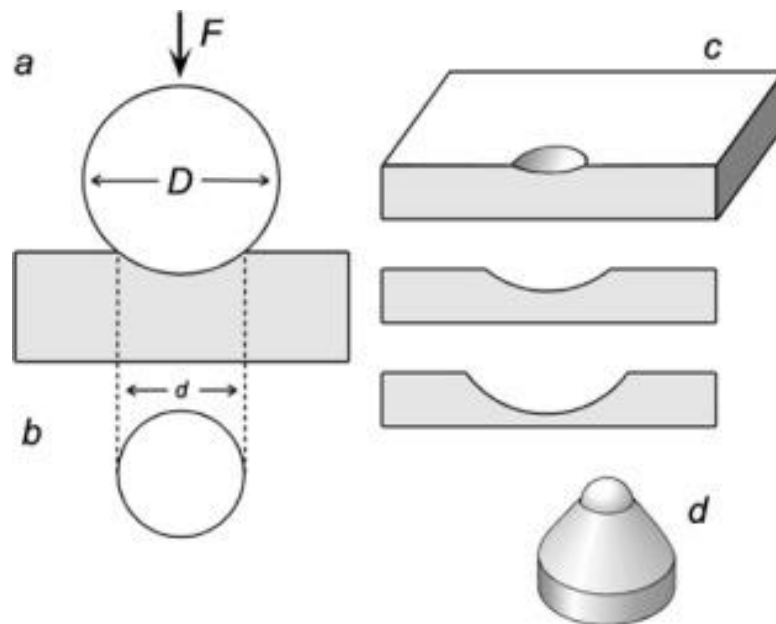


Figura 12. Indentador Brinell (20).

Escala Shore A: Se emplea para la medición de la dureza de materiales blandos, como hules, siliconas y bandas elásticas (16). Solo puede utilizarse este método para los elastómeros, ya que mide la elasticidad del material, con los demás indentadores el material recuperaría su forma original impidiendo la lectura de la indentación. Se presiona con rapidez y fuerza el indentador sobre el material, y se toma la lectura máxima como el valor Shore A (21).

Material	Dureza Shore A
Revestimientos de prótesis flexibles	48-85
Protector bucal de polivinilacetato-polietileno	67
Elastómero maxilofacial de silicona	25

Tabla 2. Valores de dureza en la escala Shore A de algunos polímeros dentales (21).

3.2 Definición de Desgaste

Es la remoción o pérdida de material resultante del contacto superficial por fricción entre dos materiales; puede ser controlado o indeseado, benéfico si hablamos del desgaste controlado al obtener el acabado y pulido de un polímero (22).

Es la pérdida que sufre un material al estar sometido a una carga por fricción, y que está íntimamente relacionado con la dureza del material que se encuentre en contacto, aunado a la forma y el tamaño del material abrasivo, así como directamente proporcional a la velocidad y cantidad de carga que sean aplicados (16).

3.3 Definición de Abrasión

Es considerado la pérdida de materia por el contacto de dos materiales de distinta dureza, involucrando dos o más cuerpos, siempre habrá un material más blando, y uno más duro; mayoritariamente, los polímeros son susceptibles a sufrir este tipo de desgaste (22).

Considerando que siempre el material más duro provocará el desgaste en el material con menos dureza, por ejemplo, la abrasión que realiza el esmalte dental sobre los dientes de resina acrílica (16).

3.4 Definición de Atrición

Es la pérdida de material en dos superficies que poseen exactamente la misma dureza, y por lo tanto presentan el mismo desgaste en ambas superficies. Por lo general es un término acuñado al desgaste fisiológico que existe entre los dientes maxilares con los mandibulares por los movimientos naturales de masticación (16).

3.5 Definición de Erosión

Se define como la disolución de material por sustancias ácidas, un agente químico produce el debilitamiento de la superficie de un material aumentando su susceptibilidad a fuerzas mecánicas. Los ácidos pueden presentarse de forma intrínseca (ácido gástrico regurgitado), o extrínsecos (refrescos, frutas cítricas, encurtidos, etc.). La saliva en el medio bucal puede ayudar a modular la erosión, pero no a prevenirla como tal. La erosión puede contribuir a un mayor desgaste por abrasión al generar una disolución inicial del material (23).

3.6 Resistencia al desgaste

Es la oposición a una carga que presenta un material de ser modificado de forma física (16). Se presenta como la dificultad a ser dañada o desgastada y no necesariamente está relacionada con la "dureza" del material, hay otras propiedades, como la tenacidad y la elasticidad que influyen en la resistencia al desgaste; por lo tanto, su evaluación in vitro de esta propiedad en los materiales resulta difícil de estandarizar (24).

3.7 Dientes para prótesis removible

3.7.1 Características

Las características que deben tener los polímeros de uso odontológico para la elaboración de dientes artificiales son las expresadas en la siguiente tabla (19):

<ul style="list-style-type: none">• No debe ser tóxico o irritante.• Translucidez y transparencia.• Capacidad de poder darle color.• Estabilidad de color.• Estabilidad dimensional. No debe haber cambios de volumen: contracción o distorsión.• Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.• No debe poseer olor o sabor.• En caso de ruptura debe poder repararse fácilmente.	<ul style="list-style-type: none">• Debe ser impermeable en los fluidos orales y no tomar mal olor o aspecto desagradable.• Insolubilidad en el medio oral.• Baja densidad.• Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente.• La fabricación de aparatos y su manipulación no debe exigir equipos complicados.
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Tabla 3. Requisitos ideales de un polímero (19).

3.7.2 Clasificación

Respecto a su proceso de fabricación, podemos encontrar dos grupos de dientes de resinas:

- Dientes artificiales convencionales

Están compuestos con resina acrílica (PMMA) de entrecruzamiento, de bajo peso molecular (cadenas poliméricas de corta longitud), que se encuentran unidas químicamente por entrecruzamientos covalentes simples, sin el resultado de otra variante de polimerización. Siendo una formulación química simple, aun así, presenta insolubilidad y resistencia al desgaste.

