

Facultat de Medicina i Odontologia
Departament d'Estomatologia



Programa de Doctorado en Odontología (3143)

“Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM”

Tesis Doctoral presentada por:

Jenny Alexandra Gil Pozo

Tutor

Dra. María del Pilar Melo Almiñana

Directores

Dra. María del Pilar Melo Almiñana

Prof. Dr. Agustín Pascual Moscardó

Dr. Francisco Javier Ata-Ali Mahmud

Valencia, Septiembre 2020

Dedicado a mis padres,

a todos los que confiaron en mí,

a los que me ofrecieron su valiosa amistad

y a ti... Lucas, por todos los roles que has cumplido en mi vida durante estos años.

Agradecimiento...

Parte de la vida que he dedicado a elaborar esta Tesis Doctoral, un proceso basado en la perseverancia, motivación y amor, que solo se puede lograr con un gran equipo de trabajo, por ello dedico un apartado especial a dichas personas.

A la **Dra. María Pilar Melo Almiñana**, por su amistad, sus sabias enseñanzas y juicio crítico con cada uno de los avances que he ido realizando. Por ser ella la primera persona quien me abrió el camino para realizar esta Tesis Doctoral, sin su apoyo nada de esto hubiese sido posible.

Al **Prof. Dr. Agustín Pascual Moscardó**, muchas gracias por su amistad, confianza y respaldo. Por haberme abierto las puertas de su departamento de investigación, con un apoyo incondicional, valioso y desinteresado durante todos estos años.

Al **Dr. Francisco Javier Ata-Ali Mahmud**, por su amistad y sencillez. Por sus pautas y enseñanzas que han sido esenciales durante este proceso de enseñanza.

Al **Dr. Eugenio Coronado Miralles**, director del Instituto de Ciencia Molecular (ICMOL), que conjuntamente con la **Dra. Alejandra Soriano Portillo** y la **Dra. Alicia Forment Aliaga**, me permitieron trabajar en el Dpto. de Química Inorgánica de la Universidad de Valencia, sin ningún tipo de condición y enseñarme el verdadero desprendimiento profesional. ¡Gracias!

Al **Ing. Rafael Manuel Bueno Barbeyto**, responsable del departamento de Micro/Nanofabricación e Instalaciones del Centro de Tecnología y Nanofotónica de Valencia, por facilitarme el empleo de los equipos del departamento y al **Ing. Juan Hurtado Montañés** por su labor durante las mediciones del desgaste.

Al **Prof. Dr. José Vicente Lidon Roger** del Dpto. de Ingeniería Electrónica del Instituto Interuniversitario de Investigación de Reconocimiento Molecular y Desarrollo Tecnológico (IDM), por su asesoría científica en el campo de la ingeniería durante las mediciones con perfilometría óptica.

Este trabajo recibió la financiación de la **Universitat de València** y del **Ayuntamiento de Valencia de España** con la Beca doctorado Juan Castelló 2018-2019. Mi profundo agradecimientos a tales distinguidas entidades por la confianza y el apoyo que me brindaron para poder culminar exitosamente este proyecto.

A todas esas personas de corazón, que se han sumando a lo largo de estos años de trabajo y sacrificio. Por ser ese apoyo emocional y sobre todo incondicional, que me ha permitido alcanzar está gran meta de vida. Por ello les considero mi “familia valenciana”.

Y, por último, a mi familia y amigos que tuvieron las palabras precisas para cada momento y por estar siempre ahí a pesar de la distancia...mi corazón les guarda.

¡A todos ustedes, gracias

ÍNDICE

| | | |
|----------|--|------------|
| 1 | INTRODUCCIÓN..... | 1 |
| 1.1 | DESGASTE DENTARIO | 3 |
| 1.1.1 | Tipos de desgaste..... | 3 |
| 1.1.2 | Mecanismo de acción del desgaste | 5 |
| 1.1.3 | Tipos de erosión dental | 6 |
| 1.1.4 | El estudio de la erosión dental..... | 14 |
| 1.2 | RESTAURACIÓN DE DIENTES CON DESGASTE DENTAL | 18 |
| 1.2.1 | Resinas compuestas | 18 |
| 1.2.2 | Degradación de las resinas compuestas..... | 31 |
| 1.3 | PRUEBAS PARA EVALUAR LA RESISTENCIA EROSIVA DE LAS RESINAS COMPUESTA | 35 |
| 1.3.1 | Técnicas para valoración del desgaste químico..... | 36 |
| 2 | JUSTIFICACIÓN | 75 |
| 3 | OBJETIVOS..... | 81 |
| 4 | HIPÓTESIS DE TRABAJO..... | 85 |
| 5 | MATERIALES Y MÉTODOS | 89 |
| 5.1 | COMPOSITOS EMPLEADOS | 91 |
| 5.2 | PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS..... | 94 |
| 5.2.1 | Pulido de las muestras..... | 96 |
| 5.2.2 | Aleatorización de las muestras | 97 |
| 5.2.3 | Señalización de las muestras | 98 |
| 5.3 | PROTOCOLO DE EROSIÓN | 99 |
| 5.3.1 | Tiempo de evaluación | 100 |
| 5.4 | NORMATIVIZACIÓN..... | 100 |
| 5.5 | MEDICIÓN DE LAS VARIABLES | 104 |
| 5.5.1 | Evaluación de la rugosidad superficial | 104 |
| 5.5.2 | Evaluación de la dureza | 114 |
| 5.5.3 | Evaluación de la resistencia a la flexión | 116 |
| 5.5.4 | Ensayo del desgaste con simulación de la masticación..... | 118 |
| 6 | MUESTRA Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO | 123 |
| 6.1 | CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL..... | 125 |
| 6.2 | ANÁLISIS ESTADÍSTICO | 126 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 7 | RESULTADOS | 129 |
| 7.1 | RUGOSIDAD SUPERFICIAL | 139 |
| 7.1.1 | Validez del perfilómetro óptico | 144 |
| | Análisis cualitativo superficial con SEM..... | 149 |
| 7.2 | DUREZA..... | 152 |
| 7.3 | RESISTENCIA A LA FLEXIÓN..... | 155 |
| 7.3.1 | Módulo de Weibull..... | 158 |
| 7.4 | DESGASTE | 168 |
| 8 | DISCUSIÓN | 173 |
| 9 | CONCLUSIONES | 195 |
| 10 | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 199 |
| 11 | ANEXOS | 221 |

ABREVIATURAS Y SIGNOS

ADA: América Dental Association

AFM: Microscopio de fuerza atómica

AP: Alta presión

AT: Alta temperatura

Ba: Bario

BC: Brilliant Crios

BE: Brilliant Everglow

BEWE: Examen básico del desgaste erosivo

Bis-GMA: Bisfenol-a-glicidil metacrilato

Bis-EMA: Dimetacrilato de bisfenol-a-etoxilado

CAD/CAM: Computer-aided design - computer-aided manufacturing (diseño asistido por ordenador - fabricación dirigida por ordenador)

CLSM: Microscopio confocal de escaneo láser

CQ: Canforoquinonas

DD: Desgate dental

ED: Erosión dental

EEl: Esfínter esofágico inferior

ERGE: Enfermedad por reflujo gastroesofágico.

FS: Filtek Supreme

GB: Grandio Bloc

gl: Grados de libertad

GS: GrandioSO

IC: Intervalo de confianza

kV: Kilovoltios

La: Lantano

HCl: Ácido clorhídrico

HKN: Dureza Knoop

HV: Dureza Vickers

LRT: Likelihood ratio test - test de razón de verosimilitud

LU: Lava Ultimate

m: Módulo de Weibull

min: Minutos

mA: Miliampereos

mm/seg: Milímetro por segundo

MPa: Megapascales

N: Newton

NICE: Instituto Nacional de Excelencia para la Salud y los Cuidados

nm: Nanómetro

OMG: Organización mundial de la salud.

pH: Potencial de Hidrógeno

PICN: Red de cerámica infiltrada con polímeros

P_f: Probabilidad de fractura

RGE: Reflujo gastroesofágico

s: Segundos

SEM: Microscopio electrónico de barrido

SiO₂: Cuarzo = Óxido de silicio = Sílice

Sr: Estroncio

TA: Acidez titulable

TC: Termociclado

VH: Dureza Vickers

WLI: White light interferometry (interferometría de luz blanca)

Yb: Iterbio

μm: Micras

σ: Resistencia a la flexión

σ_0 : Esfuerzo característico

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Desgaste dentario

Los tejidos duros dentales están sujetos al desgaste desde su erupción o cuando entran en contacto con el diente antagonista. Lo mismo se aplica a las restauraciones dentales, que están sujetas a procesos de desgaste desde el primer momento en que se insertan en la cavidad bucal [1]. La tasa de desgaste aceptada por parte del ADA (American Dental Association) es de no más de 250 micras durante 4 años para los materiales de restauración [2].

McCabe y cols., en 2002, [3] reportaron que el Instituto de Ingenieros Mecánicos definió al desgaste como "la pérdida progresiva de sustancia resultante de la interacción mecánica entre dos superficies en contacto, que están en movimiento relativo". El desgaste depende de tres factores [4]:

- 1.- Estructura (tipos de materiales y la geometría de su interacción).
- 2.- Condiciones de interacción (las fuerzas, el estrés y la duración de la interacción).
- 3.- Entorno y las condiciones de la superficie (la temperatura ambiente, la química de la superficie, la topografía y el medioambiente).

1.1.1 Tipos de desgaste

En odontología se pueden distinguir diferentes mecanismos de desgaste y se refieren tanto a los dientes como a los materiales de restauración. El desgaste por lo general se clasifica en términos de sus manifestaciones clínicas. Estos incluyen desgaste por abrasión – atrición, desgaste por fatiga – abfracción y desgaste atribuido a efectos químicos o erosión [4].

1.1.1.1 Desgaste por Abrasión

Cuando los dientes entran en contacto entre sí sin un tercer medio entre ellos, se conoce como desgaste de dos cuerpos o atrición. La fricción causada entre las superficies puede llegar a tal punto de formar las facetas de desgaste. Mientras que el desgaste causado por el contacto con alimentos o cuerpos extraños (por ejemplo, el cepillado de dientes, pasta dentífrica, etc.) es conocido como desgaste de tres cuerpos o abrasión. Las superficies dentales bucales y linguales están expuestas principalmente a procedimientos de higiene oral que causan desgaste abrasivo, mientras que las superficies oclusales están sujetas tanto a un desgaste por atrición y por abrasión [1,4,5].

El tipo de superficie abrasiva y la partícula abrasiva también juegan un papel importante. Si el diente o el composite es más duro que el abrasivo, el desgaste se reduce considerablemente. También se debe tomar en cuenta que en la abrasión de dos cuerpos la forma es importante, las protuberancias angulares producen más desgaste que las redondeadas, incluso si las redondeadas son más duras. Este factor es menos importante en

la abrasión de tres cuerpos, ya que las partículas sueltas se reorientan durante el contacto, lo que reduce las interacciones antagónicas [4].

1.1.1.2 Desgaste por fatiga – Abfracción

El desgaste por fatiga es causado por el estrés y la tensión repetida, es decir por fuerzas biomecánicas alteradas que con el tiempo provocan microgrietas en la superficie o debajo de ella. A medida que estas grietas se expanden, pueden unirse, lo que conlleva a la separación de partículas de la superficie. Si esto ocurriese en la parte cervical del diente, provocaría una lesión denominada abfracción [1,4,5]. El deslizamiento de una superficie sobre otra puede crear una zona de compresión por delante del movimiento y una zona de tensión detrás del movimiento. Este patrón causa ciclos de estrés que pueden llevar al desgaste por fatiga [4].

1.1.1.3 Desgaste por corrosión -Erosión

Hasta el momento hemos hablado de procesos puramente mecánicos, pero en la cavidad oral no solo está sometida a riesgos mecánicos; sino también de tipo químicos como erosión o corrosión [1].

En geología, el proceso de disolución química que contribuye a la erosión se denomina "corrosión", y este podría ser un término más adecuado para describir los efectos de los ácidos en la erosión dental. Sin embargo, utilizamos los términos "erosión" y "desgaste dental erosivo" para referirnos a los procesos químicos y químico-mecánicos, debido a que son términos empleados ampliamente en la literatura [6].

La Federación Europea de Odontología Conservadora define a la erosión como “un proceso químico que resulta en una pérdida acumulativa de tejido dental duro no causado por bacterias” [7]. Mientras que el desgaste erosivo es el ataque de la superficie del diente por un ácido, y como resultado provoca pérdida de la integridad estructural y la resistencia mecánica, denominada "ablandamiento". Volviendo la superficie vulnerable a las fuerzas abrasivas intraorales, incluyendo fuerzas que no tendrían un efecto significativo en la superficie de un diente sano [6].

La gravedad de la erosión dental puede variar desde una pérdida apenas perceptible del brillo superficial del esmalte hasta la exposición parcial o completa de dentina. La erosión dental acelera el desgaste por atrición y/o abrasión, pudiendo lograr una gran pérdida de estructura[8]. Aunque todos estos factores actúan juntos, la morfología de los defectos puede variar dependiendo de la causa predominante [7].

La pérdida fisiológica anual del esmalte se encuentra entre 10-38 μm , del composite alrededor de 44 μm por año [6,9]; mientras que el desgaste dental para pacientes que sufre erosión tiene una media 36.5 μm (rango 17.6-108.2 μm) valores estimados a los seis meses [10].

La evaluación de la progresión es importante, ya que determina si las medidas preventivas son necesarias o las intervenciones implementadas fueron exitosas, y pueden ayudar en la toma de decisiones con respecto a cuándo y cómo restaurar los dientes desgastados. Los signos clínicos de progresión son hipersensibilidad dentinaria, apariencia opaca, ausencia de tinción de la lesión y sin duda la pérdida de la estructura dentaria. La monitorización es posible con modelos de estudio, fotografías estandarizadas o con un índice clínico [7].

Un índice adecuado para la clasificación es la sugerida por Bartlett y cols., en 2008, [11] “Examen básico del desgaste erosivo” (BEWE), que vincula la clasificación de las lesiones con el manejo clínico (**TABLA 1**). Para puntuar, la dentición se divide en sextantes. Se registra la lesión más grave en cada sextante y se calcula una puntuación general para un paciente al sumar las puntuaciones de todos los sextantes [7,11,12].

TABLA 1 Clasificación de las lesiones erosivas y la necesidad de manejo clínico propuesto por Bartlett y cols., para la valoración de la erosión dental según examen básico del desgaste erosivo (BEWE).

| Puntuación BEWE | Nivel afectado | Tratamiento necesario según BEWE |
|-----------------|---|--|
| 0 | No erosión | 0 - 2 = Sin desgaste sin tratamiento necesario. |
| 1 | Pérdida inicial de la estructura superficial. | 3 - 8= Erosión leve sin tratamiento necesario. |
| 2 | Defecto distintivo, pérdida de tejido duro menos del 50% del área superficial | 9 - 13= Desgaste moderado por erosión dental, tratamiento necesario. |
| 3 | Pérdida de tejido duro más del 50% del área superficial. | >14 = Desgaste erosivo severo de los dientes, tratamiento necesario. |

a. Suele involucrar dentina

1.1.2 Mecanismo de acción del desgaste

La erosión química de los dientes ocurre ya sea por el ion hidrógeno derivado de ácidos fuertes / débiles, o por aniones que pueden unirse o formar complejos con el calcio, estos últimos son conocidos como agentes quelantes. Los iones de hidrógeno (H+) derivan de los ácidos, para formar agua. Por ejemplo, el ácido cítrico tiene la posibilidad de producir tres iones de hidrógeno a partir de cada molécula. El ion H+ en sí mismo puede atacar los cristales minerales del diente y disolverse directamente mediante la combinación con el ion carbonato o el ion fosfato; liberando todos los iones de la superficie del cristal, conduciendo al grabado directo de la superficie. Por otro lado, el ácido clorhídrico, se disocia en iones de hidrógeno y iones de cloruro, disolviendo y eliminando rápidamente la superficie mineral [13–15].

Cada anión ácido tiene una fuerza de unión al calcio diferente dependiendo de la estructura de la molécula y de la facilidad con que puede atraer el ion calcio. La constante de estabilidad (K) para la interacción anión-calcio es una medida de la fuerza de esta interacción. Los valores crecientes de log K indican un enlace más fuerte [14,16].

La medida de poder amortiguador en la investigación de la erosión es la acidez titulable (TA). TA es la cantidad de base fuerte requerida para elevar el pH de un líquido desde su pH nativo a un valor superior o predefinido, típicamente 5.5 o 7.0. TA se la conoce también como capacidad de memoria intermedia integrada. Los resultados a menudo se informan en mililitros de base añadida, pero se deben convertir a mol / l, ya que la TA es una concentración [13,16].

El TA se debe usar cuando existe cambios de pH, por ejemplo, en pruebas con tiempos extensos de exposición o pequeños volúmenes de líquido con respecto a la muestra. Los cambios en el pH durante la erosión son, por supuesto, característicos de la erosión dental y la TA podría ser un parámetro útil para evaluar el poder amortiguador de un producto erosivo in vivo, pero cuando hay un exceso de un agente erosivo, el pH es probablemente un factor más decisivo [15,16].

1.1.3 Tipos de erosión dental

La erosión dental de acuerdo al origen de la sustancia ácida puede ser clasificada en dos tipos: extrínsecos o intrínsecos [17]. Tanto el ácido de origen endógeno (intrínseco) como las fuentes exógenas (extrínsecas) de ácidos son responsables de la alta incidencia y prevalencia de erosión observada en muchos países, tanto en niños como en adultos [8,18].

Se debe tener en cuenta para que un riesgo sea clínicamente significativo, la exposición debe ser frecuente, grave o durante un período prolongado. Podemos distinguir entre factores relacionados con el paciente, factores nutricionales y ocupacionales [7].

1.1.3.1 Erosión exógena

Existe una amplia gama de alimentos y bebidas que pueden contribuir al desgaste erosivo de los dientes **(TABLA 2)** [14].

La ingesta abusiva o inusual de zumos de frutas ácidos o bebidas carbonatadas, están relacionados con la erosión dental. Estas bebidas son populares principalmente por su sabor refrescante, que se debe a la presencia de varios ácidos. En las bebidas a base de frutas, los ácidos cítrico y málico son los ácidos más frecuentes. Muchos refrescos también pueden contener otros ácidos, como ácido fosfórico, ascórbico o láctico. El ácido carbónico de las bebidas gaseosas incrementa ligeramente el potencial erosivo, debido a su efervescencia. El vino también es una bebida ácida popular que contiene principalmente combinaciones de ácidos tartárico y málico, pero también cantidades más pequeñas de ácidos láctico, succínico y cítrico [6,14].

TABLA 2 Composición ácida de las diferentes bebidas (gr/l)

| Bebida | pH | Ácido fosfórico | Ácido cítrico | Ácido D-isocítrico | Ácido málico | Diversos ácidos |
|---------------------------------|-----------|-----------------|---------------|--------------------|--------------|------------------------------|
| Jugo de piña | 3.4 – 3.5 | | 5.9 | | 1.3 | Salicílico 0.16 |
| Jugo de manzana, fresco | 3.0 -3.4 | | 0.05 - 2 | 0.01 | 7.4 | Láctico 0.17 |
| Bebidas de soda | 2.2 – 2.6 | 3.3 | 9 | | | Carbónico 4-6 |
| Jugo de uva, fresco. | 3.2 – 3.4 | | 13.9 | 194 | 0.44 | |
| Jugo de naranja, fresco. | 3.4 – 3.7 | | 7.6 – 11.9 | 0.1 | 1.1 -2.9 | |
| Vino tinto | 3.4 – 3.7 | | | | | Láctico 2.4 Tartárico 1.5 |
| Vino blanco | 3.4 – 3.7 | | 0.14 | | 3.5 | Láctico 1.7 Tartárico 0.3 |

Los caramelos ácidos contienen este tipo de ácidos y combinados con una baja capacidad de amortiguación salival puede agravar la erosión. El consumo excesivo de frutas ácidas como las naranjas, grosellas y otros cítricos también están correlacionados con el poseso de erosión dental y en ocasiones suelen consumirse por tiempos más prolongados que las bebidas [6].

Ciertos hábitos como el ejercicio aumentan la pérdida de fluidos corporales y puede provocar deshidratación y disminución del flujo salival. Para satisfacer un mayor requerimiento de energía, tienen la necesidad de ingerir líquidos como bebidas con un bajo pH y azucaradas durante el tiempo de disminución del flujo de saliva siendo doblemente peligroso para la dentición [7]. Los nadadores profesionales entrenan varias horas en el agua, si no hay un correcto monitoreo del pH, este puede encontrarse alrededor de 3 por debajo del pH crítico [8,19]. Ciertas profesiones también tienen efecto en la pérdida de estructura dentaria, como los enólogos o personas que trabajan en fabricas con fosfatos o ácido sulfúrico [19].

Los pacientes alcohólicos crónicos a menudo muestran erosión. Aunque no se puede descartar un cierto impacto directo del alcohol, hay que tener en cuenta que estos pacientes a menudo tienen regurgitación, que es la causa principal de la erosión endógena [19]. La erosión dental también se ha asociado con personas que usan drogas como el "éxtasis" (MDMA, 3,4-metilendioxitmetanfetamina), ya que causa sequedad bucal [8,19].

Ciertos medicamentos para el asma, preparaciones que contienen ácido acetilsalicílico o suplementos dietéticos como vitamina C o hierro, en forma de tabletas masticables o bebidas efervescentes son potencialmente erosivos [19].

1.1.3.2 Erosión endógena

Para que el riesgo de desgaste erosivo sea significativo, es necesario una regurgitación frecuente durante un período prolongado de tiempo. Por lo tanto, los vómitos debidos, por ejemplo, a trastornos estomacales ocasionales o a náuseas matutinas en el embarazo no se consideran motivo de preocupación. Se ha identificado una prevalencia elevada de desgaste erosivo en grupos de personas con regurgitación frecuente y persistente como un síntoma de una afección médica subyacente. Tales condiciones incluyen la enfermedad por reflujo gastroesofágico (ERGE); rumia; trastornos de la alimentación con vómitos frecuentes (por ejemplo, bulimia nerviosa) [7,20].

El jugo gástrico, es un ácido endógeno que tiene un pH que varía de 1.0 a 3.0, y puede estar presente en la cavidad oral de individuos con vómitos recurrentes como parte de los trastornos alimentarios, anorexia o bulimia nerviosa o debido a la regurgitación de los contenidos gástricos como el ERGE o rumia [8,17,21]. Otra fuente endógena de pH bajo es el causante por la placa

bacteriana [22,23]. La rugosidad de la superficie de las resinas compuestas aumenta al ser colonizada por bacterias, lo que sugiere algún efecto degradativo en la superficie del material. Es probable que esta degradación sea el resultado de los ácidos producidos por las bacterias [24]. En el entorno oral se produce una cantidad de ácidos por el metabolismo bacteriano que conduce a una disminución del pH. Los ácidos orgánicos producidos predominantemente por el metabolismo bacteriano en el entorno oral son los ácidos acético, propiónico y láctico. El pH de 4.0 es el más bajo encontrado en la placa [22,23].

El reflujo gastroesofágico (RGE) se define como un flujo retrógrado fisiológico normal de los contenidos gástricos en el esófago que se produce principalmente postprandial (después de las comidas) alrededor de una hora por día. Se diagnostica un episodio de RGE cuando el pH esofágico desciende por debajo de 4.0 durante al menos 30 segundos [20,25]. Esta afección no produce síntomas gástricos ni daño a la mucosa, pero puede progresar a un trastorno clínico denominado ERGE, es una afección común que afecta aproximadamente al 40% de personas. Generalmente se caracteriza por síntomas de pirosis y regurgitación ácida [25,26].

El grupo de consenso de Montreal desarrolló la definición y clasificación global de la ERGE, basada en la votación de 44 médicos de 18 países sobre varios enunciados basados en la evidencia sobre las características que debe presentar esta afección [25].

La ERGE se define como "una afección que se desarrolla cuando el reflujo del contenido estomacal causa síntomas y / o complicaciones ", y sus manifestaciones se han sub clasificado en síndromes esofágico y extra esofágico [25]. En la unión gastroesofágica se encuentra una barrera anatómica anti reflujo que incluyen el curso oblicuo de la unión gastroesofágica y la curva diafragmática. La barrera anti reflujo requiere un gradiente de alta presión entre 10-30 mm Hg mantenido por la contracción tónica de los músculos circulares del esfínter esofágico inferior (EEI). El ensanchamiento de la luz del esófago es ayudado por la gravedad cuando está en posición vertical, por el vaciamiento fisiológico (peristalsis) del contenido esofágico en el estómago y por el bicarbonato salival. La ERGE generalmente es causada por una relajación transitoria del EEI y, con menor frecuencia, por un aumento transitorio de la presión intra abdominal o una baja de la presión de reposo del EEI. Los factores de riesgo generalmente reconocidos para la regurgitación gástrica incluyen alcohol, nicotina, cafeína, muchos medicamentos y hernia hiatal; afecciones que causan aumento de la presión intra abdominal (obesidad, embarazo y etc.) y condiciones que causan aumento del volumen gástrico (comidas pesadas, picantes y obstrucción intestinal). La apnea obstructiva del sueño (AOS) y la obesidad predisponen a la ERGE nocturna, con más de 100 episodios de reflujo durante un sueño de 8 horas [25,27].

Los síntomas esofágicos de ERGE son acidez estomacal y regurgitación ácida. Mientras que las manifestaciones extra esofágicas derivadas de ERGE incluyen en la laringe (laringitis por reflujo,

ronquera, tos crónica, úlcera de las cuerdas vocales y granuloma), faríngea (mucositis), vía respiratoria (asma, bronquitis, tos crónica y neumonía por aspiración), senos paranasales (sinusitis), oído medio (otitis media), disfagia (dificultad para tragar), odinofagia (dolor al tragar), eructo crónico y en la cavidad oral (erosión y sensibilidad dental, sabor agrio, halitosis y mucositis) [20,25]. Los métodos comunes para el diagnóstico incluyen la evaluación de los síntomas gástricos, una prueba de drogas inhibitoras de la bomba de protones (PPI), endoscopia superior, entre otras. El monitoreo de pH ambulatorio ha revolucionado en el diagnóstico de la enfermedad por reflujo gastroesofágico (ERGE). La medición del pH esofágico durante 24 horas se ha convertido en la evaluación estándar para ERGE. Este último sistema causa menos interferencia en las actividades de la vida diaria y tiene mayor sensibilidad y especificidad [25,27]. La evaluación de los síntomas y la monitorización del pH no son responsables de detectar cambios erosivos en la mucosa esofágica. La esofagitis por reflujo, es una manifestación común de ERGE que se reconoce durante la endoscopia. La endoscopia también se usa para detectar el esófago de Barrett, la hernia hiatal y para tomar muestras de la presencia de *Helicobacter pylori* en la mucosa gástrica [25].

En la mayoría de los individuos, el patrón de reflujo es bastante diferente durante el intervalo de sueño en comparación con el estado de vigilia. Es decir, durante el día, la mayoría de los eventos de reflujo son postprandiales y se asocian con una eliminación rápida. Durante el sueño, los episodios de RGE, aunque son menos frecuentes que en vigilia, pueden producir largos períodos de contacto con el ácido [28].

La ERGE relacionada con el sueño ocurre con mayor frecuencia durante la fase más ligera de sueño no REM (movimiento ocular), particularmente durante las primeras dos horas de sueño. Se ha observado que cada episodio de ERGE relacionado con el sueño suele durar entre 15 y 20 minutos en comparación con 1 o 2 minutos durante la etapa de vigilia. Estos episodios pueden reaparecer continuamente para disminuir el pH esofágico por debajo de 4 durante un período de alrededor de 60 minutos, incluido un período de 10 minutos cuando el pH esofágico permanece en 1 (**FIGURA 1**) [25,26,28]. Una vez que el ácido ha pasado por el esfínter esofágico inferior y entra al esófago, puede avanzar a lo largo del esófago proximal hacia la boca. La erosión dental ocurre una vez que el ácido entra en contacto con los dientes [26,28].

La erosión dental asociada con ERGE aparentemente se asoció por primera vez en 1933. Sin embargo, aparte de las publicaciones ocasionales posteriores de informes de casos, hasta la década de 1990 pocas publicaciones de investigación evaluaron esta asociación [25].

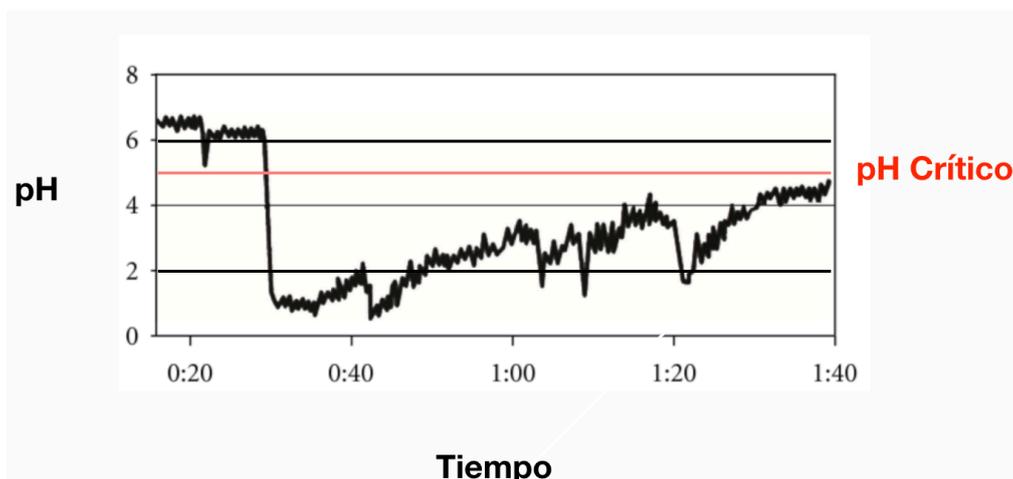


FIGURA 1 Patrón de exposición al ácido esofágico relacionada con el sueño en un paciente con esofagitis erosiva. El reflujo ácido nocturno durante el sueño conduce a niveles de pH <4 que son continuos y sostenidos. Modificado de Orr, WC [28].

El cuerpo tiene varios mecanismos para proteger el esófago contra los efectos del reflujo ácido durante el período de vigilia. El contacto ácido en la mucosa del esófago distal (cerca de la unión gastroesofágica) durante el estado de vigilia induce un aumento del flujo salival y mecanismos de deglución (peristalsis primaria) y peristalsis esofágica localizada (peristalsis secundaria) para amortiguar el ácido. Estos mecanismos de protección contra el reflujo también ocurren durante el sueño, pero a un nivel disminuido [25].

Durante el sueño la frecuencia de deglución se reduce y la producción salival puede descender a menos de 1-2 ml /min. Si la regurgitación del jugo gástrico en la boca se produce durante la noche, es improbable que la saliva esté presente en cantidades suficientes para cumplir con su efecto buffer de manera eficiente [27][28].

Las funciones de la saliva por lo general son de tipo protectora frente a ácidos endógenos y exógenos. Aunque este papel protector parece lógico, se puede argumentar que la saliva tiene poca capacidad protectora en condiciones erosivas severas. El ácido endógeno tiene un pH de aproximadamente 1.2, que está muy por debajo del pH crítico (5.5) para la disolución de hidroxiapatita y fluorapatita. Incluso si la saliva no se ve comprometida en calidad o cantidad, tales ambientes tan ácidos provocan la desmineralización rápida de las superficies dentales por varias razones [25].

La interacción dinámica entre diferentes fluidos como ácidos y saliva, está determinada por varios factores. El más importante es la tensión superficial de cada fluido y los ángulos de contacto con la superficie del diente. Como regla general, los ácidos desplazarán la saliva fácilmente, mientras que la saliva no desplazará fácilmente los ácidos [25]. La acción química provoca una rápida disolución de las superficies expuestas de los dientes. Se remineralizarán después de que el ácido haya desaparecido de

la cavidad oral y que se haya restablecido la película salival en las superficies dentales. El uso de agentes remineralizantes a base de fluoruro y basados en caseína (fosfato de calcio amorfo estabilizado por caseína-fosfopéptido) brindan cierta protección contra la erosión a pH 3.0, pero no en un ambiente altamente erosivo de pH 1.2. Como resultado, el principal método para prevenir la erosión endógena del diente es eliminar la causa principal, lo que requiere una estrecha relación con el médico del paciente [25,29].

El desgaste dental y ERGE son dos afecciones que están relacionados [26]. Una revisión sistemática reciente encontró una prevalencia media del 24% (5-47,5%) para la erosión dental en pacientes con ERGE y una prevalencia media del 32,5% (21-83%) para ERGE en pacientes adultos con erosión dental [8]. La erosión dental es la manifestación oral predominante de ERGE y es altamente prevalente en la población en general, el examen dental juega un papel importante en la evaluación de pacientes con síntomas típicos y atípicos de ERGE [8].

Por lo tanto, los dentistas deberían ser de los primeros profesionales de la salud en diagnosticar la posibilidad de ERGE, particularmente en el caso de "reflujos silenciosos". Este diagnóstico es importante, ya que la ERGE ha aumentado en muchos países y puede tener efectos graves para la salud, si no se trata adecuadamente. En consecuencia, los dentistas deben estar más al tanto de las diversas manifestaciones orales de la ERGE tanto en niños como en adultos [7,8,20]. No solo la erosión dental del ácido endógeno puede ser más severa que la de los ácidos exógenos, sino que también el reflujo gástrico, la regurgitación y la microaspiración pueden tener efectos adversos significativos sobre la mucosa del esófago, la orofaringe y el sistema respiratorio [8].

En la actualidad, la Asociación Americana de Psiquiatría, en su Manual de diagnóstico y estadística de los trastornos mentales (DSM-IV), refiere que los trastornos de conducta alimentaria se manifiestan en una alimentación caótica o distorsionada debido a la mala relación que los pacientes tienen con los alimentos y su cuerpo. Los tres tipos principales de trastornos alimentarios son la anorexia nerviosa, la bulimia nerviosa y el trastorno por atracón [30,31].

La bulimia es un trastorno alimenticio que se caracteriza por episodios recurrentes de alimentación incontrolada. Además, se acompaña de comportamientos compensatorios para prevenir el aumento de peso (vómitos auto inducidos, uso excesivo de laxantes, diuréticos, enemas, ayuno y ejercicio excesivo), este trastorno se denomina bulimia nerviosa [21,31,32]. La bulimia se clasifica en dos tipos: purgativo y no purgativo (anorexia). La bulimia purgativa, está asociada con el vómito auto inducido y el uso frecuente de enemas o laxantes. En el segundo caso el individuo presenta un comportamiento compensatorio inapropiado, como el ayuno o el ejercicio excesivo [32].

La bulimia nerviosa tipo purgativa requiere una frecuencia de síntomas bulímicos más de dos veces por semana durante al menos 3 meses. Los pacientes de bulimia se subdividieron en tres subgrupos según la frecuencia de vómitos definida como mínima (dos veces por semana), moderada (3-7 / semana) o grave (>7 / semana) [31,33].

Los síntomas y signos en la cavidad oral más frecuentes entre los vómitos son las erosiones dentales, la caries dental y la reducción de las secreciones salivales que conducen a la xerostomía [30]. Por otro lado, los patrones característicos de erosión se pueden observar en las superficies palatinas superiores de los dientes anteriores y / o en las superficies oclusales de los dientes posteriores [21]. La reducción de la tasa de flujo salival es un síntoma común de la bulimia. Pacientes con una tasa de flujo salival de ≤ 1 ml / min tiene cinco veces más probabilidades de desarrollar erosiones dentales que aquellas con mayor tasa de flujo salival [30]. La farmacoterapia podría jugar en el tratamiento de la bulimia. De acuerdo con las directrices del Instituto Nacional de Excelencia para la Salud y los Cuidados (NICE) tratamiento de la bulimia incluyen los inhibidores selectivos de la receptación de 5-hidroxitriptamina (ISRS) (específicamente fluoxetina) son los fármacos de primera elección para el tratamiento de la bulimia nerviosa en términos de aceptabilidad, tolerabilidad y reducción de los síntomas". Dado que los ISRS pueden causar xerostomía, es importante que los dentistas conozcan el historial de medicamentos de un paciente antes de tratarlos, para estar al tanto de las posibles razones detrás de ciertos problemas dentales [30,34].

La erosión dental tiende a ser 5,5 veces más frecuente en pacientes que se inducen el vómito. Esto es más probable debido a que el ácido gástrico, que tiene un pH promedio de 1.2, afecta severamente las superficies de los dientes, ya que está muy por debajo del pH crítico de 5.5, considerado necesario para disolver el esmalte dental. Las lesiones del esmalte o dentina, se encontraron predominantemente en las superficies palatinas (46%), seguidas de las superficies oclusales (36,6%) y las superficies bucales (21,8%). Sin embargo, la distribución es ligeramente diferente si solo se analizan las lesiones en la dentina. En este caso, las lesiones graves aparecen con mayor frecuencia en las superficies oclusales de los primeros molares inferiores, seguidas de las superficies palatinas de los incisivos anteriores. Los efectos del ácido extrínseco debido a la elección de alimentos bulímicos también tienen un impacto en la erosión dental, se ha demostrado que los bulímicos son más propensos a consumir té de hierbas, refrescos y vinagre de manzana, lo cual potencializa el efecto erosivo [30]. El vómito puede tener un efecto indirecto en el riesgo de caries, como resultado de la reducción del caudal salival. La Encuesta Dietética Nacional de Adultos de Australia publicó datos que informan que los bulímicos consumen un 21% más de carbohidratos que el promedio nacional [30]. Los dentistas se encuentran en una posición privilegiada para aconsejar a los pacientes bulímicos que limiten su ingesta de alimentos y bebidas

ácidas, y aconsejarles sobre la higiene oral óptima después del vómito, como enjuagarse la boca con agua, masticar chicle y evitar cepillarse los dientes inmediatamente [33,35].

1.1.4 El estudio de la erosión dental

1.1.4.1.1 Factores influyentes en los estudios de erosión dental Saliva

Los modelos in vitro tienen una serie de ventajas para la investigación de la erosión. En primer lugar, proporcionan datos que pueden usarse para definir la trayectoria que el investigador debe seguir y refinar antes de realizar estudios en el entorno clínico. En segundo lugar, permiten identificar variables y tendencias útiles para la optimización de la conducta del estudio clínico desde perspectivas de eficiencia ética y temporal. Además, se pueden analizar cantidades considerables de especímenes y la variación entre especímenes sin las variables de confusión del sujeto y el entorno oral [36].

Existen muchos factores que pueden influir en el resultado erosivo. Interacciones entre factores químicos (por ejemplo, la composición de la solución ácida), factores biológicos (por ejemplo, la presencia de saliva / película y flujo salival) y factores conductuales (por ejemplo, la forma en que el líquido ácido se mantiene en la boca) juega un papel importante, y estos factores deben considerarse al realizar estudios de erosión. In vivo, los episodios erosivos son breves y repetidos, e intercalándose con eventos de abrasión [37].

1.1.4.1.2 Saliva

La patogénesis de la erosión dental todavía no se la conoce con entera exactitud. Existen algunas variables que influyen en la erosión dental entre los individuos que consumen la misma dieta ácida. Conocidos como factores del huésped y son el flujo y la composición salival. La saliva es uno de los principales mecanismos de defensa dentro de la cavidad oral y juega un rol importante en la patogénesis de la erosión dental [17].

La cavidad oral tiene un volumen residual de saliva de aproximadamente 1 ml como una película salival delgada que cubre los dientes. Cuando una bebida o fluido ácido entra en la boca, su volumen excede en gran medida la cantidad de saliva presente, y durante un corto período de tiempo (dependiendo de cuánto tiempo se mantiene la solución en la boca) los dientes estarán expuestos a una mezcla de saliva y solución ácida que se asemeja a la solución ácida misma. Esta condición dura por un tiempo hasta ser ingerido o expectorado. Luego, el flujo de saliva comenzará inmediatamente a eliminar o amortiguar los ácidos [37]. El mayor incremento del flujo salival (0,15 ml/min) en la parótida se da en el primer minuto después del consumo, para finalmente regresar al flujo normal a los 6 min [17,37].

La presencia de la película adquirida en la superficie dental y/o materiales dentales protegerá parcialmente la estructura del ataque erosivo actuando como una barrera de permeabilidad selectiva, pero esta protección es limitada [37]. Si los objetivos del estudio no están dirigidos a valorar el proceso de remineralización, el uso de agua destilada es suficiente como medio neutro de control [6].

En caso de usar saliva, una pregunta importante es si es mejor usar saliva de un donante o saliva artificial. El primer enfoque puede justificarse para garantizar la coherencia y el segundo como evitar el sesgo. La composición de la saliva cambia con el grado, método, momento y tiempo de estimulación. Por lo tanto, es crucial estabilizar el método y el momento de la recolección, sin importar si uno o varios donantes están involucrados [6]. Un aspecto importante del uso de la saliva humana es el problema de controlar la infección cruzada. Se recomienda el uso de contenedores desechables siempre que sea posible. En experimentos que involucran máquinas que son difíciles de desinfectar, no se debe usar saliva artificial, aunque el empleo de la saliva es ideal usarlo, cuando el estudio tiene como objetivo evaluar la capacidad de remineralización. Bastaría una hora previa de contacto diente-saliva para formar la película sobre el esmalte y menos tiempo sobre la dentina [6].

El tiempo de permanencia de los ácidos influirá también en el grado de erosión. La amortiguación de la alimentación ácida dependerá del flujo y capacidad buffer de la saliva. Ciertos sitios de la cavidad oral son más propensos a la erosión que otros. La zona de los incisivos superiores es la más propensa a la erosión, seguido por la zona molar y finalmente la de los incisivos inferiores [17].

Los hábitos de beber son importantes; el peligro que presenta una bebida ácida erosiva es menor si se traga en grandes tragos en un período más corto que si se toma durante un período prolongado; la retención de una bebida ácida en la boca antes de tragar aumenta el riesgo, especialmente si es agitada alrededor de los dientes. Beber a través de una pajita colocada en el paladar puede reducir el riesgo de erosión [7,38]. La hora del día de exposición a una sustancia erosiva también es importante. La exposición a las bebidas ácidas a la hora de acostarse durante la noche es particularmente destructiva debido a la reducción nocturna de flujo salival [7].

Por lo tanto, parece apropiado incluir consejos sobre el método de beber en el asesoramiento dietético relacionado con la erosión. Debido a que el consumo de un mayor volumen de bebida en una misma toma afecta adversamente el pH intra oral que un volumen más pequeño en el mismo período de tiempo [39].

1.1.4.1.3 Agente erosivo.

En general, la exposición ácida debe estar acorde al tipo de erosión que se desea estudiar: endógeno o exógeno [6].

a) Modelo exógeno

Los agentes ácidos que pueden ser empleados para los estudios de erosión de tipo extrínseca son: un refresco o jugo de fruta por un lado o una solución de ácido simple por otro lado [6]. Los refrescos ofrecen la ventaja de realizar pruebas más realistas, pero pueden variar entre lotes. Esto podría ser una desventaja en una serie de estudios realizados durante un largo tiempo. Los refrescos también pueden contener sustancias (por ejemplo, azúcares, gomas y polifenoles) que podrían modificar las propiedades de la película. Estas sustancias podrían influir en estudios con dientes. El ácido cítrico se usa generalmente para simular un ácido gaseoso, es una solución ácida simple, reproducible, económica y pueden formularse para producir una respuesta consistente. Dependiendo de la hipótesis del estudio el ácido málico, acético o láctico también podrían ser empleados. Para verificar la metodología es deseable la inclusión de una solución ácida estándar, (a menudo denominado "control positivo"). Para este fin, es adecuada una solución de 0,052 mol / l (1,0%) de ácido cítrico, pH 3.6, que tiene un pH dentro del intervalo de 3,5-3,75 para las erosiones de tipo exógena. Para un efecto más severo, podría usarse la misma solución, pero con un pH 2.14 a 25 °C [6].

b) Modelo endógeno

Para el modelo de la erosión causada por reflujo o vómito a menudo asociados con alteraciones alimentarias, la única opción práctica es usar una solución de ácido clorhídrico de concentración y pH apropiada [37]. El fluido gástrico puro tiene un pH de 0.9-1.5, el pH en la cavidad oral, es raro que sea menor a 1.5 debido a la amortiguación y dilución salival. En pacientes con bulimia, el vómito tiene un pH de 1.5 -5.0. Se puede usar para los estudios una solución simulada de ácido clorhídrico que consisten en 0.2% (P / V) de cloruro de sodio en 0.7% (V / V) ácido clorhídrico, con pH 1.5 ± 0.2, recomendado por el taller sobre "Metodología de la erosión" que se llevó a cabo en Zürich [6,21,40].

1.1.4.1.4 Flujo / Agitación

La tasa de flujo de la solución a través de las superficies debe ser controlada, reproducible y preferentemente cuantificada [6,36].

Los fluidos en la cavidad oral no están estáticos, se encuentran en continuo movimiento. El volumen total de saliva secretada cada día es de aproximadamente 600 ml. Mientras que el flujo salival no estimulado es de 0,3 ml / min, la estimulada es de aproximadamente 3,25 ml / min, y puede descender a 1,1 ml / min durante la noche. La velocidad con la que se mueven los fluidos influye en la erosión, ya que altera el espesor de la capa de difusión[41]. No existe un estándar de velocidad

(r.p.m.), sin embargo, pocos estudios [42–45] consideran esta variable y reportan una agitación constante entre 30-60 (r.p.m.) durante el proceso de erosión (69).

1.1.4.1.5 Ciclos

No hay un consenso absoluto sobre la duración del efecto erosivo, pero se reconoce que la mayoría de las exposiciones con ácido, ya sea de fuentes gástricas o dietéticas, no duran más de unos pocos minutos. La duración de la acción probablemente tendrá que ajustarse para adaptarse al tipo de sustrato que se utilice [6,36]. Es posible que los modelos con exposición múltiple pueden implicar exposiciones ácidas repetidas por ciclos cortos de ácidas alternados con ciclos de saliva o agua destilada, reflejando mejor el ataque erosivo en la cavidad oral [37]. Exposiciones prolongadas y únicas a los ácidos simulará una condición poco realista [36,37].

En la cavidad oral, el contacto de los dientes/restauraciones con un ácido generalmente se limita a unos pocos minutos antes de ser neutralizado por la saliva. Esto significa que bajo condiciones naturales de erosiva temprana, las secuelas erosivas son muy pequeñas a escala nanométrica o incluso a nivel casi atómico [40]. Además, debe tenerse en cuenta que el efecto intra oral, por ejemplo, cuando se toma una bebida ácida, es menos pronunciado debido a la dilución e interacción con la saliva y a una distribución desigual de la solución en la cavidad oral. El pH de los fluidos orales recupera la neutralidad 1- 3 minutos después de un solo sorbo de una bebida ácida [10]. Esto da como resultado un período de aproximadamente 2 minutos durante el cual el pH en la superficie de un diente está por debajo del pH crítico. Por lo tanto, cuando se simula una situación de erosión, la exposición al ambiente ácido sin interacción salival no debe exceder un período de 2 min / ciclo [17,40,46].

1.1.4.1.6 Protocolo Acelerado

Algunas investigaciones [21,33,47] aplicaron para sus estudios in vitro de erosión endógena, un protocolo acelerado (pocas horas de forma continua) que tienen equivalencias a cierto número de años de la restauración en la cavidad oral. El tiempo de inmersión de 6, 12 y 24 horas de forma continua es el equivalente a 2, 4, 8 años de exposición al jugo gástrico respectivamente con un tiempo de contacto estimado de 30 segundos. Simulación para pacientes con una frecuencia de vómito = 7 / semana (vómito moderado). Estos estudios[21,33,47]se basan en el estudio de Abbate-Daga y cols., en 2005 [31].

1.1.4.1.7 Temperatura

En general, la erosión aumenta al aumentar la temperatura[48–50]. Para simular una “situación real “ se usa un baño de agua o incubadora para mantener la temperatura corporal (37°C) [40,47,51] o temperatura ambiental. Como esta última varía geográficamente, estacionalmente y en el transcurso

de un día, se sugiere que se adopte una temperatura de 25 °C como temperatura ambiente [6,21,42,43,45,52,53].

1.2 Restauración de dientes con desgaste dental

¿Por qué resinas compuestas y no cerámicas?

A pesar de que existen varias ventajas sobre el uso de restauraciones de cerámica como su resistencia al desgaste, apariencia altamente estética, biocompatibilidad y estabilidad de color, también son materiales más frágiles, provocan un mayor desgaste de la dentición antagónica y requieren espesores mínimos por lo que en ocasiones son poco conservadores con la estructura dentaria [54]. Por el otro lado, los composites han evolucionado drásticamente en el tiempo tanto en sus propiedades mecánicas, físicas y ópticas. Se han convertido en materiales cada vez más estéticos, se dejan reparar con facilidad dentro de la cavidad oral y han mostrado un menor efecto abrasivo hacia la dentición. Además, al no ser un material frágil, ya que tiene un módulo de elasticidad comparable al diente, tienen mas tolerancia al daño, una menor tendencia al astillado marginal y pueden absorber las fuerzas masticatorio. Además de su enfoque mínimamente invasivo sobre todo en la utilización de restauraciones directos. Inclusive las restauraciones de composites indirectos pueden tener espesores reducidos (0,2-0,5 mm) [55].

Hoy en día, los composites dentales representan una amplia y compleja variedad de materiales con un rango creciente de propiedades e indicaciones. La rehabilitación dental para las personas que padecen episodios de erosión dental, podría ser realizado con restauraciones de resina compuesta de tipo directo o indirecto, dependiendo del caso.

1.2.1 Resinas compuestas

Las resinas compuestas se introdujeron en la práctica dental a principios de la década de 1960, con el descubrimiento de Bis-GMA de Bowen, como material de restauración estético para dientes anteriores [56,57]. Su uso es ubicuo dentro de la odontología, han sufrido varios desarrollos para mejorar la longevidad y el rendimiento de estos materiales, su formulación ha sido adaptada a sus requisitos particulares como restauradores, selladores, cementos, materiales provisionales, etc [56,58].

La composición principal de los composites de resina consiste en una matriz polimérica orgánica, rellenos inorgánicos y un agente de acoplamiento de silano, que une los dos primeros entre sí [58,59].

a) Matriz

La mayoría están constituidas por monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos. El bisfenol-a-glicidil metacrilato (Bis-GMA) y dimetacrilato de bisfenol A etoxilado (Bis-EMA) como dimetacrilato aromáticos y el dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) así como el dimetacrilato de uretano (UDMA) de alifáticos (**FIGURA 2**) [56,60,61].

Todas las resinas de metacrilato se contraen en mayor o menor grado según el número de unidades polimerizables que contienen. Esta contracción volumétrica es aproximadamente de 2 a 14% en promedio y está naturalmente vinculada con el grado de conversión de la resina de metacrilato. La densidad de los sitios reactivos por unidad de volumen puede reducirse principalmente de dos maneras. El primer método es aumentar el peso molecular por grupo reactivo (monómero). El segundo método es aumentar la carga de relleno. Sin embargo, hay algunas limitaciones en estos dos métodos. El uso de monómeros de alto peso molecular está limitado por su viscosidad, mayor adherencia y reología general indeseable, que compromete las características de manejo. La carga de relleno es limitada, porque una cantidad dada de resina puede incorporar solo una cantidad limitada de partículas de relleno sin afectar negativamente la humectación de la superficie del relleno [56,62].

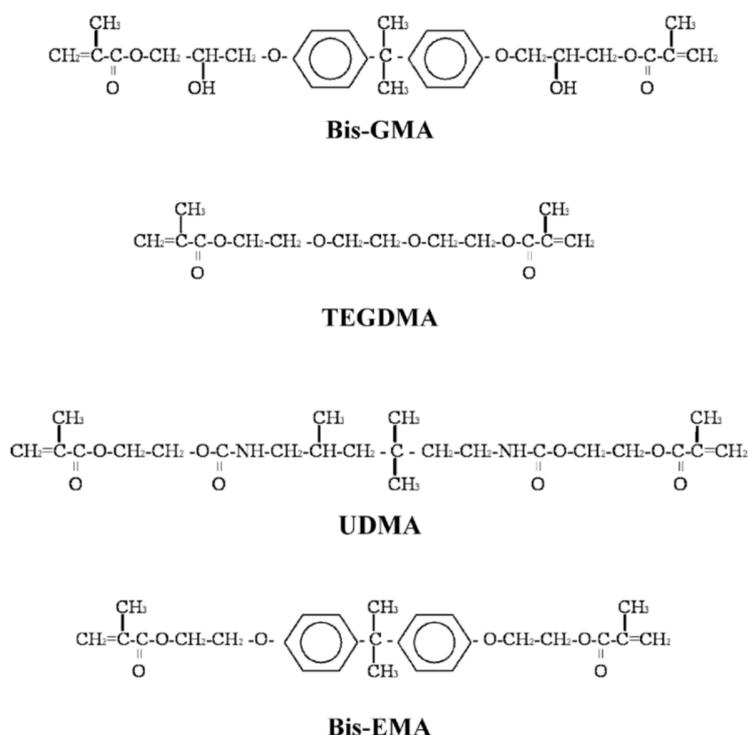


FIGURA 2 Estructura molecular de los monómeros comúnmente utilizados en los composites dentales. Adaptada de Ferracane J [24].

b) Relleno

Las partículas de relleno se agregan a la fase orgánica para mejorar las propiedades físicas y mecánicas del material, por lo que incorporar un porcentaje tan alto como sea posible de relleno es un objetivo fundamental. En total, las partículas de relleno representan entre el 30 – 70% del volumen, o del 50 – 85% en peso de la resina compuesta. La carga reduce el coeficiente de expansión térmica y la contracción por polimerización, la absorción de agua, proporciona radiopacidad, facilita la manipulación y mejora los resultados estéticos [56,63].

Las partículas simples son aquellas que no pueden disociarse (desaglomerarse o desagregarse) en partículas constituyentes más pequeñas bajo las condiciones de dispersión. Las partículas individuales de tamaño nanométrico pueden, sin embargo, formar fácilmente grupos (clusters). Estos pueden subdividirse en agregados y aglomerados. Los agregados son grupos que comprenden partículas fuertemente unidas o fusionadas en las que el área de superficie externa resultante es significativamente menor que la suma de las áreas de superficie calculadas de los componentes individuales. Las fuerzas que mantienen un agregado unido son fuerzas fuertes, por ejemplo, enlaces covalentes, o aquellos que resultan de la sinterización o de una unión física compleja. Los agregados también se denominan "partículas secundarias" y las partículas de origen se denominan "partículas primarias". Por otra parte, los aglomerados son colecciones de partículas o agregados débilmente unidos o mezclados; cuya área de superficie externa resultante es similar a la suma de las áreas de superficie de los componentes individuales. Las fuerzas que sostienen a los aglomerados son fuerzas débiles, por ejemplo, las fuerzas de Van der Waals o una unión física simple. Los aglomerados también se denominan partículas secundarias y las partículas originales se denominan partículas primarias [61,64].

Las partículas de relleno utilizadas varían ampliamente en su composición química, morfología y dimensiones. El relleno principal es dióxido de silicio; también se emplean comúnmente silicatos de boro litio y aluminio. En muchos composites, el cuarzo es parcialmente reemplazado por no ser radiopaco por partículas de metales pesados como el bario, el estroncio, el zinc, el aluminio o el zirconio. Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptibles a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04 μm , las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quemado) o de precipitación (sílice coloidal). Actualmente la industria incluye materiales como el metafosfato de calcio, que son menos duros que los de vidrio y, por lo tanto, causan menos desgaste en el diente opuesto [56,59].

Las partículas de relleno son producidas por tres métodos distintos. Moliendo y fresado de cuarzo o vidrio que producen partículas irregulares entre 0.1 a 100 μm de tamaño. El pirolítico o el proceso de precipitación de sílice coloidal como resultado partículas de tamaño sub micrométrico (0.04 μm) y el crecimiento controlado de dióxido de silicio hasta 5 nm por nanotecnología introducida en odontología en 2003 [65].

La producción de rellenos de tamaño nanométrico ha requerido un cambio de las técnicas tradicionales de fresado de arriba abajo (obtener partículas pequeñas a partir de partículas de mayor tamaño) a un proceso de sol-gel químico sintético de abajo hacia arriba. La técnica de sol-gel sintético es utilizada para obtener partículas de dióxido de silicio (SiO_2), conocidas como sílice coloidal [66]. La 3M ESPE - USA. fabrica muchos de sus rellenos utilizando un proceso de sol gel; esta técnica es una ruta en la que los rellenos están hechos de precursores líquidos, o un "sol". Estos líquidos se procesan química y mecánicamente para producir partículas [56]. La sinterización también es parte de este proceso, permite la unión de las partículas primarias vecinas para formar partículas de relleno más grandes, dando como resultado un enlace de partícula a partícula. El proceso de sinterización puede producir rellenos que son altamente densificadas o compactadas, como es el caso de los composites Z 100 y Filtek Z250 [67]. En 2002, 3M ESPE descubrió una forma de modificar el proceso de sinterización para producir nanopartículas ligeramente aglomeradas, es decir, nanoclusters. Aunque estructuralmente son diferentes de las partículas densificadas, estos nanoclusters se comportan de manera similar, cuyo objetivo es proporcionar una alta carga de relleno. Esto da como resultado un material con mayor resistencia, retención de pulido y propiedades ópticas significativamente mejoradas. Este avance tecnológico es utilizado en el composite Filtek Supreme XT [66,67]. La técnica específica de sol-gel es propiedad del fabricante (3M ESPE), aunque existen varios métodos genéricos de sol-gel disponibles para producir partículas de sílice coloidal submicrónicas [66].

El tipo, tamaño y fracción de volumen ($V_f\%$) de las partículas de relleno como su enlace a la matriz de resina, a menudo se señalan como factores influyentes en las propiedades mecánicas. El aumento del contenido de relleno aumenta la resistencia a la tracción, compresión, dureza y módulo de elasticidad. La resistencia al desgaste, también se ve afectada por el contenido de relleno, por el tamaño de partícula, geometría y distribución [68]. Es importante tener en cuenta que la mayoría de los fabricantes expresan el contenido del relleno en peso (% en peso) en lugar de $V_f\%$. De hecho, el peso está más relacionado con la naturaleza del relleno, por ejemplo, la zircona es significativamente más pesada que otros, por lo que se debe considerar otras características del material [56,68].

c) Agentes de acoplamiento

Garantizar un fuerte enlace covalente entre las cargas inorgánicas y la matriz orgánica es esencial para obtener buenas propiedades mecánicas en los composites dentales. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional, que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro, debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen rellenos a base de sílice [56]. La unión entre la carga a base de sílice y el agente de acoplamiento de silano se forma a través de una reacción de condensación entre los grupos de silanol (Si-OH); creando puentes de enlace de siloxano (Si-O-Si), provocando una quimisorción del agente de acoplamiento de silano y la formación de una película de siloxano altamente reticulada [56][66].

Un agente de acoplamiento de silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), es una molécula bipolar, contiene un grupo funcional éster de sílice en un extremo para unirse a la superficie inorgánica y un grupo metacrilato en el otro extremo para formar uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno [56]. La estabilidad de la capa de silano también se ve influida por la resistencia adhesiva y cohesiva entre las propias moléculas de silano, por lo que la propensión al enlace de hidrógeno influye en la estabilidad hidrolítica. Esto se da gracias a que el grupo carbonilo del agente de acoplamiento de silano inicia la formación de hidrógeno y enlaces covalentes con los constituyentes de la resina, lo que produce una red silanada interpenetrante en la interfaz de relleno / resina [66,67].

d) Iniciador de luz visible

La polimerización completa del material está determinada por el grado de conversión de monómeros en polímeros, lo que indica el número de grupos de metacrilato que han reaccionado entre sí durante el proceso de conversión [59,62].

Durante la polimerización, el anillo epoxi en los monómeros de Bis-GMA se abre en combinación con el hidrógeno disponible para producir radicales de hidroxilo, formando enlaces cruzados en forma de cadena o ramificadas. Posteriormente, la polimerización se produce a partir de estos centros de crecimiento, descritos como focos, que inicialmente generan regiones de micro gel discontinuas y a medida que la polimerización avanza, los focos se expanden y se encuentran con otras regiones de gelificación, los polímeros se fusionan y se congregan para producir una estructura altamente reticulada. A medida que continúa la gelificación, la resina se vuelve cada vez más viscosa

y desarrolla una estructura rígida altamente reticulada que impide la difusión continua de los radicales libres y las moléculas de monómero sin reaccionar. La movilidad del sistema de propagación continúa disminuyendo a medida que aumenta la viscosidad del material. La extensión de la reticulación y el grado de conversión del metacrilato, forma una estructura polimérica reticulada rígida que influirá en las propiedades mecano-físicas del composite [59,66].

En la década de 1970 se desarrolló la resina de foto activación, gracias a la presencia de benzoína éter metílico, el cual permite la polimerización a través de luz ultravioleta (UV) a una longitud de onda entre 340-380 nm; este sin duda fue un avance importante en la tecnología dental [63]. La mayoría de los composites se activan por luz, ya sea como el único iniciador de la polimerización o en una formulación de polimerización dual. La longitud de onda de una unidad de curado debe estar en un intervalo entre 410-500 nm, la luz en esta región es absorbida por el fotoiniciador. La canforoquinona (CQ) es el iniciador de luz visible más utilizado; está acelerada por una amina terciaria, típicamente aromática. El espectro de absorción de la CQ se encuentra en una longitud de onda de 450 a 500 nm, con absorción máxima a 470 nm [56,59]. Algunas formulaciones comerciales han incluido otros fotoiniciadores como Lucirin TPO (óxido de monoacil fosfina), Irgacure 819 (óxido de bisacilfosfina), que son menos amarillos y por lo tanto potencialmente más estable de color [56,69]. En las unidades halógenas de polimerización, el 95% de la luz se emite en longitudes de onda entre 400 y 510 nm, mientras que el 95% del espectro emitido por las lámparas LED se encuentra entre 440 y 500 nm con un pico a 465 nm, idéntico al pico de la canforoquinona. Por lo tanto, es más probable que la foto forma emitida por una lámpara LED de curado sea mejor absorbida por la canforoquinona que por una lámpara halógena [59].

Los fabricantes intentan desarrollar fuentes de luz que den la mayor conversión con el menor esfuerzo de curado. El uso de lámparas de "arranque suave", que aumentan gradualmente la intensidad de la luz son muy útiles para reducir la contracción del material. Hoy en día, hay disponibles varias fuentes: lámparas halógenas, lámparas de arco de plasma, láser, emisores de luz de diodos, etc [69].

1.2.1.1 Resinas compuestas directas

1.2.1.1.1 Clasificación de las resinas compuestas

La composición de las resinas compuestas ha evolucionado significativamente desde que los materiales se introdujeron por primera vez en odontología hace más de 60 años (**FIGURA 3**). Hasta hace poco, los cambios más importantes han sido sobre las partículas del relleno. A los cuales se les han reducido en tamaño, con el objetivo de obtener materiales que puedan ser pulidos de manera más fácil y efectiva, además, de dotarles de una mayor resistencia al desgaste [63]. Hoy en día los cambios están más enfocados en la matriz polimérica del material, principalmente para desarrollar sistemas con menor

contracción debido a la polimerización y además que lleguen a ser autoadhesivos a la estructura dental [69].

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas, pero en general se han centrado principalmente en la composición, distribución, tamaño y contenido de relleno; con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una de las primeras clasificaciones es la propuesta por Lutz y Phillips, en 1983, [70] citada con mucha asiduidad. Esta clasificación divide las resinas en base al tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macro relleno (partículas de 0,1 a 100 μm), micro relleno (partículas de 0,04 μm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños) [64,70,71].

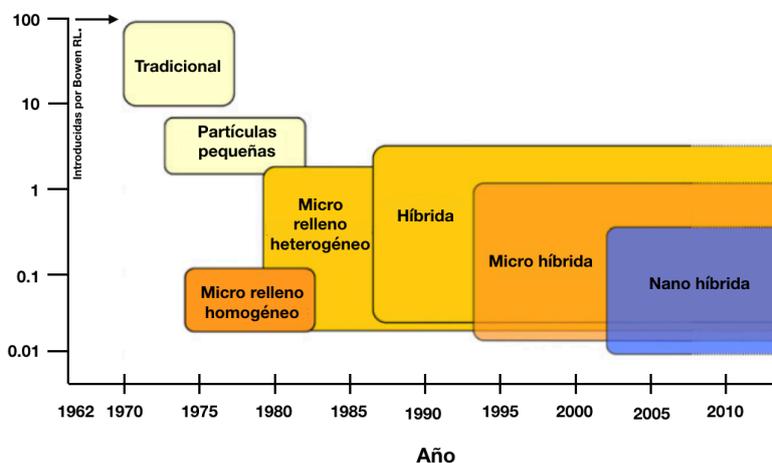


FIGURA 3 El desarrollo de las resinas compuestas, se destaca una disminución general en el tamaño de las partículas de relleno durante los años. Modificado de Curtis, AR y cols [63].

El sistema de clasificación ideado por Ferracane J, en 2011, [69] organiza las resinas compuestas por las características de su relleno, y en particular por su tamaño.

a) Resinas compuestas de macro relleno

Los composites convencionales tenían un tamaño medio de partícula que superaban a 1 μm , y típicamente tenían rellenos cercanos o que superaban el diámetro de un cabello humano (50 μm). Las resinas de marco relleno se desarrollaron en los años 70 y fueron muy utilizadas, pero su desempeño clínico fue deficiente y el acabado superficial era pobre; ya que su nivel de rugosidad influía negativamente en el brillo superficial y produjo una mayor susceptibilidad a la pigmentación. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad, pero carece de radiopacidad y produce un

alto desgaste al diente antagonista. Los vidrios de estroncio o bario son radiopacos, pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo [69].

b) Resinas compuestas de micro relleno

Para abordar el importante tema de la estética, los fabricantes comenzaron a formular composites de "micro relleno". Se comenzó a incorporar en la composición, relleno de sílice coloidal, con un tamaño de partículas entre 0.01 y 0.05 μm . En teoría, este relleno se puede añadir directamente a la resina y en grandes cantidades. Sin embargo, esto no es tan fácil debido a la gran superficie que debe ser cubierta por el monómero y sobre todo a la formación de pseudo cadenas poliméricas entre las partículas coloidales. Sin embargo, el método más usado para incrementar el relleno es realizar nuevas partículas triturando relleno de resina pre polimerizado (RRPP), la misma que contiene una variedad de partículas submicrónicas. Dichas partículas se introducen en parte como una solución para reducir el estrés resultante de la polimerización y proporcionar una mejor capacidad de pulido [63,71]. El contenido final de relleno inorgánico solo es del 50% en peso, aunque si se contabilizan las partículas de resina pre-polimerizada como partículas de relleno, alcanza el 80% en peso, y el 60% en volumen [69]. Fueron materiales, que a pesar de presentar un mejor acabado, no brindaban una adecuada resistencia.

En verdad, estos materiales eran verdaderamente nano composites, ya que el tamaño promedio de las partículas de relleno (sílice esférico amorfo) era de aproximadamente 40 nm. El campo de la nanotecnología se define a la escala nanométrica en el rango 1-100 nm. Por lo tanto, los composites de "micro relleno" originales se debían haber denominado de "nano relleno", pudo deberse a la falta de conocimiento del concepto de "nano" en ese momento [63,69].

c) Resinas compuestas híbridas de partículas pequeñas

Los composites de micro relleno se pulían mejor pero generalmente eran débiles debido a su bajo contenido de relleno. Por lo tanto, el tamaño de partícula de los composites convencionales se redujo al realizar un molido adicional para producir lo que finalmente se denominó composites híbridos de "partículas pequeñas" [63,69,72].

Estos fueron distinguidos aún más como "medianas", con tamaños de partícula promedio ligeramente mayores a 1 μm (1 – 10 μm), pero también contenían una porción de los micro relleno de sílice de 40 nm [69].

Se realizaron mejoras sobre el tamaño de las partículas, mediante avances en el molido y trituración; dando como resultado los composites con partículas sub micrométricas (0.6-1.0 μm), que inicialmente

se llamaron "mini relleno" y finalmente se denominaron "microhíbridas" (0.7 a 3.6 μm) [65]. Estos materiales generalmente se consideran universales. Pueden usar para reconstrucciones anteriores y posteriores en función de su combinación de resistencia y capacidad de pulido [64,69,72].

d) Resinas compuestas nanorelleno

Posteriormente se desarrolló los composites de "nanorelleno", que contienen solo partículas a nano escala ($<100\text{nm} = 0,1 \mu\text{m}$). La nanotecnología en las resinas compuestas aporta una elevada translucidez, pulido, excelente estética y alta estabilidad del color. Además, permite un porcentaje de relleno del 90% en peso, con una contracción de polimerización del 1,57% [63,69,71,73].

Los nano composites están disponibles en dos tipos: los nanohíbridos y los de nanorelleno (5 a 100 nm), solo tienen partículas submicrónicas [65]. Sin embargo, ciertos fabricantes utilizan esta denominación (nanorelleno) en composites que contienen partículas de relleno de tamaño nanométrico, llamadas nanómeros y aglomeraciones de estas partículas descritas como "nano clusters" [61]. La mayoría de los fabricantes han modificado las formulaciones de sus resinas microhíbridas para incluir más nanopartículas y posiblemente rellenos de resina pre polimerizados, similares a los que se encuentran en las resinas de micro relleno, y han llamado a este grupo nanohíbridas [69,71]. Las partículas de relleno extremadamente pequeñas tienen dimensiones por debajo de la longitud de onda de luz visible (0.4-0.8 μm). Por lo tanto, no pueden dispersar ni absorber la luz visible, ya que no se comportan como sólidos sino como líquidos. Al ser transparentes y comportarse como líquidos, no podrían ser utilizadas como material de relleno, por lo que se añade partículas de mayor tamaño, con un diámetro promedio dentro de las longitudes de onda de luz visible (es decir, alrededor de $1\mu\text{m}$) para mejorar sus propiedades ópticas [56,59]. Sin embargo, las partículas de nanorelleno son capaces de aumentar el nivel de carga general. Se pueden acomodar más rellenos si se usan partículas más pequeñas. Teóricamente, con el uso de nanorelleno, los niveles de carga podrían ser tan altos como 90-95% en peso. El aumento en el nivel de relleno da como resultado una menor cantidad de resina en los nano composites, también reducirá significativamente la contracción de la polimerización y mejorará dramáticamente las propiedades físicas de los mismos [56,64].

El composite Filtek Supreme fue formulado con nanopartículas y nano cluster (**FIGURA 4**). Todo este sistema de diseño de formulación tipo nano, reduce el espaciado intersticial de las partículas de relleno que conduce a mayores cargas de relleno, volviéndola más dura y más resistente al desgaste [67]. Los clusters porosos aglomerados son parcialmente calcinados y se infiltran con un agente de acoplamiento de silano diluido; para asegurar la infiltración del silano en los intersticios del cluster, luego se mezclan entre ellos con un segundo agente de acoplamiento de

silano no diluido antes de la incorporación a la matriz de resina [66,67]. El término "nano cluster" puede parecer engañoso, ya que los complejos de partículas aglomeradas son de tamaño micrométrico y algunos pueden considerar que actúan como rellenos micro híbridos convencionales [66].

Las resinas Filtek Z 350 y Filtek Supreme XT, presentan la misma nanotecnología patentada, su nombre varía de acuerdo en el continente que se distribuyen, América o Europa respectivamente. La diferencia con Filtek Z 500 está en las proporciones de la matriz, pero siguen conteniendo los mismos componentes de relleno y matriz solo con una ligera diferencia en esta última [22].

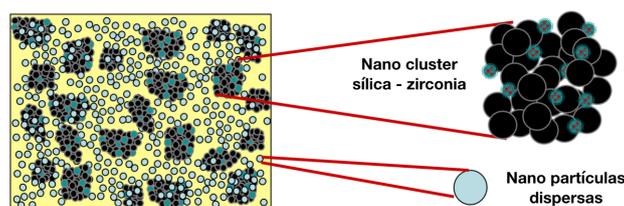


FIGURA 4 Representación esquemática de nano clusters de sílice-zirconia y partículas de relleno de tamaño nanométrico dispersadas e incrustadas en la matriz del Filtek Supreme XTE (3M ESPE, USA). Adaptada de Curtis. AR [66].

Los composites más modernos pertenecen a una categoría llamada "híbridos", y actualmente se comercializan como nanohíbridos. Esta terminología se refiere a materiales que contienen una fracción de nanopartículas (<100 nm) y de partículas sub micrométricas (≤ 1 μm , promedio de 0.5 – 1.0 μm) [69,71,72]. En general, es difícil distinguir nanohíbridos de micro híbridos; sus propiedades como la resistencia a la flexión tienden a ser similares. El tamaño de partícula promedio de los híbridos, micro híbridos y nanohíbridos suele ser inferior a 1 micra [63]. Los composites con partículas entre 5 – 100 nm son de nano relleno; si además de tener partículas nano (5 – 100 nm) contienen partículas entre 0.6 – 1.0 μm son resinas compuestas nanohíbridas. Mientras que las de mini relleno son aquellas que tiene partículas 0.6 – 1.0 μm y además partículas de 40 nm (**FIGURA 5**) [71,72].

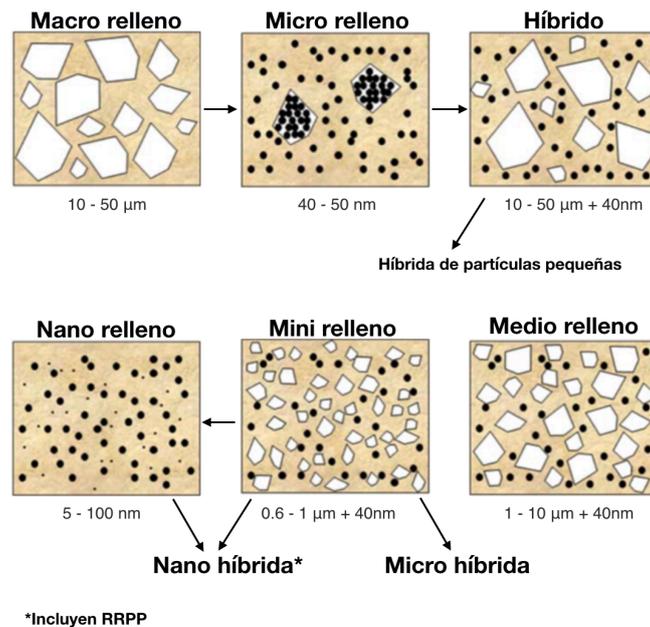


FIGURA 5 Desarrollo cronológico de las formulaciones para la resina compuestas basado en el tamaño de las partículas de relleno. Modificada de Ferracane J [69].

Sin embargo, una clasificación basada en la distribución del tamaño de relleno no refleja la composición, la morfología o las especificidades del relleno (por ejemplo, el uso de RRPP). Por lo tanto, es dudoso, por ejemplo, que todos los nanohíbridos muestren las mismas propiedades [71].

1.2.1.2 Resinas compuestas indirectas (CAD/CAM)

El sistema de diseño y fabricación asistida por computador, con sus siglas en inglés CAD/CAM, se introdujo en odontología hace cuarenta años. El uso de materiales restauradores dentales elaborados con la técnica CAD/CAM para restauraciones indirectas está en aumento. Las cerámicas y las resinas compuestas son los dos grupos principales de materiales restauradores para CAD/CAM [21].

Los recientes y rápidos adelantos con los materiales dentales, son causantes de confusión sobre las características específicas de los nuevos materiales, incluso se dispone de una información incompleta o engañosa entregada por las empresas. Actualmente, algunos materiales son distribuidos bajo una gran variedad de nombres, como nano cerámica de resina, cerámicas híbridas, cerámica de matriz de resina, materiales de doble red, o red de cerámica infiltrada con polímeros. Encontrándonos ya no solo con materiales puramente cerámicos o resinosos, sino con una combinación de ellos con el fin de aprovechar las ventajas propias de cada material [21,68].

Dentro de las resinas compuestas se pueden clasificar con respecto a las características que influyen en sus principales propiedades: 1) el tipo de procesado de fabricación (artesanales vs. bloques CAD/CAM industriales), 2) la microestructura (con rellenos dispersos vs. red de cerámica

infiltrada con polímeros [PICN]), 3) el modo de polimerización (luz, alta temperatura [AT], o alta temperatura-alta presión [AT-AP]), 4) la composición de matriz de resina y 5) el tamaño de relleno y el contenido en volumen [68].

Algunos fabricantes ofrecen polímeros de alto rendimiento para restauraciones permanentes aplicables a sistemas CAD/CAM. Estos polímeros prefabricados industrialmente ofrecen cualidades mecánicas superiores a las de las restauraciones directas. El proceso de polimerización en condiciones industriales con parámetros estándar de alta presión y temperatura, conduce a una estructura interna altamente homogénea. Los primeros estudios mostraron una mayor estabilidad a largo plazo, mejor biocompatibilidad y un comportamiento de desgaste más favorable en comparación con los polímeros procesados manualmente [74].

1.2.1.2.1 Tipo Artesanal

Los composites indirectos de tipo artesanal son usados para hacer restauraciones hechas a mano con composites directos. Además, su composición y estructura también son idénticas. Se fotopolimerizan fuera de boca de forma incremental, evitando el efecto negativo del estrés por contracción debido a la polimerización sobre la estructura dental residual o los márgenes de la cavidad [68].

Los valores de conversión monomérica para composites activados por luz, ya sean directos o indirectos, varían entre 40 - 75%, dependiendo de los diferentes parámetros (tipo de unidad para fotopolimerizar, tiempo y modo de irradiación, la composición del material, etc.) [59,68]. Como la irradiación varía de la superficie a la profundidad, la polimerización no es homogénea, lo que genera un estrés interno en el material. Estas desventajas tienen un impacto negativo en las propiedades mecánicas y la liberación de monómeros libres [68,75].

La generación actual de composites indirectos artesanales está compuesta principalmente de materiales micro híbridos. Para algunos materiales, se complementa la fotopolimerización con la aplicación complementaria de temperatura (> 100 ° C). Se demostró que el calentamiento post curado mejora el grado de conversión y la resistencia a la flexión. La hipótesis es que al aumentar la temperatura produce: la volatilización de monómeros sin reaccionar y la conversión de dobles enlaces, promoviendo la reticulación [68,76].

Una baja conversión polimérica, pueden liberar no solo bisfenol A, sino también monómeros de bajo peso como HEMA y TEGDMA, monómeros de alto peso como Bis-GMA y UDMA, y aditivos tales como radicales libres y moléculas foto iniciadoras. Todos los monómeros inducen efectos adversos, como la colonización bacteriana en la superficie composite, el daño pulpar, la alteración de los odontoblastos y

las células madre dentales, las reacciones dermatológicas, alérgicas y efectos citotóxicos y genotóxicos [68,77]. El TEGDMA tiene fama de tener muchos efectos citotóxicos y genotóxicos, como la inhibición de funciones odontoblásticas específicas. Esos efectos se deben al pequeño tamaño de la molécula de TEGDMA, facilitando su difusión [68].

Hoy en día, la gama de composites indirectos artesanales disponibles está disminuyendo debido al uso cada vez más frecuente del sistema CAD/CAM [68].

1.2.1.2.2 Bloques CAD/CAM

Este grupo innovador de composites de resina indirecta puede fabricarse mediante un diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM). Tanto para restauraciones de contorno total o parcial como incrustaciones, onlays, carillas y coronas. Este tipo de materiales están especialmente asociados con nuevos modos de polimerización, microestructuras innovadoras y diferentes composiciones. Se están volviendo cada vez más populares debido a sus propiedades físicas, químicas y mecánicas mejoradas [21,78].

Los procesos industriales para la fabricación de bloques CAD/CAM aumentan la homogeneidad del material, disminuyen la presencia de defectos y poros, y aumentan su fiabilidad en comparación con los materiales artesanales. También permiten el aumento del contenido de volumen de relleno, lo que no es posible con los composites directos. Los recientes bloques para CAD/CAM se polimerizan en forma industrial bajo altas temperaturas (> 100 ° C) y en ocasiones bajo presión (> 150 MPa) [21,68].

Los composites en bloques CAD/CAM se dividen en dos 2 subclases, según su microestructura: con rellenos dispersos y los de red de cerámica infiltrada con polímeros [68].

a) Los composites indirectos CAD/CAM con rellenos dispersos

El bloque **Paradigm MZ 100** (3M ESPE) fue el primer bloque de CAD/CAM comercializado en el año 2010. Contiene un 85% en peso de rellenos de sílice de zirconia dentro de una matriz de Bis-GMA y TEG-DMA: su composición es similar al composite directo Z100 (3M ESPE). El bloque Paradigm MZ 100 simplemente se fotopolimeriza y se considera como un bloque Z100, sin ninguna propiedad original. Posteriormente la casa 3M ESPE introdujo su nano cerámica llamada **Lava Ultimate** [21,68]. Esta resina nano cerámica sigue perteneciendo a la categoría de las resinas compuestas [54,78,79].

Posteriormente, la GC (Japón) y Shofu (Japón) comercializaron **Cerasmart** y **Shofu Block HC**, respectivamente, como parte del grupo de materiales de "cerámica híbrida". Cerámica híbrida es un nombre comercial confuso, estos nuevos bloques de composite tienen rellenos dispersos con una matriz basada en UDMA, que es polimerizada a alta temperatura [68].

b) Los composites indirectos CAD/CAM con una red de cerámica infiltrada con polímeros

Los bloques con red de cerámica infiltrada con polímeros, con sus siglas en inglés PICN fueron inspirados en un producto de la casa VITA (Bad Säckingen, Alemania), las cerámicas infiltradas. La idea fue de reemplazar el vidrio con un polímero para obtener un PICN. Por lo tanto, este material es el resultado de la infiltración de un monómero en un esqueleto de cerámica vítrea pre sinterizado y polimerizado en segundo lugar [68,78].

De hecho, la red cerámica constituye un andamio tridimensional de partículas interconectadas (en contraste con las dispersas) forma un esqueleto real, que es capaz de distribuir las tensiones de forma más efectiva en todas las direcciones y de promover la resistencia a la descomposición. En el 2012 la casa VITA lanzó al mercado el primer PICN, llamado **Enamic**. Se polimeriza a alta temperatura y presión (>150 MPa), técnica patentada por Sadoun, M. J. De hecho, la alta temperatura aumenta la movilidad de las cadenas, mientras que la alta presión compensa la contracción y reduce el número y el tamaño de los defectos. En el material Enamic, el material de la red cerámica se infiltra con una mezcla de UDMA y TEGDMA. Los PICN también suelen denominarse materiales de doble red, materiales de fase interpenetrante a base de cerámica [68,76,78].

Con un enfoque de intervención mínimamente invasiva, se conoce que los materiales de composites directos son la elección para la restauración de dientes al momento y a menor costo, especialmente cuando las técnicas indirectas implicarían una mayor pérdida de tejido dental para adaptar el diseño de la cavidad. Por otra parte, el uso de los composites indirectos tiene las siguientes ventajas: el uso de un material con mejores propiedades mecánicas, como la resistencia a la fractura, la reducción del efecto de las tensiones de contracción por polimerización y el logro de una mejor anatomía oclusal y puntos de contacto proximales, entre otras [56,62,68].

1.2.2 Degradación de las resinas compuestas

Las resinas compuestas para restauración son cada vez más utilizadas en odontología debido a su estética y buenas propiedades físicas y mecánicas [63]. Sin embargo, los materiales para restauración al estar en un ambiente húmedo como la cavidad oral, están sujetos a efectos higroscópicos e hidrolíticos en mayor o menor grado (**FIGURA 6**). Continuamente se encontrarán expuestos a saliva, que contiene agua, histatinas, estaterinas, lisozima, proteínas ricas en prolina, anhidrasas carbónicas, amilasas, peroxidases, lactoferrina, mucina e inmunoglobulinas, que cumplen funciones como amortiguación, digestión, lubricación, recubrimiento de tejidos, mineralización y acción antiviral y antibacteriana, así como también a sustancias exógenas que contienen una variedad de productos químicos, incluidos

ácidos, bases, sales, alcoholes, oxígeno, entre otros; que ingresan al ambiente oral con la comida y la bebida; esto puede causar efectos nocivos, que degradan la estructura y función del composite, ya que reducen las propiedades químicas, físicas y mecánicas, causando efectos perjudiciales sobre la estructura y función del material polimérico. Estos efectos pueden incluir cambios volumétricos como hinchazón, cambios físicos como plastificación y ablandamiento y cambios químicos como oxidación e hidrólisis; todo esto acorta la vida útil del material [22,80]. La química y la duración a la exposición a dichas sustancias son determinantes en cuanto a la reacción de la red de polímeros del material al igual que su estructura [24,58].

Se debe tomar en cuenta que en la cavidad oral, la ausencia de una buena resistencia mecánica junto con procesos químicos de disolución aumentará la rugosidad de la superficie del material, que es el primer signo de erosión [81].

El análisis de la cinética de absorción, es decir, sorción, solubilidad y coeficiente de difusión (representa la velocidad a la que los fluidos penetran en la red del polímero) podría ser crucial para aumentar el conocimiento sobre la degradación del compuesto de resina [22].

1.2.2.1 Sorción

Las redes de polímeros dentales basadas en monómeros de dimetacrilato absorben disolventes acuosos y su difusión dentro de la matriz se conoce como sorción. Una mayor absorción se ve por parte de los ionómeros de vidrio modificados con resina (7,0%) en comparación con los compómeros (1,2%) y los composites (0,17%) después de 9 meses en la saliva artificial [24]. La absorción de agua tanto para composites como para cementos resinosos alcanzaron la saturación dentro de 7 días a tres meses [24,80,82].

Hay algunos factores que influyen en la sorción, entre ellos: hidrofiliidad y características de la matriz polimérica, relleno y solvente [80].

La naturaleza hidrófila de un polímero es en gran parte una función de la química de sus monómeros y sus enlaces de polimerización [24]. Los tres monómeros más utilizados en las resinas compuestas dentales son Bis-GMA, UDMA y TEGDMA. Su estructura muestra la presencia de grupos hidrolíticamente susceptibles, tales como enlaces éster, uretano y éter, así como grupos hidroxilo. Si bien estos monómeros y sus polímeros resultantes no se consideran extremadamente hidrofílicos, ciertamente absorben agua. La capacidad de sorción se produce en el siguiente orden: TEGDMA > Bis-GMA > UDMA. Esta diferencia se explica por la presencia de enlaces de éter hidrofílico en TEGDMA, grupos hidroxilo en Bis-GMA, enlaces uretano en UDMA. La absorción de agua parece depender de la cantidad de grupos hidroxilo dentro de la matriz, porque crea enlaces de hidrógeno con el agua. El monómero TEGDMA no contiene ningún grupo hidroxilo, pero su afinidad por el agua,

se debe a la estructura de enlace tipo éter que es el más compatible con el agua [82]. Además, la modificación de las redes de Bis-GMA / TEGDMA con uretano, mostrando ser más estables que el Bis-GMA y TEGMA no modificado [24,83].

La calidad de la red polimérica que se forma durante la polimerización, determinará en qué medida se produce la absorción. Cuando el polímero se sumerge en un solvente, el agua ingresa a la red del polímero a través de las porosidades y los espacios intermoleculares [83]. Las redes con alta densidad de reticulación, que es típica de los composites dentales, reducen la absorción del solvente debido al reducido volumen libre dentro de la red, además los enlaces cruzados covalentes ayudan a mantener la estrecha proximidad de las cadenas de polímero [24,58].

La presencia de rellenos en una red de polímeros puede interferir en gran medida con la absorción y disolución del composite, posiblemente en relación directa con su proporción; ya que reduciría la cantidad de polímero. Los composites que tienen sílice puro o rellenos de cuarzo son inertes en agua, mientras que los vidrios radiopacos sufren una mayor disolución en agua y soluciones salinas. Por esta razón, es importante cubrir la superficie del relleno con una capa orgánica como el silano para protegerlo de la erosión [24].

Finalmente, La composición química del entorno que rodea una red de polímeros influye en el grado de degradación. Cuando las fuerzas de atracción entre las cadenas del polímero son superadas por las fuerzas de atracción entre las moléculas del solvente y los componentes de la cadena, se da un intercambio de enlaces secundarios, causando un incremento en el volumen dentro de la red polimérica y potencializando el ablandamiento del polímero (pocas interacciones entre las cadenas) e incrementando la plasticidad del mismo [24,80].

1.2.2.2 Degradación hidrolítica

Primero, los componentes de la resina absorben el solvente (sorción), esta se difunde a través de la red del polímero causando un proceso de oxidación y atacando sus grupos funcionales. Todo esto hace que la matriz se vuelva débil y dúctil (plastificación), como consecuencia de la separación de las cadenas de polímero, dejando moléculas que no formen enlaces químicos primarios con la cadena, sino que simplemente ocupan un espacio. Por lo tanto, el efecto principal del solvente es reducir las interacciones inter cadena y enlaces secundarios. Mediante un mecanismo de hidrólisis se ven afectadas las cadenas de Bis- GMA y TEGDMA, dando como resultado ácido metacrílico (AM) por una parte y 2,2-Bis[4(2,3-hidroxiopropoxi)fenil]propano (Bis-HPPP) y Trietilenglicol (TEG) para cada caso. Mientras que la hidrólisis de los grupos éster de los metacrilatos, da como un resultado un ácido carboxílico y un alcohol (**FIGURA 6**).

La plastificación facilita que el solvente siga ingresando, ante la falta de resistencia (hinchamiento). Teóricamente es posible absorber agua sin crear un cambio en el volumen, aunque esto dependerá del grado de reticulación de la matriz orgánica [58,83]. Por lo tanto, el cambio dimensional de una red de polímeros es difícil predecir, y depende mucho del material. El efecto de cambio volumétrico se debe por una parte a la contracción volumétrica que acompaña al proceso de polimerización, dejando al material inicialmente "sub dimensionado" y por la otra parte la expansión volumétrica por sorción, aunque puede llegar a ser insuficiente para contrarrestar completamente la contracción por polimerización [24,80].

Se inicia la ruptura de las cadenas poliméricas altamente reticuladas de la matriz a estructuras oligoméricas más cortas y, posteriormente, a fragmentos de cadenas monoméricas. Puede haber tres modos de escisión en cadena: aleatorio, central o gaussiano. La escisión "aleatoria" ocurre en cualquier punto dentro de la cadena polimérica, mientras que la escisión "central", se produce en el punto medio de la cadena polimérica y la escisión "gaussiana" alrededor del punto medio de la cadena [66].

La infiltración de agua en el material degrada los enlaces de siloxano a través de una reacción de hidrólisis [22,24,82]. La producción de iones hidroxilo durante la degradación hidrolítica del puente de siloxano hace que la concentración de iones OH⁻ en la interfaz aumente, lo que promueve aún más la degradación provocando una degradación autocatalítica [24].

1.2.2.3 Solubilidad

La solubilidad de una resina compuesta se atribuye principalmente a la lixiviación de monómeros residuales libres, aditivos y componentes de relleno [83]. La cantidad lixiviable de monómeros sin reaccionar depende en gran medida del grado de conversión. Cuanto mayor sea el grado de valor de conversión, menor será la cantidad de monómeros sin reaccionar y menor será la solubilidad [24].

La conversión del monómero nunca se completa de forma inmediata [24]. Es decir, la red polimérica sufre una reorganización hasta que alcance el grado máximo de conversión, por lo tanto, la matriz puede experimentar un efecto post-curado. Los monómeros que no han reaccionado al fotocurado, quedan atrapados en micro geles entre las cadenas del polímero y adsorbidos a la red circundante, o quedan atrapados en nano poros [22,58]. La lixiviación de componentes de relleno ha sido principalmente asociada al desgaste progresivo de los composites [24,58]; inclusive se puede observar ante una alta solubilidad, la presencia de microgrietas en la interfaz, lo que reduce las propiedades mecánicas [83].

La formación de microfisuras en la interface se ha atribuido a la degradación de la unión carga / matriz. Las microgrietas actuaron en términos de la ley de Griffith (las grietas se propagan en un

campo elástico, puesto que no hay deformación plástica)[84]; donde la presencia de cualquier defecto o defectos puede actuar como un punto crítico que acelera el fallo y reduce la resistencia del material [24,63].

El diagnóstico precoz y la disminución de la exposición con ácido dentro de la cavidad bucal, a través de cambios en el estilo de vida y medicamentos, reducen el daño y pérdida de la estructura dentaria. Por lo tanto, no solo es importante que el odontólogo esté familiarizado con los síntomas típicos y atípicos de la presencia de ácido en la cavidad oral, sino que también el médico de atención primaria y el gastroenterólogo deben prestar más atención al examen oral que a menudo se descuida [8,80].

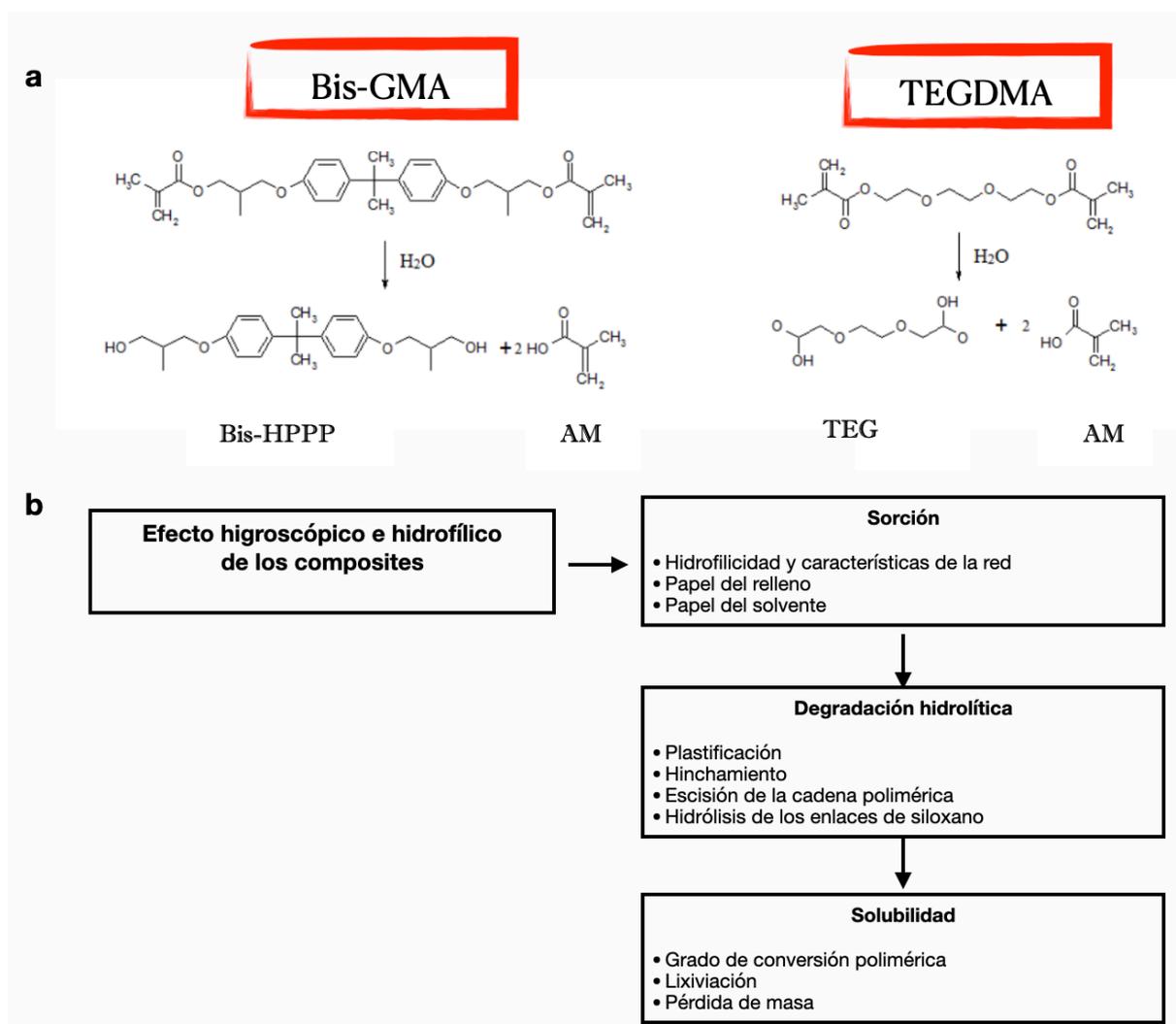


FIGURA 6 a.- Mecanismo de hidrólisis de Bis-GMA y TEGDMA. Adaptado de Szczesio-Wlodarczyk A. [85] **b.-** Proceso de degradación de las resinas compuestas. Descripción general de los factores que afectan las propiedades higroscópicas e hidrolíticas de las redes de polímeros.

1.3 Pruebas para evaluar la resistencia erosiva de las resinas compuesta

¿Qué pruebas pueden ser apropiadas para predecir el rendimiento clínico de restauración de resina compuesta?

Una revisión sistemática [86] evaluó que las correlaciones entre los resultados clínicos y de laboratorio fueron moderadamente positivas. La resistencia a la fractura, la dureza se correlaciona principalmente con la fractura clínica; mientras que la rugosidad y la resistencia a la flexión con el desgaste clínico. Sin embargo, no se han observado correlaciones entre los resultados clínicos y el módulo de elasticidad o la resistencia a la compresión [87]. Para Ferracane J, en 2013, [87] las propiedades mecánicas más importantes para evaluar los composites dentales son la resistencia a la fractura, la resistencia a la fatiga y el desgaste.

1.3.1 Técnicas para valoración del desgaste químico

El desgaste corrosivo, resulta de la acción conjunta de las fuerzas químicas y mecánicas, y se asocia con la eliminación mecánica de las capas corroídas que se forman en la superficie de un material por reacción con su entorno. Se espera que el daño comience y sea más intenso en la periferia de la restauración, por su proximidad al fluido oral. Debido a que la capa corroída se desgasta con facilidad, debido a la masticación y el cepillado dental, se expone una superficie nueva y el ciclo de corrosión y desgaste continúa durante la vida útil de la restauración.

Debido a que el inicio del daño está en la superficie del material, entre las pruebas más utilizadas para reconocer los primeros signos de corrosión tenemos una prueba física - rugosidad superficial, así como también una prueba mecánica - microdureza superficial [21,47,75,88]. Existen otras pruebas sobre todo de tipo mecánico que nos permitirán evaluar como la corrosión puede influir en su propia estructura y su correlación clínica, entre las que se puede mencionar son: tenacidad a la fractura, resistencia a la flexión y compresión **(TABLA 3)** [86,87,89].

TABLA 3 *Propiedades físicas y mecánicas relacionadas con el desgaste [87].*

| Pruebas | Propiedades | Posible relación con el rendimiento clínico |
|---------------|------------------------------------|---|
| Prueba Física | Rugosidad superficial (Tribología) | Pérdida de la integridad superficial del material. <i>Tiene correlación con el desgaste.</i> |

| | | |
|------------------------|--------------------------|---|
| Prueba Mecánica | Microdureza superficial | Resistencia al indentación <i>Tiene correlacionado con el desgaste</i> |
| | Resistencia a la flexión | Fallas que incluyan componentes tensiles y compresivos <i>Tiene correlación con el desgaste</i> |
| | Desgaste | Pérdida de volumen debido al estrés oclusal o por abrasión. <i>Tiene correlación con el desgaste</i> |

1.3.1.1 Pruebas Físicas

Las restauraciones dentales dentro de la cavidad oral ante la ausencia de una buena resistencia mecánica junto con un proceso químico de disolución alterarán una de sus propiedades físicas, la rugosidad superficial del material, que es el primer signo de erosión [81,90].

1.3.1.1.1 Rugosidad superficial

Para preservar las características estéticas del diente a restaurar, es fundamental tener en cuenta las características de la superficie de los materiales restauradores, como la rugosidad de la superficie, el brillo y la estabilidad del color [91].

Se conoce que un material debe ser capaz de alcanzar y mantener un valor de rugosidad promedio (Ra) por debajo de 0.2 μm , ya que, en cualquier valor superior a este, se produce retención de placa. Por esta razón, se asume ampliamente que las irregularidades en las restauraciones afectan la acumulación de placa en sí misma, al igual que la durabilidad, la decoloración y el aspecto estético del biomaterial utilizado [50,51,92]. También valores de Ra entre 0,25-0,5 μm pueden ser percibidos por la lengua de un paciente [93]. Además, hay una relación directa del grado de rugosidad con el grado de desgaste al antagonista [91,94].

Los estudios in vitro presentan técnicas que logran una mayor sensibilidad, especificidad y precisión en la medición de la pérdida estructural superficial en comparación con las técnicas in vivo [95].

Superficies reales, por más perfectas que sean, presentan particularidades que son una marca del método empleado para su obtención, por ejemplo: torneado, fresado, rectificado, bruñido, lapidado o inclusive el resultado ante un proceso de desgaste de tipo físico, químico o su combinación. Las superficies así producidas se presentan con un conjunto de irregularidades y que tienden a formar un patrón o textura característica en su extensión[96].

En el glosario de terminología, utilizados en la caracterización de la rugosidad, el término "textura superficial" se define como las irregularidades que recurren muchas veces a lo largo de la superficie y tienden a formar un patrón o textura sobre ella. La conversión de estas características de superficie en medidas numéricas se denomina parámetros de textura de superficie [90].

1.3.1.1.1.1 Métodos de evolución de la rugosidad superficial

Los parámetros de textura superficial se categorizan en el método de perfil y el método de área [97].

a) Método de perfil (medición de la rugosidad de la línea)

Convencionalmente, los parámetros de textura de la superficie se definieron en función de las curvas de perfil. El perfil de la superficie generalmente se mide con instrumentos de medición de sonda (**FIGURA 7**) [97,98].

Los datos de medición adquiridos con el método de perfil son confiables, ya que se rastrea directamente la superficie con sondas mecánicas. Las desventajas de este método son: 1) no es adecuado para materiales blandos ya que la sonda de contacto puede dañar la superficie que se mide y 2) dado que la superficie de medición se evalúa en función de la información de textura obtenida de una única sección, por lo tanto los datos adquiridos no reflejan siempre las características de la superficie total [96].

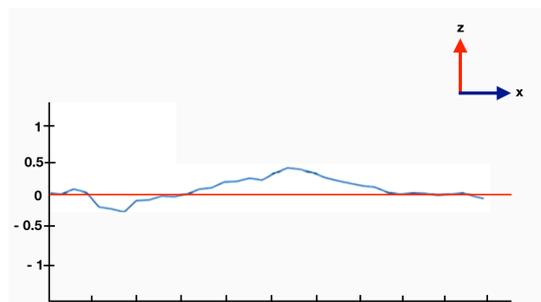


FIGURA 7 Método de perfil. Adaptado de Brown C [99].

Es conveniente reconocer cinco niveles principales de topografía de acuerdo con la escala de longitud: errores en la forma, ondulación (micro), rugosidad o rugosidad tecnológica, sub rugosidad o alivio físico, y rugosidad atómico-molecular. Las superficies reales, como regla, contienen al menos dos niveles de asperezas, tales como ondulación más rugosidad o rugosidad más sub rugosidad [90]. La longitud en la dirección del eje X, utiliza para evaluar las características de perfil, se denomina **longitud de muestreo (FIGURA 8)** [98].

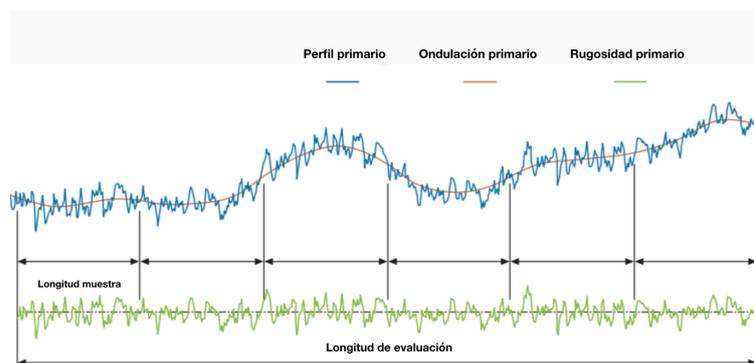


FIGURA 8 Conceptualización del método de perfil. Adaptado de Brown C [99].

o El filtrado

Es un proceso para excluir longitudes de onda por encima o por debajo de una frecuencia particular. Los sistemas de medición son un filtro mecánico. El software puede realizar una filtración matemática (**FIGURA 9**) [98]. La longitud de onda de corte es el módulo de medición es conocido también como Cut-off o longitud de muestreo y no debe ser confundido con la longitud de medición. La elección del Cut-off debe hacerse después de considerar el espaciado de las características del perfil (picos y valles) causados por el proceso de mecanizado. Como regla general, el Cut-off debería ser establecido en aproximadamente cinco veces este espacio [96,98].

Filtros de perfil

El filtro para el aislamiento de los componentes de onda larga y corta contenido en el perfil. Se definen tres tipos de filtros [96,98,99]:

Filtro λ_s : Filtro que designa el umbral entre el componente de rugosidad y los componentes de onda más cortos (microrugosidad).

Filtro λ_c : Filtro que designa el umbral entre el componente de rugosidad y los componentes de ondulación

Filtro λ_f : Filtro que designa el umbral entre el componente de ondulación y los componentes de onda más larga.

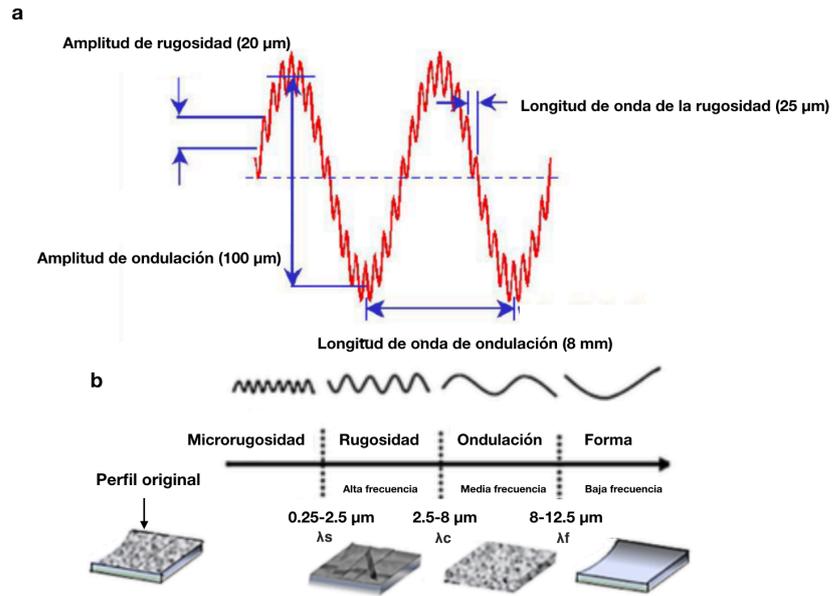


FIGURA 9 a. Perfil primario. **b.** Componentes del perfil y las longitudes de onda (Filtros λ_s , λ_c y λ_f). Adaptado de Brown C [99].

b) Método de área

Los parámetros de textura de la superficie se adquieren cada vez más a través de datos tridimensionales de la superficie con abundante información de área en lugar de las curvas de perfil de contorno de dos dimensiones convencionales, utilizadas en la medición del método de perfil. En su mayor parte, el método de área implica instrumentos de medición sin contacto basados en la observación óptica (**FIGURA 10**) [97,100].