- Dientes de alta resistencia:

Estos dientes presentan una fórmula química distinta, la mezcla de distintos aditivos técnicos durante la reacción de polimerización de la resina acrílica produce distintos tipos de dientes artificiales de alta resistencia (1).

3.7.3 Composición

Respecto a la Norma ISO 22112: 2017, los dientes artificiales los clasifica en base a su composición (25):

- Cerámicos
- Poliméricos

3.7.3.1 Dientes de Resina Acrílica

Los dientes de resina acrílica a base de metacrilato (PMMA), son fabricados mediante la técnica de moldeo por compresión de masa o moldeo por inyección (26).

El moldeo por inyección es un proceso mediante el cual se calienta un polímero termoplástico por encima de su punto de fusión, convirtiéndolo de estado sólido a un fluido de baja viscosidad, que es posteriormente inyectado (27).

La composición de los dientes de resina acrílica es similar a las resinas utilizadas para bases de prótesis:

- Polvo:

Para lograr una mejor adhesión a la base de la prótesis por la parte cervical del diente y una mayor resistencia al desgaste por la parte incisal, los fabricantes preparan los dientes disponiendo el tercio incisal con mayor entrecruzamiento que en la parte gingival (28).

El polímero es el poli metacrilato de metilo, y puede modificarse con metacrilatos de etilo y butilo para aumentar su resistencia. Las partículas de relleno que se utilizan son la fibra de vidrio, esferas de vidrio, silicato de zirconio y óxido de aluminio (alúmina). El iniciador es el peróxido de benzoilo, que principia la reacción al mezclarse polvo líquido (26).

El dióxido de zinc o titanio, se utilizan como opacificantes (26) es un pigmento blanco por excelencia, y brinda resistencia a los rayos ultravioletas UV (29).

Los pigmentos que se utilizan más comúnmente son el sulfuro de mercurio, el dióxido de titanio, el sulfuro de cadmio, seleniuro de cadmio, óxido férrico y carbón, el cual brindan diferentes tonalidades, de acuerdo al requerido por el paciente.

El agente de unión que se utiliza comúnmente es el viniltrióxido silano, entre las partículas de relleno y el plástico.

El agente radiopaco que se les agrega suele ser el sulfato de bario y el fluoruro de bario, con la desventaja de que debe agregarse hasta el 20% del peso total, reduciendo así la resistencia del material (28) .También se han utilizado sales de bismuto o uranilo al 10-15%, y dimetacrilato de zirconilo al 35% (26).

Ingredient	[%] per weight
Methyl methacrylate	25.0
2,2-Bis(4-methacryloxyphenyl)propane	15.5
1,6-Hexanediol dimethacrylate	14.0
1,4-Cyclohexanediol dimethacrylate	45.0
Dibenzoyl peroxide	0.5

Tabla 4. Composición para polvo de polímero altamente reticulado (30).

- Líquido:

El monómero utilizado es el metacrilato de metilo, el cual es un líquido transparente que se contrae hasta el 21% al polimerizar junto a una reacción exotérmica (28).

La hidroquinona es un inhibidor que ayuda a evitar la polimerización prematura del material, y se encuentra en concentraciones de 0.003% al 0.1%.

Los agentes plastificantes vuelven al polímero más blando y resistente, se utiliza un éster de bajo peso molecular como el ftalato de butilo, pero se libera con el tiempo en los fluidos orales, provocando el endurecimiento de la resina acrílica; un éster superior como el metacrilato de butilo o de octilo, se ha utilizado para evitar el endurecimiento del material, y por lo tanto, la pérdida de flexibilidad (26).

Por último, los agentes de entrecruzamiento, que van desde concentraciones máximas hasta el 25%, como el di metacrilato de etilenglicol, ayudan a un menor agrietamiento de la superficie y mejor resistencia a la fractura (28).

COMPOSICIÓN DE RESINAS ACRÍLICAS

Polvo	Líquido
Polímero	Opacadores
Monómero	Plastificantes
Iniciador	Pigmentos
Inhibidor	Agente de entrecruzamiento
Plastificante	Fibras orgánicas
Activador	Partículas inorgánicas

Tabla 5. Composición de resinas acrílicas (28).

3.7.3.2 Dientes de resina compuesta

El principal componente utilizado en este tipo de resinas es el bisfenol glicidil metacrilato conocido como Bis-GMA, un híbrido formado por una molécula epóxica, también llamado bisfenol A, con un dimetacrilato como grupo terminal, y un diluyente como el metacrilato de metilo para reducir la viscosidad, logrando el entrecruzamiento de cadenas.

Los rellenos utilizados por lo regular son vidrios, sílice coloidal, silicato y cuarzo, que son tratados con agentes de enlace llamados vinil silano o gamma

metacriloxipropilsilano, estas moléculas hacen posible la unión entre las partículas de relleno y la matriz.

El vidrio de fluoruro de bario y el trifloruro de iterbio son utilizados para volver radiopaco el material (28).

3.7.3.3 Dientes de porcelana

Son elaborados con cerámica feldespática, un 15% de cuarzo y 4% de caolín. Al no tener adhesión con la superficie de la base de la prótesis se les colocan a los dientes anteriores pernos de retención, mientras que los posteriores llevan cavidades (28).

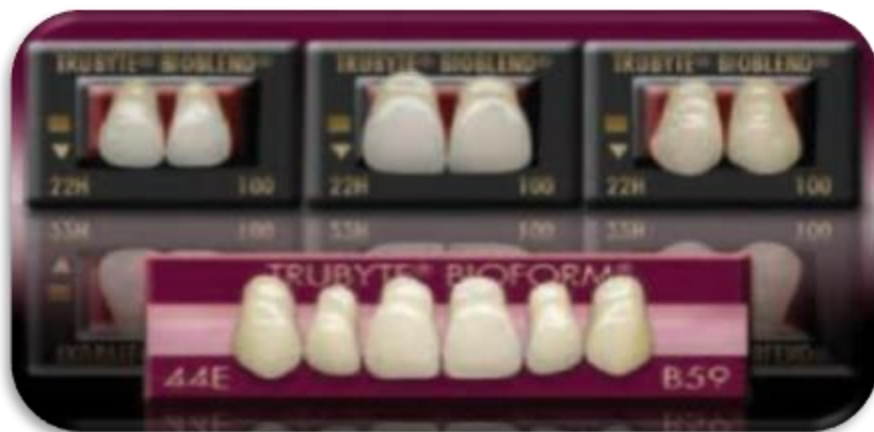


Figura 12. Dientes de porcelana (28).