El método de área proporciona mucha información, permitiendo distinguir la orientación de surcos, que de otro modo serían difíciles de discernir utilizando el método de perfil [96].

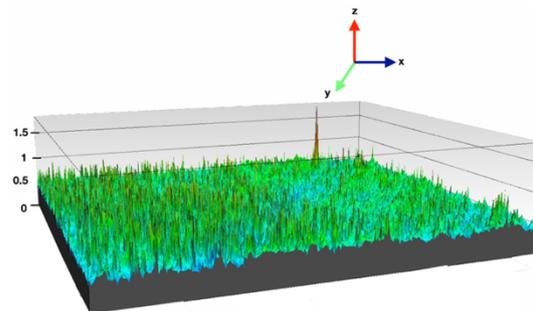


FIGURA 10 Método de área tomada con un perfilómetro óptico (Profilm 3D)

Superficie real es la superficie obtenida a partir de los datos de medición en la dirección del plano XY. En general, los datos de altura (z) son objeto de procesado [90,96,101].

Los datos de superficie sirven como base para el cálculo de los parámetros de textura de la superficie del área. Superficie S-F o superficie S-L. El área de evaluación debe ser un cuadrado (si no se especifica lo contrario) [96,101].

Filtro de área

Sirve para la separación de los componentes de onda larga y corta contenidos en las superficies de escala limitada. Se definen tres tipos de filtros según la función [90,101]:

Filtro S: El filtro elimina componentes de pequeña longitud de onda. Este filtro es equivalente al valor de corte λ_s en el método de perfil.

Filtro L: El filtro elimina componentes de gran longitud de onda. Este filtro se utiliza para eliminar las ondulaciones y otros componentes laterales de la superficie y, por lo tanto, permite la extracción de solo los componentes de rugosidad. El filtro L es equivalente al valor de corte λ_c en el método de perfil.

Operación F: Este filtro es equivalente a la corrección de inclinación, formas específicas (esferas, cilindros, etc.), lo que suprime la caracterización nominal de la superficie.

- **Índice de anidación**

El índice que representa el umbral de la longitud de onda para los filtros de área y es el equivalente al valor de corte (cut – off) en el método perfil [90,101].

Superficie primaria

La superficie primaria es la superficie obtenida después de la filtración en S de la superficie real.

Superficie S-F

La superficie se obtiene eliminando los componentes de longitud de onda pequeña utilizando el filtro y luego se procesa retirando ciertos componentes de la forma utilizando la operación F.

Superficie S-L

La superficie se obtiene al eliminar los componentes de longitud de onda pequeña utilizando el filtro S y luego eliminar los componentes de gran longitud de onda usando el filtro L (**FIGURA 11**).

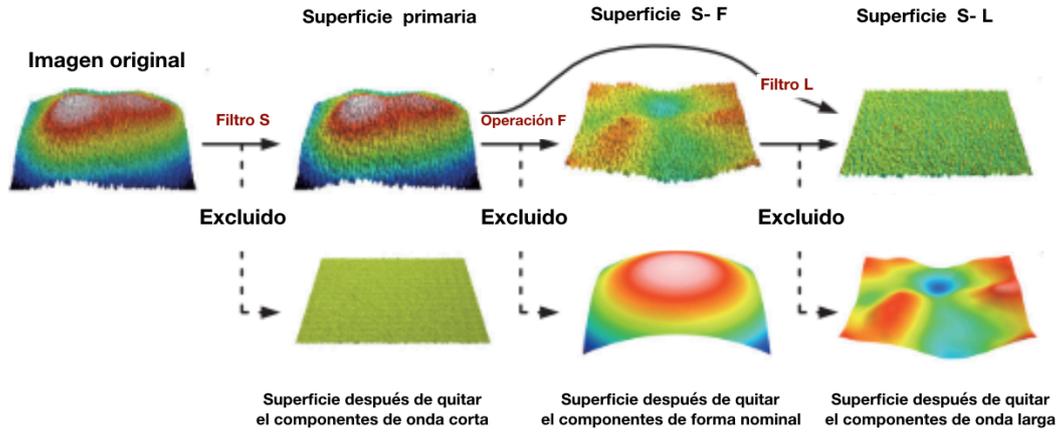
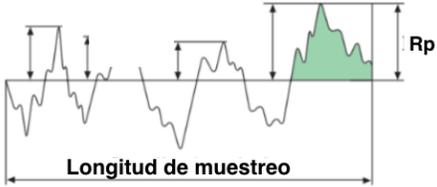
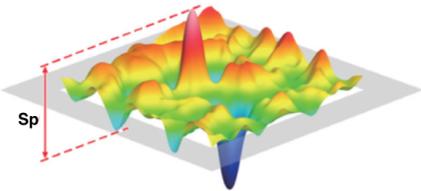
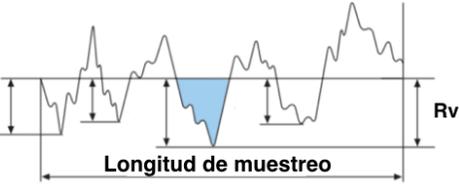
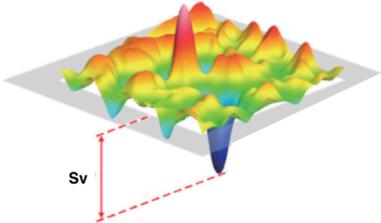


FIGURA 11 Conceptualización del método de área. Adaptado de Brown C [99].

1.3.1.1.2 Parámetros de rugosidad superficial

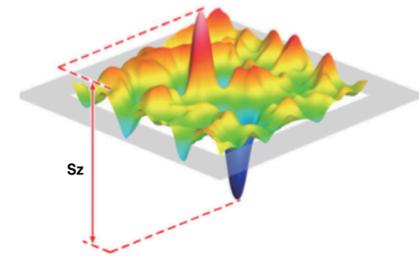
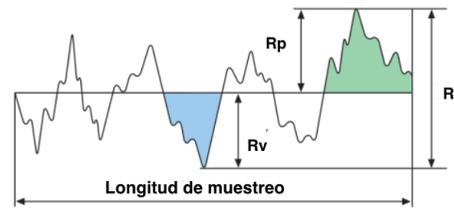
Parámetros de rugosidad de perfil y sus equivalentes de área (**TABLA 4**) [100,102]. Dentro de una misma superficie, no existen variaciones significativas en la comparación de los parámetros bidimensionales o tridimensionales, si Ra se compara con Sa o Rq con Sq [103].

TABLA 4 *Parámetros de rugosidad de perfil y de área [98,101].*

| Parámetros de rugosidad | Método de perfil (ISO 4287:1997) | Método de área (ISO 25178-2:2012) |
|---|---|--|
| <p><i>Sp - Máxima altura de pico de la superficie</i></p> <p>Representa la altura del pico más alta dentro de un área de evaluación.</p> |  |  |
| <p><i>Sv - Máxima altura de hoyo de la superficie</i></p> <p>Representa la profundidad máxima de valle dentro de un área de evaluación.</p> |  |  |

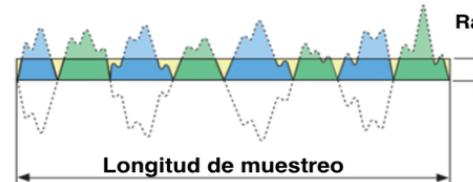
Sz – Altura máxima de la superficie

La altura máxima Sz es equivalente a la suma de la altura máxima del pico Sp y la profundidad máxima del valle Sv.

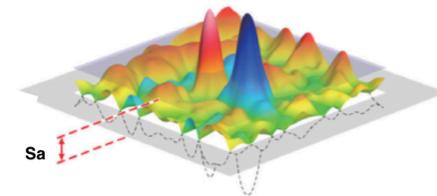


Sa - Altura media aritmética de la superficie

Media aritmética de los valores absolutos de las ordenadas dentro de un área de muestreo. Este es uno de los parámetros más utilizados. Se puede considerar que es la altura de un rectángulo cuya área sea igual a la suma absoluta de las áreas delimitadas entre el área de rugosidad y la línea media. Proporciona resultados estables ya que el parámetro no está significativamente influenciado por arañazos, contaminación y ruido de medición.



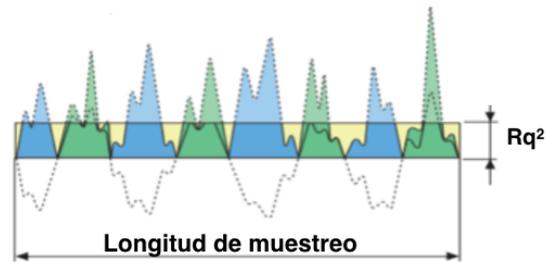
$$Ra = \frac{1}{\ell} \int_0^{\ell} |Z(x)| dx$$



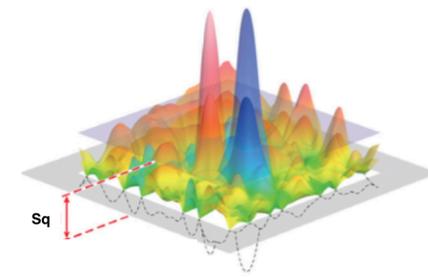
$$Sa = \frac{1}{A} \iint_A |Z(x,y)| dx dy$$

Sq - Altura cuadrática media de la superficie

Valor cuadrático medio de las ordenadas dentro de un área de definición. Este parámetro también se conoce como RMS. Representa la desviación estándar de la distribución de las alturas de la superficie. Este parámetro es más sensible que Sa, a una gran desviación de la línea media.



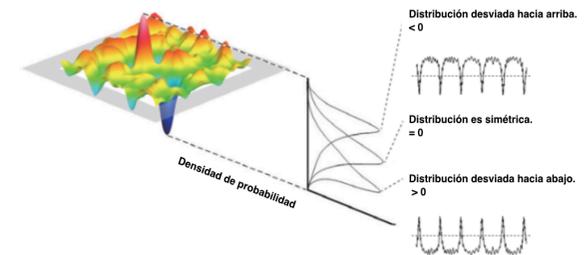
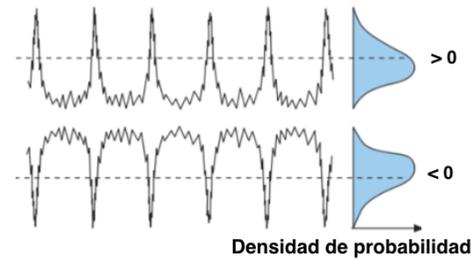
$$Rq = \sqrt{\frac{1}{\ell} \int_0^{\ell} Z^2(x) dx}$$



$$Sq = \sqrt{\frac{1}{A} \iint_A Z^2(x,y) dx dy}$$

Ssk - Asimetría de la superficie

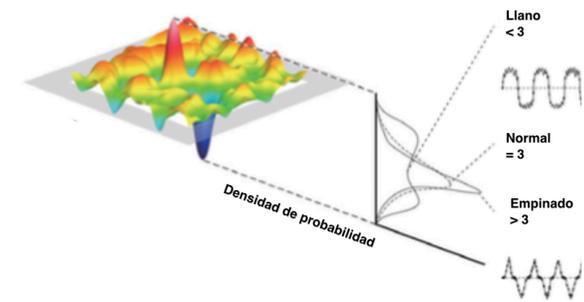
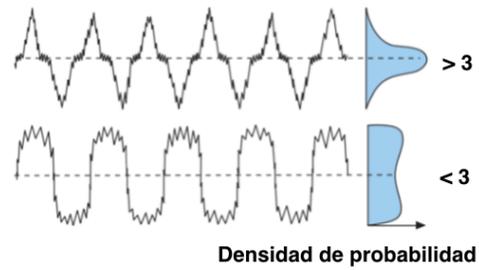
Se usa para evaluar las desviaciones en la distribución de altura, es decir la asimetría de la distribución de las alturas dentro del histograma. Los valores Ssk negativos denotan la presencia de rasguños profundos, mientras que los valores positivos, muestran picos altos. Este parámetro es útil para distinguir entre dos perfiles que tienen los mismos valores Sa o Sq pero con diferentes formas.



Sku - kurtosis de la superficie

Se usa para evaluar la nitidez en la distribución de altura. Cuando el valor de Sku es < 3 , la curva de distribución muestra relativamente pocos picos altos y valles bajos, mientras que un $Sku > 3$, la curva de distribución muestra relativamente muchos picos altos y valles bajos.

Sku describe la nitidez de la densidad de probabilidad del perfil.



**Los gráficos son adaptado de Brown C [99].*

1.3.1.1.1.3 Equipos para medir la rugosidad superficial

Se dispone de varios métodos para la evaluación cuantitativa y cualitativa de la rugosidad superficial. Es importante recordar que cada técnica tiene ventajas y desventajas, por lo que la técnica que se va a utilizar debe seleccionarse con prudencia para que satisfaga las necesidades que se busca y además sea efectivo su empleo **(TABLA 5)** [88,95,104].

Los primeros instrumentos prácticos de aguja fueron desarrollados por Abbott y Firestone. En 1939, Rango. Taylor Hobson en Leicester, Inglaterra, presentó el primer instrumento comercial llamado Talysurf. Hoy en día, los instrumentos de contacto que utilizan amplificación electrónica son los más populares. En 1983, se desarrolló un perfilador óptico sin contacto basado en el principio de la interferometría óptica de dos haces y ahora se utiliza ampliamente en la industria electrónica y óptica para medir superficies lisas. En 1985, se desarrolló un microscopio de fuerza atómica que es básicamente un nano perfilómetro que opera a cargas ultra bajas. Este instrumento se usa comúnmente en la investigación para medir la rugosidad con una resolución lateral extremadamente alta, particularmente la rugosidad a nano escala [96].

TABLA 5 Métodos para la evaluación la rugosidad superficial, las ventajas y desventajas de cada uno.

| Método | Ventajas | Desventajas | Idóneo para erosión temprana |
|--|---|--|------------------------------|
| Perfilómetro de punta de lápiz | <p>Permite una medición confiable ya que la superficie de la muestra se traza físicamente con una punta.</p> <p>Puede ser usado en muestras no pulidas.</p> | <p>Mayor tiempo para mapear toda una superficie.</p> <p>Una sola sección aporta reducida de información</p> <p>Incapaz de realizar mediciones en muestras blandas.</p> <p>Difícil para colocar con precisión la sonda.</p> | -/+ |
| Perfilómetro óptico (Interferometría de luz blanca) | <p>Amplio campo de visión para medir.</p> <p>Rápido.</p> | <p>El reflejo interfiere y sensible a la vibración.</p> <p>Baja resolución XY.</p> <p>Requiere corrección de inclinación.</p> | ++ |
| Microscopio de fuerza atómica | <p>Alta resolución.</p> <p>No es destructivo para muestra.</p> | <p>Tiempo requerido para medir.</p> <p>Áreas limitadas 250 X 250 μm.</p> <p>Alto costo.</p> | +++ |
| Microscopio confocal de escaneo laser | <p>Alta resolución.</p> <p>Rápido y no invasivo.</p> | <p>Solo evaluación cuantitativa.</p> <p>Muestras deben tener fluorescencia.</p> | ++ |
| SEM /ESEM | <p>Puede ser usado en muestras húmedas (ESEM).</p> <p>Alta resolución</p> | <p>Solo evaluación cualitativa.</p> <p>Preparación de la muestra (SEM).</p> | ++ |
| Microradiografía | <p>Pérdida de minerales.</p> | <p>Resolución limitada. Preparación de muestras.</p> | - |

La técnica de medición puede dividirse en dos categorías amplias: 1) Tipo sin contacto y 2) Tipo de contacto en el cual, durante la medición, un componente del instrumento de medición realmente contacta con la superficie a medir. Un instrumento de tipo de contacto puede dañar la superficie cuando se usa con una punta afilada, especialmente las superficies blandas. Para estas mediciones, las cargas normales deben ser lo suficientemente bajas para que las tensiones de contacto no excedan la dureza de la superficie a medir.

a) Equipos de tipo contacto

1. Perfilómetro

En los instrumentos de tipo de contacto, la punta tipo lápiz hace contacto directo con la superficie de la muestra y traza la superficie a una velocidad de 10 mm / min. El movimiento vertical del lápiz se detecta eléctricamente y las señales eléctricas pasan por un proceso de amplificación y conversión digital (**FIGURA 12**) [88,104,105]

Para medir con precisión la rugosidad con un perfilómetro de tipo de contacto, el radio de la punta del lápiz debe ser lo más pequeño posible con una baja presión de contacto (pocos milinewtons). Las puntas tienen la forma cónica y están hechas de zafiro o diamante. Su radio suele ser de aproximadamente 2 - 20 μm y con un ángulo de conicidad entre 60° y 90° [92,106]. La perfilometría es una evaluación simple y rápida. Puede medir muestras de diferente tamaño, desde una muestra pequeña de esmalte de 1 mm² hasta un modelo de estudio [106]. Aunque la resolución lateral depende del radio de la punta y la precisión de la resolución vertical puede verse afectada por vibraciones externas e interferencias eléctricas [104].

La perfilometría se ha utilizado ampliamente para caracterizar la pérdida de esmalte causada por la erosión. Es usado para investigar etapas más avanzadas de la erosión que las técnicas de indentación [92].

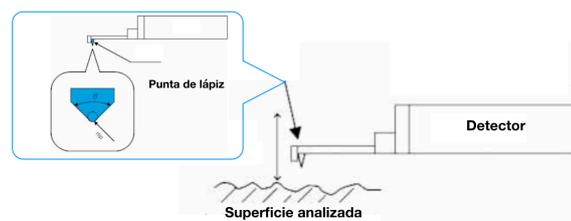


FIGURA 12 Esquema de un perfilómetro de contacto. Modificada de Keyence [105].

La propiedad física de la rugosidad superficial es evaluada por muchos estudios mediante la utilización de perfilómetros de contacto[107,108]. Actualmente, el uso del perfilómetro no es recomendado para analizar la rugosidad superficial, porque se ha comprobado que la punta del perfilómetro altera la superficie de los especímenes, en una profundidad que oscila entre 57,6 nm y 577 nm; peor aún si la superficie se encuentra de cierto modo ablandada por el efecto de un ácido, resultando valores mayores en la lectura de la rugosidad superficial [92,109,110]. El microscopio de Fuerza Atómica (AFM) es el método de referencia para la caracterización superficial. Al ser un método más sensible y cuantitativo, detecta cambios muy sutiles en las propiedades mecánicas y morfológicas en nanoescala [111,112].

2. Microscopio de fuerza atómica (AFM)

El microscopio de fuerza atómica es parte de la familia de microscopios de sonda de barrido (SPMs) [92]. El AFM se basa en una sonda mecánica para la generación de imágenes de superficies con una resolución de nanómetros. Funciona escaneando con una punta de diamante ultra pequeña (radio 4-60 nm), están conectadas al extremo de un voladizo flexible (100-200 μm de largo) y elementos piezoeléctricos precisos de cerámica, que permiten escanear la muestra con precisión nanométrica[88]. El voladizo se desvía en la dirección z sobre la proximidad de la superficie de muestra a una distancia de varios nanómetros. Para mantener una fuerza constante entre la punta y la muestra (una desviación constante del voladizo), el microscopio de fuerza atómica retroalimenta al escáner piezoeléctrico mientras escanea. Un rayo láser de diodo se refleja desde la parte posterior del voladizo y es incidente en un fotodiodo de cuatro segmentos. A medida que la punta se mueve, es decir las interacciones sonda-muestra inducen la flexión y la torsión del cantiléver. La deflexión del voladizo queda indicada por la posición del láser en el fotodiodo y mediante un proceso de retroalimentación que responde a esos cambios ajusta la distancia de la punta con respecto a la muestra para mantener una deflexión / distancia constante sobre la superficie de la muestra. Este movimiento vertical de la punta se traduce en una imagen topográfica de la superficie con una precisión de pocos nm **(FIGURA 13)** [113].

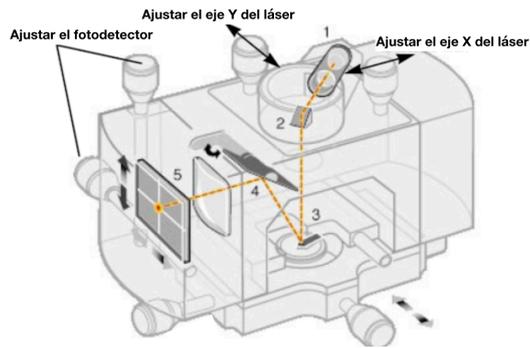


FIGURA 13 1. Láser 2. Espejo 3. Voladizo con la punta 4. Espejo móvil y 5. Fotodetector. Modificado de Olmos, D [114].

Existe tres modos de operación de la punta del AFM: dos modos dinámicos (modo tapping y modo sin contacto) y un no dinámico (modo contacto) [6].

- **Modo de contacto intermitente (tapping)**

En el modo de contacto intermitente se aplica una señal sinusoidal, haciendo oscilar a la punta a su frecuencia de resonancia. Los barridos se efectúan a una amplitud de oscilación constante, denominada amplitud de trabajo. El escáner de barrido sube y baja (en Z) para mantener esa amplitud constante en todo momento [90].

- **Modo de no-contacto**

En el modo sin contacto la punta se mantiene a nivel por las fuerzas atractivas de van der Waals para detectar los gradientes de fuerza. Es más complejo y sus aplicaciones se limitan al caso de muestras muy planas [88].

- **Modo de contacto**

En el modo de contacto, la punta barre la superficie de la muestra, aplicando una fuerza constante ($F = \text{constante}$) y sin levantar la punta de la superficie. La fuerza aplicada está relacionada con la deflexión que experimenta la punta mediante la constante de fuerza del cantiléver; así $F = k \cdot D$, donde F es la fuerza aplicada, k es la constante de fuerza del cantilever y D la deflexión. Por tanto, trabajar a una determinada deflexión es equivalente a trabajar a una fuerza constante, pues son proporcionales. Así, se fija la deflexión de trabajo (set-point) y, a medida que se hace el barrido, el escáner sube o baja (en Z) para mantener una deflexión constante (**FIGURA 14**) [88,92].

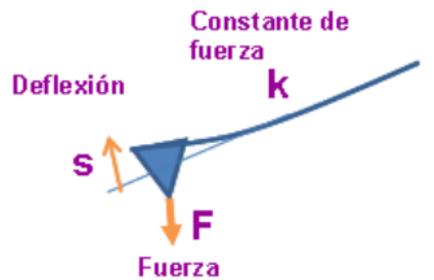


FIGURA 14 *Modo de contacto. Modificado de Olmos, D [114].*

La principal aplicación de AFM es la obtención de imágenes de alta resolución de diferentes materiales, incluidos polímeros, materiales cerámicos, metales, biomoléculas y células. Inclusive es capaz de medir las diferencias de altura en el orden del tamaño de un átomo, haciendo que la técnica sea adecuada para la detección de etapas muy tempranas de pérdida de sustancias debido a ataques erosivos y abrasivos [6,88].

Una ventaja principal de AFM sobre técnicas tales como SEM y microscopía de túnel de barrido es la preparación de muestras. AFM se puede usar en condiciones ambientales, en aire o líquidos, así como en vacío. Por lo tanto, las muestras frágiles no se dañan con técnicas de preparación de muestras, como el recubrimiento, la deshidratación y la exposición al vacío; se evitan los artefactos asociados con dichas técnicas. Además, la misma muestra se puede usar para crear una imagen en AFM antes y después. Otra ventaja es su naturaleza extremadamente precisa y cuantitativa. Sin embargo, el tamaño del escaneo está limitado a $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ y puede llevar alrededor de 60 minutos escanear esta área. Por lo tanto, se deben tener en cuenta las limitaciones de tiempo, y se deben escanear varias áreas para garantizar que las imágenes sean representativas de toda el área de la muestra que se está analizando [88,92].

b) Equipos de tipo no contacto

1. Un perfilómetro óptico (Interferometría de luz blanca - WLI)

En esta técnica, la punta de lápiz del modo contacto tradicional se reemplaza con un láser. Mediante interferometría se construye un mapa de la superficie. Una ventaja de esta técnica es que puede proporcionar datos para el volumen de pérdida, así como la pérdida vertical (resolución de precisión en altura 10 nm) [88,92].

La perfilometría óptica utiliza las propiedades de la longitud de onda de la luz como regla para comparar la diferencia de trayectoria óptica entre una superficie de prueba y una superficie de referencia [96].

La luz emitida desde una fuente (láser) se separa en 2 haces. El haz de referencia, se refleja en el espejo de referencia y se direcciona a un sensor de imagen CCD y crea un patrón de interferencia. Mientras que, el haz de medición es guiado hacia un punto de la muestra y reflejado al sensor de imagen CCD. El interferómetro de luz blanca está diseñado de modo que la longitud del camino óptico desde el elemento CCD hasta el espejo de referencia y desde el elemento CCD hasta la superficie de la muestra sea la misma. La aspereza en la superficie de la muestra hace que estas longitudes de camino sean desiguales, lo que resulta en la formación de un patrón de interferencia en el sensor CCD. El número de líneas en el patrón de interferencia se traduce en picos y valles (alturas) en la superficie de la muestra. **(FIGURA 15)** [96,105,115].

Un perfilómetro óptico escanea el material verticalmente. A medida que el material en el campo de visión pasa a través del plano focal, crea interferencia. Cada nivel de altura en el material de prueba alcanza el enfoque óptico. Si se conoce la longitud de onda (interferograma), es posible calcular diferencias de altura en una superficie. A partir de estas diferencias de altura, se obtiene una medición de superficie, un mapa de superficie 3D, si se quiere [96].

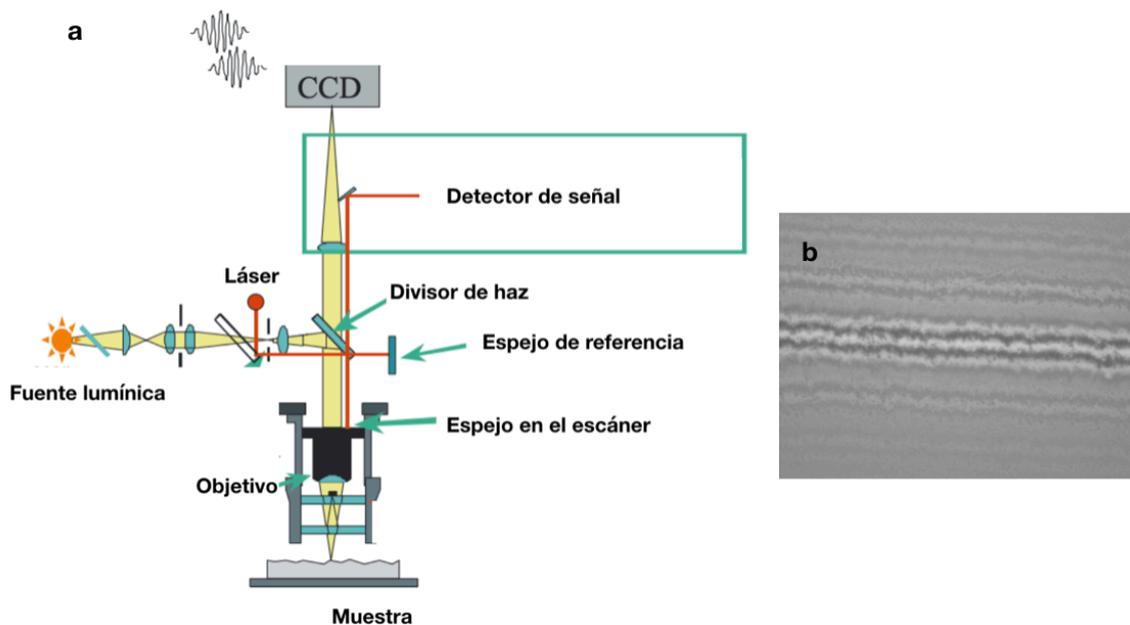


FIGURA 15 a. Esquema de un perfilómetro óptico. **b.** Líneas de interferencia. Adaptado de Hocken, R.J [115].

2. Microscopio confocal de escaneo láser (CLSM)

La microscopía láser de barrido confocal (CSLM) es un método no destructivo. Es una herramienta para obtener imágenes de alta resolución con reconstrucciones tridimensionales. Originalmente, la microscopía confocal se realizaba con luz, pero en los últimos años (desde finales de la década de 1980), la luz ha sido reemplazada por una fuente de láser [88]. Además, las muestras ahora se etiquetan a menudo con marcadores fluorescentes. En resumen, CLSM funciona de la siguiente manera: la iluminación proporcionada por un láser de gas (por ejemplo, Ar / Kr o He / Ar) [88]. Parte de la luz procedente de la fuente de iluminación atraviesa un primer diafragma, es reflejada mediante un espejo dicróico y se enfoca en un punto del espécimen mediante la lente de un objetivo. La señal emitida por el punto iluminado (fluorescencia o luz reflejada) vuelve por el mismo camino óptico, pasa a través del espejo dicróico y es enfocada en un detector, un segundo diafragma o pinhole es colocado delante del detector para eliminar las señales procedentes de la zona fuera de foco (**FIGURA 16**) [95,104,116]. El principio del funcionamiento del CLSM se basa en la existencia de dos diafragmas (pinhole), uno entre la fuente de luz y el objetivo y el otro entre el objetivo y el detector. Ambos pinhole deben de estar perfectamente alineados de forma que el segundo de ellos únicamente deje llegar al detector la luz procedente del plano focal. El plano de enfoque de la iluminación es el mismo que el plano focal de detección, lo que significa que son confocales. La información de la muestra se puede recoger de diferentes planos focales. El ordenador puede generar una imagen tridimensional de una muestra al ensamblar una pila de estas imágenes bidimensionales de planos focales sucesivos [88,92,96].

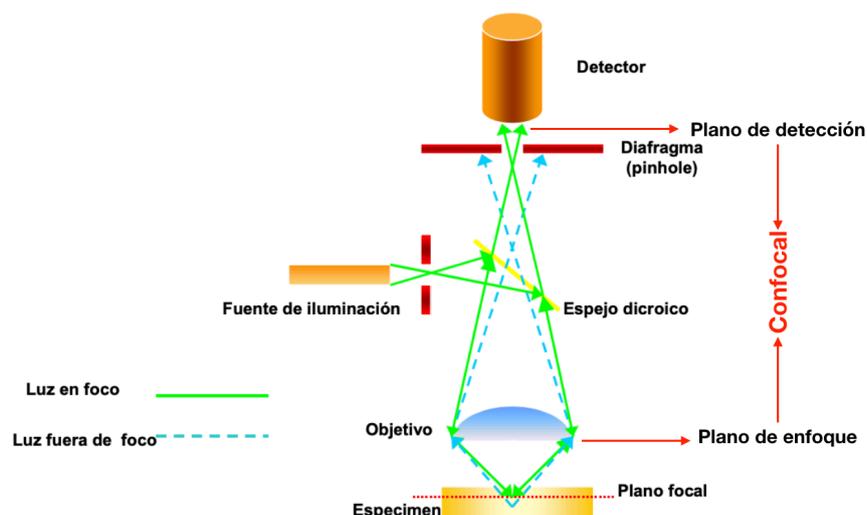


FIGURA 16 Esquema del principio de la microscopía confocal. Adaptado Nistal, A [117].

3. La microscopía electrónica de barrido (SEM)

Es una técnica bien establecida en prácticamente todas las áreas de la ciencia moderna. Fue una de las primeras técnicas utilizadas para medir la reabsorción in vitro de tejidos duros dentales y todavía se usa ampliamente en la actualidad[92].

Mediante la dispersión de electrones en la superficie de la muestra y la señal recibida resultante proporciona información sobre la topografía y la composición de la superficie. Las imágenes SEM tienen una gran profundidad de campo (todas las partes de la imagen están enfocadas, a pesar de estar a diferentes profundidades) y, por lo tanto, pueden producir imágenes 3D de alta resolución (**FIGURA 17**). Para SEM convencional, la superficie debe estar recubierta con un material que sea eléctricamente conductor, para evitar la acumulación de carga electrostática. Este material suele ser paladio y/o oro, y los especímenes, sin duda, serán alterados irreversiblemente durante el proceso de desecación y pulverización. Las muestras biológicas se pueden impregnar con Osmium en su lugar, o se pueden tomar imágenes de manera no recubierta, utilizando "SEM ambiental" que funciona dentro de un recipiente presurizado [104].

El microscopio electrónico de barrido ambiental (ESEM) es una modificación del SEM. Las principales diferencias entre ESEM y SEM convencional son que la muestra se puede examinar sin recubrimiento con metal o carbono, en condiciones de vacío y en condiciones de humedad. La resolución y el aumento proporcionados por ESEM son comparables a los de SEM [92].

Sin embargo, la técnica SEM y ESEM no proporcionan información tan detallada sobre las alteraciones superficiales de las muestras erosionadas como otros métodos utilizados para la evaluación del impacto erosivo. Ambos son métodos que solo permiten una evaluación subjetiva y cualitativa. Por lo tanto, el SEM rara vez se usa por sí solo, ya que es difícil cuantificar el grado de desgaste; sin embargo, es invaluable como técnica de soporte, particularmente cuando se usan técnicas que no permiten la observación directa de la superficie. Al respecto, es probable que la naturaleza cuantitativa y precisa de las imágenes de AFM promueva un mayor uso de esta técnica en los estudios de erosión [92,104].

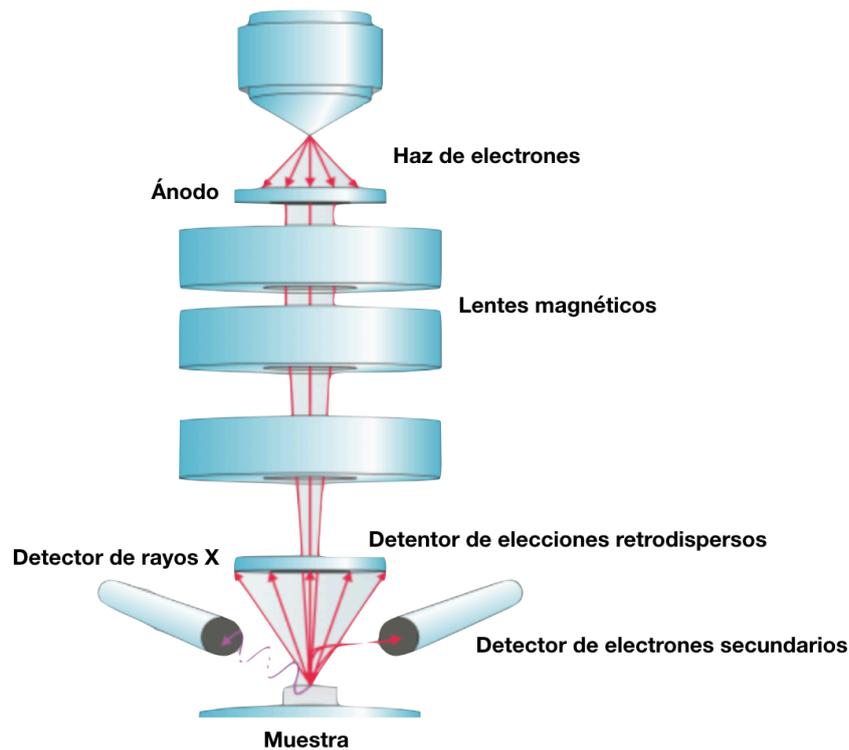


FIGURA 17 Esquema del microscopio electrónico de barrido. Modificado de Adaptado Nistal, A [117].

1.3.1.2 Pruebas mecánicas

En el entorno oral, las restauraciones están sometidas a tensiones por la acción de la masticación. Estas fuerzas actúan sobre los dientes y / o el material produciendo diferentes reacciones que conducen a la deformación, lo que en última instancia puede comprometer su durabilidad en el tiempo. Es importante introducir algunos conceptos que son extremadamente relevantes para comprender el rendimiento presentado por dicho material en condiciones de prueba específicas. Esta información será útil para analizar la posible reacción de dicho material dental restaurador cuando esté clínicamente en servicio [87].

Cuando se aplica una fuerza o carga específica a un cuerpo, se produce una reacción de la misma intensidad y en dirección opuesta [87]. Dependiendo de las características de carga aplicadas y la tensión consiguiente, pueden ocurrir diferentes reacciones del material probado. El estrés puede resultar en la alteración estructural de las dimensiones originales, provocando una deformación [87,118].

La relación tensión-deformación de un material es relevante para determinar su comportamiento mecánico. Para cada material, existe una relación proporcional tensión-deformación, que establece una curva de tensión-deformación. Si hay un alivio de tensión durante la carga y no se produce una deformación permanente, se conoce como deformación

elástica. Esta proporción se produce hasta un punto límite que se define como límite proporcional, donde el estrés-tensión tienen una proporcionalidad constante. Para determinar la elasticidad de un material se calcula la relación de la curva de tensión-deformación dentro del límite elástico. Esta proporcionalidad se define como módulo de elasticidad o módulo de Young. Este valor medirá la rigidez de dicho material. Sin embargo, cuando la carga aplicada excede este punto, se produce una deformación irreversible, que produce una deformación permanente o plástica. Cada material presenta una resistencia a la deformación, y después de este punto, resultará en su ruptura (**FIGURA 18**). En este punto se obtiene el valor de resistencia final. El área debajo de la parte elástica de la curva de tensión-deformación representa la resistencia del material. Corresponde a la resistencia de un material a la deformación permanente e indica la cantidad de energía requerida para deformar el material hasta su límite proporcional. Cuando se calcula el área bajo las partes elástica y plástica de una curva de tensión-deformación, indica la tenacidad de un material. La dureza es la resistencia de un material a la fractura y corresponde a la cantidad de energía requerida para causarla [118].

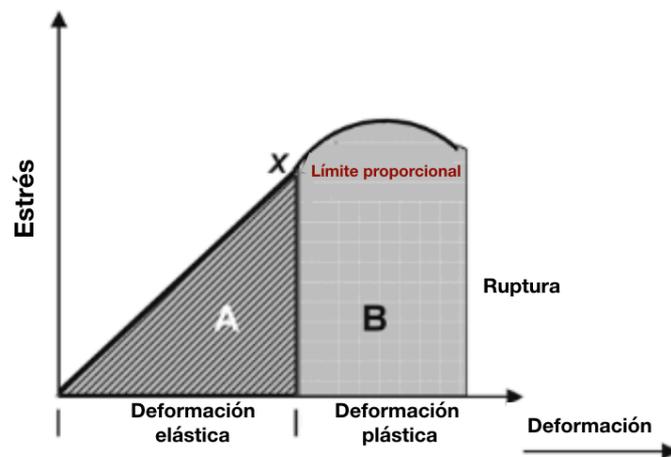


FIGURA 18 Curva de tensión- deformación. A área de resistencia y A+B tenacidad del material. Modificado de Wang L [118].

Todos estos conceptos pueden ser aplicados en situaciones clínicas. Dado que se producen muchas fuerzas complejas y tienden a deformar el material (tracción, compresión, corte, fuerza de flexión). El conocimiento y la interpretación de cómo se comportan estos materiales bajo tales fuerzas son relevantes para comprender el rendimiento del material [118,119].

Puede parecer muy lógico probar la resistencia de un material bajo las condiciones de carga típicas a las que se enfrentará en la cavidad bucal. Hasta cierto punto, esto es útil, pero debe recordarse que la mayoría de las fuerzas externas sobre un material se resolverán a sí mismas como tensiones a lo largo de varios planos dentro de la estructura, lo que a menudo conduce a

tensiones de tracción, incluso cuando la muestra se coloca bajo compresión. Esto es especialmente cierto en la cavidad oral, donde casi nunca se encuentra una carga axial simple debido a la anatomía de los dientes y la naturaleza tridimensional de la mecánica de la mandíbula. Además, debido a que la resistencia del material es una función no solo de su composición, sino también de su calidad de preparación, es decir, porosidad interna, inclusiones, defectos superficiales [89]. Si bien la resistencia a la compresión parece ser intuitivamente importante, no ha habido indicios de que se relacione con el rendimiento clínico, especialmente a la luz del hecho de que la mayoría de las fallas están probablemente relacionadas con tensiones de tracción. Debido a que las resinas compuestas tienen una resistencia a la tracción mucho menor que la resistencia a la compresión, esta propiedad es probablemente la prueba de resistencia más adecuada. Sin embargo, es más difícil de evaluar con precisión. Por lo tanto, la flexión, un método de prueba potencialmente más simple que se relaciona bien con la falla de tracción, usualmente sustituye a las pruebas de tracción, convirtiéndose en la prueba estándar de resistencia. Además, se ha demostrado que se correlaciona con el desgaste [87,118].

1.3.1.2.1 Durometría

La dureza es una propiedad mecánica, que representa la resistencia de un material a la deformación plástica permanente [87,89].

En 1822, se introdujeron formas de ensayo de dureza que incluían rascar superficies de material con un diamante y medir el ancho de la línea resultante, una prueba conocida como la escala de Mohs; en algunos procesos este método todavía se utiliza. La escala de Mohs consta de diez minerales, ordenados de acuerdo a su dureza, en el puesto número 10 está el diamante y en el primer puesto corresponde al talco. Cada mineral puede rayar los que caen debajo de él en la jerarquía de la escala. La escala de Mohs no es lineal; La diferencia de dureza entre 9 y 10 es significativamente mayor que entre 1 y 2. Durante los siguientes 75 años, se introdujeron otras versiones de la prueba de rayado incluyendo microscopios integrados y aparatos de diamante que aplicaban cargas crecientes. Posteriormente (1859), se introdujo la dureza de tipo de indentación y el primer ensayo ampliamente aceptado y estandarizado de indentación para la dureza fue propuesto por J. A. Brinell en 1900. En busca de proporcionar un método rápido para calcular la dureza, en 1914 los hermanos Stanley y Hugh Rockwell introducen al comercio el indentador Rockwell. Uno de los principales puntos fuertes de la Rockwell fue la necesidad de tan solo una pequeña zona para el ensayo de indentación. También es mucho más fácil de usar ya que las lecturas son directas, sin necesidad de cálculos o mediciones secundarias [120].

Como alternativa al Brinell, la prueba de dureza Vickers fue desarrollada en 1924, Smith y Sandland, en Vickers. El ensayo se diseñó ante la necesidad de tener una prueba más refinada. La prueba de Vickers utiliza el mismo principio que el Brinell, el de una impresión regular sobre el material, pero en su lugar utiliza un diamante, esto resultó en una prueba de dureza más consistente y versátil. Más tarde, en 1939, Fredrick Knoop presentó una alternativa a la prueba Vickers en la Oficina Nacional de Normas de los Estados Unidos. La prueba Knoop utilizó un formato alargado y poco profundo de la pirámide de diamante y fue diseñada para ser usada bajo fuerzas de prueba inferiores a la prueba de dureza Vickers, lo que permite realizar pruebas más precisas de materiales frágiles o delgados [89,120]. La facilidad con la que se puede realizar la prueba de dureza lo ha convertido en uno de los métodos de caracterización más comunes para los composites de resina [87,89].

Dado que la deformación de los materiales de resina compuesta es una mezcla de componentes plásticos y elásticos, se recomienda una medición dinámica con registro simultáneo de la carga y la profundidad de penetración correspondiente del penetrador. Tanto la parte plástica como la elástica de la indentación se pueden separar del análisis de los datos de carga-desplazamiento [121].

En resumen las primeras técnicas incluyeron pruebas de rasguños simples, posteriormente rayar las superficies del material con un diamante (escala de Mohs) y finalmente pasamos a la técnica de indentación del material [121].

1.3.1.2.1.1 Métodos de evaluación de la dureza

La dureza es una prueba mecánica simple para observar las primeras etapas de la erosión. La popularidad de esta técnica probablemente esté asociada con el bajo costo y la facilidad con la que se pueden adquirir los datos [92]. Para la evaluación de las características de los composites en relación con la resistencia al desgaste se suele emplear dos métodos: dureza Vickers y pruebas de dureza Knoop [122].

Los métodos tradicionales para probar la dureza son Brinell, Rockwell, Knoop, Vickers y nano indentación.

1. Dureza Brinell

El método Brinell aplica una carga (500 a 3000 kgf) de prueba predeterminada mediante una bola de carburo tungsteno entre 1-10 mm de diámetro que se mantiene durante un tiempo predeterminado y luego se retira. El ancho permanente de la indentación se mide a través de dos lecturas del diámetro, generalmente en ángulos rectos entre sí y se promedian estos resultados (**FIGURA 19**) [89,120,123].

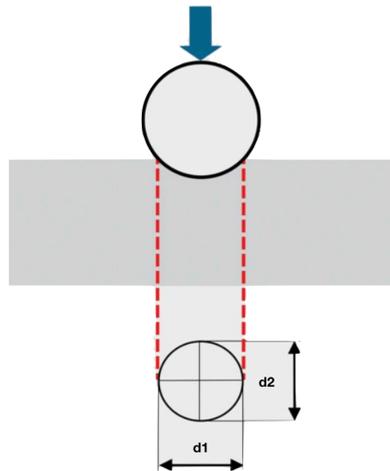


FIGURA 19 Esquema de la huella con un indentador Brinell. Modificado Lindegrende M [124].

El valor de dureza de Brinell es proporcional a la fuerza de prueba dividida por el área de superficie de la indentación. La mayor fuente de error en las pruebas de Brinell es, como en el caso de otros métodos de indentación, la medición de la indentación. El método es, por lo tanto, algo subjetivo y depende del operador. Los visores Brinell ópticos automáticos y estandarizados serían una mejor opción, para la fiabilidad del resultado de dureza [120,123].

2. Dureza Rockwell

El método Rockwell mide la profundidad permanente de la indentación producida por una fuerza / carga en un penetrador (un cono de diamante de 120° con una punta esférica de 0.2 mm de radio). Se requiere una aplicación de fuerza en dos pasos: primero, se aplica una fuerza de prueba preliminar comúnmente denominada precarga (P_0) a una muestra, se mantiene por una duración que no excede los 3 s; la cual se mantiene hasta el final del ensayo. Esto garantiza una mayor exactitud del ensayo ya que excluye la influencia de vibraciones e irregularidades de la superficie. Esta carga representa la posición cero o de referencia. Después de la precarga, se aplica una carga principal (P_1) para alcanzar la carga de prueba total requerida ($P_t = P_0 + P_1$) (**FIGURA 20**). Esta fuerza se mantiene durante una cantidad de tiempo predeterminada

(tiempo de permanencia) para permitir la recuperación elástica. Esta carga principal se libera y la posición altura final (h) se mide frente a la posición derivada de la precarga [125].

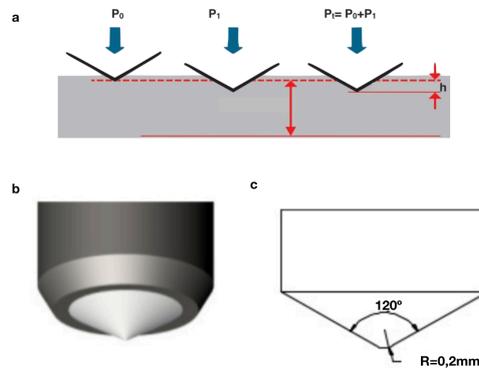


FIGURA 20 *a. Esquema de la medición con el indentador Rockwell, b. Forma cónica de base circular del indentador y c. Esquema del indentador Rockwell. Modificado Lindegrende M [124].*

3. Dureza Vickers

El método de prueba de dureza Vickers consiste en la indentación del material de prueba con un indentador de diamante, en forma de una pirámide con una base cuadrada y un ángulo de 136° entre caras opuestas (**FIGURA 21**) [87,89]. La probeta para ensayar debe estar plana y pulida con un espesor mínimo de $1\frac{1}{2}$ el tamaño de la diagonal [126] o 10 veces la profundidad de la indentación [121].

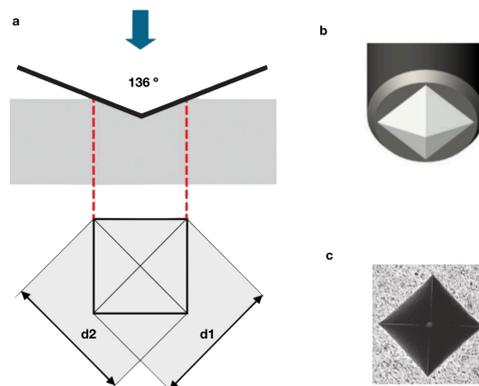


FIGURA 21 *a. Esquema de la huella con un indentador Vickers, b. Forma piramidal de base cuadrada del indentador y c. Huella dejada tras un ensayo con indentador Vickers. Modificado Lindegrende M [124].*

La prueba de Vickers tiene dos rangos de fuerza distintos, micro (10g a 1000g) y macro (1kg a 100kg), para cubrir todas las pruebas requeridas. Tanto para las pruebas micro como macro se

usa el mismo indentador [89]. Mientras que la norma ISO 6507-1:2018 propone los siguientes rangos de carga para los ensayos [126] **(TABLA 6)**.

TABLA 6 Rango de las fuerzas de prueba para los ensayos Vickers propuesta en la norma ISO 6507-1:2018.

| Rango de la fuerza – F (NEWTON) | Designación |
|--|---------------------------------|
| $F \geq 49,03$ | Dureza Vickers. |
| $1,961 \leq F < 49,03$ | Dureza Vickers con baja fuerza. |
| $0,00980 \leq F < 1,961$ | Microdureza Vickers. |

La carga completa se aplica normalmente durante 10-15 s. La huella de las diagonales que quedan en la superficie del material después de la eliminación de la carga se mide utilizando un microscopio y se calcula su promedio. La dureza de Vickers es el cociente obtenido dividiendo la carga por el área cuadrada de la indentación. El número de dureza Vickers debe informarse junto con la fuerza de prueba y el tiempo de permanencia [87,89,120].

La **dureza Vickers** viene dada por la siguiente expresión:

$$HV = 1,8514 \frac{F}{d^2}$$

HV = Dureza Vickers (N/mm^2)

F= Carga aplicada en *Newtons* ($kg*m/s^2$)

1,8514= Seno $136^\circ/2$

d^2 = Diagonal media en mm^2 ($d1+d2/2$)

Si se van hacer medidas repetidas en una probeta, la distancia entre las huellas debe ser mínimo de 2 ½ el tamaño de la diagonal [126].

4. Dureza Knoop

El indentador Knoop (HKN) es similar al indentador Vickers, excepto que el diamante piramidal con base romboidal tiene bordes de longitud desigual, lo que da como resultado una impresión que tiene una diagonal con una longitud aproximadamente siete veces la

diagonal más corta. Los ángulos para las caras opuestas de un indentador Knoop son 172.5° y 130° (**FIGURA 22**). El tiempo para la aplicación inicial de la fuerza no debe exceder 10 s, y la fuerza de prueba se mantiene por 10-15 s [89,127]. Las pruebas Knoop se realizan principalmente en fuerzas entre 10g a 1000g, las pruebas Knoop son conocidas principalmente como micro dureza o pruebas de micro indentación [89,120].

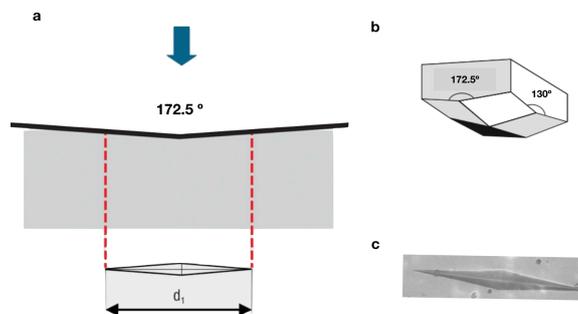


FIGURA 22 *a. Esquema de la huella con un indentador Knoop, b. Forma piramidal de base romboidal del indentador y c. Huella dejada tras un ensayo con indentador Knoop. Modificado Lindegrende M [124].*

El indentador Knoop es particularmente útil para el estudio de materiales muy duros porque la longitud de la diagonal larga de la impresión residual se mide más fácilmente en comparación con las dimensiones de la impresión realizada por Vickers o indentadores esféricos [89,120,128].

Comparado con un penetrador de Vickers, el indentador utilizado en una prueba de Knoop tiene una forma más alargada, siendo tres veces más larga su diagonal mayor que las diagonales de un indentador Vickers, pero el indentador Vickers penetra el doble en profundidad que el Knoop [118,128].

En la prueba de dureza Vickers, la longitud de la hendidura en los ejes vertical y horizontal se mide y se promedia, el método Knoop solo usa el eje largo. Debido a que el método Knoop produce una deformación mínima del material en el área diagonal menor, se usa comúnmente con materiales frágiles, pequeñas áreas de ensayo, cuando las indentaciones están muy cerca entre sí o muy cerca del borde de la muestra. Se identificó una fuerte correlación ($r = 0,91$) en los composites de resina entre la dureza de Knoop y Vickers [89].

La profundidad de penetración del diamante Vickers es un $1/7$ de la longitud de la hendidura; es decir, con indentaciones de, por ejemplo, $35 \mu\text{m}$ de longitud, la profundidad de penetración sería de $5 \mu\text{m}$. La profundidad de penetración del diámetro de Knoop es a $1 / 30.5$ de su longitud. Esto significa que con la misma longitud de indentación y visibilidad bajo el microscopio de evaluación, la determinación de dureza Knoop refleja mejor las alteraciones de las capas más

exteriores que la prueba de dureza Vickers. La relación dureza Vickers / Knoop varía entre 1.05 y 1.15 para materiales duros [129].

5. Nanoindentación

La dureza superficial, o microindentación, es el método más establecido y tradicional, mientras que la nanoindentación (también conocida como ultra microindentación) está emergiendo como una nueva técnica que es fácilmente aplicable a la erosión del esmalte. Los principios de la técnica son iguales tanto para la microindentación y la nanoindentación. Es una punta de diamante de dimensiones conocidas, que se presiona sobre una superficie con una carga y duración determinadas [92,121].