3.8 Forma

En el año 1914, Williams(1) desarrolló la teoría de que, el incisivo central superior invertido se correlacionaba con la forma del rostro del paciente; y aunque no exista una justificación científica para aseverar dicha teoría, hoy en día se manejan distintas formas de dientes artificiales para una mejor armonía estética de las prótesis.

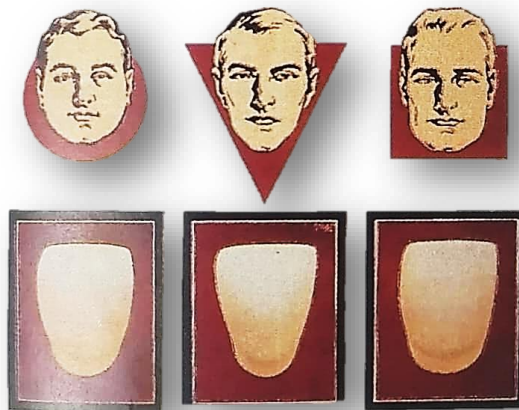


Figura 13. Relación de la forma de la cara con el incisivo (1).

Existen 3 formas básicas de los dientes artificiales: triangular, ovoide y cuadrado. Para su selección se toma en consideración las características del paciente, tales como: sexo, edad, personalidad y biotipo (1).



Figura 14. Formas de dientes de resina acrílica Vita MFT (31).

3.9 Norma correspondiente

En control de todos los materiales aplicados en odontología, estos deben ser regulados y evaluados sobre sus características físicas, químicas y biológicas, y por lo tanto deben cumplir estándares mínimos para su aprobación y uso en la práctica odontológica.

Este control es llevado por diversas instituciones, entre ellas la Asociación Dental Americana (ADA) y la Organización Internacional de Estandarización (ISO).

En lo que respecta a la ISO, la número 22112 del año 2017 correspondiente a “Dientes artificiales para prótesis dentales”, especifica la clasificación, requisitos y métodos de prueba para dientes artificiales, ya sean de polímero o cerámicos, que son fabricados industrialmente para su uso en prótesis dental.

3.9.1 Pruebas

En esta norma, los dientes se clasifican de la siguiente forma:

- Tipo I: Dientes anteriores
- Tipo II: Dientes posteriores

Los métodos de medición y prueba son los siguientes:

3.9.1.1 Dimensiones del diente

Esta prueba evalúa las longitudes mesio distales individuales y en grupo de los dientes por medio de un micrómetro, y su correspondencia de dimensiones con las especificaciones del fabricante en la tabla de moldes.

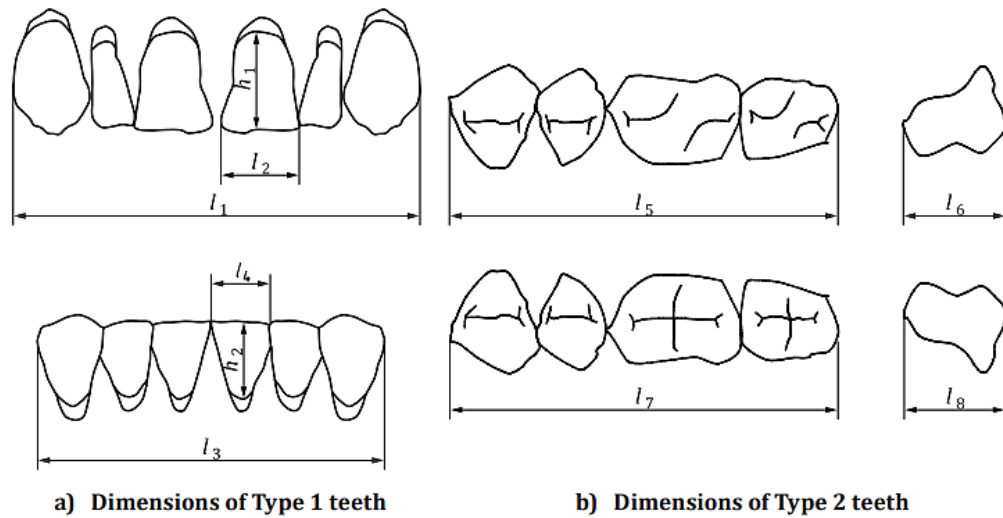


Figura 15. Dimensiones para dientes tipo I y II (25).

3.9.1.2 Comparación con la guía de color

Esta prueba evalúa por medio de la observación de las caras vestibulares de incisivos centrales, los tonos disponibles en comparación a la guía de colores, y las diferencias perceptibles.

3.9.1.3 Acabado superficial de dientes de polímero

En esta prueba se toman 3 dientes tipo I y 3 dientes tipo II, que se colocan sobreacrílico para base de dentadura, se les realiza un desgaste en la superficie oclusal de los dientes, posteriormente se realiza el pulido como lo especifica la Norma, al final debe observarse el acabado original de los dientes.

3.9.1.4 Porosidad de los dientes de polímero y otros defectos

Después de haber realizado un tallado a baja velocidad sobre los dientes, se verifican con un micrómetro que cuenten con un espesor específico, se lijan y se examina la superficie de la muestra en un microscopio óptico con un aumento de 10x.