El indentador Berkovich se usa para las pruebas de nanoindentación que da como resultado una indentación piramidal de tres lados. Esta forma configura con más facilidad en un punto más agudo que la geometría de Vickers de cuatro lados, lo que garantiza un control más preciso sobre el proceso de indentación (**FIGURA 23**). Las cargas son pequeñas, entre nN a mN. Por lo tanto, la profundidad de indentación de la punta del penetrador podría limitarse algunos nanómetros, permitiendo mediciones en la capa más externa ablandada [92].



FIGURA 23 a. Esquema del indentador Berkovich y **b.** Forma piramidal de base triangular del indentador. Modificado de Winer W. [120].

El nanoindentador podría acoplarse al AFM (**FIGURA 24**), permitiendo una resolución de 0,2 nm [92].

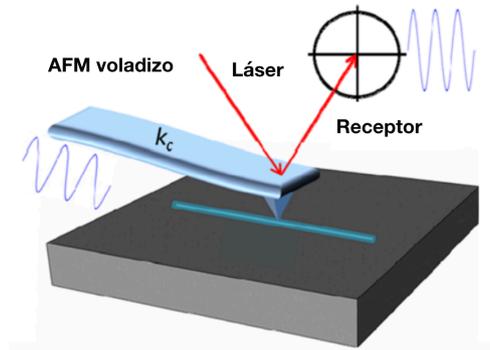


FIGURA 24 Esquema de un nanoindentador medido con Microscopio de fuerza atómica (AFM). Modificad de Zhu Y [130].

La dureza de la microindentación se determina midiendo las dimensiones de la huella que queda en la superficie, es decir mide la deformación plástica (permanente) y no hay información con respecto a la respuesta elástica y la recuperación de la superficie [92]. Mientras que, en el nanoindentador el penetrador se introduce en la muestra aplicando una carga creciente hasta valor preestablecido. La carga se reduce gradualmente hasta que se produce la relajación parcial o completa de la muestra. La carga y el desplazamiento se registran continuamente a lo largo de este proceso para producir una curva de desplazamiento de carga a partir de la cual se pueden calcular las propiedades nano mecánicas como el módulo de elasticidad, dureza, dureza a la fractura, fluencia dependiente del tiempo y energía plástica y elástica de la muestra [121].

La dureza medida por indentación se ve afectada no solo por el material que está inmediatamente alrededor de la punta, también por el material a una distancia de aproximadamente 10 veces la dimensión de la indentación. Las indentaciones típicas de la microdureza oscila entre algunas decenas a cientos de micrómetros. Mientras que la nanoindentación se ve afectada solo por unos pocos micrómetros alrededor. Sin embargo, se puede esperar que la nanoindentación sea más sensible a las primeras etapas de erosión cuando el espesor de la capa ablandada puede ser más delgada. Dentro de las ventajas de la microindentación es que es menos costosa que la nanoindentación, y es más rápido y más simple de realizar. Además, se debe considerar que, si se usa un nanoindentador para medir la dureza en las resinas compuestas, al ser tan reducido el tamaño de su punta, dependerá donde se asiente la punta del nanoindentador (relleno o matriz) tendremos valores muy diferentes [92,121].

1.3.1.2.2 Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión de un material es la capacidad para doblarse antes de romperse. Se obtiene cuando la flexibilidad de un material llega antes de su límite proporcional. Las fuerzas de flexión son el resultado de fuerzas generadas en situaciones clínicas, por lo tanto, los materiales

dentales deben tolerar las fuerzas de flexión y torsión para evitar su fractura durante la masticación. [86,89,118]. La prueba de resistencia a la flexión, consiste en una probeta asentada en dos rodillos dispuestos a una distancia determinada. Una carga (50 ± 16 N/min) desde una fuente puntual en la parte superior ejerce presión en la porción central de la probeta a una velocidad constante de 0.75 ± 0.25 mm/min [131]. Cuando se aplica la carga, la muestra de la barra se dobla, la tensión resultante está representada por una disminución de la longitud en la superficie superior (tensión de compresión) y un aumento en la longitud de la superficie inferior (tensión de tracción). En consecuencia, las tensiones principales en las superficies superiores son compresivas, mientras que las tensiones en las superficies inferiores son de tracción y cizallamiento. Si bien los módulos de tracción y compresión son generalmente los mismos para los metales, pueden diferir significativamente para los compuestos poliméricos **(FIGURA 25)** [87,119].

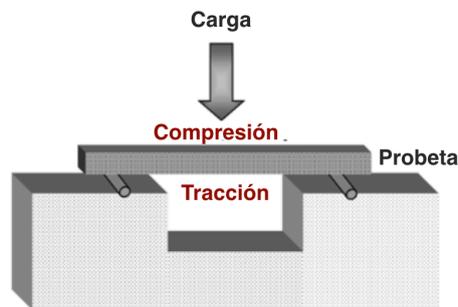


FIGURA 25 Resistencia a la flexión de 3 puntos. Modificado de Wang L [118].

La resistencia a la flexión también se puede probar cargando en cuatro puntos, en la que el aplicador de carga no es una fuente de un solo punto, sino que consta de dos puntos separados por una distancia bien prescrita. El beneficio del método de 4 puntos es que concentra la tensión en un área más amplia de la probeta, y por lo tanto asegura que la falla de la probeta ocurrirá dentro de esta región. Se debe asegurar que al menos 10% de la probeta debe estar asentada en los rodillos. **(FIGURA 26)** [89].

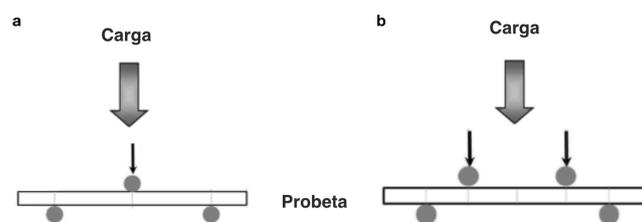


FIGURA 26 a. Esquema de resistencia a la flexión en 3 puntos y **b.** Esquema de resistencia a la flexión en 4 puntos. Modificado de Ferracane J. [89]

$$\text{Tres puntos} \quad \sigma = \frac{3FL}{2bh^2} \qquad \text{Cuatro puntos} \quad \sigma = \frac{3FL}{4bh^2}$$

F= Es la carga máxima, en Newton, ejercida sobre la probeta. **L=** es la distancia entre los rodillos (distancia de centro a centro entre los rodillos de soporte) en milímetros. **b=** Es el ancho del centro de la probeta, en milímetros, medida inmediatamente antes del ensayo. **d=** Es la altura o profundidad en el centro de la probeta, en milímetros, medida inmediatamente antes del ensayo.

- **Tamaño de la probeta**

Para que los ensayos sean comparables el tamaño de las muestras y los métodos de ensayo deben estar estandarizados. Para evaluar la resistencia a la flexión de un material dental tipo polímero, generalmente se utilizan muestras en forma de barra con una dimensión de 25 x 2 x 2 mm, estipulado en la norma ISO 4049:2010 [131]. También hay ciertos estudios [54,60,132] que se basan en la norma ISO 6872:2008[133] (14 x 4 x 1.2mm) para las pruebas de resistencia a la flexión, aunque esta norma está diseñada para los materiales dentales de tipo cerámicos. Mientras que la medición de la resistencia a la flexión de tres puntos especificada por la ISO 4049:2010 se emplea ampliamente para evaluar los materiales de restauración basados en polímeros y al parecer es la mejor manera de evaluar las propiedades de flexión de los composites de resina CAD/CAM, ya que se siguen considerando como materiales de resina compuesta, a pesar de ser comercializados con diferentes nombres [79,134]. No obstante, si bien las especificaciones de la norma ISO 4049: 2010 para el ancho y el espesor son aceptables, la longitud recomendada de 25mm es difícil emplearlo en las resinas compuestas para CAM/CAM debido al menor tamaño en el que se comercializan los bloques CAD/CAM. Además, la confección de los especímenes de resina compuesta es técnicamente difíciles de preparar sin defectos, ya que las ventanas de salida de las lámparas de polimerización comerciales suelen ser inferiores a 25 mm. Esto lleva a especímenes que no se curan homogéneamente con tensiones duraderas que pueden comprometer la confiabilidad de los datos de la prueba a la flexión. Por otra parte, son clínicamente irrelevantes, ya que el diámetro mesio-distal de los molares es alrededor de 11 mm y la longitud cervico-incisal de los incisivos centrales es de 13 mm [118]. Por lo tanto, la longitud recomendada por la norma ISO tampoco simula la situación real [118,119].

Frente a esta situación se ha propuesto un tamaño de probetas mas pequeñas (12 x 2 x 2 mm) para una prueba de mini flexión **(TABLA 7)**.

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

La correlación de la resistencia a la flexión entre la ISO y las muestras más cortas de mini flexión fue significativamente positiva y muy fuerte ($r = 0,95$) [119]. Las pruebas proporcionan resultados similares, aunque las especificaciones usan tamaños de muestra diferentes [119,135]. La prueba de mini flexión parece ser una promesa como reemplazo para el las probetas de la ISO en vista de su correlación significativa, relevancia clínica y una mayor eficiencia. Según las normas ISO, los materiales compuestos debe tener una resistencia a la flexión mínima de 80 MPa [131,136].

TABLA 7 *Tamaño de las probetas para el ensayo de resistencia a la flexión*

| ISO 4049: 2014 | ISO 6872:2018 | Probetas alternativas (mini flexión) |
|---|--|---|
| Longitud: 25 \pm 2 mm Ancho: 2 \pm 0.1 mm Espesor: 2 \pm 0.1 mm | Longitud:14 \pm 2.2 mm Ancho: 4 \pm 0.2 mm Espesor: 2.1 \pm 0.2 mm | Longitud:12 mm Ancho: 2 mm Espesor: 2mm |
| Distancia entre los rodillos 20mm | Distancia entre los rodillos 12mm | Distancia entre los rodillos 10mm |

1.3.1.2.2.1 Módulo de Weibull

A menudo se observa que las cerámicas y composites de restauración dental, si bien son populares en términos de estética y biocompatibilidad, son susceptibles a la fractura, ya que se les considera materiales frágiles. Este tipo de falla es particularmente difícil de predecir. La fractura inminente por fragilidad rara vez está precedida por una advertencia, como una deformación visible, y tampoco parece que los componentes frágiles aparentemente idénticos se rompen con la misma tensión aplicada. Los materiales dúctiles se deforman para distribuir uniformemente las tensiones en una región, pero en los materiales rígidos y frágiles, las concentraciones de tensión en los cambios de geometría de la muestra, grietas, irregularidades de la superficie, poros y otros defectos intrínsecos no se alivian. Por lo tanto, las metodologías de diseño y los métodos de prueba para materiales dúctiles no son adecuados para los materiales frágiles y se necesitan diferentes métodos de prueba y enfoques de diseño [137,138].

Los materiales frágiles tienen una dispersión considerable de defectos, es decir, existen defectos de tamaño diferente. Por lo tanto, la fractura de este tipo de materiales suele originarse de defectos distribuidos en la superficie o dentro del material. El tamaño del

defecto principal, en el que se basa la resistencia de un material, varía de una muestra a otra y, por lo tanto, se espera una variación en los valores de resistencia [138]. La idea de que el fracaso se asocie con un defecto mayor o "la teoría del eslabón más débil", no es reciente. Leonardo DaVinci tiene fama de haber realizado pruebas alrededor de 1500 con cestas suspendidas por diferentes longitudes de alambre de diámetro idéntico. DaVinci llenó gradualmente las canastas con arena y notó que las canastas suspendidas por cables más cortos podrían contener más arena, un resultado que se espera si se supone que hay una menor probabilidad de encontrar una falla grande en un cable más corto. DaVinci no sabía exactamente dónde se rompería un cable en particular, pero recomendó que se realizaran múltiples pruebas para cada longitud de cable, lo que sugiere que había una variación estadística en las resistencias y las ubicaciones de falla de los cables de la misma longitud. Desde la época de DaVinci, se ha avanzado mucho tanto en nuestra capacidad para identificar propiedades de fallas críticas como en el refinamiento de predicciones basadas en la teoría del eslabón más débil y las probabilidades de falla estadística [137]. Según el supuesto del eslabón más débil, la resistencia a la fractura de los materiales frágiles estará limitada por la mayor grieta. Por lo tanto, una distribución de la longitud de las grietas resulta en una distribución de resistencia que se describe comúnmente por la probabilidad de fractura [139].

El análisis estadístico de la resistencia fue analizado por un ingeniero sueco, Wallodi Weibull, quien desarrolló una ecuación matemática (probabilidad acumulada de Weibull) para evaluar la probabilidad de fallo de los materiales que no siguen una distribución normal [137]. El módulo de Weibull de un grupo de especímenes considera la población defectuosa en un material frágil. Un alto módulo de Weibull sugiere una distribución pequeña de defectos y una mayor confiabilidad de los datos de resistencia. Otras características útiles de las estadísticas de Weibull incluyen su capacidad para predecir cambios en las distribuciones de acuerdo con el tamaño físico de las muestras [137,140].

Sin embargo, los datos de resistencia se suelen informar a través de la media de los valores de resistencia y sus desviaciones estándar y se supone que la resistencia media es un valor verdadero y que las variaciones aleatorias en torno a este valor verdadero se deben a variaciones por el método del ensayo, preparación de la muestra, etc. En realidad, la población defectuosa carece de este nivel de homogeneidad (distribución normal), como resultado, la falla del material puede ocurrir con tensiones más bajas, porque sigue una distribución de Weibull. Por lo tanto, la resistencia de las resinas compuestas solo puede ser significativo cuando se evalúa mediante una función de probabilidad como las estadísticas de Weibull [140][138].

La evaluación de la fiabilidad en las pruebas de resistencia se debe realizar en condiciones de distribución de Weibull. Para lo cual, los valores de tensión se clasifican en orden ascendente, $i = 1, 2, 3, \dots, N$, donde N es el número total de muestras de prueba e i es el dato i -ésimo. Por lo tanto, la tensión más baja representa el primer valor ($i = 1$), el siguiente valor de tensión más bajo es el segundo dato ($i = 2$), etc., y la tensión más alta está representada por el dato N . Esto permite asignar una probabilidad de falla $Pf(\sigma_i)$, a cada dato según la siguiente fórmula [54,141]:

$$Pf(\sigma_i) = \frac{i - 0.5}{N}$$

Luego, se realiza el análisis del modelo Weibull para el cálculo de probabilidad acumulada de fractura en función del estrés aplicado. Básicamente, la probabilidad de fractura depende de: [54]

Esfuerzo de tensión aplicado σ (o resistencia a la flexión)

Volumen efectivo VE

Esfuerzo característico σ_0

Módulo de Weibull m (pendiente)

La ecuación de la probabilidad acumulada de Weibull (para la distribución de dos parámetros) [141].

$$\text{prob. fractura } F = 1 - e^{-VE \left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m}$$

Donde σ , σ_0 y m son constantes. La constante σ es el nivel más bajo de tensión en el que la probabilidad de fallo se aproxima a cero. Es habitual suponer que $\sigma = 0$, una suposición que ha sido confirmada. La constante σ_0 es un parámetro difícil de visualizar y normalmente se conoce como un parámetro de normalización, parámetro de escala o resistencia característica, que es el nivel de estrés al que ha fallado el 63.21% (Pf) de las muestras [54]. La constante m se denomina módulo de Weibull y tiene importantes implicaciones prácticas, ya que determina la pendiente de la función de distribución y caracteriza la dispersión de los datos de falla con respecto σ (esfuerzo de tensión). Un valor alto de m indica una agrupación cercana de valores de tensión de fractura, mientras que un valor bajo indica una distribución amplia con una cola larga a niveles de las tensiones bajas [138,141].

El módulo de Weibull es un parámetro específico de cada material, el cual describe la distribución del tamaño del defecto. Un mayor valor de este módulo asegura menor número

de defectos catastróficos, menor posibilidad de error en la estimación de la resistencia y una mayor fiabilidad clínica del material.

1.3.1.2.3 Desgaste

El término "desgaste" se refiere a la pérdida neta de un material en su superficie en condiciones operativas. El fenómeno depende de muchos factores diferentes que ocurren casi simultáneamente [142].

La pérdida fisiológica del esmalte oclusal se estimó en aproximadamente 10-38 μm por año. [9,142–144] Sin embargo, las mediciones de desgaste in vivo son generalmente escasas y difieren de un estudio a otro (coeficiente de variación entre 30% y 50%) [145], lo que puede deberse a diferentes métodos de análisis de desgaste y selección de muestras. Además, los resultados se dispersan ampliamente, principalmente debido a factores relacionados con el paciente, pero también con el dentista. Los requisitos de desgaste para todo tipo de material de restauración según el ADA en el 2001, fue 50 μm por año. [9,146], mientras que en una revisión más reciente realizada por Schmalz, G. et al. 2017, mencionaron un rango de desgaste razonable entre 50- 100 μm por año [64].

Se puede clasificar en cuatro tipos básicos: desgaste o abrasión de dos cuerpos, abrasión de tres cuerpos, fatiga y desgaste corrosivo. El desgaste o abrasión de dos cuerpos está relacionado con el material o la pérdida de la superficie del diente, cuando las superficies están en contacto directo, sin la presencia de otro cuerpo. La abrasión de tres cuerpos es causada por la presencia de un tercer cuerpo abrasivo, que actúa entre dos superficies antagónicas. Una razón característica del desgaste por abrasión es la presencia de comida, que actúa como un tercer cuerpo entre las dos superficies durante el ciclo de masticación. El desgaste por fatiga es causado por las grietas del material que se encuentran por debajo de la superficie debido a las repetidas cargas cíclicas. Los factores químicos, como los ácidos, pueden causar un desgaste corrosivo de su capa superficial, que puede eliminarse fácilmente a través del contacto con el antagonista [147].

En 2001, se elaboró una norma sobre "Desgaste por cepillado de dientes", seguida de otra, denominada "Desgaste por contacto de dos y / o tres cuerpos" [148]. Sin embargo, en esta última especificación, solo se han descrito ocho pruebas de desgaste diferentes, pero sin describir sus ventajas y desventajas. Además, la especificación no mencionó si los métodos fueron validados y si los dispositivos con los que se realizaron los métodos estaban calificados para ese propósito. Los equipos más cualificados para reproducir el desgaste in vitro son los simuladores de masticación o masticadoras, que imitan, hasta cierto punto, los movimientos de la masticación.

Ante ello, Heintze, S., 2006, hizo una examinación crítica de los simuladores de masticación que se han usado con frecuencia, los parámetros empleados para su medición y relevancia clínica (**TABLA 8**) [1,145]. De acuerdo al método de actuación, tenemos dispositivos simuladores de desgaste de dos cuerpos, ZURICH[143], IVOCLAR, MUNICH [149,150] y MINNESOTA; dispositivos simuladores de desgaste de tres cuerpos (para abrasión), como ACTA [9,151] y ALABAMA [152,153] o dispositivos de desgaste de dos y tres cuerpos como OHSU [147]. Se estableció una correlación entre el método de simulación de desgaste de Minnesota y las mediciones de desgaste clínico con composites, alegando que 300,000 ciclos en el simulador de desgaste corresponden aproximadamente a 1 año in vivo, para el método Zurich, 1,200,000 ciclos en el simulador corresponden a 5 años en la clínica, para el método Alabama 100,000 ciclos en el simulador corresponden a aproximadamente 3.6 meses en la clínica, para ACTA 220000 ciclos equivalen 2 años de desempeño clínico y 120000 ciclos con el método IVOCLAR está correlacionado con 6 meses -1 año de uso clínico [4,145,147,151]. La norma ISO 14569-2:2001 además menciona 3 métodos adicionales, DIN, NEWCASTLE y FREIBURG. Son métodos que se basan en un movimiento de deslizamiento que emplean como antagonista al esmalte dental, esteatita o Al_2O_3 , y el medio empleado para el ensayo es el agua [148].

TABLA 8 Simuladores de masticación de uso frecuente [145].

| | Método/ Equipo | ISO | Muestras | Fuerza | Movimiento | Antagonista | Medio | Medición |
|--|-----------------------------------|------------|-----------------|---------------|---------------------------------|---------------------------------------|---|-----------------|
| Abrasión a tres cuerpos | ACTA <i>ACTA</i> | Si | 24 | 15N | Rotación | Acero o material dental | Semillas de mijo, arroz | Perfilometría |
| | ALABAMA <i>ALABAMA</i> | Si | 7 | 75N | Rotación 30 | Poliacetal | Cuentas de metacrilato (PMMA) | Perfilometría |
| | OHSU <i>Proto- tech</i> | Si | 6 -10 | 20/80N | Impacto + deslizamiento (6mm) | Esmalte dental (Ø10mm) | Semillas de amapola o Cuentas de metacrilato (PMMA) | Perfilometría |
| Fatiga a dos cuerpos | ZURICH <i>CoCoM</i> | Si | 6- 8 | 49N | Impacto + deslizamiento (0,2mm) | Esmalte dental (Ø1,2mm) | H ₂ O | Perfilometría |
| | MINNESOTA <i>MTS</i> | Si | - | 13,35N | Deslizamiento | Diente | H ₂ O | Perfilometría |
| | MUNICH <i>Wilytec</i> | No | 8 | 5Kg | Deslizamiento (8mm) | Al ₂ O ₃ (Ø8mm) | H ₂ O | Escáner láser |
| | IVOCLAR <i>Wilytec</i> | No | 6-8 | 5Kg | Impacto + deslizamiento (0,7mm) | Empress Ø2,36mm) | H ₂ O | Escáner láser |

Un dispositivo de simulación de desgaste debe incluir las especificaciones siguientes [145]:

- Fuerza dinámica (48–52 N): Los estudios en seres humanos que masticaron diferentes alimentos revelaron que la fuerza de mordida vertical en los molares varía de 20 a 120 N. La fuerza de masticación horizontal debe ser aproximadamente el 35% de la fuerza de masticación vertical.
- Distancia: Los valores cinemáticos más altos de los movimientos verticales se midieron entre 16 y 20 mm
- Velocidad de movimiento vertical y lateral (39–41 mm / s)
- Frecuencia de ciclos de carga (1.58–1.62 Hz)
- Los estudios en seres humanos que masticaron diferentes alimentos revelaron que el tiempo de contacto oscila entre 400 y 600 ms por ciclo de masticación
- Temperaturas del medio ambiente (4.8–5.2 °C / 54.0–56.0 °C)
- Se debe integrar un movimiento lateral en el simulador de desgaste, para probar la resistencia a la fatiga del material.

Los siguientes factores que influyen en el desgaste deben controlarse y estandarizarse [1,145]:

Rugosidad de la superficie de la muestra: Las muestras deben ser ensayadas partiendo del mismo nivel de pulido.

Tipo de material del antagonista: El esmalte sería el material de elección debido a su relevancia fisiológica. Sin embargo, no es posible estandarizar la composición de un sustrato biológico y los dientes extraídos son escasos. La IPS Empress de cerámica reforzada con leucita se aprobó como un material adecuado para este propósito y generó una tasa de desgaste similar al esmalte. Su forma y tamaño debe ser estandarizado.

Lubricante: Tiene como objetivo reducir el desgaste a medida que disminuyen el coeficiente de fricción. La circulación constante del lubricante elimina las partículas desgastadas de la zona de interacción entre el antagonista y el material, reduciendo así el efecto del material desgastado, que, de lo contrario, podría actuar como un medio abrasivo.

Número de ciclos: El desgaste aumenta con el aumento número de ciclos. La mayoría de los métodos de prueba de desgaste in vitro demuestran una fase inicial con un fuerte aumento en el desgaste.

La composición y el tipo de medio abrasivo: Afectan la tasa de desgaste.

2 JUSTIFICACIÓN

El desgaste dental es un proceso complejo, acumulativo e irreversible con una etiología multifactorial. La pérdida fisiológica del esmalte oclusal se estimó en aproximadamente 10-38 μm por año. [1,9,142–144]

En las últimas décadas, hay un aumento en el interés por estudiar y cuantificar el desgaste dental frente a una disminución en la prevalencia de caries. La prevalencia de desgaste por erosión en dentición permanente de niños y adolescentes es del un 30,4%, con cifras que oscilan entre el 7-74% según diferentes estudios [154]. Estas cifras de prevalencia están en aumento en individuos jóvenes y además se incrementa con la edad, debido al efecto acumulativo e irreversible de la erosión [40,155,156].

En la actualidad el término «erosión» es utilizado para los efectos de ablandamiento de la superficie del diente por un ácido, mientras que el posterior proceso de desgaste causado por el ablandamiento debe denominarse «desgaste erosivo» [6,157,158]. El pH ácido puede tener dos orígenes: uno exógeno (medicamentos, alimentos y bebidas ácidas) y otro endógeno (ácido gástrico por reflujo gastroesofágico o desórdenes alimenticios) [7,154,155].

Una de las causas de erosión endógena es la enfermedad por reflujo gastroesofágico (ERGE), la cual es una afección médica bastante común. En 2005, una revisión sistemática encontró que la prevalencia de la enfermedad por reflujo gastroesofágico (ERGE) es del 8,8%-25,9% en Europa; 18,1 – 27,8% en EE. UU., 2,5% -7,8% en Asia oriental, 8,7% -33,1% en Oriente Medio, 11,6% en Australia y 23,0% en América del Sur. La incidencia de la enfermedad fue de aproximadamente 5 por 1000 personas-año. [159] El 15% de los individuos experimentan acidez estomacal una vez por semana, entre el 7-10 % una vez al día, el 45-85% de las mujeres embarazadas experimenta ERGE o acidez estomacal y entre el 25-40% de los estadounidenses experimentan ERGE sintomática en algún momento de su vida [40]. La bulimia es otra de las causas de erosión, la incidencia anual de nuevos casos de bulimia nerviosa son 12 cada 100 000 individuos y la prevalencia en mujeres adolescentes de países occidentales se estima entre el 0,5 – 1,5% [30]. Por otra parte, la erosión dental de origen exógeno está aumentando con el paso de los años, debido a la amplia disponibilidad y al consumo frecuente de bebidas y alimentos con pH bajo. Su prevalencia es muy variable debido a la frecuencia y tipo de consumo [160]. Además, la ubicación geográfica parece influir en las tasas de prevalencia, ya que los hábitos culturales, étnicos y dietéticos varían según la región donde se realizó el estudio [154]. Las fuentes de ácidos exógenos no solo provienen de la dieta, si no también de medicamentos, exposiciones ocupacionales y actividades relacionados con ciertos estilos de vida [38,160].

Ante la pérdida de la integridad dental, nos encontramos en la necesidad de restaurar la estructura para restablecer su anatomía, función y estética. Actualmente existe una amplia variedad de materiales y técnicas para restaurar los dientes desgastados [161]. Las propiedades y características de los

materiales restauradores son una preocupación importante al momento de seleccionar un material, porque están fuertemente ligadas a la estabilidad del mismo en la cavidad oral [47].

Las resinas compuestas y las cerámicas son los dos grupos principales de materiales de restauración dental. Por un lado, las restauraciones cerámicas presentan varias ventajas, como la resistencia al desgaste, el aspecto altamente estético, la biocompatibilidad y la estabilidad del color. Por otro lado, las restauraciones de cerámica pueden causar un desgaste excesivo en los dientes antagonistas. Además, sus inconvenientes incluyen fragilidad y susceptibilidad a la fractura [54].

El empleo de materiales restauradores a base de resinas compuestas ha aumentado sustancialmente en los últimos años, debido a sus innumerables beneficios, tales como: buena apariencia estética, bajo costo, facilidad de manejo, reparación, mejoras en sus propiedades mecánicas [57,162] y ante todo compatible y conservador con la estructura dental [9,54,161,163]. El uso de este tipo de material dental tiene un enfoque conservador para tratar las lesiones erosivas, ya que nos permite trabajar con espesores muy pequeños manteniendo gran parte de la estructura dental [68].

Hoy en día existen tres formas para elaborar una restauración de resina compuesta: la técnica directa (confección directa en la boca del paciente), la de laboratorio (confección a partir de un modelo) y la denominada CAD/CAM (confección a través de un diseño digital) [164]. El uso de composite para restauraciones directas permite un tratamiento mínimamente invasivo, reemplazando solamente el tejido dental duro perdido. Los sistemas indirectos (en laboratorio o CAD/CAM) permiten menor tiempo del paciente en el sillón odontológico, rapidez en la confección de la restauración, una interfase diente – restauración más sutil y mejor control del factor de conversión de polimerización [165].

Sin embargo, la cavidad oral es un ambiente húmedo, los materiales de resina compuesta pueden absorber agua u otros elementos endógenos / exógenos que pueden tener una influencia apreciable en la degradación del polímero. La absorción de líquidos puede producir efectos nocivos sobre la estructura y el funcionamiento de la resina, ya que pueden reducir las propiedades mecánicas y físicas, reduciendo su vida útil [21,80]. De hecho, los ácidos endógenos se han correlacionado con la grave degradación de las estructuras dentales y de ciertas restauraciones, probablemente debido a su bajo pH [166,167]. El jugo gástrico, por ejemplo, es un ácido endógeno que contribuye a este resultado negativo; tiene un pH entre 1 - 3, y puede estar presente en el entorno oral de personas que sufren trastorno de reflujo gastroesofágico (ERGE) o enfermedades como bulimia nerviosa [21].

Las pruebas más utilizadas para valorar la resistencia erosiva de un material son la dureza [21,40,75,166–171] y rugosidad superficial [21,47,51,75,166–171]. La microdureza por indentación

es la resistencia del material a la deformación permanente o al daño por rayado o penetración [107,121]. Valores bajos de microdureza superficial se relacionan en gran parte con una menor resistencia al desgaste, lo que puede comprometer la resistencia a la fatiga y provocar el fallo de la restauración [92,107,172]. Por otro lado, La rugosidad superficial es el conjunto de irregularidades de la superficie real, medidas convencionalmente en una sección donde los errores de forma y las ondulaciones han sido eliminados [98,101]. La degradación química puede conducir a una mayor rugosidad superficial, lo que favorece a la retención de placa bacteriana ($Ra > 0.2 \mu m$) [51,91,166,173], a la abrasión de los dientes antagonistas [174] o al deterioro de la estética [108]. Incluso, puede causar concentraciones de tensión en el material y provocar el inicio y la propagación de grietas [51,175]. En fases más avanzadas, la degradación del material puede causar cambios en la dimensión vertical, reducir la eficacia masticatoria e incluso un deterioro de la estética [21,108].

Sin embargo, estas pruebas se limitan a la superficie del sustrato y no aportan evidencia acerca de la microestructura interna del material. Existe poca información del efecto de que puede causar un medio con pH ácido, en el desgaste y la resistencia a la flexión de los composites. La resistencia a la flexión o el módulo de ruptura es la cantidad de fuerza que puede soportar un objeto sin romperse o deformarse permanentemente [131,140]. Tomando en cuenta que la resistencia del material es una propiedad que no solo depende de su composición, sino también de su calidad e integridad estructural (porosidad interna y/o defectos superficiales). Por lo que la fractura de los materiales quebradizos suele originarse por defectos distribuidos en la superficie o dentro del material. El tamaño del defecto principal, en el que se basa la resistencia de un material, varía de una muestra a otra. Por tanto, la evaluación de la variación en los valores de resistencia, solo puede ser significativo cuando es evaluado por una función de probabilidad como las estadísticas de Weibull. Un enfoque estadístico de las propiedades del material puede explicar muchas observaciones prácticas sobre los materiales dentales. Se sabe que muchos materiales funcionan bien en la mayoría de los casos, pero ocasionalmente fallan sin razón aparente. El análisis de Weibull ofrece un medio para poder predecir la fiabilidad de un material, ya que provee la probabilidad de falla en función del estrés aplicado y viceversa [137,138,140]. Además resultaría útil para estudiar el efecto que podría tener el pH ácido sobre la estructura del material y si afectaría a la fiabilidad del material, tras los seis meses de ser sometidos al protocolo de erosión [86].

Ante un problema habitual e ineludible como es la erosión dental y la falta de estudios acerca del comportamiento y resistencia erosiva de ciertas resinas compuestas (directas e indirectas), se vio oportuno realizar esta investigación.

3 OBJETIVOS

Los objetivos planteados en este estudio in vitro fueron:

Evaluar la resistencia erosiva de los composites estudiados, en términos de rugosidad superficial, microdureza, desgaste y resistencia a la flexión.

- I. Comparar los valores de microdureza, rugosidad superficie, desgaste y resistencia a la entre los composites de la misma marca (directo vs indirecto), antes y después de ser sometidos al protocolo de erosión.
- II. Valorar la estabilidad de cada composite en los diferentes períodos de erosión, en términos de rugosidad superficial, microdureza, desgaste y resistencia a la flexión
- III. Comparar estadísticamente las mediciones realizadas con el Perfilómetro óptico y las mediciones del Microscopio de Fuerza Atómica.

4 HIPÓTESIS DE TRABAJO

Las preguntas de investigación planteadas sugieren las siguientes hipótesis nulas de partida:

H₀₁ *No existen diferencias en cuanto a la resistencia erosiva entre los composites estudiados; en términos de rugosidad superficial, microdureza, desgaste y resistencia a la flexión.*

H₀₂ No existen diferencias entre los valores de microdureza, rugosidad superficie, desgaste y resistencia a la flexión entre los composites de diferente método (directo vs indirecto) dentro de la misma marca, antes y después de ser sometidos al protocolo de erosión

H₀₃ No existen diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad dentro de cada composite en los diferentes períodos de erosión, en términos de rugosidad superficial, microdureza, desgaste y resistencia a la flexión.

H₀₄ No existen diferencias entre las mediciones realizadas con el perfilómetro óptico y las del Microscopio de Fuerza Atómica.

5 MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Composites empleados

Para realizar esta investigación se utilizaron dos tipos de composites –directos e indirectos- y tres marcas. **FILTEK Supreme XTE** (3M ESPE - St Paul, Minnesota, USA), **BRILLIANT EverGlow** (Coltene/Whaledent AG - Altstätten, Switzerland) y **GrandioSo** (Voco GmbH - Cuxhaven, Germany) de composite directo/esmaltes. **Lava Ultimate** (3M ESPE - St Paul, Minnesota, USA), **BRILLIANT Crios** (Coltene/Whaledent AG - Altstätten, Switzerland) y **Grandio Blocs** (Voco GmbH - Cuxhaven, Germany) de composite indirecto. (TABLA 9 y FIGURA 27).

TABLA 9 Lista de materiales utilizados en el estudio y composición de los mismos facilitada por el fabricante.

| Composites directos | | | |
|---|------|--|---------|
| Materiales /Fabricante | Cod. | Composición | Lote |
| <p>[†] FILTEK SUPREME XTE</p> <p>3M ESPE (St Paul, Minnesota, USA)</p> <p>Composite nanorelleno</p> | FS | <p>Carga inorgánica</p> <p>-78,5% en peso (63,3% en volumen)</p> <p>-72.5% en peso (55.6% en volumen) para los tonos translúcidos.</p> <p>Combinación de relleno de sílice no aglomerado/no agregado de 20nm; relleno de zirconia no aglomerado/no agregado de 4 a 11 nm.</p> <p>Un relleno cluster agregado de zirconia/sílice (partículas de sílice de 20 nm y de zirconia de 4 a 11 nm), nano cluster de 0.6-10 µm.</p> <p>Matriz orgánica</p> <p>Bis-GMA, UDMA, TEGDMA Y Bis-EMA. Para controlar la contracción, PEGDMA fue sustituida por una porción de resina TEGDMA. [67]</p> <p>Nota: las resinas Filtek z 350 y Filtek Supreme XTE, presentan la misma nanotecnología patentada, su nombre varía de acuerdo en el continente que se distribuyen, América o Europa respectivamente (información del fabricante).</p> | N895712 |
| <p>[‡] BRILLIANT EverGlow</p> <p>Coltene/Whaledent AG (Altstätten, Switzerland)</p> <p>Composite nanohíbrido submicrónico</p> | BE | <p>Carga inorgánica</p> <p>74% en peso (56% en volumen)</p> <p>Polvo de vidrio de bario submicrónico, molido por debajo de 1 micra</p> <p>Nanopartículas de sílice pirogénica, nanopartículas de SiO2 no aglomeradas, nanopartículas de ZnO</p> <p>Sin nanopartículas aglomeradas (clusters). Tamaño de partícula media 20-1,500nm.</p> <p>Matriz orgánica</p> | I45464 |

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

| | | | |
|----------------------------------|-----------|--|----------------|
| | | Matriz está compuesta por los monómeros de dimetacrilato Bis-GMA, Bis-EMA Y TEGDMA (sin UDMA). | |
| [†] GrandioSo | GS | Carga inorgánica 89 % en peso (73% en volumen) Partículas vitrocerámicas de 1 µm, SiO ₂ 20-40 nm. Matriz orgánica Bis-GMA, TEGDMA y Bis-EMA.[176] | 1821537 |
| Voco GmbH (Cuxhaven, Germany) | | | |
| Composite de nanohíbrido | | | |

Composites indirectos (CAD/CAM)

| Materiales /Fabricante | | Composición | Lote |
|--|-----------|--|----------------|
| [†] Lava Ultimate | LU | Carga inorgánica 80% en peso. Combinación de relleno de sílice no aglomerado/no agregado de 20nm; relleno de zirconia no aglomerado/no agregado de 4 a 11 nm. Clusters de nanopartículas agregadas de zirconia y sílice (0.6-10 µm). Matriz orgánica Bis-GMA, UDMA y TEGDMA. Carga orgánica 20%. Fabricación Polimerizada a alta temperatura.[177] | N389824 |
| 3M ESPE (St Paul, Minnesota, USA) Resina Nano Cerámica | | | |
| [‡] BRILLIANT Crios | BC | Carga inorgánica 70.7 % en peso (51.4% en volumen). Vidrio de bario (<1,0 µm), SiO ₂ (<20 nm). Matriz orgánica Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA. Metacrilatos reticulados. Fabricación Polimerizada a alta temperatura. | 140697 |
| Coltene/Whaledent AG (Altstätten, Switzerland) | | | |
| Grandio Blocs | GB | Carga inorgánica 86 % en peso UDMA, copolímero de metacrilato. Carga orgánica 14%. [178] Fabricación Polimerizada a alta temperatura. | 1809299 |
| Voco GmbH (Cuxhaven, Germany) | | | |

Bis-GMA: bisfenol a-glicidil metacrilato, **UDMA:** dimetacrilato de uretano, **TEGDMA:** dimetacrilato de trietilenglicol, **Bis-EMA:** bisfenol-a-glicidil éter dimetacrilato.

Nota: La mayoría de los datos se recopilieron de publicaciones técnicas [†] o informativas del fabricante [‡]. Cuando los datos requeridos no se encontraron en las publicaciones del fabricante, se recopilieron de la literatura científica de acuerdo con las citas presentadas en la tabla.



FIGURA 27 a. Bloque de Lava Ultimate y FILTEK Supreme XTE; b. Bloque de BRILLIANT Crios y Brilliant Everglow; c. Bloque de Grandio Bloc y GrandioSo.

De los seis modelos específicos de materiales diferentes, se sometió a prueba un total de 1392 muestras, distribuidas aleatoriamente para cada una de la pruebas mecánicas y físicas evaluadas (**FIGURA 28**).

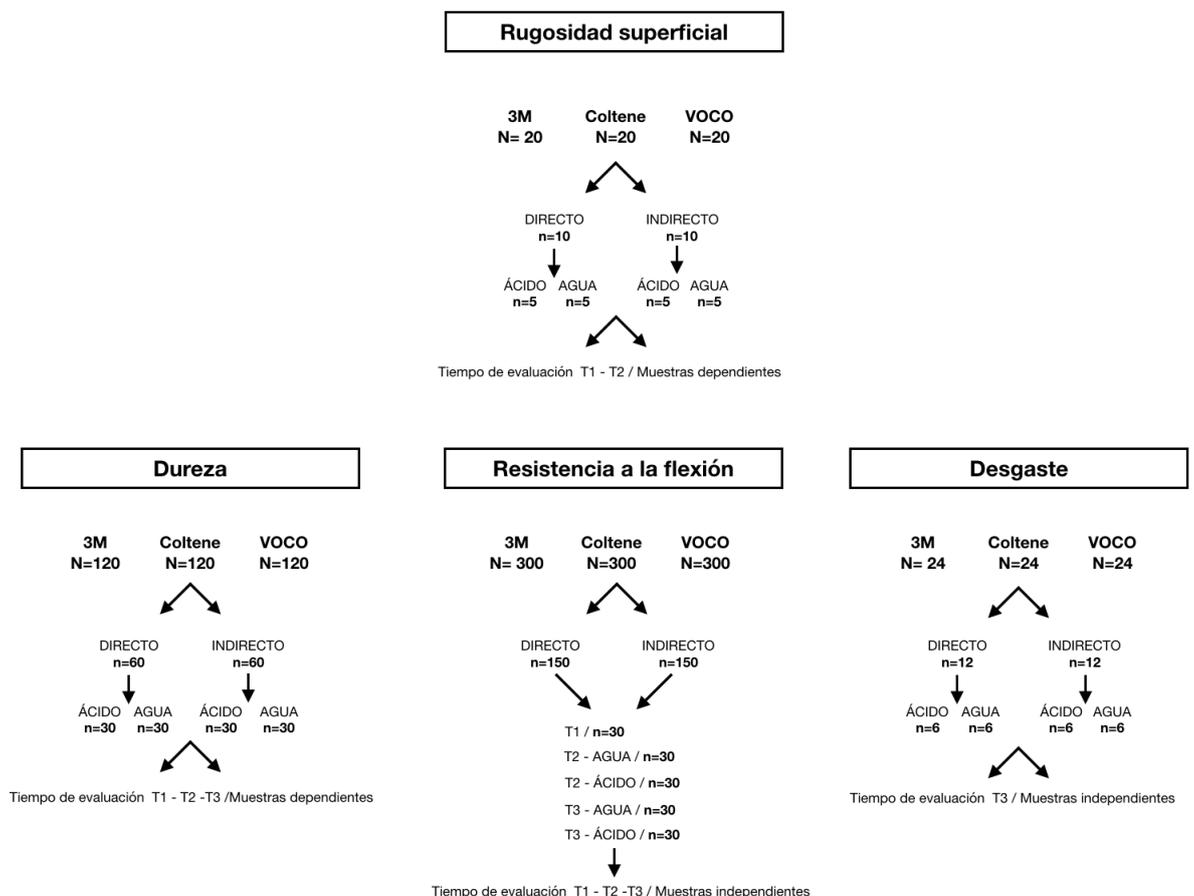


FIGURA 28 Distribución de los materiales dentro de cada variable evaluada.

5.2 Preparación de las muestras

Los especímenes de resina compuesta directa (**FILTEK Supreme XTE** (3M ESPE – USA), **BRILLIANT EverGlow** (Coltene - Suiza) y **GrandioSo** (Voco-Alemania) que fueron empleados para el estudio de dureza y rugosidad superficial, se confeccionaron en un molde de acero inoxidable (Smile Line USA Inc., Colorado, USA), Se colocó la resina compuesta dentro del molde, sobre esta se colocó una matriz acetato y finalmente un vidrio. Se ejerció una fuerza de 15 ± 2 N con un peso en sentido vertical y centrada sobre la muestra, durante 180 s, para lograr una superficie uniforme (ISO 4049/2010). Después se fotopolimerizó con una lámpara (CarboLED, GCP Dental, Ridderkerk, The Netherlands) a una intensidad de 400 mW/cm^2 , para lo cual se retiró el peso. Se polimerizaron las muestras dos veces el tiempo de exposición recomendado por el fabricante, es decir 80 s (40 s sobre el vidrio y 40 s sin vidrio). Finalmente, el exceso del material se eliminó con una hoja de bistrú (**FIGURA 29**).

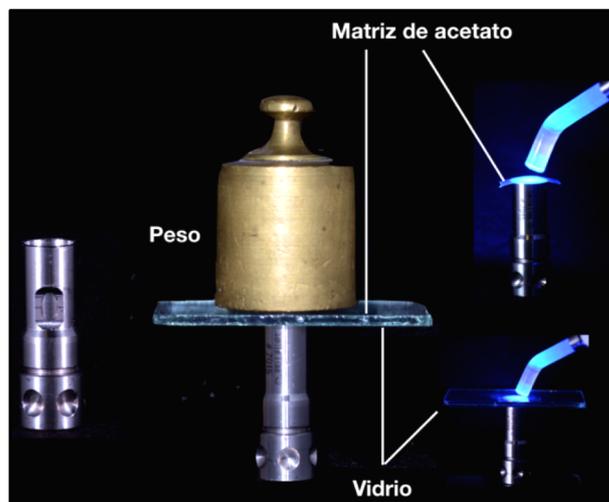


FIGURA 29 Proceso de fabricación de los especímenes para la dureza y rugosidad superficial.

Las probetas para medir la mini resistencia a la flexión se confeccionaron en un molde de aluminio con las dimensiones de $12 \times 2 \times 2 \pm 0,1$ mm [119,135,162]. Una vez armado el molde, antes de colocar el composite, se aisló la superficie con una fina capa de glicerina líquida. Se empaquetó la resina compuesta dentro del molde y se procedió de la misma manera que con los especímenes de dureza y rugosidad, siguiendo las instrucciones de la norma ISO 4049/2010. Se polimerizaron las muestras 40 s a través del vidrio y acetato, luego se retira el vidrio y se polimerizó con el acetato, por último, se aplicó luz por 40 s por el lado contrario. Las probetas se retiraron desarmando el molde (**FIGURA 30**).

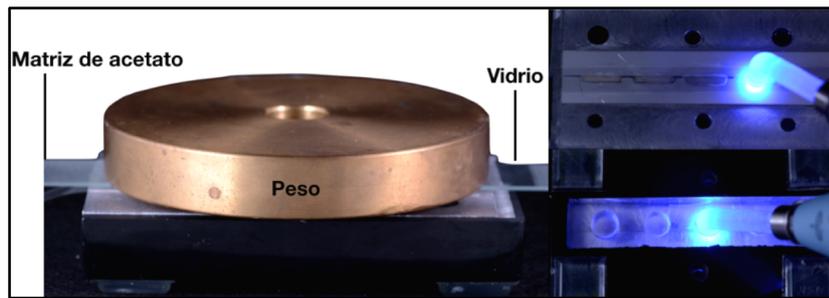


FIGURA 30 Proceso de fabricación de los especímenes para la resistencia a la flexión.

Para asegurar un mayor grado de polimerización de todos los especímenes de resina compuesta directa, se polimerizaron por 7 min en una cámara de polimerización (VISIO BETA vario, 3M/ESPE, Seefeld, Germany) (**FIGURA 31**).



FIGURA 31 Cámara de polimerización VISIO™ BETA vario (3M- Germany).

Los bloques de composite indirecto **Lava Ultimate** (3M ESPE – USA), **BRILLIANT Crios** (Coltene - Suiza) y **Grandio Blocs** (Voco-Alemania) fueron seccionados en la cortadora (Minitom, Struers, Rodovre, Denmark) con discos de diamante a una velocidad de 400 rpm con irrigación de acuerdo a las indicaciones del fabricante. Las dimensiones de todos los bloques 17x14x14 mm, varía según la casa comercial. Primero, se posicionaron los bloques en la cortadora en sentido horizontal, para realizar siete cortes cada 1,7mm de espesor y 10mm de largo. Se cambió de posición el bloque (vertical) para realizar un solo corte y separar los especímenes del bloque original. Por último, con un disco de diamante a baja velocidad se seccionaron los especímenes por la mitad. Las dimensiones de los especímenes en los que se valoró la rugosidad superficial y desgaste fueron $10 \times 7 \times 1,7 \pm 0,5$ mm. Mientras que las probetas para medir la resistencia a la flexión se confeccionaron con las dimensiones de $12 \times 2 \times 2 \pm 0,1$ mm (**FIGURA 32**).

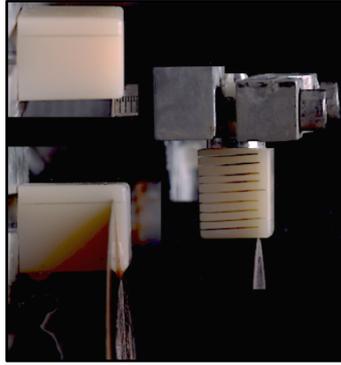


FIGURA 32 *Proceso de corte de los bloques para CAD/CAM con cortadora Minitom (Struers - Alemania).*

5.2.1 Pulido de las muestras

Los especímenes de composite directo e indirecto (24 horas después de su confección) fueron pulidos con discos abrasivos de carburo de silicio P500, P1200, P2400 y P4000 (LaboPol-1, Struers, Willich, Germany) refrigerados con agua. No se utilizó un sistema de pulido clínico de ninguna marca, para evitar introducir un sesgo, al usar un sistema de pulido que corresponda a la misma casa comercial de uno de los composites utilizados en el estudio.

Para estandarizar el pulido, se confeccionó un sujetador de aluminio de 100 gr. De esta manera se ejerció una fuerza constante de 0,98 Newton sobre la muestra durante el proceso de pulido. Para controlar que toda la muestra contactaba simultáneamente, se colocó en la parte superior una brújula redonda para comprobar que estaba alineada en los planos x, y. Se pulió 20 segundos con cada disco. Los especímenes para la prueba de la resistencia a la flexión debido a su forma, fueron sujetos con una pinza algodonerá durante el proceso de pulido (**FIGURA 33**). Al finalizar el pulido se confirmó el espesor de cada espécimen con un calibrador digital (Micrómetro Coolant Proof IP65, Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japan).

Las dimensiones finales después del pulido para los especímenes de dureza, rugosidad superficial y desgaste de composite directo fueron $10 \times 1,5 (\pm 0,05)$ mm y $1 \times 7 \times 1,5 (\pm 0,05)$ mm para composite indirecto. Mientras, para la resistencia a la flexión fueron $12 \times 2 \times 2$ mm, las dos superficies de las probetas no difieren más de 0,05 mm en paralelismo, tanto para el composite directo como indirecto.

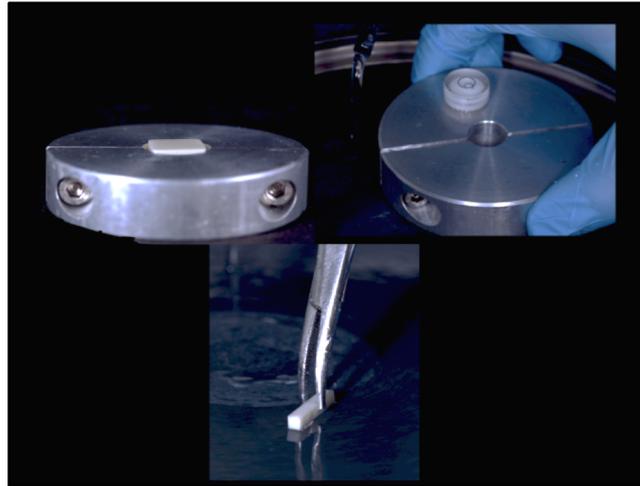


FIGURA 33 Proceso de pulido de los especímenes con el sistema LaboPol-1 (Struers-Alemania).

Después del pulido, el aspecto superficial de todas las muestras fue examinada en un microscopio óptico (*Eclipse LV-100*, Nikon Instruments, Inc., Melville, NY, USA), con un lente objetivo de 40X.

Se examinaron todas las muestras para detectar porosidad interna radiográficamente, se obtuvieron imágenes digitales de todos los especímenes y se comprobó la presencia de porosidad interna a simple vista. Todas las muestras con porosidad interna fueron rechazadas y reemplazadas por nuevas y se volvieron a examinar con rayos X.

Se limpiaron los especímenes en una cuba de ultrasonido durante 10 min. con agua destilada para eliminar desechos superficiales.

5.2.2 Aleatorización de las muestras

Las muestras para medir la dureza, rugosidad superficial y desgaste de cada grupo fueron asignadas mediante un muestreo aleatorio simple, para lo cual se les enumeró del 1 al 82. El programa Generador de números *JSON* (www.random.org) asignó aleatoriamente las muestras en tres grupos heterogéneos de 60, 10 y 12 especímenes para evaluar la dureza, rugosidad superficial y desgaste respectivamente.

Nuevamente se enumeraron para la asignación aleatoria al grupo de estudio o control. Finalmente, se obtuvieron seis grupos de composites **FILTEK Supreme XTE**, **BRILLIANT EverGlow** y **GrandioSo** del composite directo y **Lava Ultimate**, **BRILLIANT Crios** y **Grandio Blocs** para el indirecto. Cada grupo consistió de 60 especímenes para la dureza (30 grupo estudio y 30 grupo control), 10 especímenes de rugosidad superficial (5 grupo estudio y 5 grupo control) y 12 para el ensayo de desgaste (6 grupo estudio y 6 grupo control). En la superficie de la muestra que no va ser valorada se marcará un código, que le identificará a que grupo de material pertenece cada muestra.

El mismo programa fue utilizado para las asignar aleatoriamente las probetas de la resistencia a la flexión; 30 para el grupo del día cero, 30 para el grupo de 3 meses en agua, 30 para el grupo de 3 meses en ácido, 30 para el grupo de 6 meses en agua y 30 para el grupo de 6 meses en ácido. Un total de 150 muestras para cada grupo de composite. Para diferenciar los especímenes de cada material se les asignó un color, el cual fue pintado en sus extremos con un marcador permanente. FILTEK Supreme XTE, BRILLIANT EverGlow, GrandioSo, Lava Ultimate, BRILLIANT Crios y Grandio blocs de color azul, rojo, negro, morado, verde y naranja respectivamente (**FIGURA 34**).

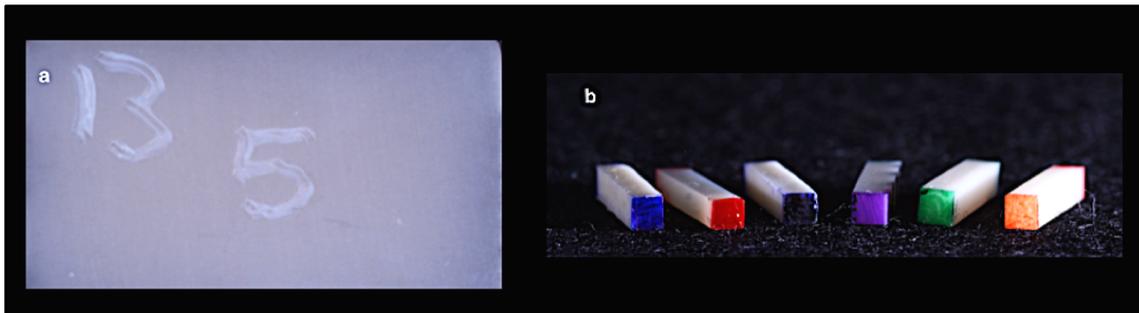


FIGURA 34 *Especímenes con código de identificación y b. Probetas de resistencia a la flexión.*

5.2.3 Señalización de las muestras

En las muestras que se evaluó la rugosidad superficial, se realizaron unas marcas de vaporización de oro, dejando un aspecto de malla conformada por puntos. Esto sirvió de guía en el momento de evaluar la rugosidad superficial. Así se midió el mismo cuadrante antes y después del protocolo de erosión.

En las muestras de dureza y desgaste se hizo una muesca en un extremo y posteriormente se cuadrículó con un bisturí (solo dureza). Así las muestras al momento de ser evaluadas se colocaban con la muesca a las 12 y se seleccionaba el cuadrante a evaluar.

En las probetas para la resistencia a la flexión se marcó una línea en su centro, la cual debe coincidir con el rodillo del cabezal (**FIGURA 35**).

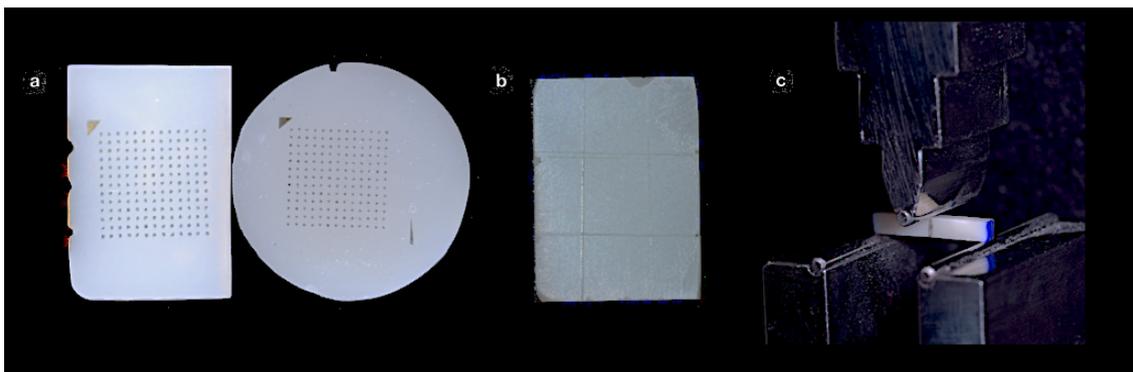


FIGURA 35 *a. Especímenes para la rugosidad superficial (vaporización de oro); b. Especímenes para la dureza- desgaste y c. Probetas para la resistencia a la flexión.*

5.3 Protocolo de erosión

La situación clínica que se desea simular es la de un paciente con erosión a causa de ácidos endógenos (reflujo gastroesofágico y bulimia). El protocolo que se usó en este estudio se basa en la información recolectada en el Workshop sobre Metodología en la Investigación de la Erosión en Zürich, 2010, que tuvo como objetivo ofrecer pautas de orientación para futuros estudios de erosión [6].

El agente erosivo fue una fórmula magistral de jugo gástrico preparado en un laboratorio, que consistió 0.2% (P / V) de cloruro de sodio en 0.7% (V / V) ácido clorhídrico, su pH fue 1.5 ± 0.2 (**TABLA 10**) [21,40].

TABLA 10 Protocolo de Erosión.

| Protocolo de erosión | | | | |
|------------------------|--------------------|--------------------|---------------------------------------|------------------------|
| Días Ciclo por días | Duración del ciclo | Medio Acuoso pH | Tipo de ácido pH | Temperatura Humedad |
| 180 días 2 ciclos | 2 minutos | Agua destilada | Ácido clorhídrico pH 1.5 ± 0.2 | 37°C 100% |

Composición del jugo gástrico: Consiste 0.2% (P / V) de cloruro de sodio en 0.7% (V / V) ácido clorhídrico, su pH será 1.5 ± 0.2 [21,40].

Las muestras estuvieron sumergidas en solución ácida durante 4 min diarios dividido en dos ciclos de 2 min cada uno. Se debe considerar que la superficie de las muestras que fue examinada estuvo completamente cubierta por el líquido durante la fase erosiva. Al mismo tiempo se efectuó una agitación (70 rpm). Transcurridos los 2 minutos se retiraron las muestras del agente erosivo y se los lavó con agua destilada durante 60 segundos y se repitió el proceso hasta completar los 4 min diarios. Finalmente, se lavaron las muestras con agitación para eliminar cualquier residuo y detener el proceso de disolución. El resto de tiempo que las muestras no estaban sometidos al protocolo erosivo, se

mantuvieron en agua destilada sobre una plataforma térmica con termostato (37^o) y agitación constante (70 rpm) para simular las condiciones de la cavidad oral (humedad 100%) (**FIGURA 36**). Los medios de almacenamiento de ácido y agua en el presente estudio fueron reemplazados regularmente entre las mediciones para evitar cambios en el pH con el tiempo, lo que podría afectar el proceso de difusión y la solubilidad.

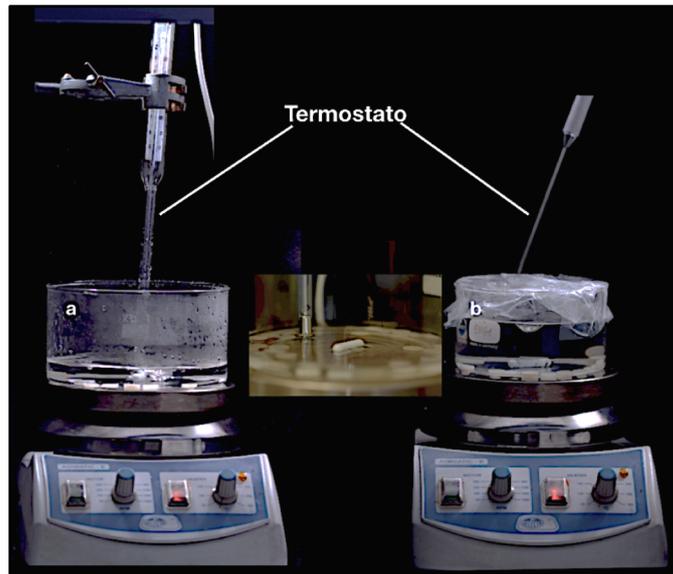


FIGURA 36 *a. Plataforma térmica con especímenes del grupo estudio (ácido clorhídrico); y b. Plataforma térmica con especímenes del grupo control (agua destilada).*

5.3.1 Tiempo de evaluación

Las mediciones de dureza y resistencia a la flexión fueron medidas al día cero, tres y seis meses (T1, T2 y T3) de ser sometidas al protocolo de erosión, la rugosidad superficial se midió al inicio y a los 6 meses (T1 y T2) y el desgaste solo a los 6 meses (T3).

5.4 Normativización

La metodología de esta investigación se basó en las Normas ISO correspondientes para cada prueba ensayada (**TABLA 11**).

TABLA 11 Normas regularizadoras de la metodología (Normas ISO).

| Tribología (Rugosidad superficial) | | |
|---|---|---|
| <i>Norma</i> | Título | Campo de Utilidad |
| <i>ISO 4287: 1997</i> [98] | “Geometrical Product Specifications (GPS) -- Surface texture: Profile method -- Terms, definitions and surface texture parameters” | Esta práctica especifica los términos, definiciones y parámetros para la determinación del estado superficial (perfil de rugosidad y de ondulaciones) mediante el método del perfil |
| <i>ISO 25178-2:2012</i> [101] | " Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: Areal - Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters” | Esta práctica especifica los términos, definiciones y parámetros para la determinación de la calidad superficial mediante métodos área (3D). |
| <i>ISO 25178-3:2012</i> [179] | “Geometrical product specifications (GPS) -- Surface texture: Areal -- Part 3: Specification operators” | Esta práctica especifica el operador de especificación completo para la calidad superficial (superficies de escala limitada) mediante métodos área. |
| <i>ISO 25178-6:2010</i> [180] | “Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: Areal - Part 6: Classification of methods for measuring surface texture” | Esta práctica describe un sistema de clasificación de métodos utilizados principalmente en la medición de calidad superficial. |

**Durometría
(Dureza)**

| Norma | Título | Campo de Utilidad |
|--|--|---|
| <i>ISO 6507-1, -2, -3</i> [126,181,182] | “Metallic materials -- Vickers hardness test Standards Institute” | Esta práctica especifica el método de ensayo de dureza Vickers para los tres rangos diferentes de fuerza de ensayo aplicados en materiales metálicos. |
| <i>ASTM E2546 – 15</i> <i>ISO 4288:1998</i> <i>JIS B 0633:2001</i> | | |
| <i>ISO 14577-1:2002</i> [121] | “Metallic materials — Instrumented indentation test for hardness and materials parameters — Part 1: Test method” | Esta práctica especifica el método de ensayo de penetración monitorizado para la determinación de la dureza y otros parámetros de los materiales. |

**Resistencia a la flexión / Módulo de Weibull
(Material polimérico)**

| Norma | Título | Campo de Utilidad |
|-----------------------------|---|---|
| <i>ISO 4049:2009</i> [131] | “Dentistry -- Polymer-based restorative materials” | Esta práctica internacional especifica los requisitos para los materiales de restauración dental a base de polímeros, suministrados de una forma adecuada para el mezclado mecánico, el mezclado manual, o por activación de la energía externa intraoral y extraoral, previstos para ser utilizados principalmente en la restauración directa o indirecta de cavidades dentales y para el sellado. |
| <i>ISO 20501:2003</i> [141] | “Cerámicas técnicas avanzadas. Cerámicas monolíticas. Propiedades mecánicas a temperatura ambiente. Parte 5: Análisis estadístico.” | Especifica un método para el análisis estadístico de datos de resistencia de cerámica en términos de una distribución Weibull de dos parámetros utilizando una técnica de estimación de máxima verosimilitud. |
| <i>UNE-EN 843-5:2006</i> | | |

**Resistencia al desgaste
(Dos cuerpos)**

| Norma | Título | Campo de Utilidad |
|--------------|---------------|--------------------------|
|--------------|---------------|--------------------------|

| | | |
|-------------------------------|---|---|
| <i>ISO 14569-2:2001</i> [148] | “Dental materials — Guidance on testing of wear — Part 2: Wear by two- and/or three body contact” | Esta práctica especifica los métodos de prueba para evaluar la resistencia al desgaste de materiales en las superficies oclusales de las restauraciones, en o sobre dientes naturales o en dientes artificiales, como resultado de la actividad fisiológica en la boca. Algunos de los métodos propuestos incluyen el desgaste de los productos alimenticios, así como, o solo, el desgaste por contacto directo. |
|-------------------------------|---|---|

***Preparación de las muestras (+ indicaciones del fabricante)
(Material polimérico)***

| <i>Norma</i> | <i>Título</i> | <i>Campo de Utilidad</i> |
|----------------------------|--|---|
| <i>ISO 4049:2009</i> [131] | “Dentistry -- Polymer-based restorative materials” | Esta práctica internacional especifica los requisitos para los materiales de restauración dental a base de polímeros, suministrados de una forma adecuada para el mezclado mecánico, el mezclado manual, o por activación de la energía externa intra oral y extra oral, previstos para ser utilizados principalmente en la restauración directa o indirecta de cavidades dentales y para el sellado. |

5.5 Medición de las variables

5.5.1 Evaluación de la rugosidad superficial

La evaluación de la rugosidad superficial se realizó en dos equipos: Microscopio de Fuerza atómica y un Perfilómetro óptico. Se hicieron cinco medidas por cada muestra y el promedio de las mismas es el valor de Sa de esa muestra.

5.5.1.1 Microscopio de fuerza atómica (AFM)

La caracterización superficial de los especímenes se realizó con un Microscopio de sonda de barrido (Multimodo Nanoscope IVa, Veeco Metrology Inc., Santa Barbara, USA) modelo 920-006-101 con un escáner 8462 JV ("J" "vertical") (**FIGURA 37**), para el procesamiento de los datos se empleó el software del AFM (Nanoscope Analysis v613r1, Veeco Metrology Inc., Santa Barbara, USA).

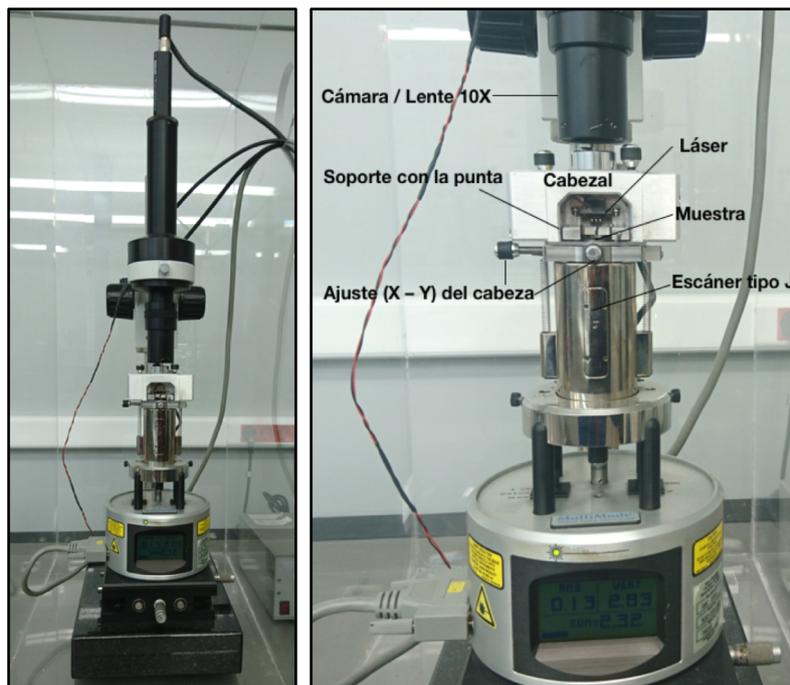


FIGURA 37 Microscopio de Fuerza Atómica Multimodo Nanoscope IVa (Veeco-USA).

Se evaluaron 5 zonas (50 x 50 μm) en cada muestra. El microscopio fue empleado en modo de contacto, utilizando una punta de nitruro de silicio (Budget Sensors -Bulgaria) sobre un soporte estándar (**FIGURA 38**)

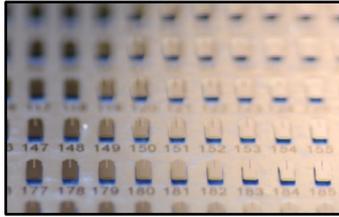


FIGURA 38 Puntas de nitruro de silicio de medición del AFM para modo contacto

5.5.1.1.1 Pasos para medir la rugosidad superficial con AFM.

Medidas en el Modo de contacto

Una vez finalizado con el barrido y tener el equipo en la posición de “Secured”. Se seleccionó el modo de trabajo contacto.

a) Colocación de la punta y soporte

La punta se debió deslizar en la ranura del soporte presionando ligeramente el clip del soporte. Colocamos el soporte con la punta dentro de la cabeza del AFM y se procedió al ajuste de la señal del láser (**FIGURA 39**).

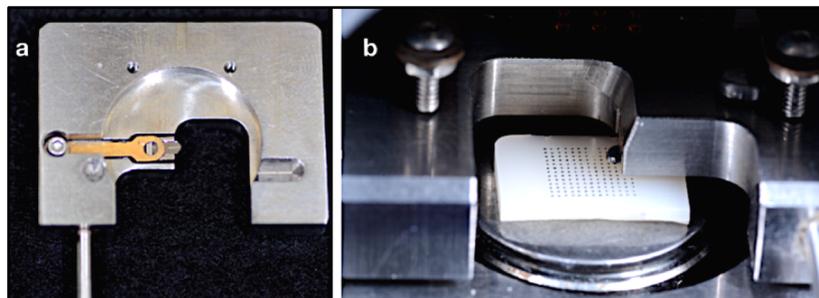


FIGURA 39 a. Soporte (cantiléver/ holder) y b. Muestra posicionada para ser medida.

b) Alineación del láser

El AFM tiene incorporado sobre el cabezal una cámara monocular de 10X (Nikon – Japón) para observar la posición del haz del láser sobre el voladizo de la sonda de medida. Con ayuda de los dos botones de ajuste (X – Y) del cabezal del AFM, se posicionó el haz del láser encima del sustrato. Después se buscó el centro del voladizo de la sonda de medida. Finalmente, se posicionó la señal del láser en el centro del voladizo (**FIGURA 40**).

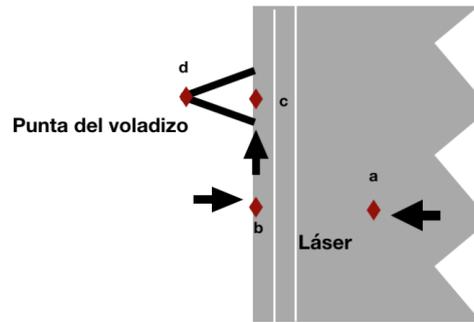


FIGURA 40 *a. Láser sobre la muestra, b. Láser en el borde de la muestra, c. El láser en el centro del voladizo y d. Láser en posición para medir.*

Nos ubicamos en la zona que deseamos medir. Primero se localiza el cuadrante a medir y luego nos alejamos de las marcas de la vaporización de oro, para evitar que influyan en el proceso de medición.

c) Definir parámetros

En el panel de control deberán aparecer los siguientes parámetros:

En el panel de barrido (Scan Control):

Microscope mode: Contact

Scan size: 50 μm

Scan rate: 0,47 Hz – (Velocidad)

Sample /line: 512

Z limit: 440 volts

Scan angle: 0

Scan rate: 1 Hz

Force: 0,15Nm⁻¹

Basándonos en los estándares industriales japoneses *JIS B 0633: 2001* con su equivalente a la norma ISO 4287:1997 y la ISO 25178-2:2012, se analizó la rugosidad en la superficie del espécimen, mediante el registro de los siguientes parámetros de rugosidad (**TABLA 12**).

TABLA 12 Parámetros de la rugosidad superficial

| Parámetros | Método de perfil | Método de perfil | Unidad |
|--|------------------|------------------|---------------|
| | (ISO 4287:1997) | (ISO 25178:2012) | |
| Desviación media aritmética | Ra | Sa | μm |
| Desviación cuadrática media de la raíz | Rq | Sq | μm |
| Asimetría | Rsk | Ssk | Sin unidad |
| Kurtosis | Rku | Sku | Sin unidad |

5.5.1.1.2 Tratamiento de los datos del AFM

La topografía y los parámetros de rugosidad de las áreas escaneadas se evaluaron de forma cualitativa y cuantitativa, utilizando un software de acceso libre (Gwyddion 2.45, Czech Metrology Institute, Brno, Czech Republic) [183].

- a) Para nivelar la imagen se seleccionó “Level data by mean plane subtraction”. Esto restará un plano bruto de la imagen y se obtendrá una imagen nivelada. Solo debe hacer una vez, al principio.
- b) La siguiente operación fue “Align rows using various methods”. En otro software de tratamiento de imágenes, esta operación se denomina “Aplanar” (FIGURA 41).

Para imágenes entre:

Grado 0: 0-1 μm^2

Grado 1: 1-5 μm^2

Grado 2: 5-15 μm^2

Grado 3: 15-50 μm^2

Por lo general, los métodos polinomiales son los que más se usan. Dependiendo del tamaño de su imagen, puede seleccionar diferentes grados del polinomio. En este caso se seleccionó el grado 3.

- c) Eliminamos defectos horizontales con el “Correct horizontal scars – strokes” (FIGURA 41).

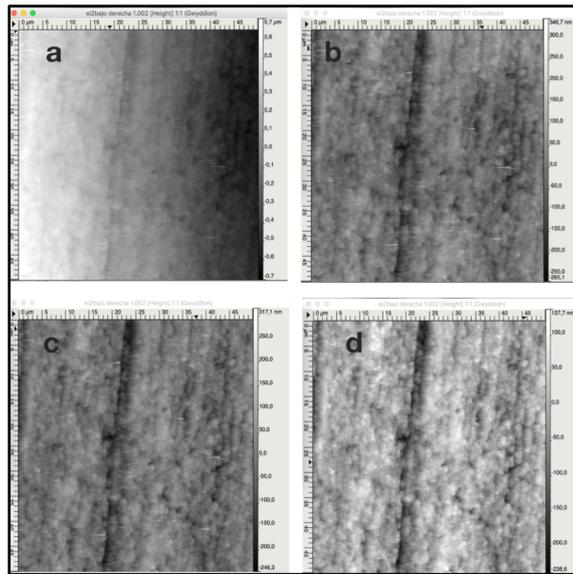


FIGURA 41 a. Imagen sin tratar; b. Imagen nivelada; c. Imagen Aplanada- Polinomial 3; d. Imagen sin defectos horizontales.

d) Finalmente hacemos la lectura de los parámetros de área de la rugosidad en “Statistical quantities”, mientras que en “Calculate row/column statistical functions” nos indicará los parámetros de perfil de la rugosidad (**FIGURA 42**).

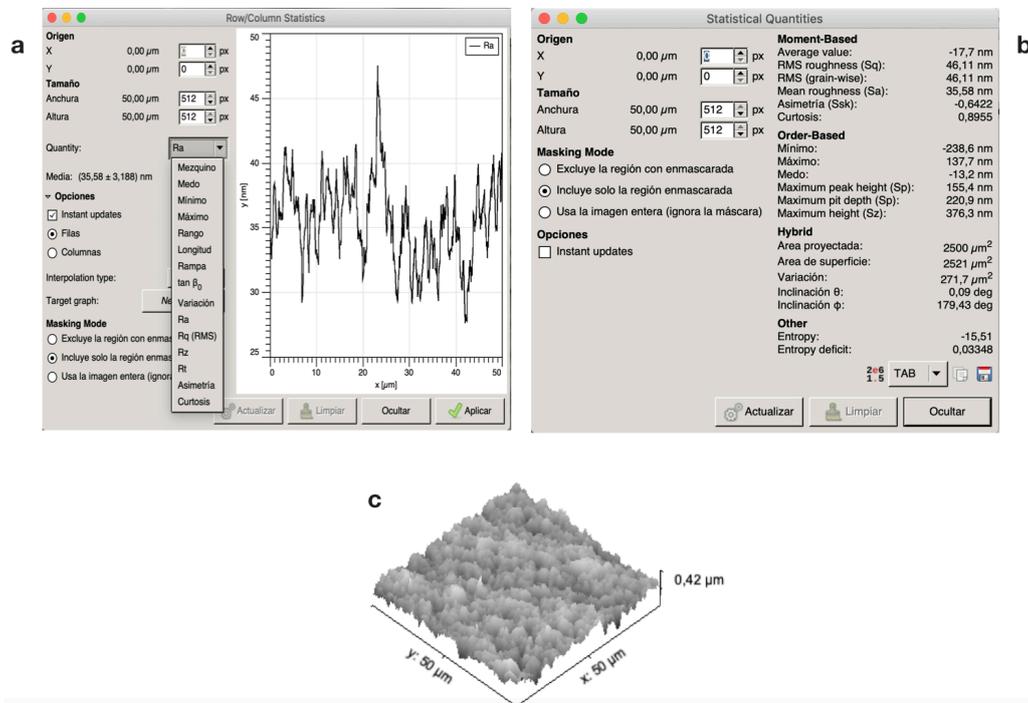


FIGURA 42 a. Parámetros de Perfil; b. Parámetros de área y c. Gráfico 3D.

5.5.1.2 Perfilometría óptica (No contacto)

Se usó un perfilómetro óptico (Profilm 3D, Filmetrics Inc., San Diego, CA, USA) modelo 205-0792 (**FIGURA 43**), basado en interferometría de luz blanca. Tiene incorporado un lente de aumento CF Plan 20X/ $0,04$ DI (Nikon - Japón). El mismo software del equipo fue empleado para el análisis de los datos (Profilm v.2.3.8.3, Filmetrics Inc., San Diego, CA, USA).



FIGURA 43 a. Perfilómetro Profilm 3D (Filmetrics - USA) y b. Muestra en la plataforma de medición.

5.5.1.2.1 Pasos para medir la rugosidad con el perfilómetro óptico

Gracias a la tecnología de la interferometría de luz blanca, se pudo medir la rugosidad superficial de las muestras.

a) Calibración

Antes de cada jornada de uso el equipo fue calibrado con las muestras de calibración puesta en el escenario (sin inclinación) (**FIGURA 44**).

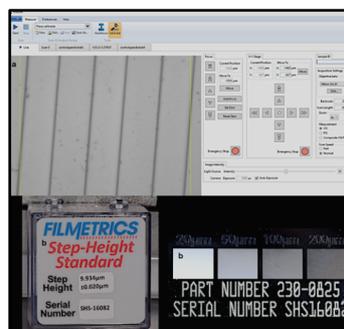


FIGURA 44 a. Menú "Live" y b. muestras de calibración

b) Enfoque

El primer paso para medir una muestra es cargar una muestra en el escenario y luego enfocarla. Primero se realizó un enfoque grueso (flechas dobles) para acercarse al enfoque adecuado y luego usar "Autofocus". Alternativamente, también puede enfocar la imagen manualmente usando los controles de enfoque grueso y fino (flechas simples). Se ha llegado a enfocar solo cuando son visibles los patrones de interferencia. Se cambia a un aumento de 4X para estandarizar la medida con el AFM.

c) Nivelación de la muestra

Se niveló las muestras que no estaban completamente planas. El ancho de las bandas de interferencia indica de qué tan plana es la superficie, una superficie plana tendrá bandas de interferencia amplias. Si gira los mandos de ajuste en el sentido de las manecillas del reloj, bajará el borde respectivo del escenario, y girándolos en sentido contrario a las manecillas del reloj, lo elevará. Se movió hasta conseguir una muestra enfocada y nivelada (**FIGURA 45**).

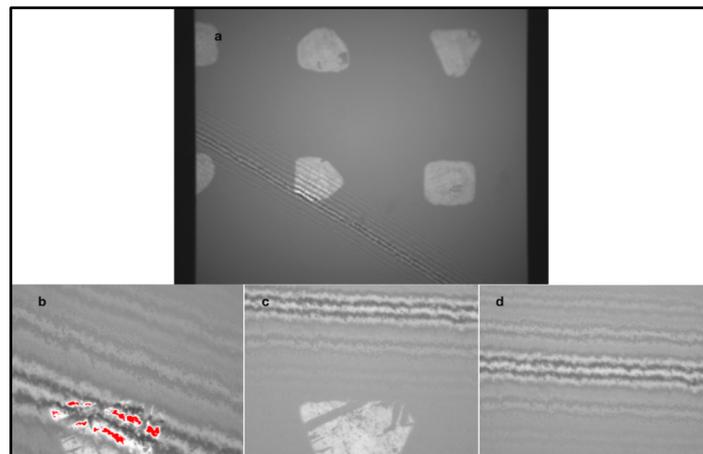


FIGURA 45 *a. Muestra enfocada pero no nivelada (1X); b. Muestra enfocada pero no nivelada (4X) con zonas en rojo causadas por el reflejo de las vaporizaciones de oro; c. Muestra enfocada y nivelada y d. Zona para escanear.*

Parámetros de medición

Measurement Mode: Vertical Scanning Interferometry (VSI) Es una técnica de medición que utiliza luz blanca junto con un movimiento perpendicular a la muestra para determinar con precisión la posición de la muestra.

Scan Speed: Normal

Optical Zoom: 4X

Scan Average: 3, da un promedio antes de presentar los datos. Tomar más escaneos ayudará a reducir los efectos del ruido en la medición,

Backscan: 15 μm

Es la longitud a la que los motores bajarán el cabezal de medición hacia la muestra antes de comenzar el proceso de escaneo. El valor de “Backscan” debe ser lo suficientemente grande como para enfocar el punto más bajo de la muestra desde el punto de enfoque seleccionado actualmente. No se adquieren datos durante el “Backscan”.

Scan Length: 60 μm

Es la longitud que el objetivo se moverá hacia arriba a partir de la posición del cabezal después de completar el “Backscan”. Al igual que el escaneo posterior, la longitud del escaneo debe ser lo suficientemente grande como para abarcar la altura total de la muestra, incluida cualquier distancia agregada por el escaneo trasero. Los datos se adquieren durante el escaneo.

a) Nivelación de la imagen

Una vez que el equipo ha captado la imagen, lo primero es nivelar la muestra. Se usa para eliminar la inclinación que está presente en el escaneo, ya sea como resultado del proceso de captación o la forma inherente de la muestra (**FIGURA 46**).

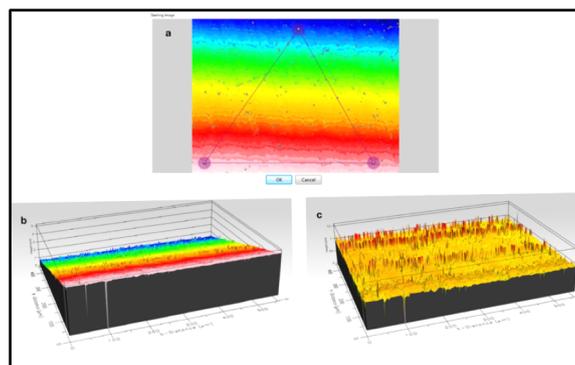


FIGURA 46 a. Proceso de nivelación; b. Superficie no nivelada y c. Superficie nivelada.

b) Valores extremos

Se eliminó los valores extremos (**FIGURA 47**).

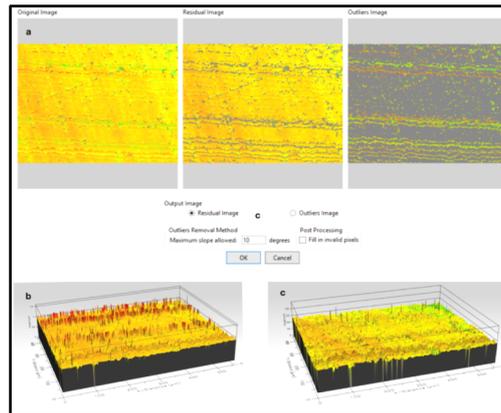


FIGURA 47 a. Proceso para eliminar outliers b. Imagen con outliers y c. Imagen sin outliers.

- c) Se trabajó con el modo “Polynomial” N° 3, es la que mejor se ajusta a nuestras muestras **(FIGURA 48)**.

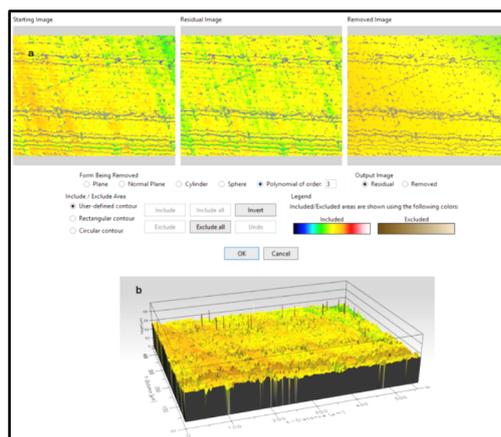


FIGURA 48 Modo polinomial N° 3.

- d) Finalmente, se calcularon los parámetros de área de la rugosidad superficial, con sus respectivas normas **(FIGURA 49)**.

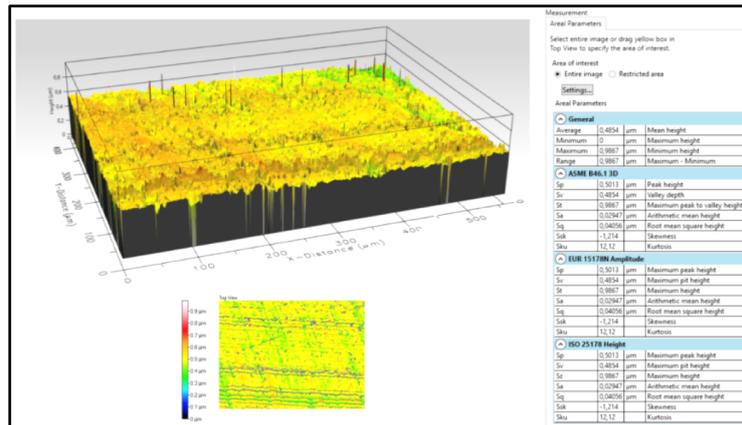


FIGURA 49 Parámetros de área para la rugosidad superficial.

5.5.1.3 Microscopio electrónico de barrido (SEM)

Las muestras de cada grupo se seleccionaron al azar para la evaluación morfológica utilizando un microscopio electrónico de barrido (SEM) ((HITACHI S4800 Tabletop Microscope, Hitachi-High Technologies Corporation, Tokyo, Japan). Dispone de un detector de RX Bruker, un cañón de emisión de campo (FEG) con una resolución de 1.4nm a 10kV y el programa QUANTAX 400 (Bruker – USA) para hacer microanálisis (FIGURA 50).



FIGURA 50 Microscopio electrónico de barrido HITACHI S4800 (HITACHI – Japan).

5.5.1.3.1 Pasos para tomar las imágenes en el SEM

a) Preparación de las muestras

Después de seis meses, una muestra de cada grupo fue aleatoriamente seleccionada para la evaluación cualitativa de la superficie del mismo. Las muestras seleccionadas se lavaron con agua destilada durante 5 minutos, se secaron y se fijaron en un soporte de aluminio. Previo a la metalización

se señaló la posición de cada muestra en el soporte de aluminio. Se rociaron ligeramente con aleación de oro-paladio con un SPI-Module Sputter (SPI Supplies - USA).

b) Evaluación en el SEM

Se abrió la precámara para introducir la muestra, una vez dentro se ajustó los Kv a 10 000, la magnificación, el enfoque, el brillo y el contraste necesario para la toma de imágenes. Con un barrido lento (CSS3) se adquirió la imagen

La topografía de la superficie de los especímenes fue analizada en 2 aumentos: 2500X y 10000X. Se examinaron cualitativamente los cambios en la morfología superficial de los composites dentales **(FIGURA 51)**.

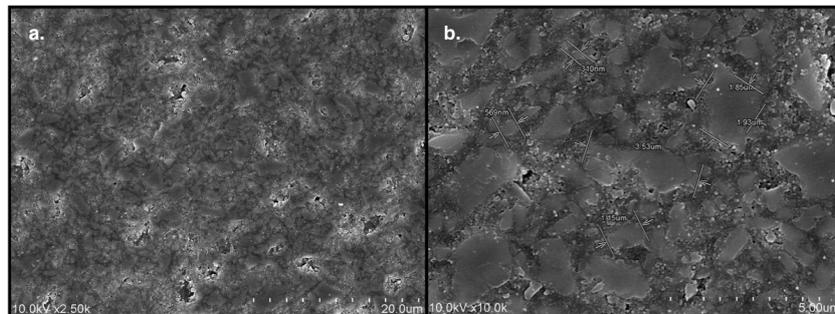


FIGURA 51 a. Imagen 2.500X; b. Imagen 10 000X.

5.5.2 Evaluación de la dureza

5.5.2.1 Microdureza

La medición de la dureza se realizó utilizando el micro indentador de diamante Vickers (Micro Hardness Tester HMV-2, Shimadzu corp., Kyoto, Japan). Tiene incorporado un lente de aumento de 40X y un indentador de diamante tipo Vickers, con la forma de una pirámide de 136° **(FIGURA 52)**.

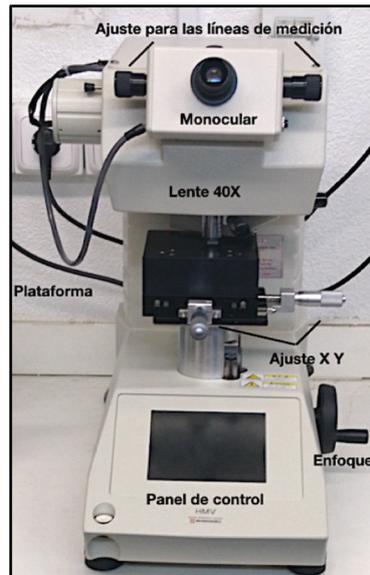


FIGURA 52 Durómetro Micro Hardness Tester HMV-2 (Shimadzu-Japan)

5.5.2.1.1 Pasos para medir la dureza

- a) Se colocó la muestra en la plataforma de medición. La muestra fue orientada en el cuadrante que se deseó medir, tomando en cuenta que la ranura marcada en uno de los lados se ubique a las 12.
- b) Se configuraron los parámetros de medición (**FIGURA 53**)

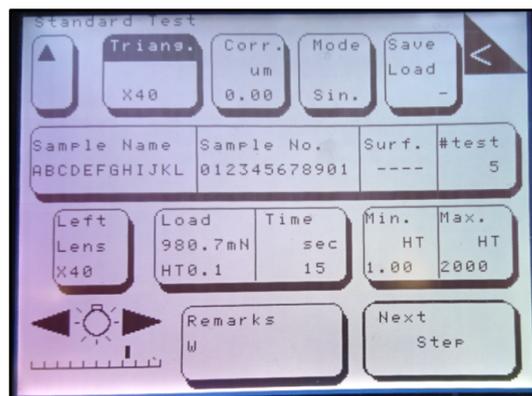


FIGURA 53 Parámetro de medición.

- c) Se enfocó la zona que se desea medir, guiándonos de las líneas marcadas sobre la muestra. Una vez ubicada la zona a medir, se presionó "Start" en el panel de control. La punta del indentador penetró el material con una carga de 100 gr hasta alcanzar una carga máxima programada de 980,7 mN, durante 15 segundos y a continuación se retiró la carga.

- d) El indentador dejó una marca cuadrada, cuyas diagonales se midieron con un lente objetivo de 40X para determinar el valor de dureza Vickers de cada muestra (**FIGURA 54**). Se realizaron cinco indentaciones en cada muestra a una distancia de 1 mm entre ellas. El mismo equipo calculó la media de las cinco mediciones, que fue el valor de dureza Vickers para cada muestra.

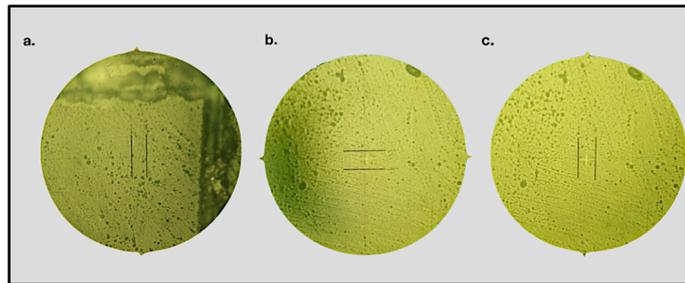


FIGURA 54 a. Líneas guía; b. Toma de medida de la diagonal en X y c. Toma de medida de la diagonal en Y.

5.5.3 Evaluación de la resistencia a la flexión

5.5.3.1 Resistencia a la flexión de tres puntos

La resistencia a la flexión se realizó en un equipo de *prueba universal* (Model 4502, Instron Corp., Canton, Mass., USA). Para la recolección de datos y el cálculo de la resistencia a la flexión se utilizó a partir de la curva de tensión-deformación del software (SERIES IX, Instron Corp., Canton, Mass., USA), conectado directamente a la máquina de prueba. Previo a realizar la prueba, las muestras control se almacenaron en una incubadora digital (Hblife - China) durante 24 horas en agua destilada 37°C.

5.5.3.1.1 Pasos para medir la resistencia a la flexión de tres puntos

- a) La configuración del equipo se realizó en el programa del equipo. Se fijaron los parámetros estándar de la prueba: 2 mm tanto en el ancho como para la profundidad y una separación de los rodillos de 10 mm. Además, se ajustó una velocidad de la cruceta de $(0,75 \pm 0,25)$ mm/min. Se comprobó que la célula de carga corresponda a la que está instalada en el equipo (5 kN), así nos aseguramos de tener una tasa de carga de (50 ± 16) N/min (**FIGURA 55**).

| Tabla de dimensiones | | Valor predet | Método de | Límites | Límite inferior | Límite superior | Aceptar |
|----------------------|---------------------|--------------|------------|--------------------------|-----------------|-----------------|----------|
| Dimensión | Anchura | 2.000000 mm | Manual | <input type="checkbox"/> | | | Cancelar |
| | Profundidad | 2.000000 mm | Manual | <input type="checkbox"/> | | | Ayuda |
| | Separación rodillos | 12.000000 mm | Predeterm. | | | | |

| Información sobre la muestra | | Etiqueta | | MAP |
|------------------------------|----------------|----------------------------------|--|-------------------------------------|
| Forma geométr. | Rectangular | <input type="checkbox"/> Activar | | Número de lecturas |
| Tipo | ASTM | Texto | | |
| Entrada datos | Antes del ensa | Entrada | | <input type="checkbox"/> Sonda dual |
| Tipo de fijaciones | 3 puntos | | | |

| Límites | |
|---|--------------|
| Detección de rotura | |
| <input type="checkbox"/> Tras periodo de tiempo | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Umbral de carga | |
| Nivel mín carga | 0.0033000 kN |
| Periodo tiempo | |
| Límites absolutos | |
| Nivel más carga | 4.5000 kN |
| Extensión máx | 500.0000 mm |

FIGURA 55 Configuración de los parámetros para la resistencia a la flexión de 3 puntos.

b) Ensayo de la muestra.

Una vez con los parámetros establecidos comenzamos a ensayar las muestras, por lo cual se debe medir con un calibrador digital (Mitutoyo Corporation, Japan). el tamaño exacto de las probetas y rellenamos con dichos valores en los apartados de “ancho” y “profundidad o altura”.

c) La colocación de la probeta.

El aparato consiste esencialmente en dos barras (de 2 mm de diámetro), montadas de forma paralela con una distancia de $(10 \pm 0,1)$ mm entre sus centros, y una tercera barra (de 2 mm de diámetro) centrada entre y paralela a las otras dos, de modo que la combinación de las tres barras se pueda utilizar para ejercer una carga en tres puntos sobre la probeta. Por lo tanto, la probeta va asentada sobre los dos rodillos y el tercer rodillo (cruceta) debe estar alineado axialmente sobre la marca de la probeta (**FIGURA 56**).

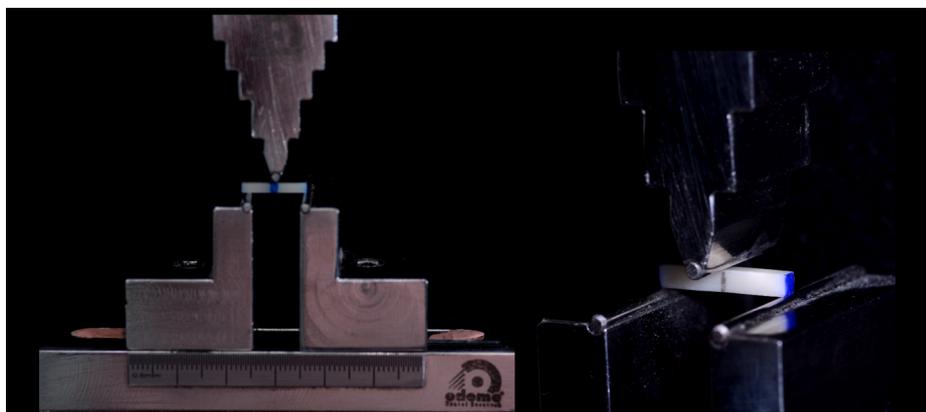


FIGURA 56 Alineación de la probeta sobre los rodillos.

d) Cálculo de las Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión σ de tres puntos se calculó en megapascales (MPa) a partir de la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

5.5.4 Ensayo del desgaste con simulación de la masticación

5.5.4.1 Desgaste a dos cuerpos

La evaluación de desgaste se empleó un equipo de doble eje que simula la masticación, *Chewing simulator CS4.2* (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) (**FIGURA 57**).



FIGURA 57 Masticadora (*Chewing simulator CS4.2*, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham)

5.5.4.1.1 Pasos para medir el desgaste en una masticadora

a) Configuración del Equipo para el ensayo de desgaste a dos cuerpos

Se colocaron pesos de 5 kg en todas las cámaras de prueba; equivalente a una fuerza de carga efectiva de 49N. Para simular la masticación, se combinó 2 tipos de movimiento: un movimiento vertical de 3 mm y 0.7 mm en sentido horizontal. La velocidad descendente del antagonista fue de 60 mm/s, al igual que la velocidad del movimiento lateral. La frecuencia del movimiento fue fijada en 1,6 Hz. Se llevaron a cabo un total de 60,000 ciclos de movimientos antagonistas para simular aproximadamente medio año de servicio clínico.

La punta del antagonista fue confeccionada de cerámica reforzada con leucita (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), se glasearon dos veces a una temperatura de 870 °C. La dimensión del antagonista fue de 2,36 mm y 0,6 mm de altura desde la punta hasta la base.

b) La colocación de las muestras.

Las muestras fueron previamente fijadas dentro de un molde con resina acrílica, estandarizando la altura y posición de las muestras (paralelas al horizonte) (**FIGURA 58**). Se fijaron dichos moldes en cada cámara de la masticadora, considerando que el antagonista debe tocar las muestras de forma simultánea en todas las cuatro cámaras. Se empleó agua destilada durante el ensayo

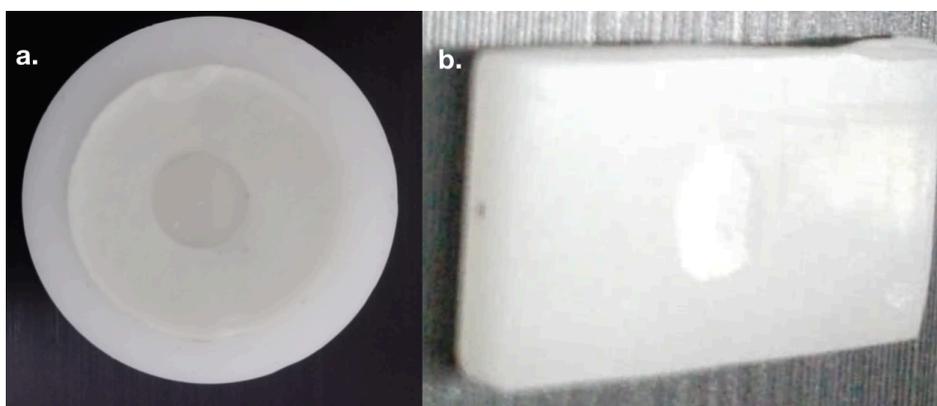


FIGURA 58 *a. Muestra dentro del molde; b. Huella después de 60.000 ciclos*

Las superficies de desgaste fueron examinadas bajo un microscopio óptico Eclipse LV-100 (NIKON-USA), con un lente objetivo de 40X para determinar la textura de la superficie y que posean patrones de desgaste representativos.

c) Análisis cuantitativo de la profundidad de desgaste compuestos de resina.

Una vez finalizado el ensayo se midió la huella resultante, para lo cual se crearon imágenes de perfil en 2D con un perfilómetro de contacto (Dektak 150, Veeco, Santa Barbara, CA, USA) (**FIGURA 59**).

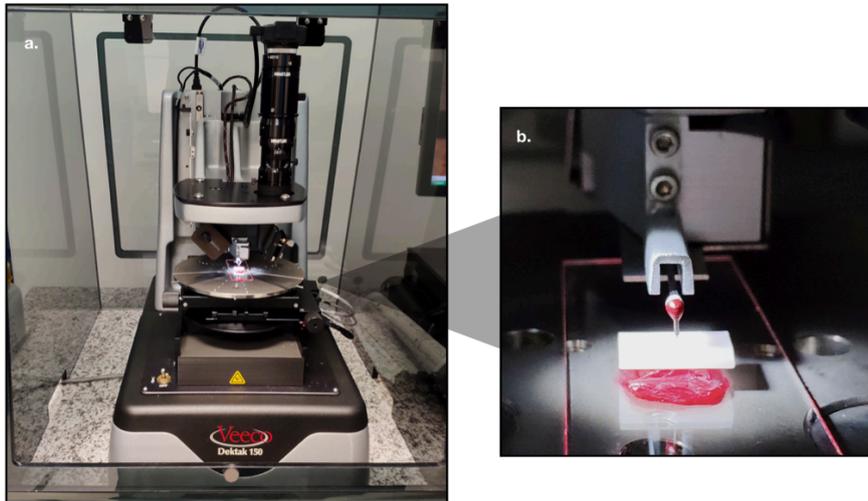


FIGURA 59 *a.* Perfilómetro de contacto Dektak 150 (Veeco - USA) y *b.* Plataforma nivelada

d) Ajuste de los parámetros de escaneado.

Tipo de escaneado: escaneado estándar

Punta: Radio 12,5 μm

Longitud: 4500,0 μm

Duración: 30 sec.

Resolución: 0,500 μm /muestra

Fuerza: 5,00 mg

Rango de medición: 525 μm

Perfil: Picos y valles

- e)** Se niveló la plataforma hasta que la muestra esté paralela al horizonte (**FIGURA 60- sección b**).
- f)** Se escaneó tres veces el centro de la huella siguiendo la dirección del desgaste, el promedio de las tres medidas será el valor de cada muestra **sección b**.
- g)** Se midió el ancho de la huella (**FIGURA 60 - sección a**).

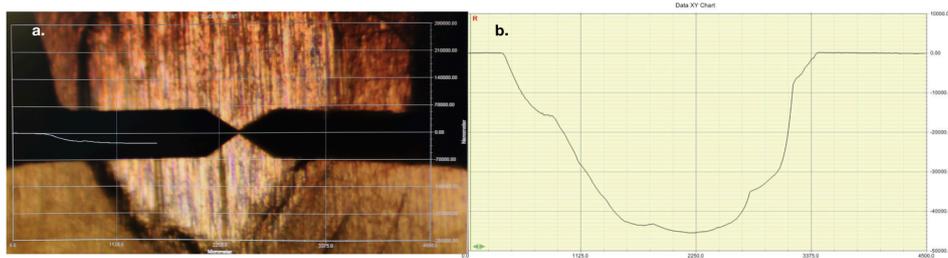


FIGURA 60 a. Escaneado de la huella y b. Perfil en 2D de la huella.

5.5.4.1.2 Tratamiento de los datos del Perfilómetro

El procesado de los datos se realizó con un software (*Origin 8, OriginLab Corporation – USA*). Se exportaron los valores de las coordenadas que pertenecían a cada muestra escaneada (FIGURA 61 – sección a), permitiendo al graficar el perfil de la huella en 2D. Posteriormente se alineó la muestra, para facilitarnos registrar la profundidad máxima (FIGURA 61 – sección b y c),

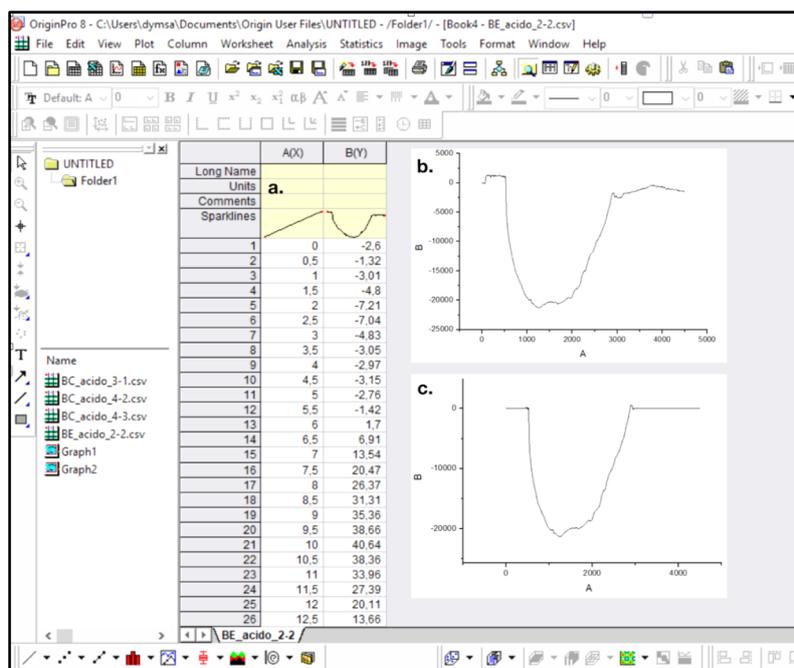


FIGURA 61 a. Datos de las coordenadas; b. Gráfico no alineado y c. Gráfico alineado.

Para reducir el sesgo debido a la falta de exactitud en el tamaño de la punta. Se calculó un valor multiplicando la máxima profundidad por el ancho de la huella, obteniendo un valor que se lo denominó “figura de valor”.

6 MUESTRA Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

6.1 Cálculo del tamaño muestral

Previo al inicio del estudio, se calculó el tamaño muestral para la microdureza mediante el software G*Power de la Universidad de Düsseldorf [184]. El tamaño muestral mínimo necesario para el estudio se calculó en base a lo que se considere una diferencia mínima o tamaño de efecto. El estudio de Backer A y col., en 2015[21], será considerado el de referencia para la estimación de la desviación estándar de la HV en los datos reportados. En esta hoja de cálculo se fijó un tamaño del efecto medio, potencia 90% y un nivel de confianza 95% (error tipo I del 5%).