3.9.1.5 Adhesión de dientes de polímero a polímeros de base de prótesis

En esta prueba se evalúa la unión de dientes de resina acrílica a resina acrílica para base de dentadura, se utilizan seis dientes tipo I, que son montados en resina acrílica procesada con las especificaciones de la norma, para después traccionarlos con un equipo que no permita la deflexión lateral o algún cambio de posición. Se cargan hasta que se produzca la fractura.(25)

V. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existe una amplia variedad de marcas de dientes artificiales para el uso en prótesis removibles, los hay de dos, tres o cuatro capas de resina acrílica, lo que hace confuso la elección de los dientes para los casos clínicos. Cuando hay relación dental de superficies de la misma dureza, será predecible el desgaste igualitario de antagonistas, por ejemplo, en una prótesis total. Sin embargo, al existir dientes naturales, se vuelve un reto la elección de los dientes adecuados. Si a esto, se suman hábitos parafuncionales, probablemente será excesivo el desgaste, por lo que se pensaría en elegir materiales de mayor dureza, con mayor número de capas de resina acrílica. Entre mayor número de capas de resina acrílica, mayor costo tendrán los dientes artificiales, por ello, el diente comúnmente elegido por dentistas y técnicos dentales, es el de tres capas de resina.

De acuerdo a lo anterior, la pregunta de investigación es:

¿Existe diferencia en la microdureza superficial de dientes de resina acrílica de tres capas, entre diferentes marcas comerciales?

VI. JUSTIFICACIÓN

Indudablemente los dientes de resina acrílica, son los elegidos por la mayoría de los dentistas para la elaboración de Prótesis Removible. Por ello, el material debe cumplir con los requisitos mínimos mencionados en la normatividad ISO. Los estudios de laboratorio que se realizan por cada casa comercial, deben mostrar el rendimiento comparativo de dicho material, sin embargo, los fabricantes dan poca información acerca de ello. Entonces, la elección se basa mayoritariamente en el costo y la estética.

En la literatura, se pueden revisar estudios sobre el rendimiento de algunas marcas comerciales, como se menciona en los antecedentes, pero, será importante comparar algunas de las marcas que encontramos en el mercado mexicano, así esta investigación, será de importancia para identificar las diferencias de la microdureza entre marcas del mercado mexicano. Dicho lo anterior, se espera obtener la información para poder elegir la marca adecuada para cada situación clínica.

VII. HIPÓTESIS

7.1 Hipótesis Nula.

Los dientes de las tres marcas comerciales no tendrán diferencias en su microdureza Vickers.

7.2 Hipótesis de Trabajo.

Los dientes de las tres marcas comerciales tendrán diferencias en su microdureza Vickers.

VIII. OBJETIVOS

8.1 Objetivo general

Determinar la microdureza en la escala de Vickers de 3 marcas comerciales: Ivostar ®, Tiziano ®, y Vita MFT ®.

8.2 Objetivos específicos

- Comparar los valores de microdureza Vickers entre las tres marcas comerciales.
- Evaluar los valores de microdureza Vickers entre las tres marcas comerciales.
- Determinar de acuerdo al resultado obtenido, la marca con mayores valores de microdureza Vickers.

IX. METODOLOGIA

8.1 Tipo de Estudio

- Estudio experimental, transversal.

8.2 Universo de Estudio

Se utilizaron dientes de tres capas de resina acrílica. Se seleccionaron las marcas de acuerdo a la disponibilidad en los depósitos dentales cercanos a la Facultad de Odontología, en Ciudad Universitaria, UNAM.

Se determinó utilizar un total de 12 dientes por marca, usando solo incisivos centrales y laterales superiores, para que las indentaciones se llevaran a cabo sobre superficies planas. Las marcas comerciales empleadas fueron, Ivostar®, Tiziano®, y Vita MFT®.

- IVOSTAR® de la marca comercial IVOCLAR VIVADENT®.



Figura 16. Fuente directa.

- TIZIANO® de la marca comercial NEW STETIC®.



Figura 17. Fuente directa.

- VITA MFT® de la marca comercial VITA®.



Figura 18. Fuente directa

8.3 Criterios de inclusión

- Dientes artificiales de PMMA del mismo color.
- Dientes artificiales de dimensiones similares.

8.4 Criterios de exclusión

- Dientes artificiales caninos.
- Dientes artificiales seminuevos.
- Dientes artificiales con pulido posterior al de fábrica.
- Dientes artificiales de dos y cuatro capas de resina acrílica.

8.5 Criterios de eliminación de la muestra

- Muestras contaminadas con alguna sustancia en el plano vestibular.
- Muestras donde se observaron indentaciones difusas que no permitieron apreciar con nitidez la longitud de las diagonales.
- Muestras que no permitieron realizar múltiples indentaciones con distancia entre ellas de 30 μ .

8.3 Variables independientes

- Dientes anteriores superiores de resina acrílica de 3 capas Ivostar®.
- Dientes anteriores superiores de resina acrílica de 3 capas Vita MFT®.
- Dientes anteriores superiores de resina acrílica de 3 capas Tiziano®.

8.4 Variable dependiente

- Microdureza en escala de Vickers

8.5 Materiales para conformación de las muestras

- Campo operatorio
- Espátula 33
- Monómero y Polímero autocurable de tres colores (verde, rosa, naranja).
- Vaselina
- Molde cuadrado flexible de silicón de 2 x 2 x 2 cm
- Loseta de Vidrio
- Pincel
- Godete de vidrio
- Lija de Agua
- Pinzas de curación

8.5.1 Elaboración de las muestras

1. Se cubrió con vaselina los moldes de silicón, así como la loseta de vidrio.
2. Se realizó la mezcla en godete de vidrio, en proporción 3:1 del polímero con el monómero.
3. Se produjo el vaciado del acrílico dentro del molde.
4. Se colocó la muestra con las pinzas de curación, a modo de no contaminar el plano vestibular, y se cubrió con papel celofán.
5. Se posicionó la loseta sobre el plano vestibular de la muestra.

6. Al polimerizar se retiró, y posteriormente se lijaron los bordes, con papel de silicio de carburo de 600 (lija de agua).