Por otro lado, para los ensayos de resistencia a la flexión como fue descrito anteriormente [137], se requieren 30 muestras por grupo, para proporcionar parámetros adecuados para la distribución de resistencia de Weibull. Mientras que, para el desgaste, se describió un mínimo de 6 muestras en el estudio de Heintze S y cols., en 2006 [145].

6.2 Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el programa (R version 3.1.3, R Development Core Team, R Foundation for Statistical Computing, Wien, Austria).

Mediante test de Kolmogorov-Smirnov se comprobó que los datos no se pueden considerar como originadas por una población con distribución de Gauss, por lo que se empleó un enfoque no paramétrico. Para todas las variables estudiadas, se hizo un análisis exploratorio para conocer el verdadero efecto de lo que se está estudiando. Para ello se calculó la tabla de ANOVA que nos permite ver la partición de la variabilidad por cada factor (marca, método, tratamiento y tiempo) **(ANEXO 1)**. La variabilidad que se debe a la marca y al método absorbió casi toda la variabilidad total (suma total de cuadrados), ocultando el efecto de los factores de interés (tratamiento y tiempo). Como consecuencia, la estabilidad del material se evaluó dentro de cada marca y método para evaluar el efecto de las variables de interés **(sección b - ANEXO 2 - ANEXO 5)** y luego se comparó entre los métodos (Directo vs Indirecto) dentro de la misma marca **(sección a - ANEXO 2 - ANEXO 5)**

Dado el caso de no cumplir los supuestos de normalidad o de homogeneidad de la varianza, para cada combinación de marca y método (cada composite) se aplicó un análisis mediante un test de permutaciones (no paramétrico) basado en el estadístico de contraste *pseudo-F*. Para evaluar el efecto del tratamiento (ácido y agua) en un contexto de medidas relacionadas para las variables de rugosidad superficial **(ANEXO 2 ANEXO 3)**, microdureza **(ANEXO 4)** y de medidas independientes para resistencia a la flexión **(ANEXO 5)**. Mientras que, la evaluación del efecto que tuvo el tratamiento sobre el desgaste se usó una prueba no paramétrica Mann-Whitney para muestras independientes. Se fijó un nivel de confianza 95% (error tipo I del 5%) para todos los análisis.

Para estudiar la validez del perfilómetro respecto al AFM, método sensible, se usaron los parámetros S_a y S_q . Se ha estimado un modelo de regresión lineal para estudiar el grado de concordancia basando en el coeficiente de correlación de Pearson. Si el intervalo de la constante contiene al 0 y el de la pendiente al 1, puede aceptarse que la diagonal principal o bisectriz es la recta de ajuste ideal y, en consecuencia, el perfilómetro será válido.

La evaluación de la fiabilidad en las pruebas de resistencia flexural se realizó utilizando una función de distribución acumulada de Weibull de dos parámetros (σ_0 es el esfuerzo característico y m es el módulo de Weibull). Mediante la siguiente fórmula:

$$P(\sigma) = 1 - \exp\left[-\left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m\right].$$

Donde $P(\sigma)$ es la probabilidad acumulada de fallo, σ es la resistencia flexural, σ_0 es el esfuerzo característico y m es el módulo de Weibull. Para la estimación de los parámetros de modelo Weibull se usó el método de máxima verosimilitud. Se realizaron representaciones gráficas de la curva de probabilidad acumulada de fallo en función del esfuerzo para permitir la comparación entre marcas, métodos, tratamientos y tiempos. Adicionalmente la diferencia significativa entre los módulos de Weibull se detectó con el solapamiento de los los intervalos de confianza (IC) 95% [185,186].

Adicionalmente se realizaron pruebas de razón de verosimilitud modificada de Bartlett (LRT), para comparar entre los modelos estadísticos de Weibull de dos grupos [185,186]. Primero se comparó dentro de cada marca todas las posibles combinaciones a lo largo del tiempo (T_1 , T_2 y T_3), entre métodos y finalmente entre tratamientos. Se fijó un nivel de confianza 95%.

7 RESULTADOS

De las tres marcas estudiadas, se dividieron en seis grupos: tres de composite directo **FILTEK Supreme XTE** (3M ESPE – USA), **BRILLIANT EverGlow** (Coltene - Suiza) y **GrandioSo** (Voco-Alemania) y tres de indirecto **Lava Ultimate** (3M ESPE – USA), **BRILLIANT Crios** (Coltene - Suiza) y **Grandio Blocs** (Voco-Alemania). Un total de 1392 muestras constituyeron la población de estudio. Cada grupo tuvo 232 muestras, 60 fueron destinados para medir la microdureza, 10 para analizar la rugosidad superficial, 150 para estudiar la resistencia a la flexión y 12 para desgaste. Los tratamientos aplicados fueron ácido y agua (control). La microdureza y resistencia a la flexión se midieron en 3 tiempos: basal-24 horas (T1), 3 meses (T2) y 6 meses (T3), mientras que la rugosidad superficial se midió en dos tiempos: basal-24 horas (T1) y 6 meses (T3). Finalmente, para el desgaste con la masticadora, al ser un método de envejecimiento, se midió en un solo tiempo, seis meses (T3).

En principio el análisis estadístico consistió en una descriptiva general y por grupo para las respuestas primarias (todas de tipo continuo): media, desviación estándar, máximo, mínimo y mediana.

En el estudio de la **rugosidad superficial**, la muestra estuvo compuesta por 60 muestras, repartidas de forma aleatoria entre marcas, métodos y tratamientos (5 placas por cada una de las 12 combinaciones). La rugosidad se midió en dos tiempos distintos: basal-24 horas (T1) y a los 6 meses (T2); con dos equipos (perfilómetro óptico y AFM). En cada muestra se realizaron 5 mediciones distintas, a partir de las cuales se obtuvieron un promedio que fue considerado la variable primaria del análisis de rugosidad. La información descriptiva correspondiente al parámetro de rugosidad (S_a) a través de todas las combinaciones de marca, método y tratamiento con dos equipos, aparecen reflejado en la **TABLA 13** para el AFM y en la **TABLA 14** para el perfilómetro óptico.

TABLA 13 Descriptiva de los valores muestrales de Sa (μm) para la rugosidad superficial medido con el AFM según marca, método, tiempo y tratamiento

| DATOS MUESTRALES | 3M | | | | | | Coltene | | | | | | VOCO | | | | | |
|------------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|
| | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | |
| | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido |
| N | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 |
| Media | 0,015 | 0,015 | 0,015 | 0,039 | 0,039 | 0,038 | 0,034 | 0,034 | 0,035 | 0,033 | 0,033 | 0,034 | 0,041 | 0,041 | 0,041 | 0,034 | 0,034 | 0,033 |
| D. Típica | 0,002 | 0,003 | 0,002 | 0,003 | 0,002 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,002 | 0,004 | 0,006 | 0,002 | 0,003 | 0,004 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,002 |
| Mínimo | 0,012 | 0,011 | 0,012 | 0,035 | 0,035 | 0,034 | 0,030 | 0,027 | 0,033 | 0,029 | 0,029 | 0,029 | 0,034 | 0,035 | 0,034 | 0,029 | 0,029 | 0,029 |
| Máximo | 0,019 | 0,020 | 0,018 | 0,042 | 0,041 | 0,043 | 0,038 | 0,036 | 0,039 | 0,040 | 0,044 | 0,036 | 0,043 | 0,044 | 0,041 | 0,038 | 0,037 | 0,037 |
| Mediana | 0,016 | 0,017 | 0,015 | 0,039 | 0,041 | 0,037 | 0,036 | 0,036 | 0,036 | 0,032 | 0,030 | 0,034 | 0,039 | 0,039 | 0,040 | 0,034 | 0,035 | 0,034 |
| N | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 |
| Media | 0,026 | 0,025 | 0,028 | 0,023 | 0,025 | 0,020 | 0,050 | 0,048 | 0,053 | 0,026 | 0,027 | 0,024 | 0,049 | 0,049 | 0,049 | 0,030 | 0,031 | 0,028 |
| D. Típica | 0,007 | 0,006 | 0,007 | 0,002 | 0,002 | 0,003 | 0,002 | 0,004 | 0,001 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,004 | 0,003 | 0,005 | 0,004 | 0,005 | 0,003 |
| Mínimo | 0,021 | 0,022 | 0,020 | 0,021 | 0,024 | 0,019 | 0,048 | 0,044 | 0,053 | 0,023 | 0,025 | 0,021 | 0,044 | 0,044 | 0,045 | 0,025 | 0,024 | 0,026 |
| Máximo | 0,037 | 0,035 | 0,038 | 0,027 | 0,029 | 0,026 | 0,054 | 0,052 | 0,056 | 0,030 | 0,031 | 0,029 | 0,054 | 0,053 | 0,055 | 0,034 | 0,036 | 0,032 |
| Mediana | 0,023 | 0,022 | 0,024 | 0,021 | 0,025 | 0,018 | 0,048 | 0,043 | 0,054 | 0,025 | 0,026 | 0,023 | 0,048 | 0,049 | 0,047 | 0,030 | 0,034 | 0,027 |

TABLA 14 Descriptiva de los valores muestrales de Sa (μm) para la rugosidad superficial medido con el perfilómetro óptico según marca, método tiempo y tratamiento.

| DATOS MUESTRALES | 3M | | | | | | Coltene | | | | | | VOCO | | | | | |
|------------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|---------------------|--------------|--------------|-----------------------|--------------|--------------|
| | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | |
| | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido |
| N | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 |
| Media | 0,036 | 0,036 | 0,036 | 0,059 | 0,059 | 0,060 | 0,049 | 0,049 | 0,050 | 0,053 | 0,054 | 0,054 | 0,071 | 0,071 | 0,071 | 0,056 | 0,056 | 0,056 |
| D. Típica | 0,004 | 0,005 | 0,003 | 0,005 | 0,007 | 0,004 | 0,004 | 0,006 | 0,003 | 0,002 | 0,001 | 0,003 | 0,004 | 0,003 | 0,004 | 0,004 | 0,002 | 0,005 |
| Mínimo | 0,030 | 0,029 | 0,032 | 0,054 | 0,054 | 0,055 | 0,044 | 0,042 | 0,047 | 0,051 | 0,052 | 0,051 | 0,067 | 0,068 | 0,066 | 0,052 | 0,053 | 0,051 |
| Máximo | 0,039 | 0,040 | 0,039 | 0,067 | 0,068 | 0,066 | 0,056 | 0,058 | 0,054 | 0,055 | 0,055 | 0,055 | 0,076 | 0,074 | 0,077 | 0,061 | 0,059 | 0,064 |
| Mediana | 0,038 | 0,039 | 0,037 | 0,058 | 0,055 | 0,062 | 0,049 | 0,047 | 0,051 | 0,052 | 0,054 | 0,051 | 0,073 | 0,073 | 0,073 | 0,055 | 0,056 | 0,054 |
| N | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 | 5 |
| Media | 0,049 | 0,047 | 0,051 | 0,037 | 0,039 | 0,035 | 0,069 | 0,067 | 0,071 | 0,045 | 0,046 | 0,043 | 0,079 | 0,079 | 0,080 | 0,051 | 0,052 | 0,049 |
| D. Típica | 0,003 | 0,002 | 0,005 | 0,002 | 0,003 | 0,002 | 0,010 | 0,009 | 0,011 | 0,004 | 0,004 | 0,003 | 0,009 | 0,007 | 0,010 | 0,005 | 0,004 | 0,005 |
| Mínimo | 0,045 | 0,045 | 0,044 | 0,036 | 0,037 | 0,034 | 0,062 | 0,062 | 0,062 | 0,043 | 0,044 | 0,042 | 0,069 | 0,069 | 0,068 | 0,045 | 0,047 | 0,043 |
| Máximo | 0,053 | 0,051 | 0,055 | 0,038 | 0,040 | 0,036 | 0,085 | 0,083 | 0,086 | 0,051 | 0,052 | 0,050 | 0,089 | 0,088 | 0,091 | 0,056 | 0,056 | 0,055 |
| Mediana | 0,050 | 0,047 | 0,053 | 0,037 | 0,038 | 0,036 | 0,062 | 0,062 | 0,063 | 0,044 | 0,044 | 0,045 | 0,084 | 0,083 | 0,086 | 0,053 | 0,054 | 0,052 |

En el estudio de la **microdureza**, la muestra estuvo compuesta por 360 muestras repartidas de forma totalmente balanceada entre marcas, métodos y tratamientos (30 muestras por cada una de las 12 combinaciones) (**TABLA 15**). La microdureza se midió en tres tiempos distintos: basal- 24 horas (T1), a los 3 meses (T2) y a los 6 meses (T3). En cada muestra se realizaron 5 mediciones distintas, a partir de las cuales se obtuvo un promedio que se consideró la variable primaria del análisis de la microdureza .

TABLA 15 Análisis descriptivo (valores muestrales) correspondiente al parámetro microdureza (VH) a través de todas las combinaciones de marca, método, tiempo y tratamiento.

| DATOS MUESTRALES | 3M | | | | | | Coltene | | | | | | VOCO | | | | | | |
|------------------|---------------------|-------|-------|-----------------------|--------|--------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------------|--------|--------|-----------------------|--------|--------|--------|
| | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | |
| | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | |
| T1 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 76,48 | 77,49 | 75,47 | 98,93 | 99,14 | 98,72 | 55,50 | 54,93 | 56,07 | 69,68 | 70,35 | 69,01 | 107,96 | 108,22 | 107,70 | 128,99 | 129,13 | 128,85 |
| | D. Típica | 2,06 | 1,72 | 2,40 | 1,72 | 1,71 | 1,73 | 3,36 | 3,18 | 3,57 | 2,84 | 2,85 | 2,83 | 1,44 | 1,27 | 1,60 | 2,09 | 1,87 | 2,31 |
| | Mínimo | 71,28 | 72,03 | 70,53 | 96,28 | 96,57 | 96,00 | 50,10 | 49,57 | 50,63 | 63,43 | 64,90 | 63,97 | 104,08 | 104,00 | 104,17 | 125,90 | 126,40 | 125,40 |
| | Máximo | 79,45 | 79,77 | 79,13 | 102,00 | 102,50 | 103,00 | 60,11 | 59,70 | 60,53 | 74,96 | 74,63 | 75,30 | 110,93 | 110,13 | 111,73 | 132,00 | 132,20 | 133,0 |
| | Mediana | 76,17 | 76,55 | 75,85 | 98,38 | 98,55 | 98,20 | 55,01 | 54,28 | 56,75 | 68,88 | 68,92 | 68,85 | 107,95 | 108,07 | 107,83 | 128,80 | 128,80 | 128,93 |
| T2 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 68,58 | 69,09 | 68,17 | 94,13 | 95,76 | 92,50 | 48,68 | 50,29 | 47,08 | 66,49 | 68,31 | 64,68 | 103,12 | 106,37 | 99,88 | 126,94 | 128,66 | 125,22 |
| | D. Típica | 2,37 | 2,37 | 2,37 | 1,84 | 1,70 | 1,98 | 2,24 | 1,97 | 2,52 | 2,94 | 2,59 | 3,30 | 2,39 | 1,64 | 3,15 | 1,31 | 1,64 | 0,99 |
| | Mínimo | 62,60 | 62,60 | 62,60 | 90,61 | 91,53 | 89,70 | 44,75 | 46,90 | 42,60 | 60,75 | 63,50 | 58,00 | 97,66 | 100,23 | 95,10 | 124,35 | 125,43 | 123,27 |
| | Máximo | 73,23 | 73,23 | 73,23 | 97,93 | 98,53 | 97,33 | 52,18 | 53,27 | 51,10 | 73,11 | 76,30 | 69,93 | 107,55 | 108,13 | 106,97 | 129,75 | 131,87 | 127,63 |
| | Mediana | 68,50 | 68,50 | 68,50 | 93,87 | 95,40 | 92,35 | 47,77 | 50,02 | 45,52 | 66,43 | 68,33 | 64,48 | 103,32 | 106,58 | 99,07 | 126,82 | 128,42 | 125,25 |
| T3 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 63,70 | 67,44 | 59,95 | 88,82 | 90,88 | 86,75 | 42,62 | 47,22 | 38,02 | 63,22 | 65,55 | 60,88 | 98,50 | 101,10 | 95,91 | 124,97 | 127,25 | 122,69 |
| | D. Típica | 2,97 | 2,80 | 3,15 | 2,20 | 1,85 | 2,56 | 2,48 | 2,02 | 2,95 | 2,28 | 3,05 | 1,51 | 1,84 | 0,91 | 2,77 | 1,92 | 1,55 | 2,29 |
| | Mínimo | 56,87 | 59,63 | 54,07 | 84,27 | 87,37 | 81,17 | 37,86 | 43,90 | 31,83 | 59,05 | 60,73 | 57,37 | 95,03 | 99,23 | 90,83 | 120,22 | 122,27 | 118,17 |
| | Máximo | 69,53 | 71,60 | 67,47 | 91,88 | 93,33 | 90,43 | 46,88 | 50,27 | 43,50 | 71,26 | 78,03 | 64,50 | 101,80 | 102,60 | 101,00 | 129,03 | 128,97 | 129,03 |
| | Mediana | 62,60 | 67,85 | 57,35 | 89,18 | 91,37 | 87,00 | 42,02 | 47,02 | 37,02 | 62,09 | 63,30 | 60,88 | 98,71 | 101,35 | 96,07 | 124,2 | 126,33 | 122,47 |

Para el análisis de la **resistencia a la flexión** se ensayaron 900 muestras repartidas de forma totalmente balanceada entre marcas, métodos y tratamientos es decir 30 placas por cada una de las 12 combinaciones. Al tratarse de un ensayo destructivo, todos los grupos son ahora totalmente independientes. La resistencia se midió en 3 tiempos: basal-24 horas (T1), 3 meses (T2) y 6 meses (T3) **(TABLA 17)**.

TABLA 16 Análisis descriptivo (valores muestrales) correspondiente a la resistencia a la flexión (MPa) a través de todas las combinaciones de marca, método, tiempo y tratamiento.

| DATOS MUESTRALES | | 3M | | | | | | Coltene | | | | | | VOCO | | | | | |
|------------------|-----------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|
| | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | |
| | | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido |
| T1 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 109,1 | 109,1 | 109,1 | 149 | 149 | 149 | 95,6 | 95,6 | 95,6 | 166,3 | 166,3 | 166,3 | 104,8 | 104,8 | 104,8 | 182,4 | 182,4 | 182,4 |
| | D. Típica | 8,3 | 8,3 | 8,3 | 10,8 | 10,8 | 10,8 | 9,9 | 9,9 | 9,9 | 7,5 | 7,5 | 7,5 | 10,6 | 10,6 | 10,6 | 8,1 | 8,1 | 8,1 |
| | Mínimo | 83,3 | 83,3 | 83,3 | 121 | 121 | 121 | 75,7 | 75,7 | 75,7 | 153,8 | 153,8 | 153,8 | 87,4 | 87,4 | 87,4 | 165,6 | 165,6 | 165,6 |
| | Máximo | 126,3 | 126,3 | 126,3 | 173,8 | 173,8 | 173,8 | 120,4 | 120,4 | 120,4 | 180,6 | 180,6 | 180,6 | 132,3 | 132,3 | 132,3 | 202,2 | 202,2 | 202,2 |
| | Mediana | 109 | 109 | 109 | 148,2 | 148,2 | 148,2 | 93,7 | 93,7 | 93,7 | 165,2 | 165,2 | 165,2 | 103,4 | 103,4 | 103,4 | 181,5 | 181,5 | 181,5 |
| T2 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 95,8 | 99,5 | 92,1 | 136,4 | 139,6 | 133,2 | 77,5 | 83,8 | 73,1 | 154,8 | 158,9 | 150,8 | 92,5 | 97,6 | 87,4 | 173,5 | 175,9 | 171,1 |
| | D. Típica | 9,7 | 7,6 | 10,2 | 10,8 | 10,6 | 10,2 | 12,5 | 10,8 | 11,1 | 11 | 11,4 | 9,1 | 11,1 | 10,1 | 9,7 | 9,8 | 9,9 | 9,2 |
| | Mínimo | 73,9 | 86,5 | 73,9 | 113,8 | 120,9 | 113,8 | 52,6 | 68,6 | 52,6 | 133,7 | 140,4 | 133,7 | 68,5 | 75,7 | 68,5 | 153,9 | 153,9 | 154,6 |
| | Máximo | 115,1 | 115,1 | 111,9 | 162,8 | 162,8 | 152,5 | 114 | 114 | 95 | 196,4 | 196,4 | 167,3 | 119,5 | 119,5 | 107,4 | 196 | 196 | 194,3 |
| | Mediana | 95,6 | 98,3 | 91,6 | 135 | 137,4 | 130,3 | 76,4 | 81,5 | 72,78 | 155,5 | 157,4 | 150,2 | 91,1 | 97,9 | 86,8 | 173 | 176,5 | 169,1 |
| T3 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 85,8 | 93,7 | 77,8 | 131,2 | 137,1 | 125,3 | 68,5 | 77,3 | 59,7 | 149,7 | 153,6 | 145,8 | 83,1 | 88,9 | 77,2 | 169,4 | 171,5 | 167,3 |
| | D. Típica | 16,4 | 13,6 | 15,2 | 13,7 | 11,6 | 13,2 | 16,7 | 12,9 | 15,5 | 10,5 | 7,8 | 11,6 | 5,8 | 6,5 | 5,1 | 10,7 | 10,1 | 11 |
| | Mínimo | 43,1 | 65,9 | 43,1 | 102 | 112,8 | 102 | 36,8 | 60,1 | 36,8 | 125,2 | 138,6 | 125,2 | 56,3 | 67,7 | 56,3 | 148,5 | 153,6 | 148,5 |
| | Máximo | 125,5 | 125,5 | 109,6 | 169,5 | 169,5 | 154,6 | 110,8 | 110,8 | 105,3 | 173 | 173 | 166,1 | 104,8 | 104,8 | 102,4 | 189 | 189 | 187,5 |
| | Mediana | 85,8 | 96,7 | 74,7 | 132 | 135,7 | 126,4 | 66,6 | 73,8 | 61,5 | 151,9 | 153,9 | 147,1 | 82,8 | 88,1 | 77,9 | 169,2 | 170,5 | 166,6 |

TABLA 17 Análisis descriptivo (valores muestrales) correspondiente a la resistencia a la flexión (MPa) a través de todas las combinaciones de marca, método, tiempo y tratamiento.

| DATOS MUESTRALES | | 3M | | | | | | Coltene | | | | | | VOCO | | | | | |
|------------------|-----------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-----------------------|-------|-------|
| | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | |
| | | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido |
| T1 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 109,1 | 109,1 | 109,1 | 149 | 149 | 149 | 95,6 | 95,6 | 95,6 | 166,3 | 166,3 | 166,3 | 104,8 | 104,8 | 104,8 | 182,4 | 182,4 | 182,4 |
| | D. Típica | 8,3 | 8,3 | 8,3 | 10,8 | 10,8 | 10,8 | 9,9 | 9,9 | 9,9 | 7,5 | 7,5 | 7,5 | 10,6 | 10,6 | 10,6 | 8,1 | 8,1 | 8,1 |
| | Mínimo | 83,3 | 83,3 | 83,3 | 121 | 121 | 121 | 75,7 | 75,7 | 75,7 | 153,8 | 153,8 | 153,8 | 87,4 | 87,4 | 87,4 | 165,6 | 165,6 | 165,6 |
| | Máximo | 126,3 | 126,3 | 126,3 | 173,8 | 173,8 | 173,8 | 120,4 | 120,4 | 120,4 | 180,6 | 180,6 | 180,6 | 132,3 | 132,3 | 132,3 | 202,2 | 202,2 | 202,2 |
| | Mediana | 109 | 109 | 109 | 148,2 | 148,2 | 148,2 | 93,7 | 93,7 | 93,7 | 165,2 | 165,2 | 165,2 | 103,4 | 103,4 | 103,4 | 181,5 | 181,5 | 181,5 |
| T2 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 95,8 | 99,5 | 92,1 | 136,4 | 139,6 | 133,2 | 77,5 | 83,8 | 73,1 | 154,8 | 158,9 | 150,8 | 92,5 | 97,6 | 87,4 | 173,5 | 175,9 | 171,1 |
| | D. Típica | 9,7 | 7,6 | 10,2 | 10,8 | 10,6 | 10,2 | 12,5 | 10,8 | 11,1 | 11 | 11,4 | 9,1 | 11,1 | 10,1 | 9,7 | 9,8 | 9,9 | 9,2 |
| | Mínimo | 73,9 | 86,5 | 73,9 | 113,8 | 120,9 | 113,8 | 52,6 | 68,6 | 52,6 | 133,7 | 140,4 | 133,7 | 68,5 | 75,7 | 68,5 | 153,9 | 153,9 | 154,6 |
| | Máximo | 115,1 | 115,1 | 111,9 | 162,8 | 162,8 | 152,5 | 114 | 114 | 95 | 196,4 | 196,4 | 167,3 | 119,5 | 119,5 | 107,4 | 196 | 196 | 194,3 |
| | Mediana | 95,6 | 98,3 | 91,6 | 135 | 137,4 | 130,3 | 76,4 | 81,5 | 72,78 | 155,5 | 157,4 | 150,2 | 91,1 | 97,9 | 86,8 | 173 | 176,5 | 169,1 |
| T3 | N | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 | 60 | 30 | 30 |
| | Media | 85,8 | 93,7 | 77,8 | 131,2 | 137,1 | 125,3 | 68,5 | 77,3 | 59,7 | 149,7 | 153,6 | 145,8 | 83,1 | 88,9 | 77,2 | 169,4 | 171,5 | 167,3 |
| | D. Típica | 16,4 | 13,6 | 15,2 | 13,7 | 11,6 | 13,2 | 16,7 | 12,9 | 15,5 | 10,5 | 7,8 | 11,6 | 5,8 | 6,5 | 5,1 | 10,7 | 10,1 | 11 |
| | Mínimo | 43,1 | 65,9 | 43,1 | 102 | 112,8 | 102 | 36,8 | 60,1 | 36,8 | 125,2 | 138,6 | 125,2 | 56,3 | 67,7 | 56,3 | 148,5 | 153,6 | 148,5 |
| | Máximo | 125,5 | 125,5 | 109,6 | 169,5 | 169,5 | 154,6 | 110,8 | 110,8 | 105,3 | 173 | 173 | 166,1 | 104,8 | 104,8 | 102,4 | 189 | 189 | 187,5 |
| | Mediana | 85,8 | 96,7 | 74,7 | 132 | 135,7 | 126,4 | 66,6 | 73,8 | 61,5 | 151,9 | 153,9 | 147,1 | 82,8 | 88,1 | 77,9 | 169,2 | 170,5 | 166,6 |

Para el evaluar el **desgaste** se emplearon 72 muestras en el simulador de la masticación, distribuidas de forma totalmente balanceada entre marcas, métodos y tratamientos es decir 6 muestras por cada una de las 12 combinaciones (marca-método-tratamiento). El desgaste al ser un método de envejecimiento acelerado, solo se mide a los 6 meses **(TABLA 18)**.

TABLA 18 *Análisis descriptivo (valores muestrales) correspondiente a la profundidad de desgaste (μm) a través de todas las combinaciones de marca, método y tratamiento.*

| a. | DATOS MUESTRALES | 3M | | | | | | COLTENE | | | | | | VOCO | | | | | |
|----|------------------|---------------------|-------|--------|-----------------------|--------|--------|---------------------|--------|--------|-----------------------|--------|--------|---------------------|-------|--------|-----------------------|-------|-------|
| | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | | Directo TRATAMIENTO | | | Indirecto TRATAMIENTO | | |
| | | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido | Total | Agua | Ácido |
| T1 | N | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 |
| | Media | 37,52 | 33,48 | 41,57 | 57,47 | 51,49 | 63,45 | 63,24 | 58,53 | 67,95 | 49,79 | 47,09 | 52,49 | 27,39 | 22,72 | 32,06 | 20,81 | 19,12 | 22,50 |
| | D. Típica | 5,90 | 4,08 | 7,73 | 6,35 | 6,8 | 5,9 | 11,86 | 9,4 | 14,33 | 12,11 | 11,21 | 13,01 | 7,62 | 8,15 | 7,09 | 5,43 | 6,19 | 5,43 |
| | Mínimo | 25,5 | 24,92 | 26,26 | 47,56 | 41,48 | 53,64 | 45,33 | 44,92 | 45,75 | 21,33 | 25,24 | 17,43 | 9,98 | 3,24 | 16,73 | 8,22 | 6,34 | 10,11 |
| | Máximo | 50,33 | 43,07 | 57,60 | 69,53 | 65,53 | 73,54 | 85,54 | 72,38 | 98,71 | 72,56 | 66,18 | 78,95 | 41,94 | 38,48 | 45,40 | 30,64 | 29,89 | 31,40 |
| | Mediana | 38,80 | 33,59 | 44,02 | 57,36 | 52,08 | 62,64 | 63,67 | 57,15 | 70,2 | 52,63 | 50,08 | 55,19 | 28,20 | 23,25 | 33,16 | 20,66 | 19,34 | 21,99 |
| b. | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| T1 | N | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 | 12 | 6 | 6 |
| | Media | 87607 | 78138 | 97076 | 133329,5 | 119144 | 147515 | 145800,5 | 134629 | 156972 | 116078 | 109702 | 122454 | 63825,5 | 52736 | 74915 | 48725,5 | 44840 | 52611 |
| | D. Típica | 11830,5 | 7785 | 15876 | 11777,5 | 13210 | 10345 | 24316,5 | 18550 | 30083 | 25712,5 | 23413 | 28012 | 16445,5 | 17759 | 15132 | 12647 | 13999 | 11295 |
| | Mínimo | 62068,5 | 60573 | 63564 | 114160 | 99571 | 128749 | 108826,5 | 107374 | 110279 | 51642 | 61086 | 42198 | 24208 | 7916 | 40500 | 20044,5 | 15416 | 24673 |
| | Máximo | 113269 | 96917 | 129621 | 155037,5 | 146799 | 163276 | 191395 | 160692 | 222098 | 163285 | 148912 | 177658 | 94020,5 | 85432 | 102609 | 70016,5 | 69366 | 70667 |
| | Mediana | 90145,5 | 78703 | 101588 | 133238,5 | 120501 | 145976 | 146853,5 | 133163 | 160544 | 121283,5 | 113460 | 129107 | 66051 | 54342 | 77760 | 48519 | 45260 | 51778 |

7.1 Rugosidad superficial

El análisis estadístico no mostró diferencia significativa en la interacción método - tratamiento – tiempo, para ninguno de los materiales: 3M ($p= 0,103$), Coltene ($p=0,107$) y VOCO ($p=0,383$) medidos con el AFM. Así como tampoco se observó para el perfilómetro óptico, 3M ($p= 0,178$), Coltene ($p=1,00$) y VOCO ($p=0,598$), ver **sección a** de los **ANEXO 2** y **ANEXO 3**.

La Rugosidad superficial se exploró inicialmente mediante un gráfico a través de la variable Sa en el AFM y perfilómetro óptico (Interferometría de luz blanca), sin incluir la marca agrupando por método (**FIGURA 62 a y b**). Se observó un comportamiento particular en la dinámica de la rugosidad a lo largo del tiempo. En la **FIGURA 62 - sección a** reveló como en los composites directos independientemente del tratamiento tendieron aumentar sus valores del Sa. La media del Sa inicial fue aproximadamente de $0,030 \mu\text{m}$, estos valores ascendieron a $0,040 \mu\text{m}$ en agua y a $0,045 \mu\text{m}$ en ácido. Mientras que en los composites indirectos sucedió lo contrario, hubo un descenso de los valores de Sa desde $0,036 \mu\text{m}$ a $0,028 \mu\text{m}$ y $0,024 \mu\text{m}$ con sus diferencias dependiendo del tratamiento al que fueron sometidos, el descenso fue más marcado con el ácido $0,024 \mu\text{m}$ (**FIGURA 62 - sección a**). Comportamiento similar se mostró con el perfilómetro óptico (Profilm3D). Las pendientes de los gráficos en la **FIGURA 62 - sección b** siguieron la misma dirección que los de AFM, pero con diferente grado de inclinación.

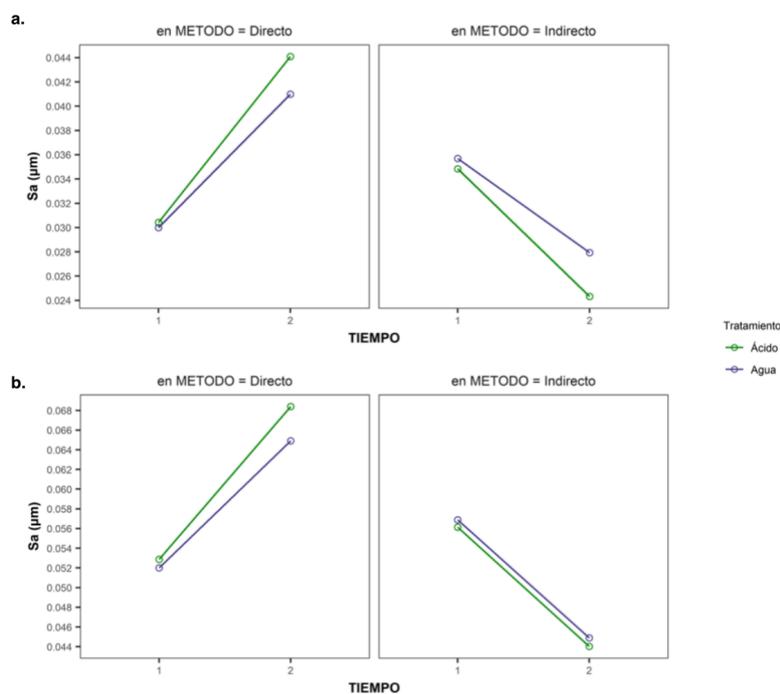


FIGURA 62 Análisis exploratorio de la rugosidad (Sa) dentro de cada método. **a.** rugosidad testeada con el AFM y **b.** rugosidad testeada con el perfilómetro óptico.

La inclusión de la marca se muestra en la **FIGURA 63- sección a**, para los valores de Sa medidos en el AFM y en la **sección b** para los valores de Sa obtenidos con el perfilómetro óptico. A pesar de que se mantiene la dirección de las pendientes de los valores Sa, sus medias muestrales difirieren mucho entre las marcas. En los composites directos (**FIGURA 63- sección a**), las curvas de Sa mantienen una diferencia 0,003 μm en FS y de 0,005 μm en BE, mientras que para el composite GS las líneas se solaparon. En los composites indirectos **panel inferior - sección a**, los valores de Sa fueron más bajos en los grupos tratados con ácido. LU mostró una mayor diferencia de Sa: 0,020 μm y 0,025 en agua y ácido respectivamente.

En la **sección b** tenemos los valores de Sa medidos con el perfilómetro óptico. La constante de deterior se mantuvo igual, aunque los valores registrados con el perfilómetro son más altos que con el AFM; el Sa del composite GS fue de 0,041 μm al ser medido con el AFM y 0,071 μm con el perfilómetro óptico, con una diferencia de 0,030 μm entre los equipos. Esta diferencia fue menor para el composite BE: 0,034 μm y 0,049 μm con el AFM y perfilómetro respectivamente.

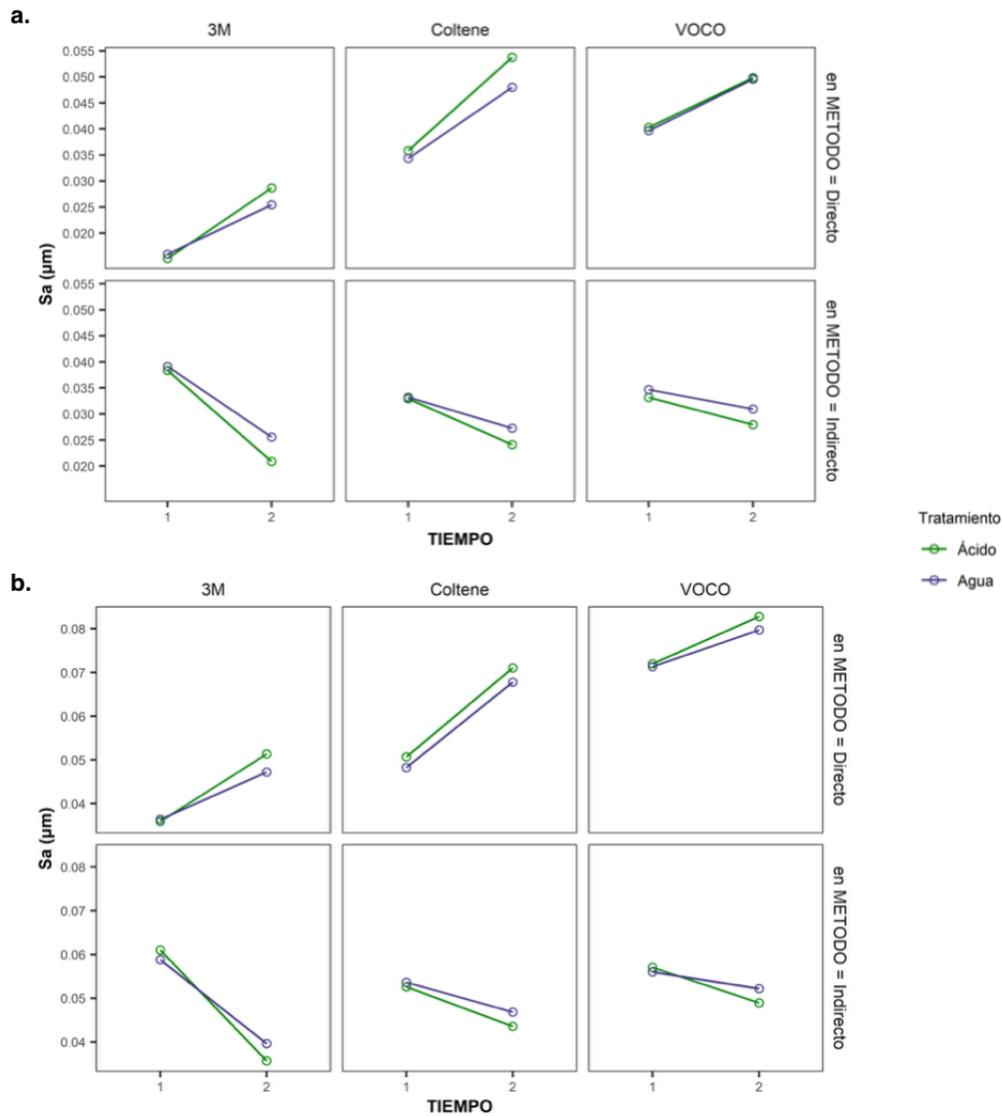


FIGURA 63 Análisis exploratorio de la rugosidad (S_a) dentro de cada marca. **a.** rugosidad testada en el AFM y **b.** rugosidad testada en el perfilómetro óptico.

Durante el análisis grafico-exploratorio de la rugosidad superficial (S_a) se vio la gran diferencia que aporta la marca y el método (**FIGURA 63**). Por tanto, las interacciones entre tratamiento y tiempo se estudiaron estadísticamente usando los valores de S_a medido con el AFM y en el perfilómetro dentro de cada marca y método, para evaluar la estabilidad del material (**TABLA 19**).

Se aprecia que el método fue determinante para el parámetro de rugosidad S_a . En el método directo el S_a tendió aumentar en el tiempo, mientras que el perfil de comportamiento de los composites indirectos fue lo contrario, menos rugosos (S_a más bajo). En cuanto al tratamiento los composites directos tuvieron un mayor S_a cuando están sometidos a ácido en contraste al

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

grupo control (agua). El tiempo fue decisivo para los cambios en Sa, en todos los casos del grupo control, el paso de T1 a T2 produjo un cambio en la rugosidad (**TABLA 19**).

La interacción tiempo - tratamiento causó cambios significativa ($p < 0,05$) en los valores medios de rugosidad de dos composites (LU y BE). El Sa inicial de LU fue de $0,038 \mu\text{m}$ y después de 6 meses en ácido su rugosidad se reduce $0,020 \mu\text{m}$ ($p=0,035$). Por otro lado, el valor medio observado de BE aumentó de $0,035 \mu\text{m}$ a $0,053 \mu\text{m}$ en ácido ($p=0,034$). Por el contrario, para el resto de composites la constante de deterioro de la rugosidad superficial no fue significativa al pasar da agua a ácido. El composite GB presentó el menor cambio en Sa, de apenas $0,005 \mu\text{m}$, seguido de BC, FS y GS, cuyas interacciones tiempo- tratamiento no fueron significativas ($p > 0,05$).

Aunque los valores medidos en el perfilómetro óptico fueron distintos a los del AFM, mostraron un mismo comportamiento. El tiempo fue el factor que más influyó en los valores de Sa, al igual que con el AFM. En la mayoría de los composites no hubo diferencia significativa con la interacción tiempo - tratamiento, excepto para los composites FS ($p=0,031$) y LU ($p=0,007$). Para el resto de composites el factor tiempo fue el único que mostró significatividad ver la **sección b - ANEXO 3**.

En cuanto a la diferencia entre métodos (directo vs indirecto) dentro de la misma marca, solo la interacción método – tiempo fue significativa para ambos equipos (**sección a – ANEXO 3**). En la mayoría de los casos, los valores de Sa tendieron a ser diferentes entre los composites directos e indirectos de la misma marca, excepto para la marca Coltene en T1 y T2 en 3M, este último solo detectado con el AFM.

TABLA 19 Medias observadas y estimadas de Sa para los ensayos de rugosidad superficial (μm) medidos con el AFM y Perfilómetro óptico (Profilm).

| | | AFM | | | | |
|-----------|-------------------------|-------|----------------------|----------------------|----------------------|------------------------|
| | | Agua | | Ácido | | |
| | | T1 | T2 | T1 | T2 | |
| a. | 3M | | | | | |
| | Directo | FS | 0,015 ^{b,B} | 0,025 ^{a,A} | 0,015 ^{b,B} | 0,028 ^{a,b,A} |
| | indirecto | LU | 0,039 ^{a,A} | 0,025 ^{b,A} | 0,038 ^{a,A} | 0,020 ^{c,B} |
| | Coltene | | | | | |
| | Directo | BE | 0,034 ^{c,A} | 0,048 ^{b,A} | 0,035 ^{c,A} | 0,053 ^{a,A} |
| | indirecto | BC | 0,033 ^{a,A} | 0,027 ^{b,B} | 0,034 ^{a,A} | 0,024 ^{b,B} |
| b. | VOCO | | | | | |
| | Directo | GS | 0,041 ^{b,A} | 0,049 ^{a,A} | 0,041 ^{b,A} | 0,049 ^{a,A} |
| | indirecto | GB | 0,034 ^{a,B} | 0,031 ^{a,B} | 0,033 ^{a,B} | 0,028 ^{a,B} |
| | Medias Estimadas | | | | | |
| 3M | | | | | | |
| Directo | FS | 0,015 | 0,024*** | 0,015 | 0,024 | |

| | | | | | | |
|----------------------------|----------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| | indirecto | LU | 0,039 | 0,026*** | 0,039 | 0,023* |
| | Coltene | | | | | |
| | Directo | BE | 0,034 | 0,047*** | 0,034 | 0,051* |
| | indirecto | BC | 0,033 | 0,028** | 0,033 | 0,028 |
| | VOCO | | | | | |
| | Directo | GS | 0,039 | 0,047*** | 0,039 | 0,047 |
| | indirecto | GB | 0,034 | 0,034 | 0,034 | 0,034 |
| Perfilómetro óptico | | | | | | |
| | | | Agua | | Ácido | |
| | | | T1 | T2 | T1 | T2 |
| a. | 3M | | | | | |
| | Directo | FS | 0,036 ^{c,B} | 0,047 ^{b,A} | 0,036 ^{c,B} | 0,051 ^{a,A} |
| | indirecto | LU | 0,059 ^{a,A} | 0,039 ^{b,B} | 0,060 ^{a,A} | 0,035 ^{c,B} |
| | Coltene | | | | | |
| | Directo | BE | 0,049 ^{b,A} | 0,067 ^{a,A} | 0,050 ^{b,B} | 0,071 ^{a,A} |
| | indirecto | BC | 0,054 ^{a,A} | 0,046 ^{b,B} | 0,054 ^{a,B} | 0,043 ^{b,B} |
| | VOCO | | | | | |
| | Directo | GS | 0,071 ^{a,A} | 0,079 ^{b,A} | 0,071 ^{a,A} | 0,080 ^{b,A} |
| indirecto | GB | 0,056 ^{a,B} | 0,052 ^{a,B} | 0,056 ^{a,B} | 0,049 ^{a,B} | |
| b. | 3M | | | | | |
| | Directo | FS | 0,036 | 0,046*** | 0,036 | 0,050* |
| | indirecto | LU | 0,058 | 0,039*** | 0,058 | 0,033** |
| | Coltene | | | | | |
| | Directo | BE | 0,048 | 0,067*** | 0,048 | 0,067 |
| | indirecto | BC | 0,053 | 0,047** | 0,053 | 0,047 |
| | VOCO | | | | | |
| | Directo | GS | 0,071 | 0,079** | 0,071 | 0,079 |
| indirecto | GB | 0,056 | 0,056 | 0,056 | 0,056 | |

*ANOVA basado en permutaciones: Nivel de significatividad $p < 0,05$.

a. Las letras minúsculas distintas indican diferencia significativa de las medias observadas dentro de cada composite (aplicado para cada fila) y las distintas letras mayúsculas indican entre los métodos (directo vs. indirecto) dentro de la misma marca (aplicado por columna). b. La diferencia de medias estimadas es significativa al nivel de 0,001 '****'; 0,01 '***'; 0,05 '**' con respecto a su T1.

La **FIGURA 64** se esquematiza los parámetros de Sku y Ssk de cada composite medidos con el AFM. Todos los composites presentaron valores negativo o cercanos a cero para la Ssk, excepto los datos iniciales de de GS - ácido y GB – agua, que fueron positivos. La asimetría medida a los seis meses (T2) es siempre más negativa con respecto a los valores iniciales, independientemente del tratamiento, esta diferencia fue significativa para GS y GB. En tanto, la Kurtosis muestra valores positivos para todos los composites, siendo mayores a los seis meses. Solo el composite GB mostró diferencia significativa entre sus valores ($p < 0,05$), para el resto no.

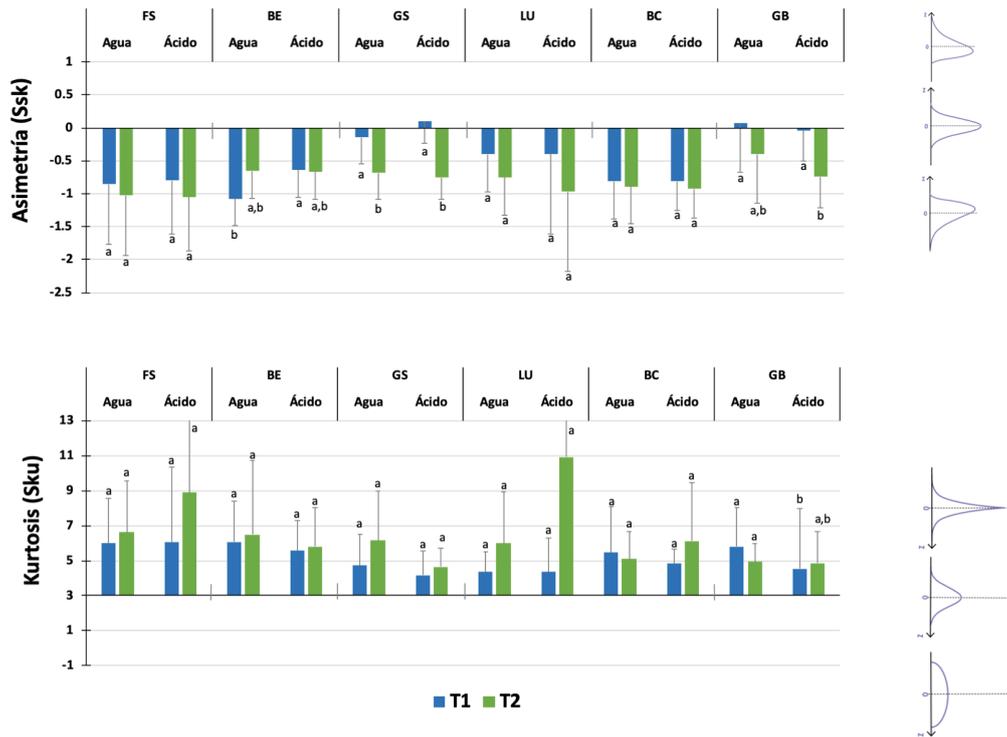


FIGURA 64 Parámetros de Asimetría y Kurtosis de cada composite en los dos periodos de tiempo dentro de cada grupo.

*ANOVA basado en permutaciones: Nivel de significatividad $p < 0,05$. Las letras minúsculas distintas indican diferencia significativa de las medias observadas dentro de cada composite.

7.1.1 Validez del perfilómetro óptico

Se realizó una comparación entre los modelos del perfilómetro y su equivalente del AFM, aceptado como el equipo que muestra mas exactitud para medir rugosidad superficial.

En primer lugar, se buscó la correlación entre los valores de rugosidad registrados por uno y otro equipo. La correlación no asegura la concordancia.

FIGURA 65

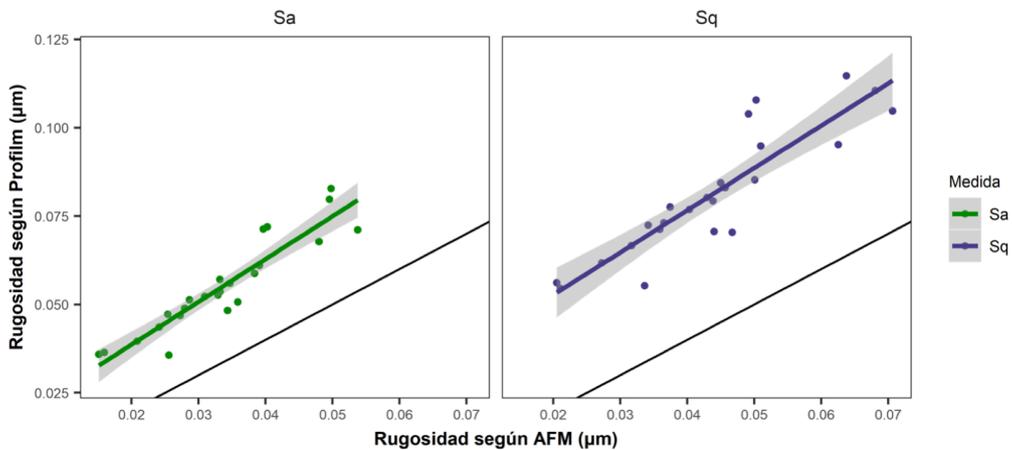


FIGURA 65 Concordancia entre el AFM y el perfilómetro óptico.

Las líneas de ajuste a los datos (Sa y Sq), es buena, pero se hallaron desplazados hacia arriba respecto a la diagonal principal (bisectriz), donde deberían estar todos los puntos en caso de concordancia perfecta. La línea de ajuste de los datos estuvo por encima de la diagonal principal, lo que quiere decir que con el perfilómetro tendió a medirse más que con el AFM (**FIGURA 65**).

Se estimó un modelo de regresión lineal (**TABLA 20**) para estudiar el grado de concordancia entre medidas obtenidas con las 2 técnicas:

TABLA 20 Validez del perfilómetro. Resultados regresión lineal con variable dependiente Sa y Sq con perfilómetro e independiente con el AFM: coeficiente r de Pearson, coeficientes de la ecuación constante (a) y pendiente (b) con un intervalo de confianza 95%.