Figura 19. Loseta de vidrio sobre la muestra (lado izquierdo), Muestra terminada (lado derecho). Fuente directa.

8.6 Prueba de microdureza Vickers

El método de prueba se llevó a cabo en el laboratorio del Instituto de Física, en Ciudad Universitaria de la UNAM, mediante el durómetro de alta calidad MHT2 de la marca Matsuzawa®.

Se realizaron 5 muestras piloto en dientes de la marca Vipident®, para familiarizarse con la prueba, una vez lograda la estandarización de las mediciones, se procedió a indentar sobre las muestras de la prueba, se hicieron 15 huellas por muestra solo en el tercio incisal del diente.

Para cada indentación, se aplicó una carga de 100 g, con tiempo de 15 segundos, y fue medido de inmediato, a través de un objetivo de 40x (aumento de 40 veces) y un ocular de 10x (aumento de 10 veces). Se midió la longitud

horizontal y vertical de las diagonales. Al finalizar dichas indentaciones, se observaron las superficies de cada muestra haciendo anotaciones.

Cabe destacar, que la medición de la huella de todas las muestras se realizó inmediatamente después de la indentación, para evitar la recuperación elástica del material y que se obtuvieran variaciones no deseadas en los resultados.



Figura 20. Durómetro de alta calidad MHT2 marca Matsuzawa. Fuente propia.

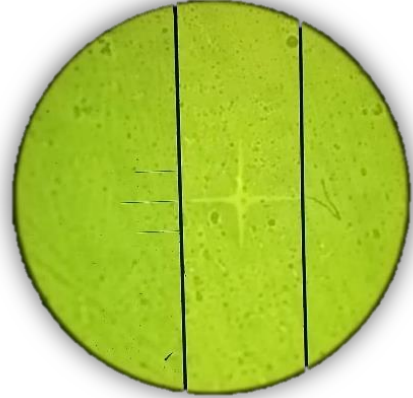
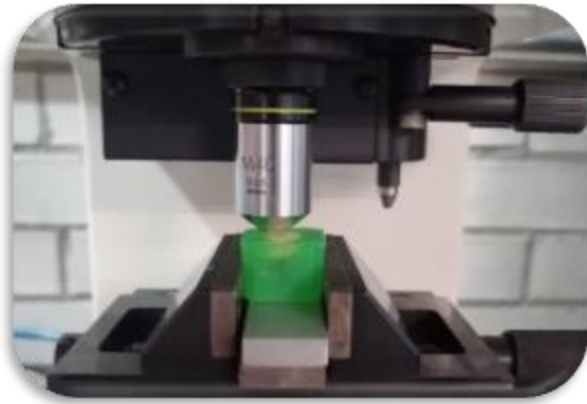


Figura 21. Objetivo 40X (aumento 40 veces) sobre la muestra (lado izquierdo), medición de la indentación (lado derecho). Fuente directa.

8.7 Análisis estadístico.

La prueba estadística empleada fue de ANOVA de una vía, con la prueba post Hoc de Tukey para el análisis entre grupos. El paquete estadístico utilizado fue el IBM SPSS versión 29.0.0.0 (241).

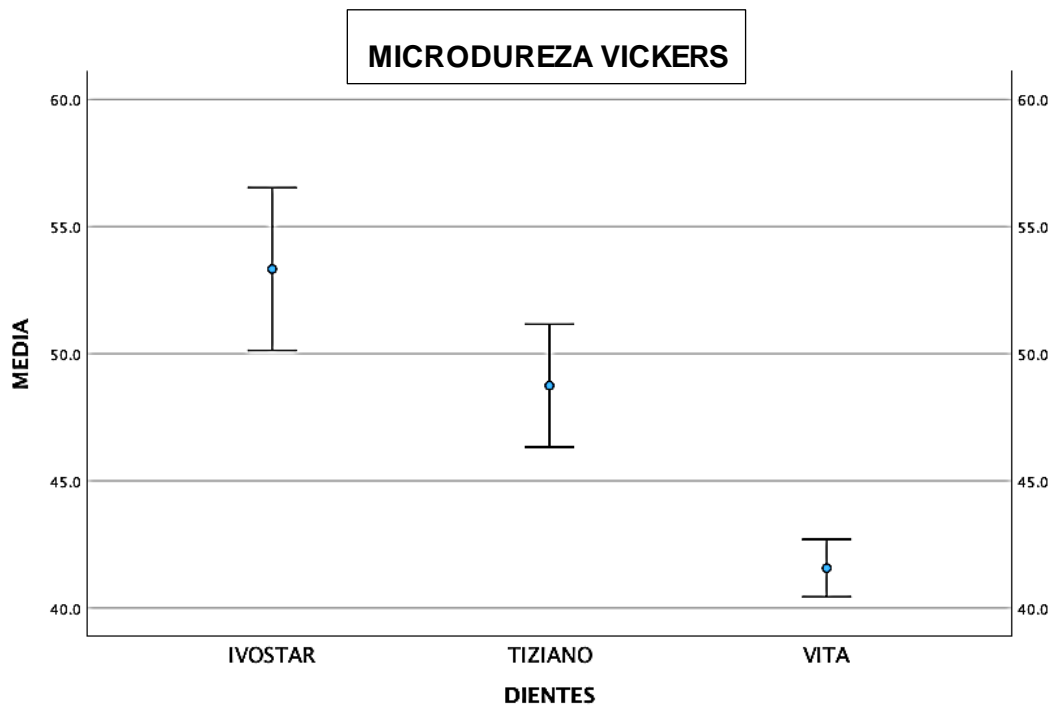
X. RESULTADOS

Las diferencias entre los promedios de los 3 grupos son relevantes ($p=0.001$), los menores valores de microdureza pertenecen al grupo de dientes Vita® (41.57). Los valores más altos fueron para el grupo Ivostar® (53.32), y para el grupo de dientes Tiziano® se colocó entre ambos grupos (48.74). Cabe mencionar, mayor similitud entre los valores de los grupos de los dientes Ivostar® y Tiziano®, quedando comparativamente inferior a estos, el grupo de dientes Vita®.

Sin embargo, el grupo de dientes Vita® obtuvo la menor desviación estándar (7.7), consiguiendo una mejor homogeneidad en sus resultados, a diferencia del grupo Tiziano® (16.4), y de Ivostar® (21.7).

MICRODUREZA VICKERS			
	95% de intervalo de confianza para la media		
	N	Media	Desv. estándar
IVOSTAR	180	53.3	21.7
TIZIANO	180	48.7	16.4
VITA	180	41.6	7.7
Total	540	47.8	17

Tabla 6. Valores de la media y desviación estándar entre los grupos de prueba.



Gráfica 5. Comparación de las medias de los tres grupos.

La prueba post hock de tukey, mostro que entre los tres grupos existe diferencia estadísticamente significativa ($p= 0.001$). Por ello la hipótesis nula se rechaza.

La superficie observada en las 12 muestras de cada grupo, eran similares entre muestras del mismo grupo (Figura 23), y distintas entre muestras de grupos diferentes (Figura 22). Pudiendo presentar la existencia o ausencia de burbujas (Figura 24), y la presencia o ausencia de un reticulado (Figura 22).

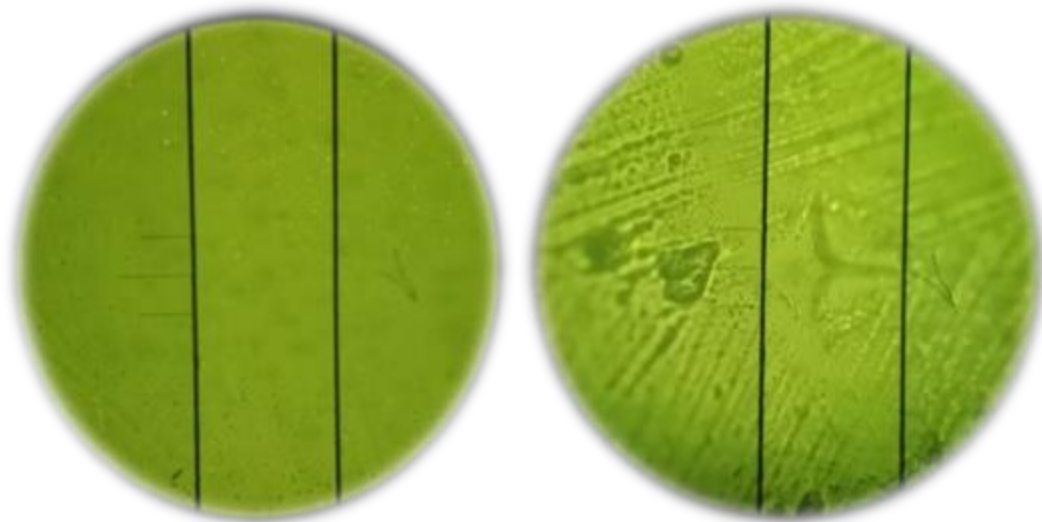


Figura 22. Muestra 6 (Tiziano®) sin presencia de reticulaciones y ausencia de burbujas (lado izquierdo). Muestra 2 (Ivostar®) muy reticulado y presencia de burbujas (lado de derecho); ambos observados bajo aumento 40x en microscopio óptico. Fuente directa

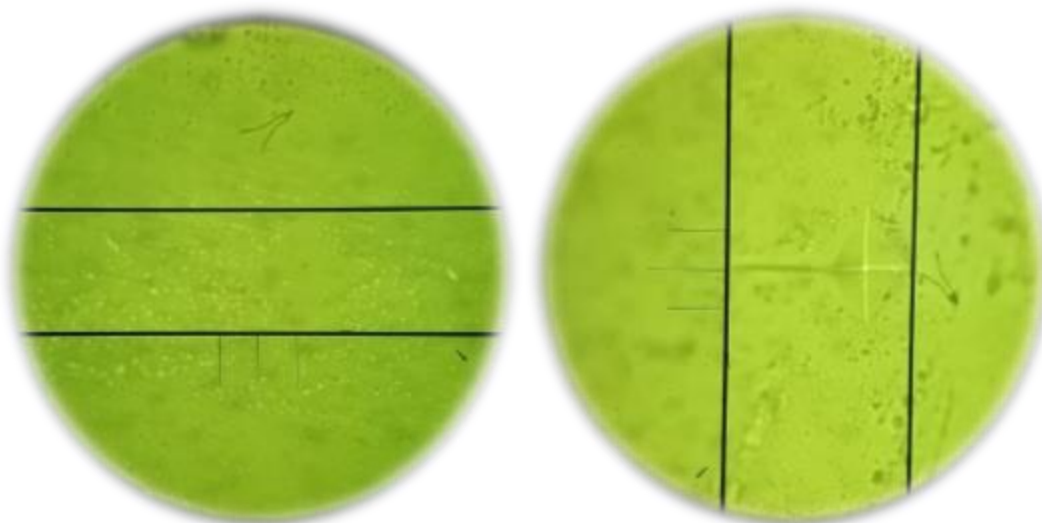


Figura 23. Muestra 3 (Tiziano®) lado izquierdo, la delimitación de la huella es casi imperceptible, sin presencia de porosidad. Muestra 11 (Vita®) lado derecho, la observación de la huella muestra una clara desviación, con presencia de burbujas. Ambas indentaciones fueron descartadas de los resultados; ambas observadas bajo aumento 40x en microscopio óptico. Fuente Directa