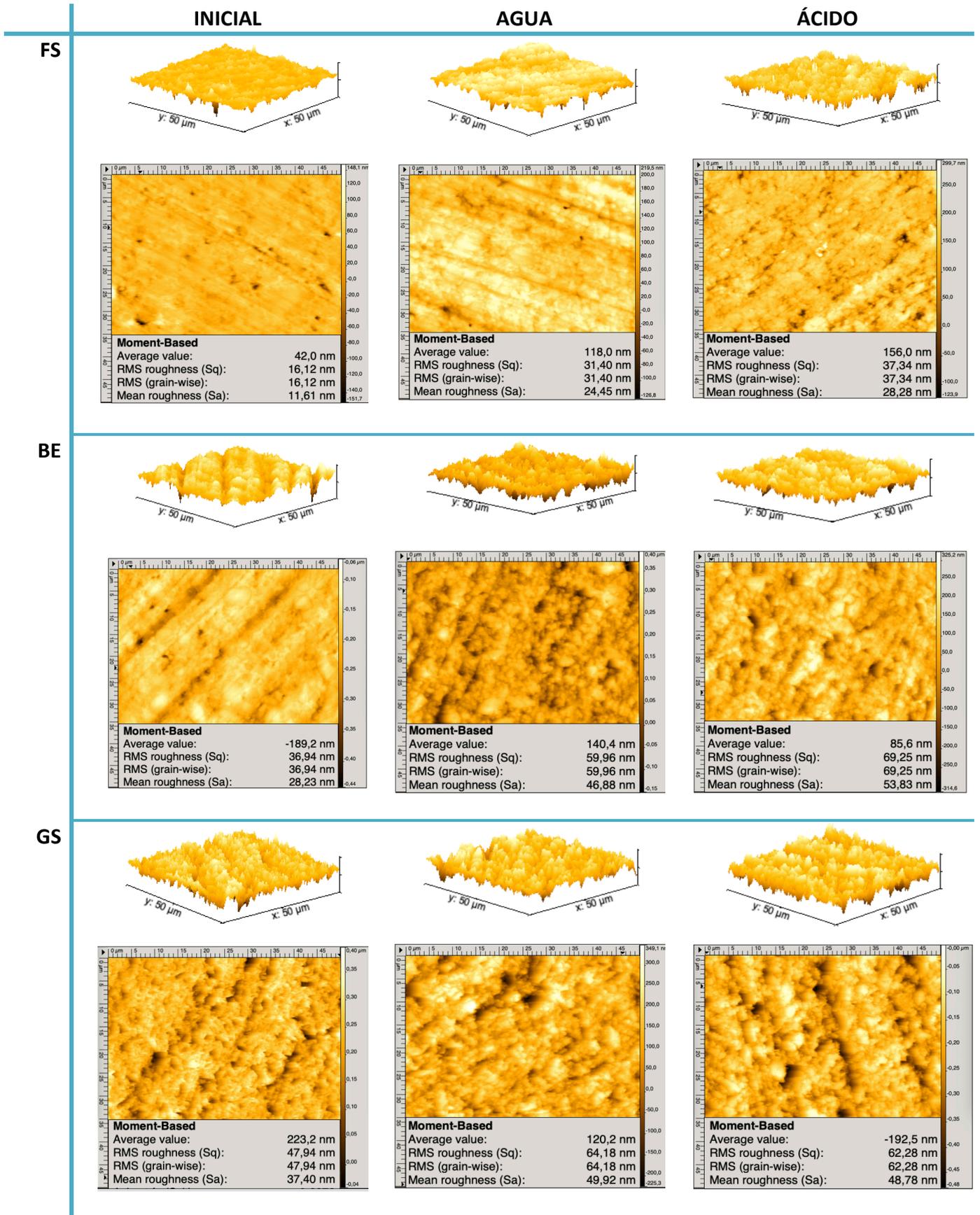
| | r | a (IC 95%) | b (IC 95%) |
|------------------------|-------|---------------------|---------------------|
| Regresión de Sa | 0.857 | 0,014 (0,02-0,008) | 1,209 (0,999-1,419) |
| Regresión de Sq | 0,801 | 0,028 (0,018-0,038) | 1,196 (0,676-1,716) |

Por otra parte, la dispersión de los puntos alrededor de la recta estimada aumenta conforme lo hace el nivel de rugosidad. De hecho, es seguro que la r se penalizó por esa desviación no lineal a partir de valores de rugosidad con el AFM mayores a 0,05 μm . El modelo de regresión estimó para el Perfilómetro = 0,014 + 1,209 para el parámetro Sa y 0,028 + 1,196 para Sq medido con el AFM, donde la constante ‘a’ no pudo considerarse cero (IC95% lo excluye) y la pendiente ‘b’ pudo considerarse 1 (IC95% lo incluye), admitiendo la existencia de un sesgo significativo con respecto a la bisectriz. El equipo del perfilómetro proporcionó valores sistemáticamente más altos que el AFM (+0,014 para Sa y +0,028 para Sq unidades superior a favor del perfilómetro).

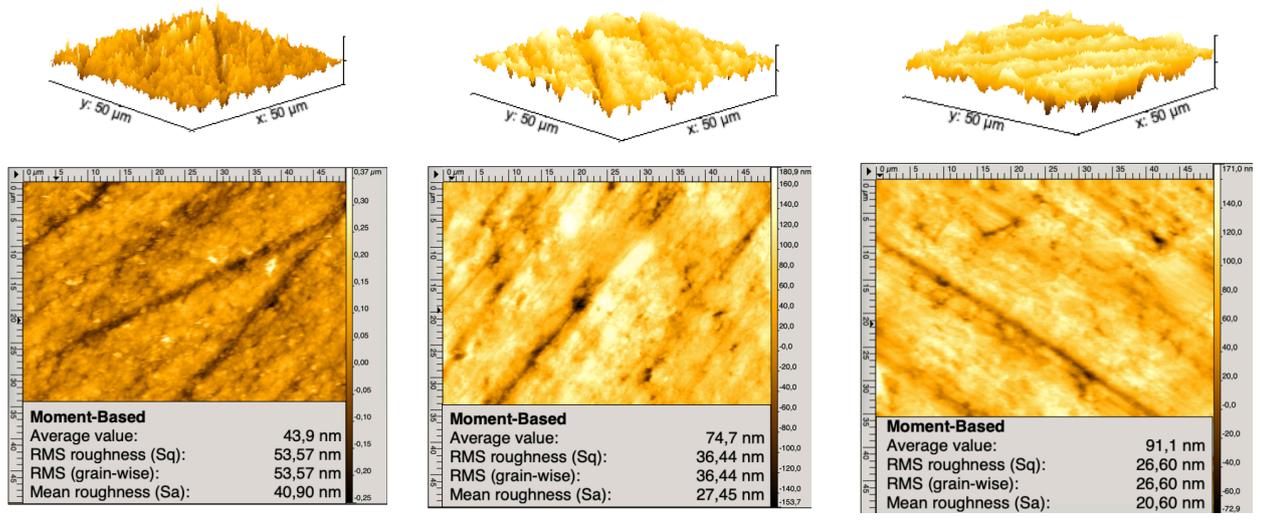
Por tanto, aunque la correlación es moderadamente alta (r=0,857 para Sa y r=0,814 para Sq), hay que aceptar ese sesgo como significativo.

Las imágenes en el microscopio de fuerza atómica mostraron que, entre los composites directos, FS presentó la superficie más lisa, aunque con los diferentes tratamientos se observaron cambios en el aspecto superficial, con zonas mas claras y oscuras compatibles con mayor irregularidad superficial (FS ácido). Sin embargo, BE muestra la mayor irregularidad frente a los tratamientos de agua y ácido. El composite GS presentó un aspecto similar en todos (**FIGURA 66**). En los composites indirectos, LU es el que mayor cambio mostró en su superficie, mientras GB se mantuvo bastante estable. Todos los composites indirectos presentaron superficies con aspecto más liso tras los tratamientos con agua y ácido.

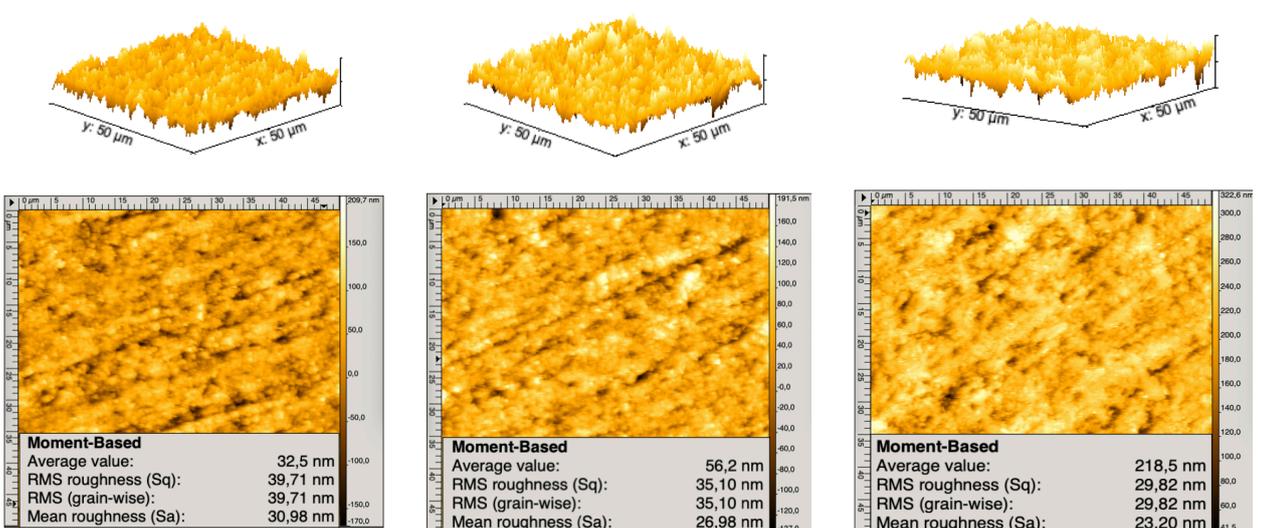
Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM



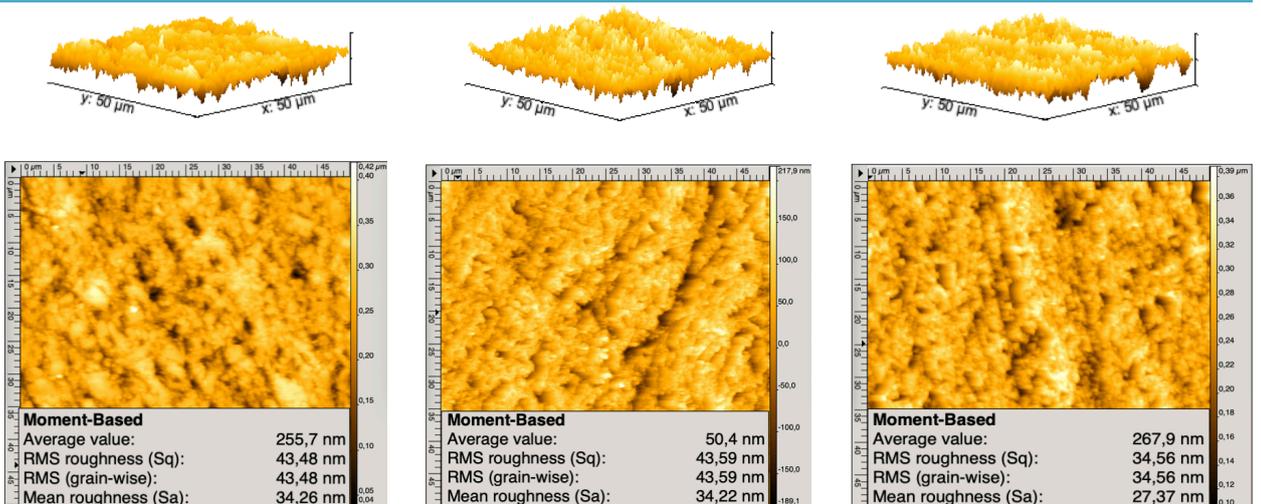
LU



BC



GB



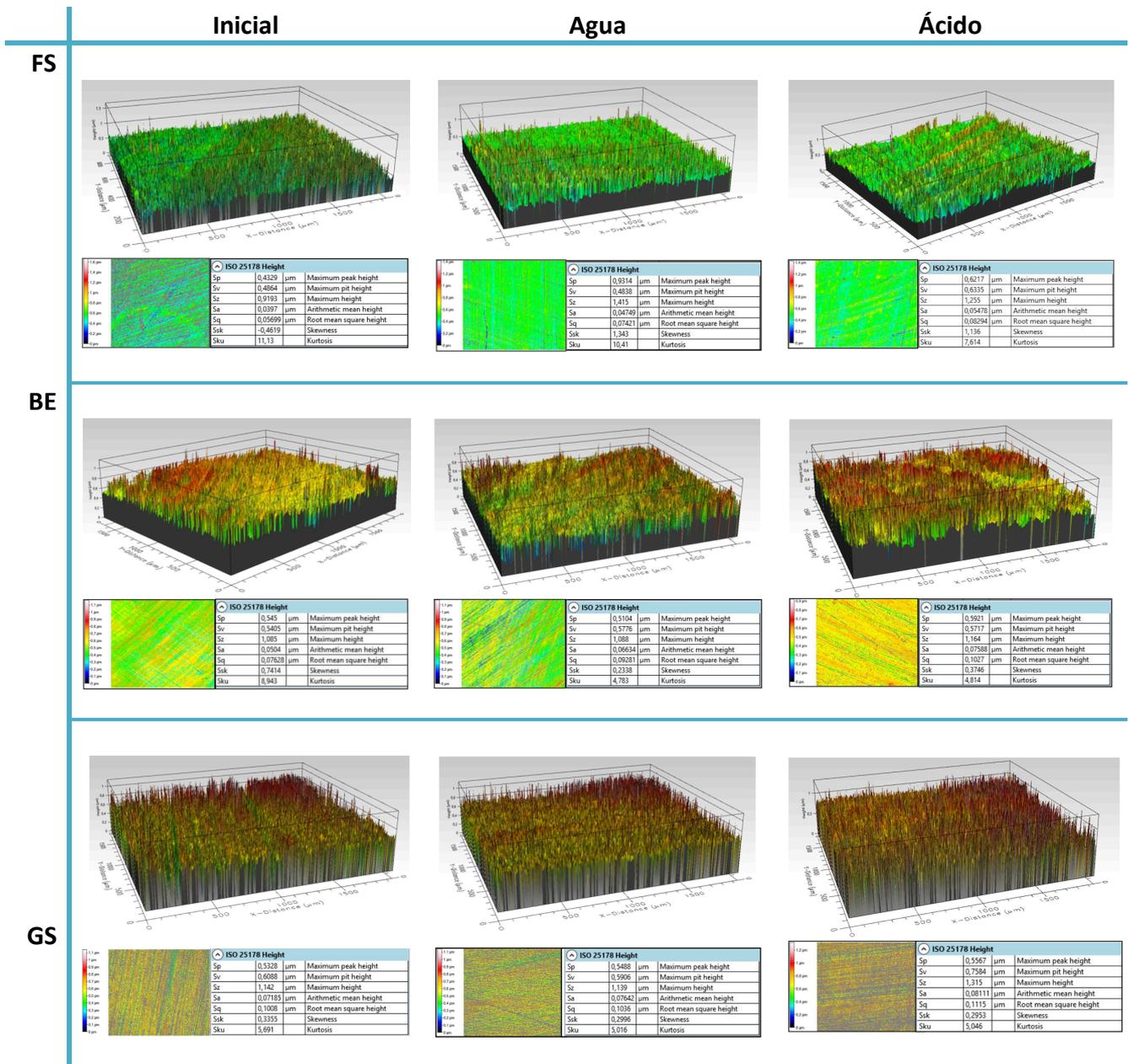
FS = Filtek Supreme XTE, BC= BRILLIANT EverGlow, GS= GrandioSO, LU= Lava Ultimate, BC= BRILLIANT Crios y GB= Grandio blocs.

FIGURA 66 Imágenes de rugosidad superficial medidos con el AFM de los composites directos e indirectos. Al inicio y después de 6 meses de tratamiento con agua y ácido.

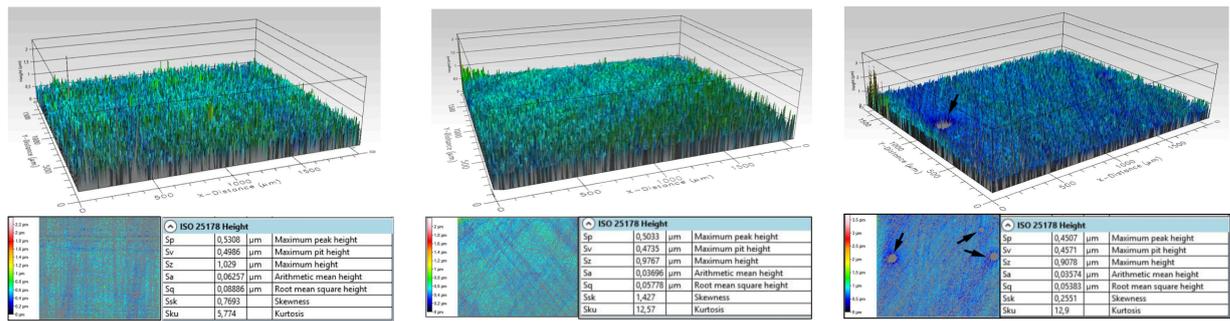
Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

Al medir la rugosidad con el perfilómetro óptico se observó que los composites directos tendieron a cambiar su estructura superficial con los diferentes tratamientos. El mayor cambio se observó en BE, donde se notó mayor cantidad de áreas rojas (>60 μm) compatibles con un Sa de 0,075 μm, mientras que el composite GS muestra una textura superficial más estable. La diferencia entre Sa inicial con agua y ácido no supera los 0,009 μm. FS se mantuvo con pocos cambios superficiales.

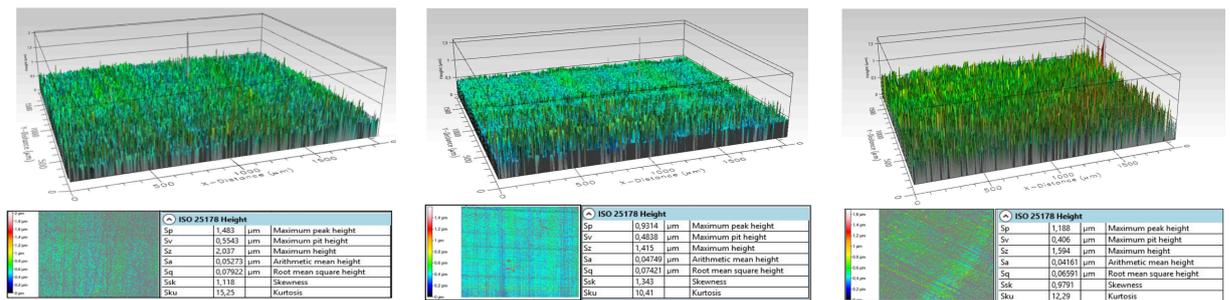
Los composites indirectos se volvieron menos rugosos con los diferentes tratamientos (**FIGURA 67**), siendo más marcado con el ácido; lo opuesto a lo que sucedió con los composites directos (>Sa). Sin embargo, LU frente al ácido, tuvo una pérdida evidente de partículas (flechas) que por el tamaño podría tratarse clusters (0.6-10 μm). Tanto BC como GB son muy estables, no muestran casi cambios superficiales ante los diferentes tratamientos, además de mostrar pocos cambios bruscos de desnivel comparado con BE.



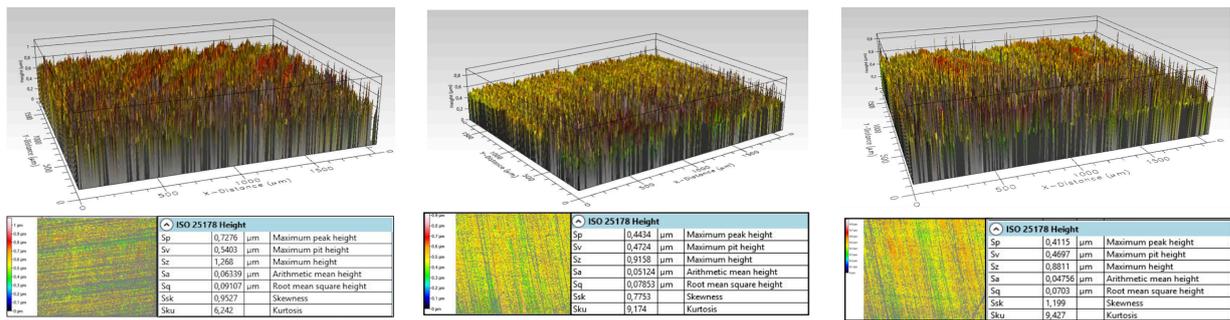
LU



BC



GB



FS = Filtek Supreme XTE, BC= BRILLIANT EverGlow, GS= GrandioSO, LU= Lava Ultimate, BC= BRILLIANT Crios y GB= Grandio blocs.

FIGURA 67 Imágenes de rugosidad superficial medidos con el Profilom (perfilómetro óptico) de los composites directos e indirectos. Al inicio y después de 6 meses de tratamiento con agua y ácido

Análisis cualitativo superficial con SEM

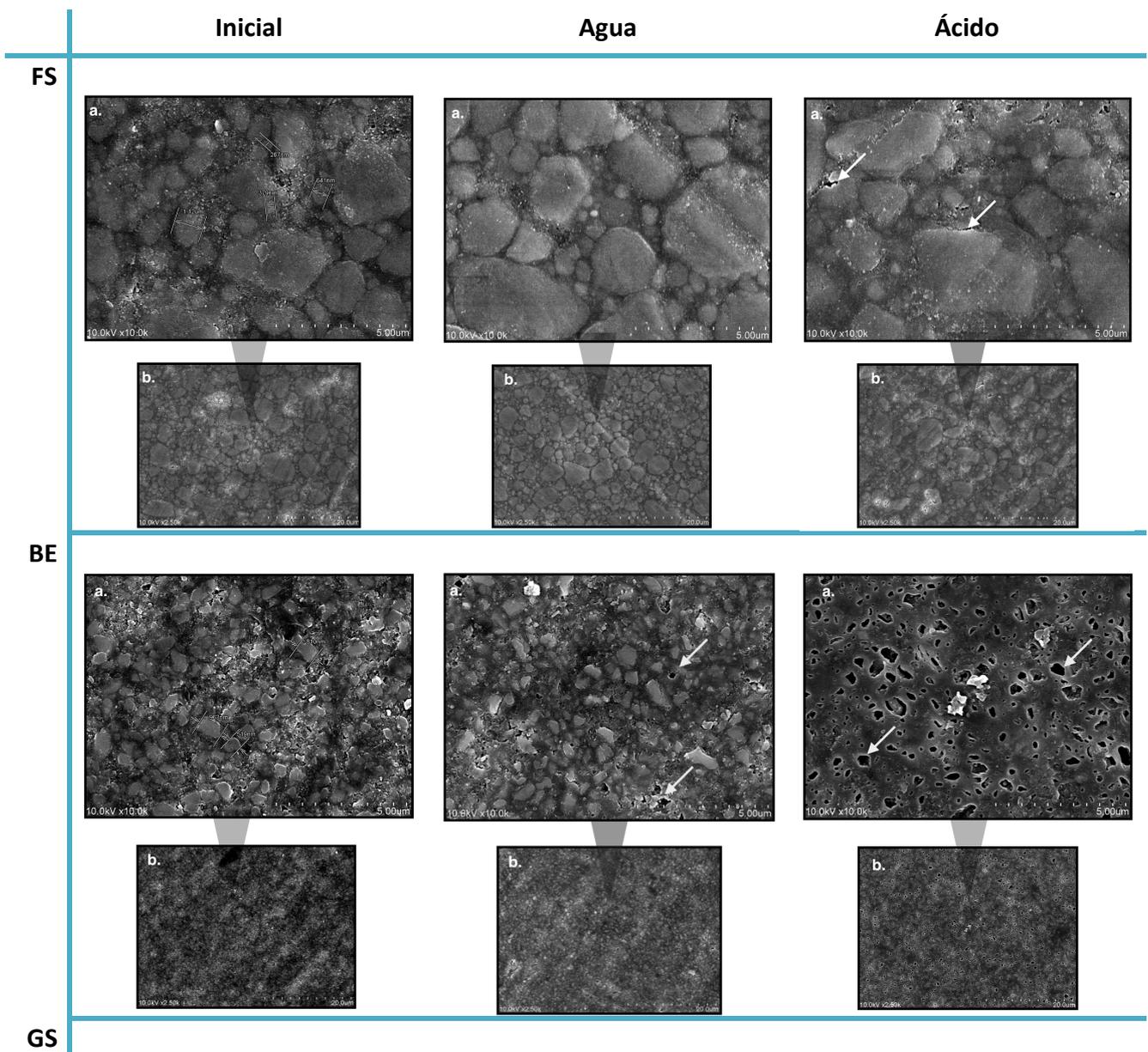
En general, la morfología superficial de las muestras reveló diferencias observables entre sí (**FIGURA 68**). Las imágenes iniciales de las muestras presentaron diferentes formas y tamaños de las partículas que los constituyen. En FS y LU se encontraron las partículas más grandes, que puede ser la consecuencia de la aglomeración de sus nanopartículas en los llamados “clusters”, mientras que los composites BE y BC se hallaron partículas de menor tamaño. La forma de las partículas es relevante para el aspecto superficial del mismo: FS y LU presentaron unas partículas más redondeadas y dan un aspecto de una superficie más lisa, mientras que

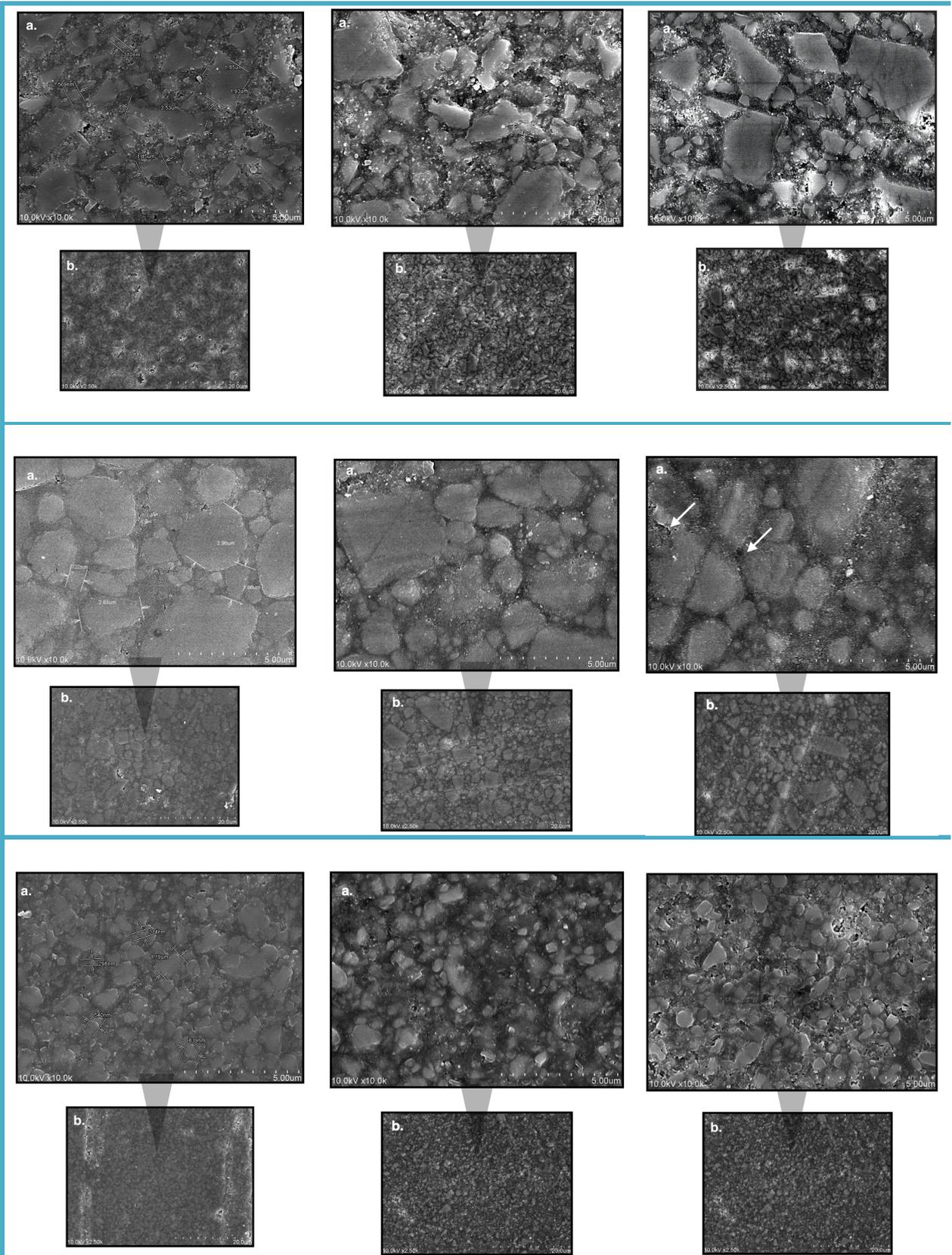
Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

los composites BE, BC, GS y GB están conformadas por partículas más irregulares, lo que se reflejo como un aspecto mas rugoso de su superficie.

El efecto del ácido fue evidente en los composites directos, el desprendimiento de partículas y microgrietas (flechas) estuvieron presentes en la superficie de los composites. También se encontró perdida de partículas en el grupo tratado con agua, pero en menor cantidad (BE - Agua).

Los composites indirectos, también fueron afectados superficialmente por el ácido. Microgrietas (LU) y desprendimiento de partículas (LU y BC) formaron parte de su morfología superficial, mientras que GB se mantuvo sin mucho cambio en su superficie.

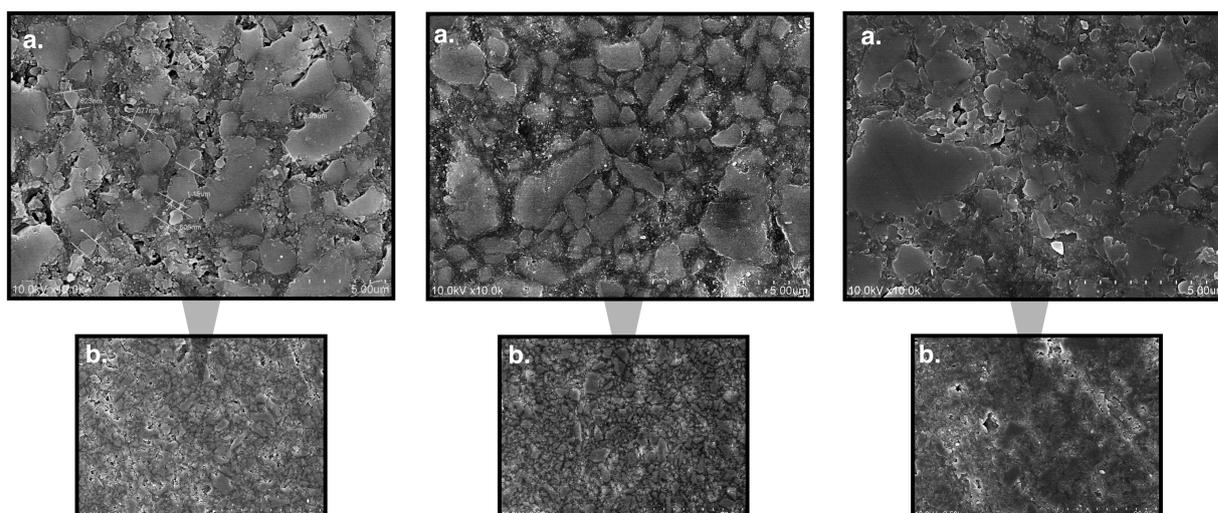




LU

BC

GB



FS = Filtek Supreme XTE, BC= BRILLIANT EverGlow, GS= GrandioSO, LU= Lava Ultimate, BC= BRILLIANT Crios y GB= Grandio blocs. Flechas blancas = microgrietas y huecos. a= 10.000X, b.=2.500X de magnificación.

FIGURA 68 Morfología superficial de los composites directos e indirectos vistos en un Microscopio electrónico de barrido (SEM). Al inicio y después de 6 meses.

7.2 Microureza

Estadísticamente la interacción método – tiempo y tratamiento, no fue homogénea en las tres marcas. Para Coltene fue significativa ($p < 0,05$), mientras que para 3M ($p = 0,15$) y VOCO (0,250), no lo fue (**ANEXO 4 – sección a)**

Inicialmente, se realizó un análisis exploratorio de la influencia que puede tener el método (directo e indirecto) conjuntamente con el tipo de tratamiento (ácido y agua) y durante el tiempo (T1, T2 y T3), sobre los niveles de microdureza sin incluir el efecto que puede aportar la marca (**FIGURA 69**). Los niveles de microdureza para los composites fabricados con el método indirecto se mantuvieron siempre más elevados (90 y 100 HV), en comparación a los composites directos (65 y 80 HV), independientemente del tipo de tratamiento empleado. Sin embargo, el tratamiento fue una fuente de deterioro importante que parece acentuarse con el tiempo; dado que los niveles de microdureza bajo ácido disminuyeron más que los niveles de microdureza bajo agua. Un dato interesante fue el mayor deterioro de la microdureza bajo ácido en los composites directos respecto a los composites indirectos. El nivel en HV del grupo en ácido disminuyó aproximadamente 15 HV (de 80 a 65) en el primer y 10 HV en el segundo caso (100 a 90).

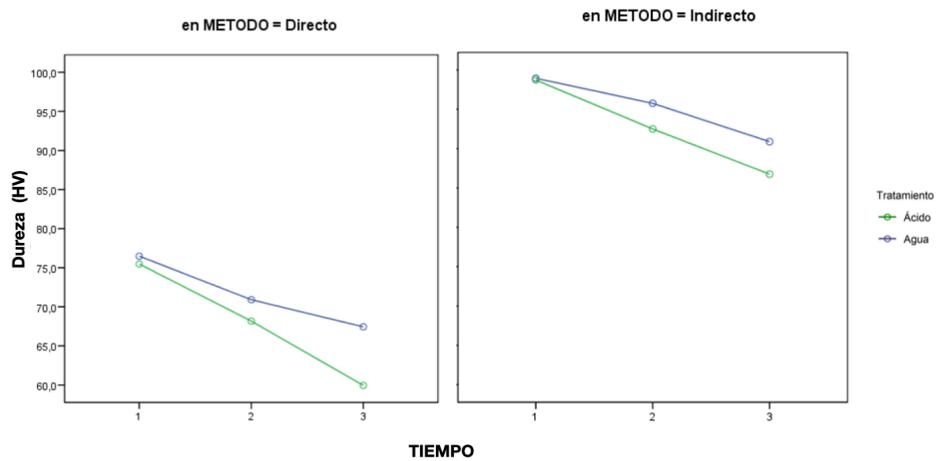


FIGURA 69 Análisis exploratorio de la microdureza sin incluir la marca.

Se incluyó la marca como factor, observándose que las medias muestrales de microdureza, de mayor a menor, corresponden a VOCO, 3M y Coltene (**FIGURA 70**). Se observa que los valores de microdureza se mantuvieron más altos en los composites indirectos con respecto a los directos (**ANEXO 4- sección a**), para todas las marcas ($p < 0,05$) ver **TABLA 21 - sección a**. Se evidenció que el tratamiento en el tiempo dio un efecto y además esa dinámica no cambió en relación al tipo de método, mostrando un deterioro mayor en el grupo con ácido. A pesar de que el ácido deterioró la microdureza de los composites en mayor medida, esta reducción en valores HV fue diferente dentro de cada composite. Lo que se puede remarcar es que dicho deterioro fue constante en el tiempo. En VOCO, el cambio según el tratamiento (**FIGURA 70**) fue pequeño, tanto en el método directo como indirecto en el tiempo. Por el contrario, el mayor cambio en la microdureza se observó en el composite directo BE, seguido por el FS.

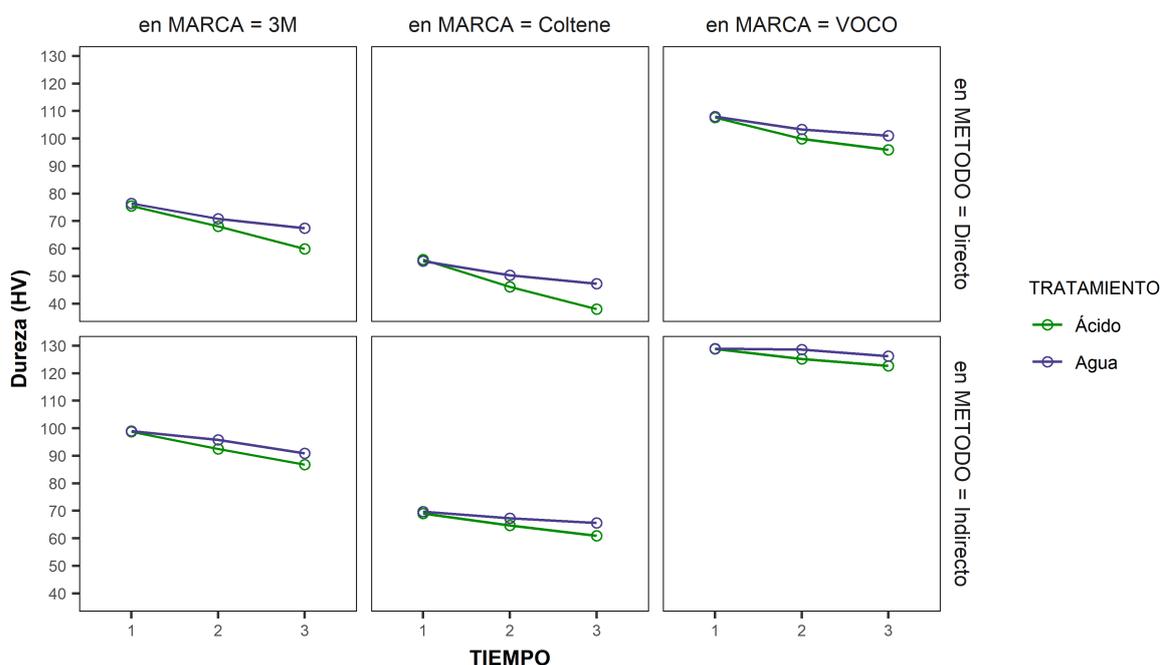


FIGURA 70 Análisis exploratorio de la microdureza dentro de cada marca.

Para el análisis de la estabilidad de cada composite, las interacciones entre tratamiento - tiempo se estudiaron estadísticamente dentro de cada marca y método (**ANEXO 4- sección a**). La pérdida de microdureza fue evidente, para todos los composites. Pese que la interacción fue significativa para todos ($p < 0,05$), cada composite advirtió diferencias entre los tratamientos durante el tiempo y estas fueron singulares de cada uno de los métodos (**TABLA 21 – sección b**). El composite GB brindó el mejor desempeño en términos de microdureza, tanto en ácido como en el grupo control. GB partió con 129,13 VH, al cabo de seis meses el deterioro fue de aproximadamente de 6,1 HV en el grupo con ácido y 1,88 HV en el grupo control ($p > 0,05$) (**TABLA 21 - sección a**). Los composites GB y BC, no mostraron diferencia en sus valores de HV entre T1 y T2 en el grupo control, requieren más tiempo para que sea significativo el cambio de HV.

Los valores de HV de los composites a los seis meses en agua (T3), no mostraron diferencia significativa ($P > 0,05$) con los valores de HV a los tres meses en ácido (T2), hecho que se presentó en todos los composites, excepto para LU.

La interacción tratamiento (ácido) con el tiempo causó una reducción significativa en todos los casos (**TABLA 21**). Fue importante considerar la interacción, ya que, si vemos por separado el peso de cada factor en ninguno de los casos, el factor tratamiento es significativo.

TABLA 21 Medias observadas y estimadas para los ensayos de microdureza (HV)

| | | | Agua | | | Ácido | | |
|-----------|----------------|----|----------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | | | T1 | T2 | T3 | T1 | T2 | T3 |
| a. | 3M | | | | | | | |
| | Directo | FS | 77,49 ^{a,B} | 69,09 ^{b,B} | 67,44 ^{b,B} | 75,47 ^{a,B} | 68,17 ^{b,B} | 59,95 ^{c,B} |
| | indirecto | LU | 99,14 ^{a,A} | 95,76 ^{b,A} | 90,88 ^{d,A} | 98,72 ^{a,A} | 92,5 ^{c,A} | 86,75 ^{e,A} |
| | Coltene | | | | | | | |
| | Directo | BE | 54,93 ^{a,B} | 50,29 ^{b,B} | 47,22 ^{c,B} | 56,07 ^{a,B} | 46,08 ^{c,B} | 38,02 ^{d,B} |
| | indirecto | BC | 70,35 ^{a,A} | 68,31 ^{a,A} | 65,55 ^{b,A} | 69,01 ^{a,B} | 64,68 ^{b,A} | 60,88 ^{c,A} |
| | VOCO | | | | | | | |
| | Directo | GS | 108,2 ^{a,B} | 106,3 ^{b,B} | 101,0 ^{c,B} | 107,7 ^{a,B} | 99,88 ^{c,B} | 95,91 ^{d,B} |
| | indirecto | GB | 129,1 ^{a,A} | 128,6 ^{a,A} | 127,2 ^{b,A} | 128,8 ^{a,A} | 125,2 ^{b,A} | 122,6 ^{c,A} |
| b. | 3M | | | | | | | |
| | Directo | FS | 76,48 | 70,91 ^{***} | 67,45 ^{***} | 76,48 | 69,19 ^{***} | 60,96 ^{***} |
| | indirecto | LU | 98,93 | 95,76 ^{***} | 90,88 ^{***} | 98,93 | 92,72 ^{***} | 86,97 ^{***} |
| | Coltene | | | | | | | |
| | Directo | BE | 55,5 | 50,29 ^{***} | 47,22 ^{***} | 55,5 | 45,52 ^{***} | 37,45 ^{***} |
| | indirecto | BC | 69,68 | 69,68 | 65,56 ^{***} | 69,68 | 65,66 ^{***} | 61,56 ^{***} |
| | VOCO | | | | | | | |
| | Directo | GS | 107,96 | 103,37 ^{**} | 101,1 ^{***} | 107,96 | 100,15 ^{***} | 96,17 ^{***} |
| | indirecto | GB | 128,98 | 128,98 | 126,25 ^{***} | 128,98 | 125,68 ^{***} | 122,83 ^{***} |

ANOVA basado en permutaciones: Nivel de significatividad $p < 0,05$.

a. Las letras minúsculas distintas indican diferencia significativa de las medias observadas dentro de cada composite (aplicado para cada fila) y las distintas letras mayúsculas indican entre los métodos (directo vs. indirecto) dentro de la misma marca (aplicado por columna). **b.** La diferencia de medias es significativa al nivel de 0,001^{***}; 0,01^{**}; 0,05^{*} con respecto a su T1.

7.3 Resistencia a la flexión

Los resultados de la prueba de resistencia a la flexión, nos mostraron que la interacción de los factores marca- tiempo – tratamiento no fue significativa dentro de ninguna marca, 3M ($p=0,754$), Coltene ($p=0,208$) y VOCO ($p=0,314$). Mientras que, la interacción entre los factores tratamiento – tiempo mostró ser significativa para las tres marcas (**ANEXO 5 - sección a**).

En la exploración inicial de la resistencia a la flexión sin incluir la marca, agrupando por método, nos reveló una vez más, que el método influyó en la resistencia flexural de los composites. Los composites indirectos mostraron una mayor resistencia 170 MPa, frente a los 105 MPa de los composites directos. Además, el tiempo contribuyó en la reducción de la resistencia flexural. El deterioro es más marcado en el método directo frente al método indirecto. Los composites directos se redujo la resistencia cerca a los 70 MPa, mientras que los composites indirectos descendieron a 150 MPa. En cuanto al tratamiento, la pendiente de las curvas reveló un deterioro progresivo en el tiempo. La pérdida de resistencia es mayor en los composites que

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

han sido tratados con ácido. La diferencia en MPa entre el grupo con ácido y el de control es casi el doble en los composites directos contra los indirectos en T3 (**FIGURA 71**).

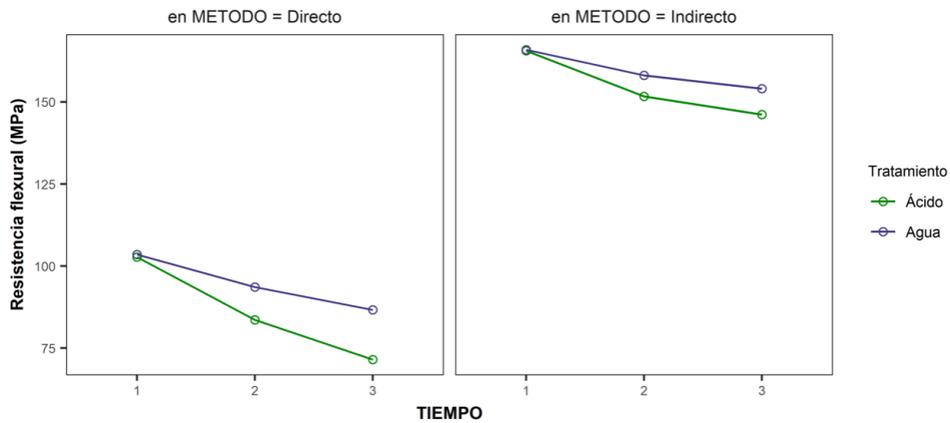


FIGURA 71 Análisis exploratorio de la resistencia flexural dentro de cada método.

Para evaluar la estabilidad de cada material, a lo largo del tiempo bajo los diferentes tratamientos, se incluyó la marca. Se observó que las curvas de resistencia a la flexión mostraron el mismo comportamiento (**FIGURA 72**). Hubo una reducción progresiva de los MPa en el tiempo entre T1 y T3. Sin embargo, en los composites indirectos (BC y GB), la reducción no fue tan progresiva al pasar de T2 a T3, la curva dibujó una trayectoria más recta, compatible con un menor cambio en la resistencia.

La pérdida de resistencia con el tiempo dependió del tratamiento, fue mayor en el grupo con ácido independientemente del método. El grado de deterioro de los composites directos con respecto a los indirectos fue más evidente. Inclusive la distancia entre las curvas del grupo con ácido y control de los composites directos fue casi el doble con respecto a la distancia entre los composites indirectos. El composite GB presentó la menor diferencia entre los dos tratamientos, por el contrario, BE mostró la mayor diferencia. (**FIGURA 72**).

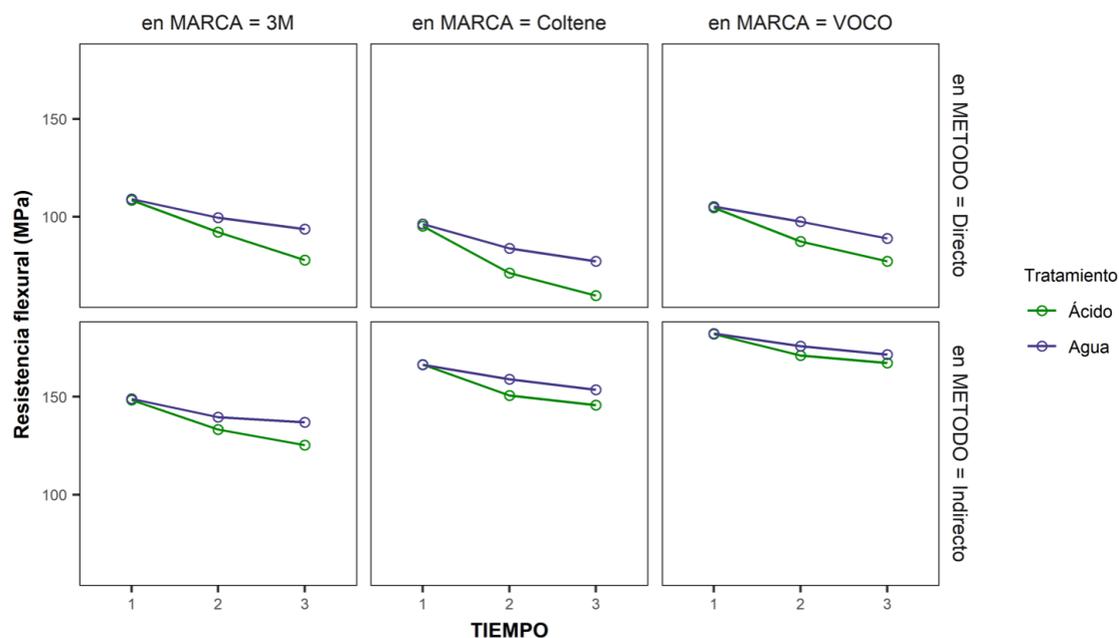


FIGURA 72 Análisis exploratorio de la resistencia flexural entre marca

Se realizó el análisis estadístico de la interacción tiempo - tratamiento dentro de cada marca y método con las medias estimadas (**ANEXO 5 - sección b**). Se pudo observar con los composites directos, como el deterioro se da en los dos periodos de tiempo (T1- T2 y T2- T3) indistintamente del tratamiento (agua y ácido). El composite GS, en el primer periodo (T1- T2) en agua no mostró diferencia significativa al pasar de su media inicial observada 104,8 MPa a 97,6 MPa a los 3 meses. Por otra parte, el composite indirecto GB no presentó diferencia significativa en el primer periodo (T1- T2) en el grupo control, pero sí LU y BC. En el segundo periodo de tiempo, todos los composites presentaron cambios significativos con respecto a T1 ($p < 0,05$), pero ninguno entre T2 y T3 (**TABLA 22**).

Los cambios de la resistencia flexural dependieron sobre todo de la interacción de los factores tiempo - tratamiento, en todos los composites el tratamiento con ácido a 6 meses mostró la mayor pérdida de resistencia flexural con respecto al grupo control (agua). El deterioro fue evidentemente progresivo en ácido para los composites directos. BE fue el composite con mayor pérdida en su resistencia frente al ácido (36 MPa), frente a GB que apenas perdió 15 MPa.

Con respecto al desempeño de los composites de acuerdo al método (directo VS indirecto) dentro de cada marca. Todos los composites indirectos presentan valores de resistencia flexural superiores en comparación a sus composites directos ($p < 0,05$).

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

TABLA 22 Medias observadas y estimadas para los ensayos de la resistencia a la flexión (MPa).

| | | T1 | T2 Agua | T3 Agua | T2 Ácido | T3 Ácido | |
|----------------|----------------|-----------|-----------------------|------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|
| a. | 3M | | | | | | |
| | Directo | FS | 109,01 ^{a,B} | 99,52 ^{b,B} | 93,74 ^{b,c,B} | 92,19 ^{c,B} | 77,81 ^{d,B} |
| | indirecto | LU | 149,35 ^{a,A} | 139,62 ^{b,A} | 137,18 ^{b,A} | 133,2 ^{b,c,A} | 125,32 ^{c,A} |
| | Coltene | | | | | | |
| | Directo | BE | 95,66 ^{a,B} | 83,84 ^{b,B} | 77,37 ^{b,c,B} | 73,14 ^{c,B} | 59,70 ^{d,B} |
| | indirecto | BC | 166,31 ^{a,A} | 158,9 ^{b,A} | 153,68 ^{b,c,A} | 150,83 ^{c,d,A} | 145,82 ^{d,A} |
| | VOCO | | | | | | |
| | Directo | GS | 104,82 ^{a,B} | 97,67 ^{a,B} | 88,92 ^{b,B} | 87,46 ^{b,B} | 77,28 ^{c,B} |
| | indirecto | GB | 182,42 ^{a,A} | 175,9 ^{a,b,A} | 172,5 ^{b,c,A} | 171,1 ^{b,c,A} | 167,3 ^{c,A} |
| | b. | 3M | | | | | |
| Directo | | FS | 109,09 | 99,54*** | 93,74*** | 92,84* | 78,51*** |
| indirecto | | LU | 148,96 | 139,58** | 137,06*** | 139,58** | 125,85*** |
| Coltene | | | | | | | |
| Directo | | BE | 95,25 | 83,79** | 77,26*** | 72,36** | 60,27*** |
| indirecto | | BC | 166,31 | 158,92* | 153,6*** | 154,56** | 145,63*** |
| VOCO | | | | | | | |
| Directo | | GS | 105,16 | 97,59** | 88,94*** | 96,88** | 77,80* |
| indirecto | | GB | 182,46 | 182,46 | 171,54*** | 177,98** | 166,76** |

ANOVA basado en permutaciones: Nivel de significatividad $p < 0,05$.

a. Las letras minúsculas distintas indican diferencia significativa de las medias observadas dentro de cada composite (aplicado para cada fila) y las distintas letras mayúsculas indican entre los métodos (directo vs. indirecto) dentro de la misma marca (aplicado por columna). **b.** La diferencia de medias es significativa al nivel de 0,001***; 0,01**; 0,05* con respecto a su T1.

7.3.1 Módulo de Weibull

Se calcularon los parámetros en la distribución de Weibull para los especímenes de resistencia a la flexión (TABLA 23). Los composites con un módulo de Weibull (m) mayor son GB y BC, seguido de LU FS, GS y BE en T1. Tras seis meses en agua, los composites con mayor módulo de Weibull fueron BC ($m = 19,65$) y GB ($m = 18,05$); mientras que BE tuvo el módulo de Weibull más bajo ($m = 5,93$). Por otra parte, el ácido redujo aún más el m en BE ($m = 3,96$). Tanto BC y GB presentaron los valores mas altos (m) en ácido - T3, pero aun así fueron menores que los encontrados en agua. En todos los casos los valores de resistencia a la flexión ($P_f = 50\%$) fueron ligeramente menores a su esfuerzo característico ($P_f = 63,21\%$).