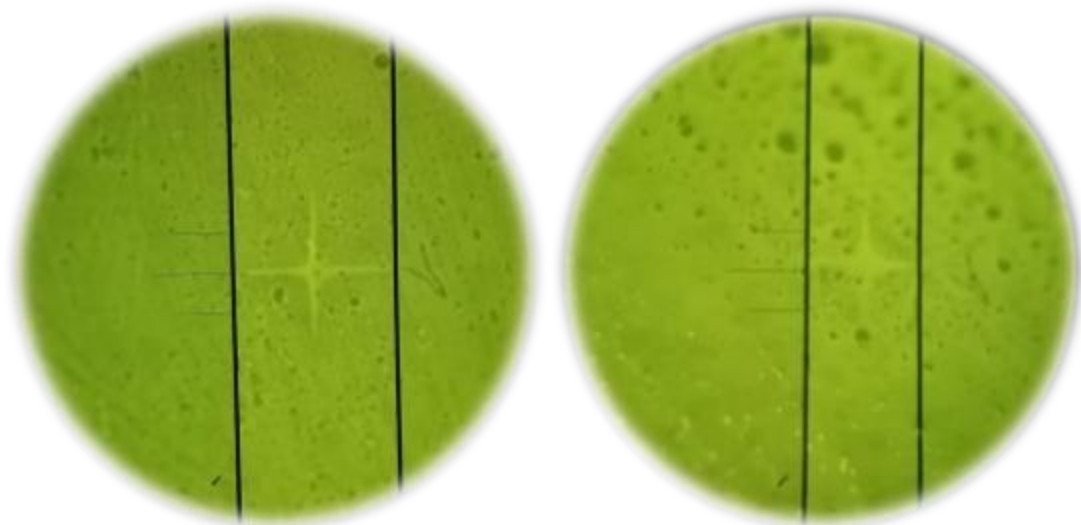


Figura 24. Comparación de muestra 5 (Tiziano®) lado izquierdo, y muestra 2 (Vita®) lado derecho, ambos observados bajo aumento 40x en microscopio óptico; evidenciando la presencia de burbujas e irregularidades de ambas muestras. Fuente directa

La marca que presentó mayor reticulado en la mayoría de sus muestras fue Ivostar® (11 muestras con reticulado), seguida de la marca Vita® (7 muestras con reticulado), y Tiziano® (3 muestras con reticulado). El grupo que presentó menor porosidad en el mayor número de muestras fue Tiziano® (11 muestras sin porosidad), seguido del grupo Ivostar® (10 muestras sin porosidad), y en última instancia el grupo Vita® (4 muestras sin porosidad).

XI.DISCUSIÓN

En el estudio comparativo realizado por Gandhi y cols., sobre la microdureza entre 3 marcas comerciales de dientes de resina acrílica (Ivoclar®, Newace®, Acryrock®), los resultados obtenidos entre los 3 grupos fueron significativamente distintos entre estos (16.27, 17.87, 20.50). El rango de valores de microdureza Vickers no coincide con el presente estudio, aludiendo a la diferencia de cargas (50 g vs 100 g), al tiempo de indentación (10 segundos vs 15 segundos) y la preparación previa de los especímenes en ambos estudios (agua bidestilada, y desinfectantes químicos); es elemental indicar que si presenta una diferencia significativa de resultados entre los 3 grupos al igual que en este estudio (13).

Khanna y cols. compararon la microdureza Vickers de tres grupos de dientes artificiales con diferente composición: Livera® (formulación de polímeros intrahomogeneos), Acryrock® (resina acrílica reticulada) y Endura® (acrílico relleno de resina compuesta) y en distintas capas en la estructura de cada muestra (capa base, capa intermedia, y capa de esmalte); los resultados obtenidos entre los 3 grupos distintos y en cada capa presentaron diferencias significativas, no solo entre cada grupo de dientes: Livera® (24.28), Acryrock® (19.72) y Endura® (27.63), sino también entre cada capa del mismo grupo (Endura® 27.63, 26.7, 20.41). Los valores Vickers obtenidos no se asemejan a los de este estudio, cabe resaltar la diferencia de cargas en ambos estudios (300 g vs 100 g), e igual es importante destacar la variación de la dureza respecto al sitio de indentación, dando importancia de la realización de las indentaciones en el tercio incisal en este estudio (14).

Muhammad y cols. registraron la microdureza Vickers en 5 marcas de dientes de resina acrílica: Grupo A: Artis®, Grupo B: Well Bite®, Grupo C: Crisma®,

Grupo D: Pigeon®, Grupo E: Vital. En todos los grupos los resultados fueron distintos (A:28.8, B:25.8, C:29.3, D:24.6 y E:25.3). Los valores de microdureza son significativamente más bajos que los realizados en este estudio, considerando que la carga fue menor (25 g) que la aplicada en este estudio, mientras que el tiempo de indentación fue el mismo y que el autor no especifica las diferentes zonas de indentación (15).

XII. CONCLUSIONES

1. La norma actual ISO 22112:2017 no contempla una prueba específica para valorar la microdureza de los dientes artificiales, sería importante incluirla.
2. De acuerdo a los estudios en la literatura, podemos inferir, que los resultados entre los distintos grupos analizados, concuerdan con lo obtenido en otros estudios.
3. Así mismo, podemos inferir, que los dientes artificiales con mayores valores de microdureza, serán los adecuados en situaciones clínicas, donde se requiera de mayor resistencia al desgaste de las superficies; para este estudio, corresponden los dientes de la marca Ivostar®.
4. Habrá que realizar pruebas extras para complementar esta investigación, ya que la resistencia al desgaste, exige diferentes variables que la determinan. Por falta de tiempo, no se pudieron llevar a cabo.
5. Podemos suponer, que las diferencias en la superficie de las muestras observadas al microscopio entre los 3 diferentes grupos, porosidad y reticulado, contribuyen a los valores obtenidos de cada grupo respectivamente. Presentando un mayor número de muestras con reticulado en el grupo Ivostar®, mientras que un menor número de muestras con reticulado en el grupo Tiziano®, un mayor número de muestras con mayor porosidad en el grupo Vita, mientras que un menor número de muestras con menor porosidad en el grupo Tiziano®.

Bibliografía

1. Telles D. Prótesis Total. Convencional y sobre Implantes. 1ra ed. Editorial Santos; 2011. 213–225 p.
2. Depósito Dental DDAzul. Dientes VIPI DENT 3P ANT SUP C-67 [Internet]. 2022 [citado el 2 de diciembre del 2022]. Disponible en: <https://ddazul.com/246-laboratorio/361-dientes-de-acrilico/5517-vipi-dent-3p-ant-sup-c-67.html>
3. Red Dental. Dientes Biotone IPN 2P A3 [Internet]. 2008 [Citado el 2 de diciembre de 2022]. Disponible en https://red-dental.com/O_N35701.HTM
4. Dentaltix. Dientes SR VIVODENT S PE anteriores superiores A25 - Ivoclar Vivadent [Internet]. 2022 [Citado el 2 de diciembre del 2022]. Disponible en: <https://www.dentaltix.com/es/ivoclar-vivadent/dientes-sr-vivodent-s-pe-anteriores-superiores-a25>
5. Uehara PN, legami CM, Tamaki R, Ballester RY, de Souza RM, Laganá DC. Analysis of behavior of the wear coefficient in different layers of acrylic resin teeth. *J Prosthet Dent*. 2019 jun 1;121(6): 967.e1-967.e6.
6. Hao Z, Yin H, Wang L, Meng Y. Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 dic 1 [citado 2022 oct 4];112(6):1507–12. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24993378/>
7. Rizzatti-Barbosa CM, Ribeiro-Dasilva MC. Influence of double flask investing and microwave heating on the superficial porosity, surface roughness, and knoop hardness of acrylic resin. *J Prosthodont* [Internet]. 2009 ago [citado 2022 oct 3];18(6):503–6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19432756/>
8. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, Barbosa DB, Delben JA, Tabata LF. Effect of storage in artificial saliva and thermal cycling on

- Knoop hardness of resin denture teeth. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2010 jul [citado 2022 oct 3];54(3):123–7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20083446/>
9. Stober T, Henninger M, Schmitter M, Pritsch M, Rammelsberg P. Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010 feb [citado 2022 oct 4];103(2):108–17. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20141815/>
 10. Reis KR, Bonfante G, Pegoraro LF, Conti PCR, de Oliveira PCG, Kaizer OB. In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2008 [citado 2022 oct 31];16(3):176–80. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19089214/>
 11. Deniz ST, Ozkan P, Ozkan G. The accuracy of the prediction models for surface roughness and micro hardness of denture teeth. *Dent Mater J*. 2019 nov 26;38(6):1012–8.
 12. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksomnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J* [Internet]. 2011 [citado 2022 oct 4];30(4):461–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21778606/>
 13. Gandhi N, Daniel S, Benjamin S, Kurian N, Varghese VS. Evaluation of Surface Microhardness Following Chemical and Microwave Disinfection of Commercially Available Acrylic Resin Denture Teeth. *J Clin Diagn Res* [Internet]. 2017 may 1 [citado 2022 dic 13];11(5): ZC87–91. Disponible: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28658916/>
 14. Khanna G, Aparna IN. Comparison of Microhardness of Three Different Types of Acrylic Artificial Denture Teeth: An in vitro Study. *Journal of Orofacial Research* [Internet]. 2013 [citado 2022 dic 13];3(3):181–5. Disponible en: <https://mansapublishers.com/index.php/jofr/article/view/1919>

15. Muhammad N, Sarfraz Z, Zafar MS, Liaqat S, Rahim A, Ahmad P, et al. Characterization of various acrylate based artificial teeth for denture fabrication. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2022 feb 1 [citado 2022 dic 14];33(2):1–9. Disponible en:
<https://link.springer.com/article/10.1007/s10856-022-06645-8>
16. Santana FH, Palma JM. *Materiales Dentales. Conocimientos Básicos Aplicados*. 1ra ed. México: Editorial trillas; 2007. 45–47 p.
17. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. 14th ed. ELSEVIER; 2019. 75–78 p.
18. Machado RR, Low S, Germak A. CCM PILOT STUDY OVERVIEW: GEOMETRICAL MEASUREMENT OF THE ROCKWELL DIAMOND INDENTER. *Acta IMEKO* (2012) [Internet]. 2020 dic 1 [citado 2022 dic 8];9(5):250–5. Disponible en: /pmc/articles/PMC8634202/
19. Guzmán H, Arana G, Blanco G, Buenahora M, Calvo J, Estefan A, et al. *Biomateriales odontológicos de uso clínico*. 5ta ed. Bogotá: Ecoe Ediciones; 2013.
20. Darvell BW. *Mechanical Testing. Materials Science for Dentistry* [Internet]. 2018 ene 1 [citado 2022 dic 8];1–39. Disponible en:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081010358500018>
21. *Testing of Dental Materials and Biomechanics. Craig's Restorative Dental Materials*. 2012 ene 1;83–107.
22. *Fundamentals of Materials Science. Craig's Restorative Dental Materials*. 2012 ene 1;33–81.
23. Shellis RP, Addy M. The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci* [Internet]. 2014 [citado 2022 dic 14]; 25:32–45. Disponible en:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24993256/>
24. Macchi RL. *Materiales Dentales*. 4ta Edición. Buenos Aires, Argentina: Editorial Medica Panamericana; 2007.
25. ISO. *Norma ISO 22112: Artificial teeth for dental protheses*. 2017.

26. Nejatian T, Pezeshki S, Syed AUY. Acrylic denture base materials. *Advanced Dental Biomaterials*. 2019 ene 1;79–104.
27. Ebnesajjad S. Injection Molding. *Melt Processible Fluoroplastics* [Internet]. 2003 [citado 2022 dic 7];151–93. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781884207969500102>
28. Cova J. *Biomateriales Dentales Para una Odontología Restauradora exitosa*. 3ra ed. Venezuela: Editorial AMOLCA; 2019.
29. Crawford RJ, Throne JL. GRINDING AND COLORING. *Rotational Molding Technology*. 2002;69–110.
30. *Dental Materials*. 2018 [citado 2022 dic 8]; Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9781119510307.ch1>
31. VITA Zahnfabrik. *Carta de Formas. Multi Functional Teeth Vita MFT*. Alemania; Versión 09.10.