TABLA 23 Distribución acumulada de Weibull. Resistencia flexural media (σ)- MPa y los parámetros calculados de forma o módulo de Weibull (m) y esfuerzo característico (σ_0) - MPa con el método de máxima verosimilitud dentro de cada composite.

| | Resistencia a la flexión σ (MPa) | Módulo de Weibull m (IC 95%) | Esfuerzo característico σ_0 (IC 95%) |
|---------------------------|--|-----------------------------------|--|
| 3M | | | |
| Filtek Supreme XTE | | | |
| T1 - Agua | 109,1 | 13.95 (17.52-10.38) | 112.81 (115.93-109.69) |
| T2 - Agua | 99,5 | 13.52 (17.09-9.95) | 103.07(105.95-100.19) |
| T3 - Agua | 93,7 | 7.61 (9.61-5.61) | 99.49(104.43-94.55) |
| T1 - Ácido | 109,1 | 13.95 (17.52-10.38) | 112.81 (115.93-109.69) |
| T2 - Ácido | 92,1 | 9.06 (11.61-6.51) | 96.72 (100.54-92.90) |
| T3 - Ácido | 77,8 | 5.5 (6.95-4.05) | 84.04 (89.82-78.26) |
| Lava Ultimate | | | |
| T1 - Agua | 149 | 14.29 (18.05-10.53) | 153.88 (157.78-149.98) |
| T2 - Agua | 139,6 | 12.94 (16.25-9.36) | 144.63 (148.88-140.38) |
| T3 - Agua | 137,1 | 10.95 (13.62-8.28) | 142.54 (147.48-137.60) |
| T1 - Ácido | 149 | 14.29 (18.05-10.53) | 153.88 (157.78-149.98) |
| T2 - Ácido | 133,2 | 13.96 (17.74-10.18) | 138.02 (141.76-134.28) |
| T3 - Ácido | 125,3 | 9.69 (12.18-7.2) | 131.25 (136.39-126.11) |
| Coltene | | | |
| BRILLIANT EverGlow | | | |
| T1 - Agua | 96,3 | 9.85 (12.38-7.32) | 100.78 (104.66-96.90) |
| T2 - Agua | 83,8 | 7.56 (9.46-5.66) | 88.65 (93.10-84.20) |
| T3 - Agua | 77,3 | 5.93 (7.44-4.42) | 82.84 (88.13-77.55) |
| T1 - Ácido | 96,3 | 9.85 (12.38-7.32) | 100.78 (104.66-96.90) |

| | | | |
|------------------------|-------|---------------------|------------------------|
| T2 - Ácido | 73,1 | 6.8 (8.6-5) | 76.11 (77.55-71.88) |
| T3 - Ácido | 59,7 | 3.96 (4.96-2.96) | 65.6 (71.87-59.33) |
| BRILLIANT Crios | | | |
| T1 - Agua | 166,3 | 22.59 (28.53-16.65) | 169.96 (172.80-167.12) |
| T2 - Agua | 158,9 | 19.65 (24.59-14.71) | 164.16(169.47-158.85) |
| T3 - Agua | 153,6 | 11.77 (17.51-9.03) | 157.29 (160.33-154.25) |
| T1 - Ácido | 166,3 | 22.59 (28.53-16.65) | 169.96 (172.80-167.12) |
| T2 - Ácido | 150,8 | 18.8 (23.92-13.68) | 154.92(158.04-151.80) |
| T3 - Ácido | 145,8 | 14.55 (18.57-10.33) | 151.01 (154.93-147.09) |
| VOCO | | | |
| GrandioSo | | | |
| T1 - Agua | 104,8 | 11.27 (14.21-8.33) | 110.07 (114.32-105.82) |
| T2 - Agua | 97,6 | 10.64 (13.46-7.82) | 102.06 (105.69-98.43) |
| T3 - Agua | 88,9 | 10.55 (13.47-7.63) | 93.18 (96.51-89.85) |
| T1 - Ácido | 105,2 | 11.27 (14.21-8.33) | 110.07 (114.32-105.82) |
| T2 - Ácido | 87,4 | 9.65 (12.22-7.08) | 91.72 (95.31-88.13) |
| T3 - Ácido | 77,2 | 7.44 (9.38-5.5) | 81.94 (86.10-77.78) |
| Grandio blocs | | | |
| T1 - Agua | 182,4 | 22.02 (27.55-16.49) | 186.31 (189.52-183.10) |
| T2 - Agua | 175,9 | 19.43 (24.55-14.31) | 180.47 (183.98-176.96) |
| T3 - Agua | 171,5 | 18.05 (22.93-13.17) | 176.36 (180.06-172.66) |
| T1 - Ácido | 182,4 | 22.02 (27.55-16.49) | 186.31 (189.52-183.10) |
| T2 - Ácido | 171,1 | 17.98 (22.53-13.43) | 175.55 (179.25-171.85) |
| T3 - Ácido | 167,3 | 16.71 (21.22-12.2) | 172.43 (171.85-168.53) |

Se graficaron las estimaciones obtenidas para la distribución acumulada de Weibull dentro de cada marca entre los diferentes periodos de prueba, entre los tratamientos y finalmente entre los métodos (**FIGURA 73- FIGURA 76**). Se pudo observar como las curvas correspondientes al tratamiento con agua siempre se encontraron por delante de las de ácido, excepto en GB donde sus curvas tendieron casi a solaparse, así como también las de BC que se mantuvieron muy cerca, pero sin sobreponerse. La mayor distancia entre las curvas correspondientes a cada tratamiento se pudo ver en los composites FS y BE. El comportamiento de las curvas no fue constante, en el caso de BC y GB (**FIGURA 73 en T3**) las curvas a partir de su esfuerzo característico ($P_f = 63,21\%$), compartieron la misma probabilidad de fallo ante un mismo esfuerzo sin importar que hayan sido tratados con agua o ácido.

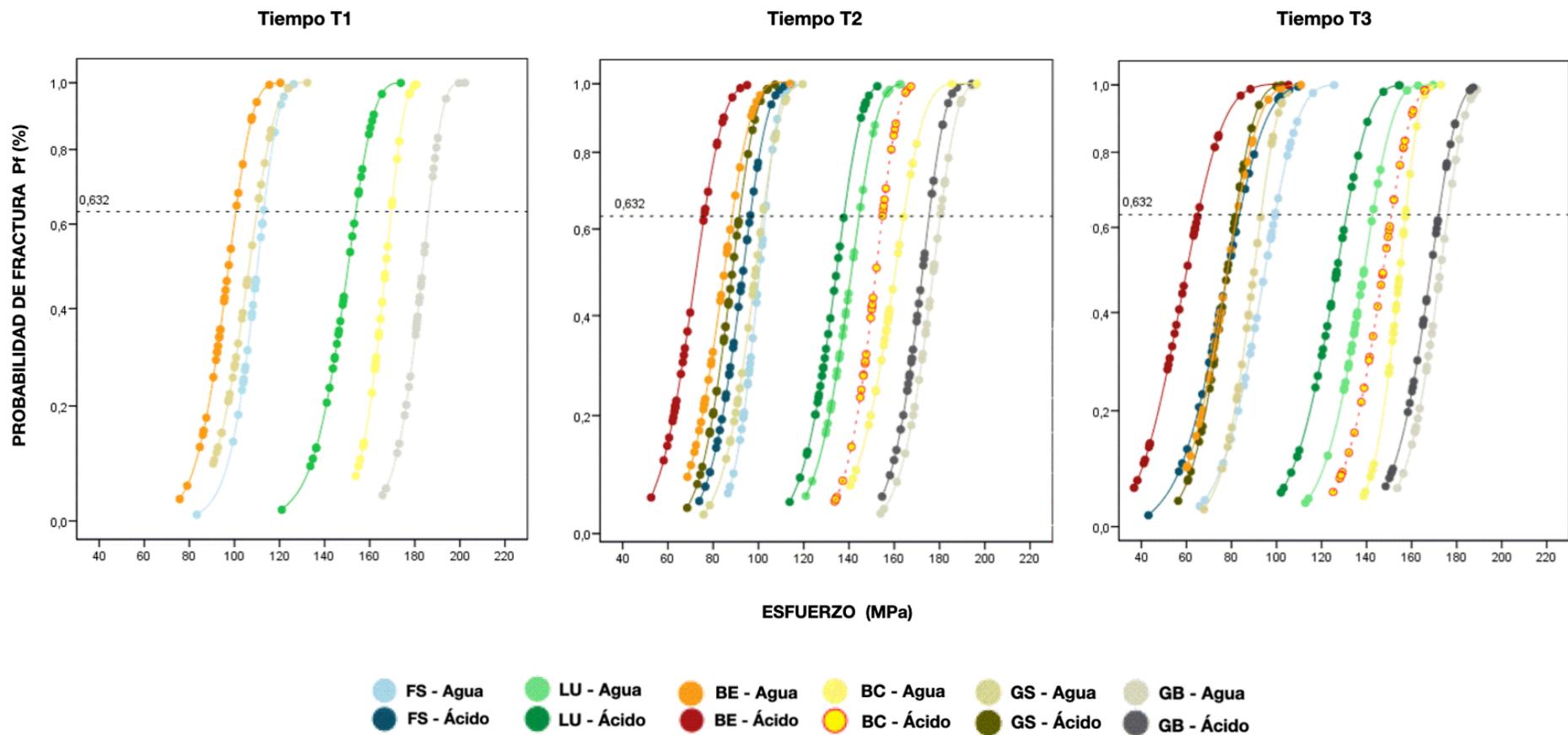


FIGURA 73 Curvas de la probabilidad acumulada de Weibull para los composites directos e indirectos en los tres periodos de evaluación.

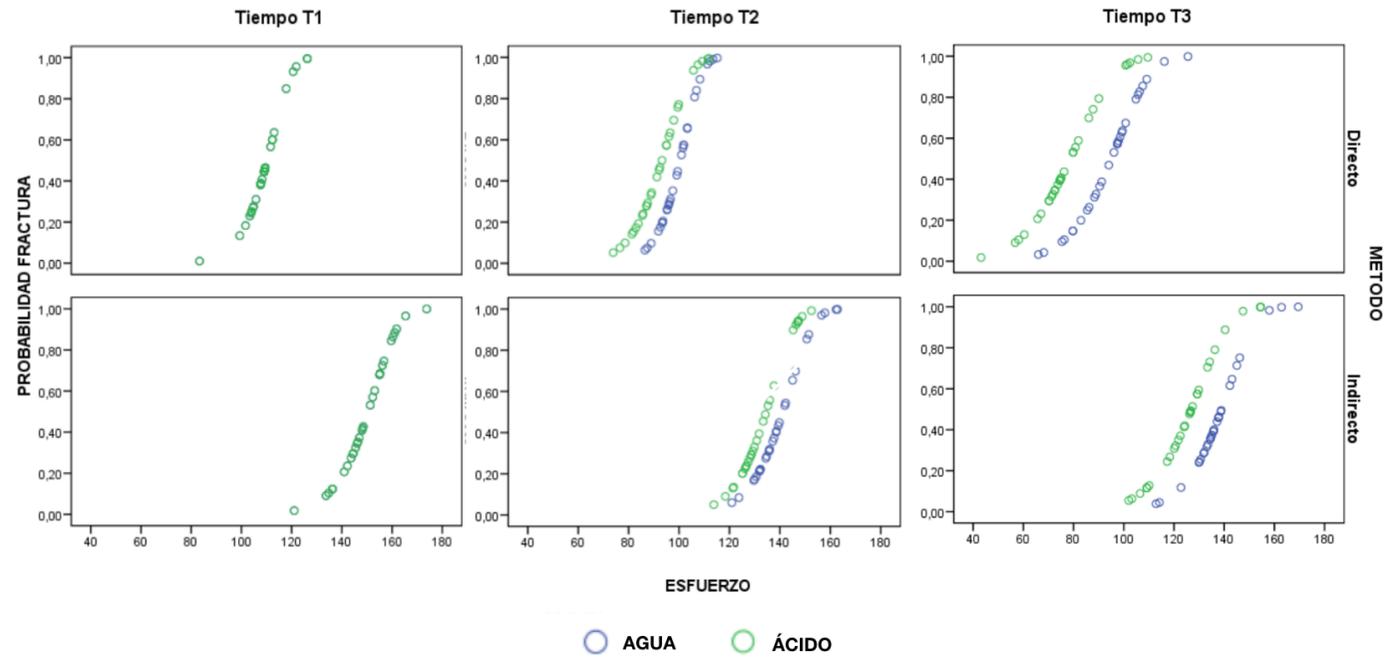


FIGURA 74 Curvas del probabilidad acumulada de Weibull para los composites directos (panel superior) e indirectos (panel inferior) de la marca 3M.

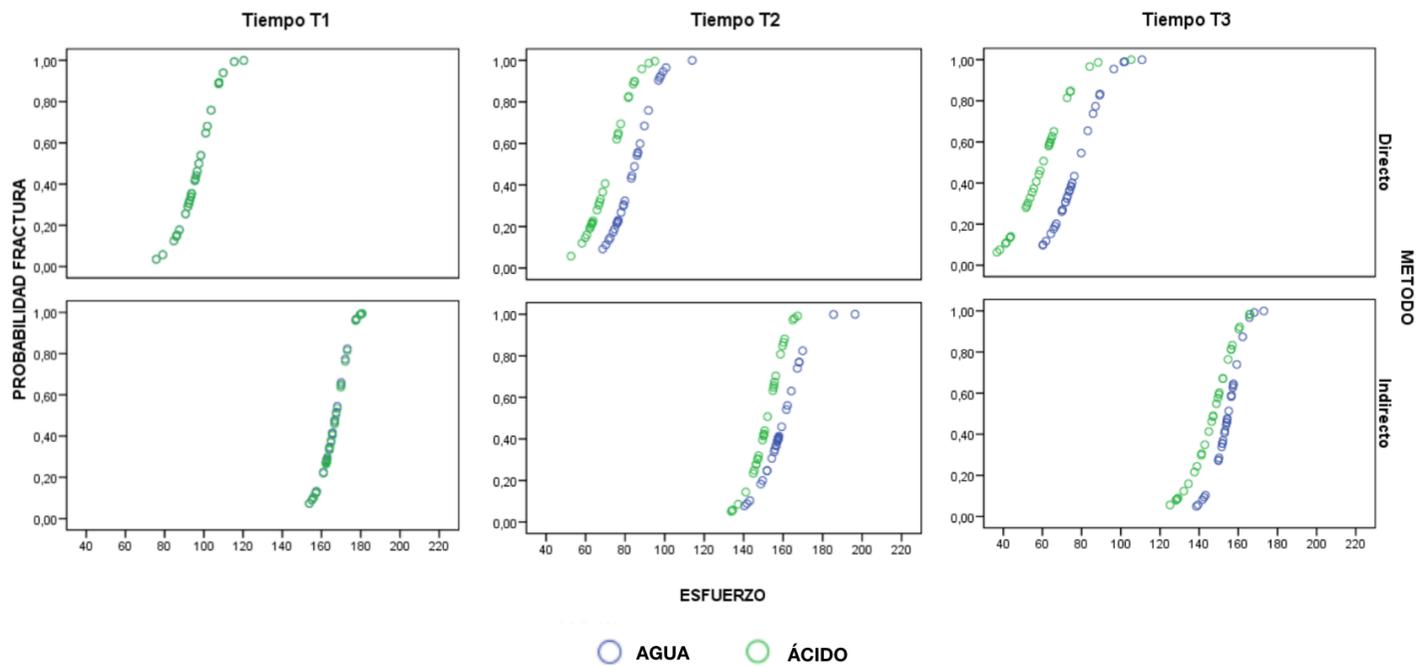


FIGURA 75 Curvas del probabilidad acumulada o de Weibull para los composites directos (panel superior) e indirectos (panel inferior) de la marca Coltene.

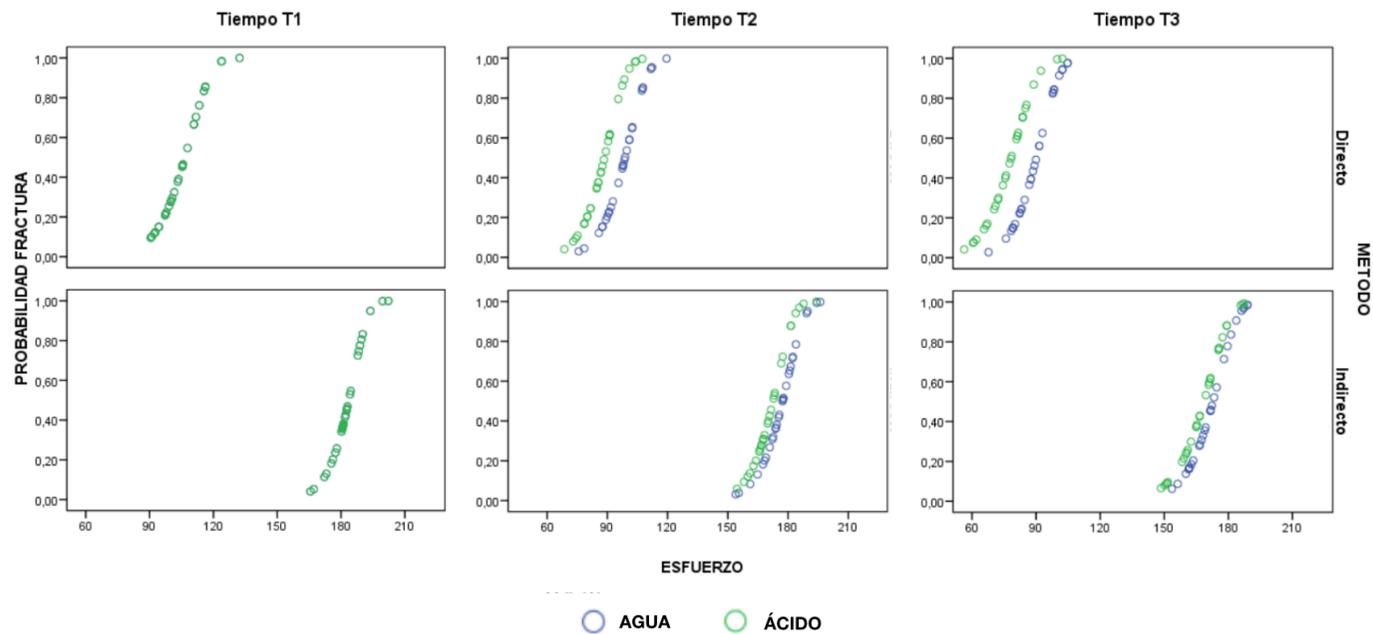


FIGURA 76 *Curvas de la probabilidad acumulada de Weibull para los composites directos (panel superior) e indirectos (panel inferior) de la marca VOCO.*

La prueba de razón de verosimilitud (LRT) fue empleada para comparar dos modelos estadísticos de Weibull, dentro de cada marca, tratamiento y método entre cada periodo de prueba (**TABLA 24**). El paso de T1 a T2 y T1 a T3 en todos los casos existe diferencia significativa. Sin embargo, el test reveló que el paso de T2 y T3 presentaron diferencia significativa FS, LU y BE en ácido, este último también presentó diferencia significativa en agua ($p=0,002$).

TABLA 24 Prueba de razón de verosimilitud modificada de Bartlett (LRT) dentro de cada marca a lo largo del tiempo.

| | | | T1; T2 | | T1; T3 | | T2; T3 | |
|---------|-----------|-------|--------|-----------|--------|-----------|--------|----------|
| | | | LRT | p-valor | LRT | p-valor | LRT | p-valor |
| 3M | Directo | Agua | 18,39 | 0,000 *** | 12,70 | 0,000 *** | 0,12 | 0,723 |
| 3M | Directo | Ácido | 26,83 | 0,000 *** | 37,86 | 0,000 *** | 2,36 | 0,002** |
| 3M | Indirecto | Agua | 8,64 | 0,000 *** | 9,13 | 0,000 *** | 0,11 | 0,739 |
| 3M | Indirecto | Ácido | 25,14 | 0,000 *** | 30,03 | 0,000 *** | 7,60 | 0,006 ** |
| Coltene | Directo | Agua | 12,56 | 0,000 *** | 18,77 | 0,000 *** | 9,36 | 0,002 ** |
| Coltene | Directo | Ácido | 41,52 | 0,000 *** | 39,95 | 0,000 *** | 11,96 | 0,001*** |
| Coltene | Indirecto | Agua | 0,53 | 0,000 *** | 27,60 | 0,000 *** | 1,38 | 0,239 |
| Coltene | Indirecto | Ácido | 35,04 | 0,000 *** | 38,07 | 0,000 *** | 9,19 | 0,124 |
| VOCO | Directo | Agua | 8,71 | 0,000 *** | 30,57 | 0,000 *** | 1,60 | 0,206 |
| VOCO | Directo | Ácido | 32,03 | 0,000 *** | 50,92 | 0,000 *** | 3,44 | 0,063 |
| VOCO | Indirecto | Agua | 5,11 | 0,000 *** | 13,17 | 0,000 *** | 2,30 | 0,129 |
| VOCO | Indirecto | Ácido | 14,31 | 0,000 *** | 21,01 | 0,000 *** | 1,12 | 0,289 |

Nivel de significatividad '0,001 '***'; 0,01 '**'; 0,05 '*' (entre los periodos de evaluación)

En las siguientes pruebas de razón de verosimilitud (LRT) se hizo en T2 y T3. Primero se compararon los modelos de Weibull entre métodos dentro de cada marca (**TABLA 25**) En todos casos existe diferencia significativa entre el método directo e indirecto ($p < 0,05$). El efecto que tuvo el tratamiento (**TABLA 26**) fue significativo para todos los composites, excepto para GB ($p = 0,173$).

TABLA 25 Prueba de razón de verosimilitud modificada de Bartlett (LRT) dentro de cada marca entre el método directo e indirecto.

| | | 3M | | Coltene | | VOCO | |
|----------|---------------------|-------|----------|---------|----------|--------|----------|
| | | LRT | p-valor | LRT | p-valor | LRT | p-valor |
| Agua T2 | Directo / Indirecto | 99,94 | 0,000*** | 126,31 | 0,000*** | 153,9 | 0,000*** |
| Ácido T2 | Directo / Indirecto | 88,11 | 0,000*** | 138,86 | 0,000*** | 160,00 | 0,000*** |
| Agua T3 | Directo / Indirecto | 70,37 | 0,000*** | 117,72 | 0,000*** | 162,48 | 0,000*** |
| Ácido T3 | Directo / Indirecto | 65,23 | 0,000*** | 102,73 | 0,000*** | 149,19 | 0,000*** |

Nivel de significatividad '0,001***'; 0,01 '**'; 0,05 '* (aplicado para cada fila, dentro de cada marca)

TABLA 26 Prueba de razón de verosimilitud modificada de Bartlett (LRT) dentro de cada marca entre agua y ácido.

| | | 3M | | Coltene | | VOCO | |
|--------------|--------------|-------|----------|---------|----------|-------|----------|
| | | LRT | p-valor | LRT | p-valor | LRT | p-valor |
| Directo T2 | Agua / Ácido | 4,44 | 0,035* | 14,11 | 0,001*** | 13,91 | 0,037*** |
| Indirecto T2 | Agua / Ácido | 6,05 | 0,014* | 12,61 | 0,001*** | 3,32 | 0,068 |
| Directo T3 | Agua / Ácido | 11,73 | 0,001*** | 11,35 | 0,001*** | 4,32 | 0,037*** |
| Indirecto T3 | Agua / Ácido | 8,60 | 0,003*** | 12,32 | 0,000*** | 1,86 | 0,173 |

Nivel de significatividad '0,001***'; 0,01 '**'; 0,05 '* (aplicado para cada fila, dentro de cada composite).

7.4 Desgaste

En la exploración inicial de la profundidad de desgaste sin incluir la marca, agrupando por método (**FIGURA 77 - sección a**), nos reveló una distribución asimétrica de los datos. En los composites directos, la mediana está desplazada hacia abajo, mientras que en los composites indirectos sucedió lo contrario. Los bigotes del diagrama de cajas fueron más amplios en los composites directos en comparación con los indirectos, inclusive se observa un valor atípico en los composites directos tratados con ácido, sobre las 100 μm . El mismo comportamiento se observó en el diagrama de caja que representó la figura de valor (**FIGURA 77 - sección b**).

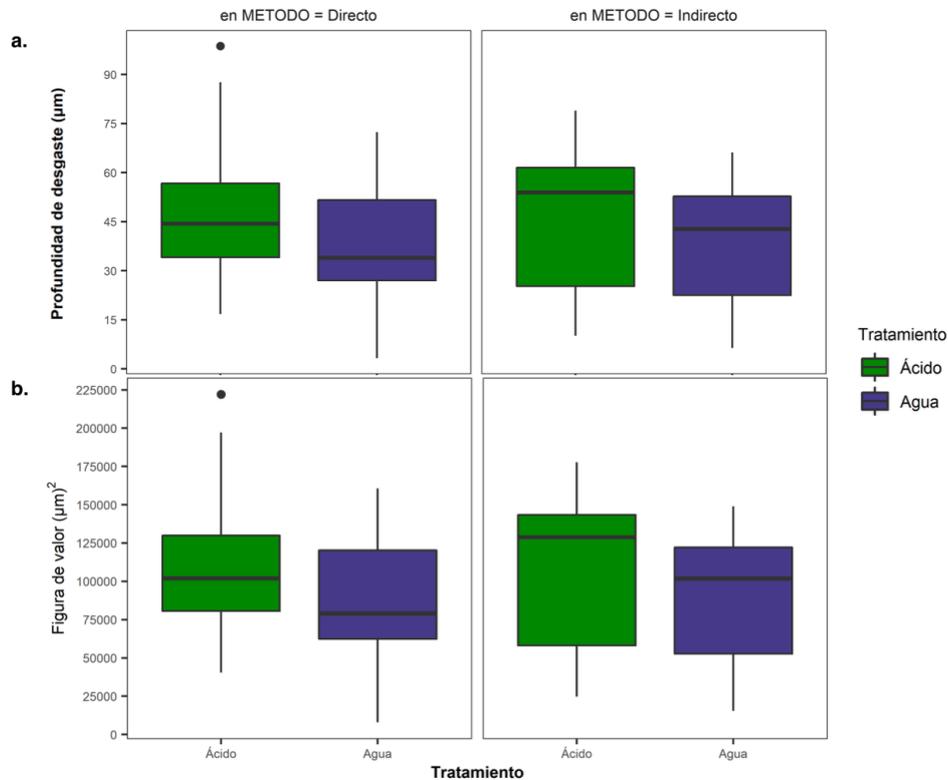


FIGURA 77 Análisis exploratorio del desgaste. **a.** Profundidad de desgaste **b.** Figura de valor.

La inclusión de la marca se muestra en la **FIGURA 78 - sección a** para los valores de profundidad de desgaste (μm) y en la **sección b** para los correspondientes datos de la figura de valor (μm^2). El tratamiento ácido causó mayor desgaste que el grupo control en todos los casos.

Los composites directos siempre presentaron un mayor desgaste (> profundidad de desgaste) que los composites indirectos, excepto en la marca 3m, donde LU mostró mayor desgaste tanto en ácido como en el grupo control que FS.

El diagrama de cajas fue más pequeño para los composites de la marca Voco, seguido por 3M y Coltene. El composite BE ácido mostró el valor máximo (bigote superior del cuarto cuartil) mas alto (sobre las 100 μm), compatible con una mayor profundidad de desgaste. Por otra parte, el composite GB agua presentó la menor profundidad de desgaste 15 μm . Los datos de la figura de valor, se representaron en el diagrama de cajas de formas similares a los de la profundidad de desgaste.

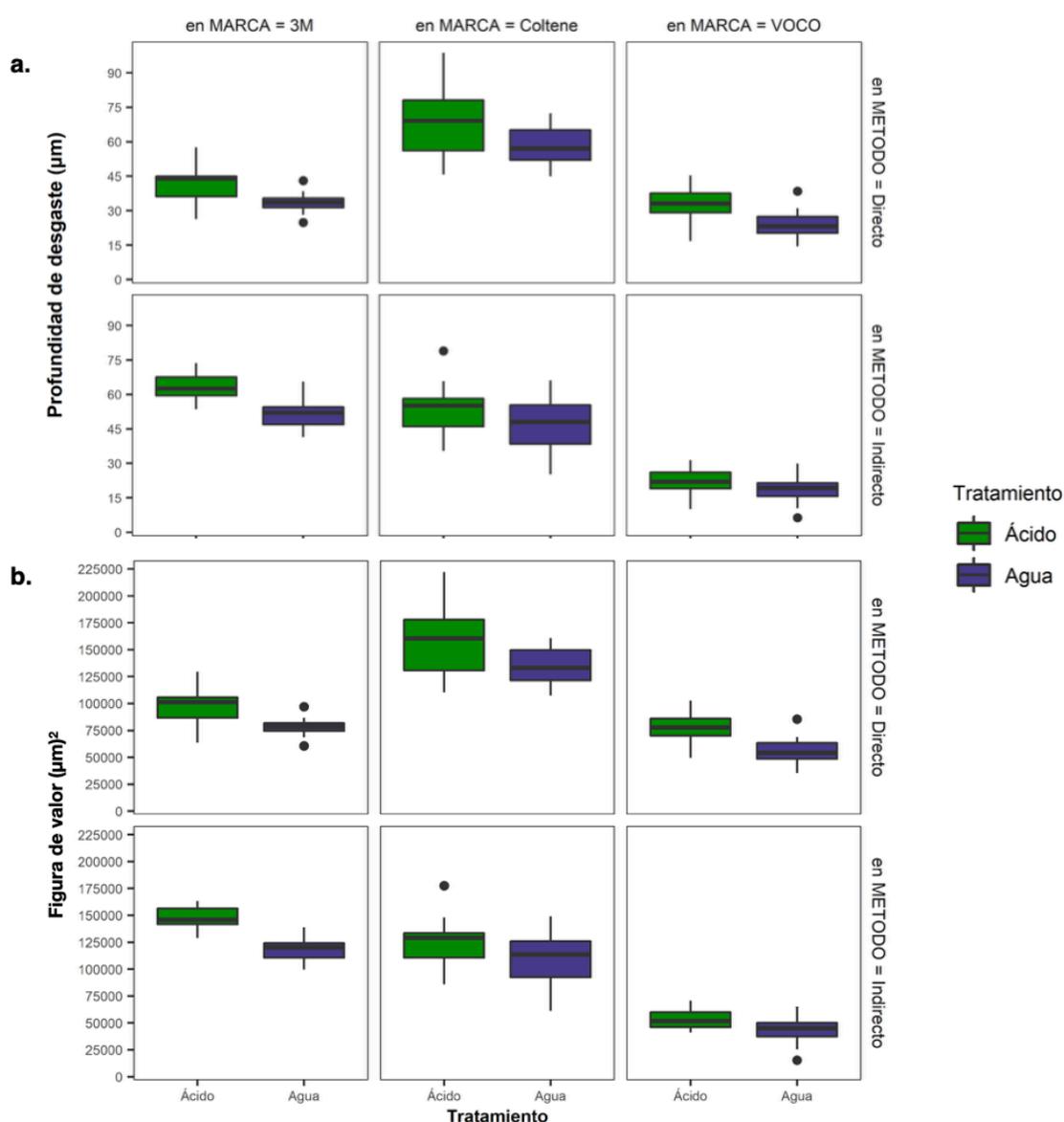


FIGURA 78 Análisis exploratorio del desgaste. **a.** Profundidad de desgaste **b.** Figura de valor.

Resistencia erosiva de composites dentales directos e indirectos CAD/CAM

El análisis estadístico reveló que tuvo efecto el tratamiento en el desgaste (profundidad de desgaste), mostrando diferencias significativas para todos los composites directos y para LU. Mientras que, el tratamiento no tuvo efecto para BC ($p=0,174$) y GB ($p=0,064$). En cuanto, la diferencia entre los composite directo e indirecto dentro de la misma marca, todos mostraron ser diferentes estadísticamente excepto en el grupo control de la marca VOCO. los composites BE y LU fueron los que mostraron mayor desgaste, frente a los composites BC y GB que revelaron ser más resistentes. Con la premisa del análisis exploratorio se esperó encontrar las mismas diferencias estadística en la figura de valor, ya que son valores que fueron calculados a partir de la profundidad de desgaste (**TABLA 27**).

TABLA 27 Efecto del tratamiento dentro de cada marca y método para el ensayo de desgaste. Medias observadas (μm) y Figura de valor.

| | | | Agua | Ácido |
|-----------|----------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| a. | 3M | | | |
| | Directo | FS | 33,48 ^{b,B} | 41,57 ^{a,B} |
| | indirecto | LU | 51,49 ^{b,A} | 63,45 ^{a,A} |
| | Coltene | | | |
| | Directo | BE | 58,53 ^{b,A} | 67,95 ^{a,A} |
| | indirecto | BC | 47,09 ^{a,B} | 52,49 ^{a,B} |
| | VOCO | | | |
| | Directo | GS | 22,72 ^{b,A} | 32,06 ^{a,A} |
| indirecto | GB | 19,12 ^{a,A} | 22,50 ^{a,B} | |
| b. | 3M | | | |
| | Directo | FS | 78138 ^{b,B} | 97076 ^{a,B} |
| | indirecto | LU | 119144 ^{b,A} | 147515 ^{a,A} |
| | Coltene | | | |
| | Directo | BE | 134629 ^{b,A} | 156972 ^{a,A} |
| | indirecto | BC | 119702 ^{a,B} | 122454 ^{a,B} |
| | VOCO | | | |
| | Directo | GS | 52736 ^{b,A} | 74915 ^{a,A} |
| indirecto | GB | 44840 ^{a,B} | 49611 ^{a,B} | |

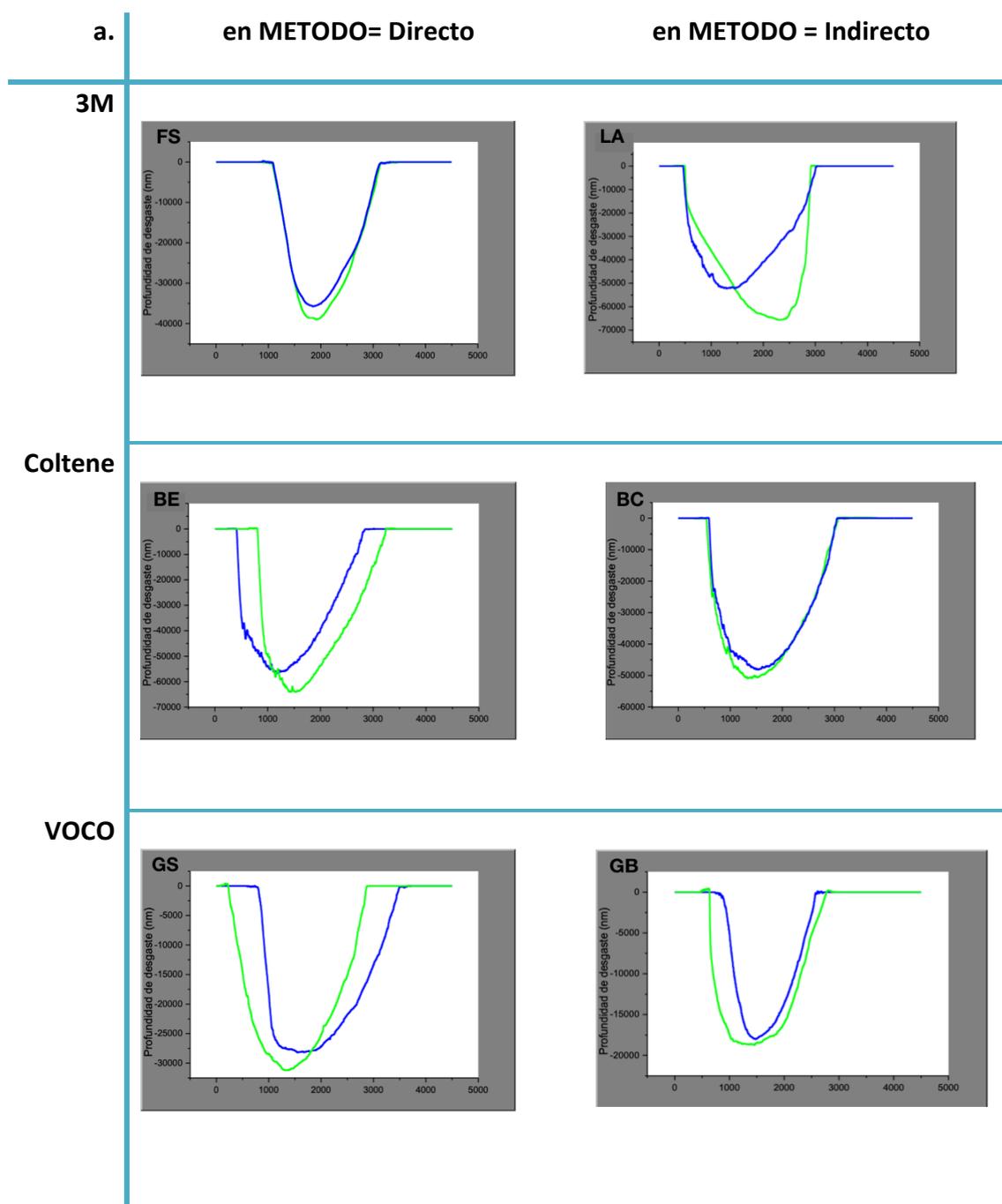
U de Mann-Whitney: Nivel de significatividad $p < 0,05$.

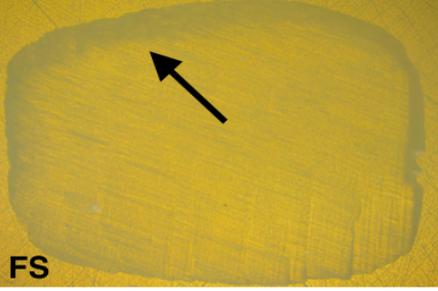
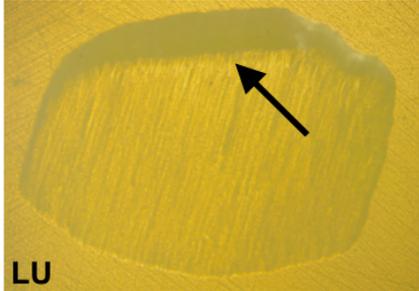
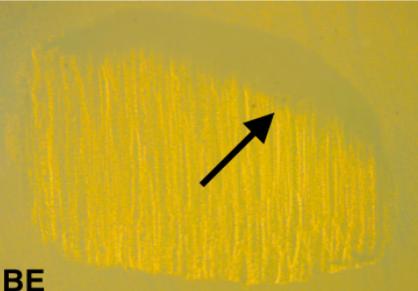
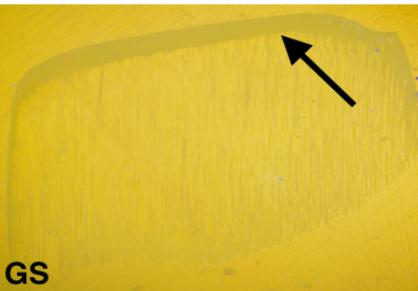
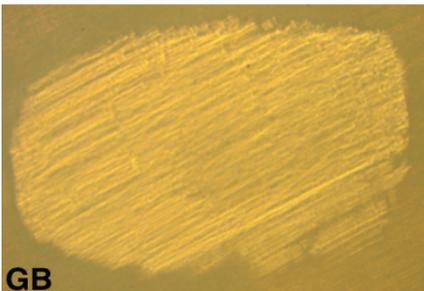
Las Letras minúsculas distintas indican diferencia significativa dentro de cada composite (aplicado para cada fila) y las distintas letras mayúsculas indican entre los métodos (directo vs. indirecto) dentro de la misma marca (aplicado por columna). **a.** Medias de la profundidad de desgaste observadas **b.** Medias de la figura de valor calculada.

En los gráficos obtenidos de la profundidad de desgaste con el perfilómetro de contacto (**FIGURA 79 - sección a**), la profundidad de desgaste osciló entre 15000 a 70000 nm. El perfil

del gráfico para ácido se mantuvo por de bajo del control. En ocasiones esta diferencia fue menor como en el caso GB y BC.

La **FIGURA 79 - sección b** muestra las fotografías obtenidas a través de un microscopio óptico (5X) de la huella de desgaste, después de 60000 ciclos. Las flechas mostraron el desnivel como secuela de la segunda fase de movimiento de la masticadora (movimiento lateral 0,7 mm). Los composites FS y GS muestran una superficie de desgaste más lisa en contraste con la de BE y GB.



| b. | en METODO= Directo | en METODO = Indirecto |
|---------|---|--|
| 3M |  <p data-bbox="395 564 450 600">FS</p> |  <p data-bbox="880 564 935 600">LU</p> |
| Coltene |  <p data-bbox="383 990 437 1025">BE</p> |  <p data-bbox="877 990 932 1025">BC</p> |
| VOCO |  <p data-bbox="383 1411 437 1447">GS</p> |  <p data-bbox="903 1411 957 1447">GB</p> |

FS = Filtek Supreme XTE, BC= BRILLIANT EverGlow, GS= GrandioSO, LU= Lava Ultimate, BC= BRILLIANT Crios y GB= Grandio blocs.

Sección a: azul= agua, verde= ácido.

FIGURA 79 a. Gráficas del perfil de la huella de desgaste y **b.** Fotografías de la huella resultante del ensayo de la masticadora en los diferentes composites directos indirectos.

8 DISCUSIÓN

El desgaste dental es un fenómeno progresivo que afecta la dentición durante toda la vida. Se ha reconocido que es un problema clínico que se está volviendo cada vez más importante en la población. En los estudios epidemiológicos [154–156,187] se ha mostrado un aumento en la prevalencia del desgaste dental en dentición permanente. Además los odontólogos reportan recibir cada vez más cantidad de pacientes que buscan tratamiento con dentición desgastada [188–190]. Esto se debe a que nos encontramos frente a una patología de etiología multifactorial compuesta por factores intrínsecos y extrínsecos, con condiciones biológicas, químicas y de comportamiento que influyen en el desarrollo de la misma. El presente trabajo, intenta ofrecer una perspectiva más clara del comportamiento de las restauraciones de composite directo e indirecto, tras 6 meses de protocolo simulado de erosión endógena. Mediante ensayos de pruebas mecánicas, físicas y un aporte estadístico de probabilidad de fallo mediante un test de Weibull, esclarecer si el empleo del composite directo o indirecto para una rehabilitación en casos de erosión, estaría condicionado por el pH del medio oral. Si bien estos materiales experimentan una degradación química en el ambiente oral, existen pruebas limitadas para confirmar si los niveles de pH ácido en la boca afectan significativamente este proceso.

La erosión dental es la pérdida irreversible de estructura causado principalmente por un proceso químico de disolución ácida sin participación bacteriana y no directamente asociado con factores traumáticos ni caries dental. Diversos estudios han analizado el potencial erosivo de muchas bebidas y alimentos in vitro y corroboran el argumento de que la contribución de los alimentos y bebidas ácidas a la erosión es biológicamente plausible [49,50,61,107,111,191,192]. Por otro lado, el ácido gástrico accede a la cavidad bucal a través del vómito, regurgitación o trastornos alimentarios como la bulimia nerviosa o por ERGE. La capacidad erosiva del ácido gástrico es significativamente mayor que los ácidos dietéticos, debido a su bajo pH 1-3 [21,37]. Sin embargo, la mayor información es sobre estudios de erosión causada por agentes exógenos. También se ha estudiado una causalidad combinada de abrasión con erosión exógena y endógena [44,46,53,193,194]; así como también el comportamiento de los materiales de restauración frente a un agente erosivo [10,21,40,166,172,195].

Las erosiones dentales no son simplemente lesiones cóncavas con límites redondos y superficies lisas; ya que una erosión descontrolada puede ser la causa de un desgaste dental severo llegando a interferir en la fisiología y la estética [160,196–198]. En las últimas décadas la causa, diagnóstico y tratamiento, se ha convertido en el tema de interés dentro del ámbito odontológico, ya que es un fenómeno progresivo que afecta a la dentición a lo largo de la vida, por lo tanto, se debe adoptar un enfoque de manejo de por vida o perdurable en el tiempo, en lugar de medidas de tratamiento de intervención a corto plazo. Es por ello que la elección de un material de restauración adecuado juega un papel relevante en la durabilidad de la rehabilitación.

La nanotecnología conjuntamente con el avance de los materiales adhesivos, nos facilita rehabilitar los dientes erosionados de una manera menos invasiva utilizando material restaurador directo como resinas compuestas [9,190,198]. Los composites híbridos en general se comercializaron a principios de la década de 1980 y el esfuerzo continuo por diseñar partículas más pequeñas con mayor resistencia dio lugar a los nanohíbridos en la década del 2000 [69]. Los composites nanohíbridos se desarrollaron a partir de composites microhíbridos, mediante el uso de nanorelleno, un paso que condujo a un aumento significativo en el contenido de relleno de los materiales y una mejora considerable en sus propiedades físicas y estéticas [69,71,72]. Por otro lado, mientras la nanotecnología seguía su curso, la técnica CAD/CAM se integraba al flujo de trabajo del odontólogo, si a esto sumamos la superación de los problemas que conllevan la polimerización de las resinas compuestas; tendremos bloques de composite prepolimerizados para ser empleados como restauraciones indirectas [68,76,163,199]. De esta manera hoy en día los composites pueden ser materiales de primera elección para la rehabilitación de nuestros pacientes, gracias a su versatilidad y a la mejora indudable de sus propiedades mecánicas, física y estéticas.

Metodología

Hasta el momento no existe un protocolo para estudiar la erosión que sea ampliamente utilizado en los estudios in vitro; de hecho, es difícil encontrar un documento que se refiera a un modelo específico elegido por los autores. Desafortunadamente, la gran variedad de diseños experimentales de estos estudios dificulta la comparación de los resultados y una extrapolación segura al entorno clínico. Por lo tanto, se ve oportuno revisar ciertas variables importantes, que se deben considerar, al evaluar el proceso de erosión y proponer pautas para una buena metodología [36].

- **Agente erosivo y pH**

La erosión endógena está asociada con la exposición frecuente a jugo gástrico, el cual contiene básicamente ácido clorhídrico (HCl), en diferentes concentraciones con sus variables intra e inter sujeto. Puede ser esta, una de las razones por la que las formulaciones empleadas en los estudios tienen diferentes concentraciones de la solución de ácido clorhídrico (HCl) con distintos pH: 0,0025 mol/L (pH 2,6) [44,200]; 0.01 mol/L (pH 1.6) [166]; 0,01 mol/L (pH 2.0) [168]; 0.06 mol/L (pH 1.2) [47]; 0.06 mol/L (pH 1.4) [201]. Otros estudios solo describen el pH y no las concentraciones del ácido clorhídrico: pH 2.0 [43]; pH 2.1 [42]; pH 1.2 6 mol/L (pH 1.6) [52,53]. No obstante, se conoce que el fluido gástrico puro tiene un pH entre 1-3. Mientras que, en pacientes con bulimia, el vómito tiene un pH de 1.5-5.0 [202]. A pesar del rango de variabilidad se sabe que un pH en la cavidad oral es raro que sea menor a 1.5 debido a la amortiguación y dilución salival [37]. Con el objetivo de

abarcar las dos situaciones mencionadas y no superar el límite inferior indicado, se decidió trabajar con un pH de 1.5. Además, se empleó una concentración de solución de HCl de 0.2% (P / V) cloruro de sodio en 0.7% (V / V) ácido clorhídrico; solución ya empleada en otros estudios anteriormente [21,40]. No obstante, un pH inferior a 1.5, tampoco garantiza un efecto importante sobre los composites FS y LU a corto plazo, descrito anteriormente [21,47,54,75,166,167]. No obstante, se ha visto que pH superiores [33,166], son capaces de causar un efecto erosivo tanto sobre la rugosidad superficial como sobre la microdureza del composite FS.

- **Ciclos**

No hay un consenso sobre la duración del efecto erosivo, pero se descubrió que la mayoría de las exposiciones con ácido, ya sea de fuentes gástricas o dietéticas, no permanecen más de unos pocos minutos [6]. Aun así existe heterogeneidad en los estudios en cuanto al número de ciclos y el tiempo de duración de cada uno ; 1 ciclo/1 min [42,43]; 3 ciclos/10 min [168]; 4 ciclos/15 s [44,200]; 4 ciclos/1 min [51]; 6 ciclos/2 min [40,52,53]. En este estudio se optó un protocolo de 2 ciclos / 2 min, ya que se consideró el efecto intraoral, donde el pH de los fluidos orales recupera la neutralidad 1- 3 minutos después de un solo sorbo de una bebida ácida [10], tiempo ya considerado en otros autores [17,40,46,201]. Los dos ciclos erosivos diarios empleados en nuestro estudio, se basó en que, en la mayoría de los individuos, el patrón de reflujo es bastante diferente durante el intervalo de sueño en comparación con el estado de vigilia. Es decir, durante el día, la mayoría de los eventos de reflujo o episodios de vómito son postprandiales, tomando como media dos comidas por día [28], además de que el ERGE relacionado con el sueño no es tan frecuente como el de la vigilia [26,28].

Algunos investigaciones [21,33,47,166,167], aplicaron para sus estudios in vitro de erosión endógena un protocolo acelerado (pocas horas de forma continua), que tienen equivalencias a cierto número de años de la restauración en la cavidad oral. El tiempo de inmersión de 6, 12 y 24 horas de forma continua, es el equivalente a 2, 4, 8 años de exposición al jugo gástrico respectivamente. Sin embargo, en los estudios donde el tiempo en HCl va desde 12 horas hasta 5 semanas de forma continua, no mostraron diferencia significativa en los resultados de rugosidad [21,47,54,75,166], dureza [21,75,166,167] y resistencia a la flexión [54] con sus valores iniciales. Ante la falta de estudios in vivo para la validación de un protocolo, Guedes A y cols., en 2018, [168] testearon in situ a FS durante 14 días (3ciclos /10 min) y no encontraron diferencia entre sus valores de dureza y rugosidad pre y post erosión. Mientras que nosotros, si hallamos una diferencia en FS desde los 3 primeros meses, incluso en el grupo control. En los estudios con protocolo acelerado, a pesar del uso de HCl con un pH bajo, no causan efecto significativo en los resultados. Seguramente es por el tiempo que necesita la resina compuesta para la degradación química, comenzando con el proceso de absorción de los fluidos, que se difunde

internamente a través de la matriz de resina, poros e interfaces de relleno, lo que puede conducir a su ablandamiento y degradación hidrolítica [23,80]. Por lo tanto, un pH bajo y exposiciones continuas no parecen ser suficientes para revelar el efecto del HCl, donde en realidad el factor tiempo es fundamental para el protocolo de erosión.

La cavidad oral es el último medio de prueba para predecir el comportamiento de las restauraciones. Sin embargo, la complejidad y diversidad de las condiciones orales conlleva a realizar estudios in vitro para obtener información sobre los mecanismos de biodegradación. La resistencia erosiva ha sido estudiada a través de las pruebas de rugosidad superficial. [21,33,40,51,54,75,166,168,169] y dureza [21,75,166,168,169]. Sin embargo, estos estudios solo proveen una información de las consecuencias erosivas superficiales del sustrato estudiado. Pero no se habla de los cambios que pueden existir en la microestructura interna del material. Es por ello que se realizaron ensayos de resistencia a la flexión y se calculó a probabilidad de fallo tras una exposición al ácido, ya que nos proporcionan un enfoque de las secuelas en el desempeño mecánico del material restaurador. Por otra parte, una de las pruebas más cercanas con la realidad, son los ensayos de desgaste, hasta el momento no hay estudios que prueben la resistencia erosiva frente al desgaste mediante ensayos en un medio que simulen la masticación.

Rugosidad superficial

En una reciente revisión sistemática [175] se mencionó, que es menos probable que las superficies más lisas conduzcan a la formación de biopelícula independientemente del material restaurador. El valor de Ra considerado como umbral crítico para la retención de bacterias in vivo es de 0,2 μm , inclusive la lengua puede percibir valores de Ra de 0,2 a 0,5 μm [54]. La importancia de la rugosidad superficial también influye en la durabilidad, la decoloración y el aspecto estético en general del biomaterial utilizado [50,51,92]. A más de una relación directa del grado de rugosidad con el grado de desgaste al antagonista. [91,94], este punto es interesante, ya que la rugosidad del antagonista puede actuar como un agente abrasivo en un principio, pero tiende ser autolimitante conforme continua en función.

En nuestro estudio, se vio que el método (directo – indirecto) es determinante en la forma de comportamiento de la rugosidad superficial. En los composites directos al ser sometidos tanto a agua como ácido, su rugosidad tendió a aumentar en el tiempo. En concordancia con nuestro estudio, el mismo comportamiento de FS se observó en estudios similares [33,51,168], donde hubo un incremento de la rugosidad superficial ante la presencia de HCl. Mientras, en el estudio de Briso y cols., en 2011, [166] se observó una disminución de la rugosidad. Tal estudio empleó un protocolo muy agresivo de 5 semanas continuas en HCl, por lo que pudo tener influencia en los resultados. FS

es un composite que se estudia con frecuencia; en algunos casos se mantiene su estabilidad superficial sin cambios significativos ante el HCl, [166,168] mientras que en otro si los causa [33,51], donde el ácido actuó como coadyuvante para la degradación de la rugosidad superficial del material.

Entre tanto, en los composites indirectos sucede lo contrario, se reduce la rugosidad ($< Sa$). El tiempo también cumple un papel importante como efecto, el Sa varía en el tiempo independientemente del tratamiento. En ningún caso, al pasar de T1 a T2 se mantienen iguales los niveles de rugosidad. La variabilidad no fue significativa para GB. Sin embargo, hubo una diferencia significativa para LU y BE, la cual no fue únicamente causada por la interacción del tiempo con el tratamiento, si no que el efecto tiempo por si solo, fue capaz de provocar cambios en la morfología superficial de forma significativa. Por ello, para que exista un efecto sobre la rugosidad superficial, de cualquiera de los composites estudiados (directo o indirecto), el factor tiempo es fundamental. En el caso FS sucedió algo sorprendente, existe diferencia significativa con el grupo control pero no en el grupo con ácido; al observar las medias muestrales el ácido causó un mayor Sa ($0,028 \mu\text{m}$) comparado con el agua ($0,025 \mu\text{m}$), esto puede deberse, que ante una desviación estándar alta que implica un coeficiente de variación alto, afecta el contraste de hipótesis, lo que posiblemente no nos proporcionó una evidencia estadística de rechazar la hipótesis nula sobre la cual estamos trabajando, esta es una conclusión puramente estadística, pero a la luz del conocimiento científico se debería considerar en futuras investigaciones ajustar la metodología para reducir la desviación estándar y así permitirnos juntar suficiente evidencia.

En este estudio, GS es el composite directo que mantiene menos cambios en cuanto a la rugosidad superficial, apenas de $0,008 \mu\text{m}$ tanto en ácido como en agua. A pesar de que BE presentó mayor cambio en Sa , se sigue manteniendo en valores nanométricos, lejanos a un compromiso estético y/o biológico. Las imágenes en SEM muestran como el ácido favoreció al desprendimiento de partículas de relleno, dejando zonas con nanoporos, a pesar de la cantidad de partículas desprendidas, los cambios en Sa se mantienen en pocos nanómetros, debido al tamaño del relleno. Los rellenos se unen a la matriz de resina mediante agentes de acoplamiento, que se derivan comúnmente de organosilanos, susceptibles a la hidrólisis. Los composites con nanopartículas dispersas (no aglomeradas) como BE exhiben una mayor relación de área de superficie/volumen, requiriendo un mayor grado de silanización, en contraste a los composites con partículas de mayor tamaño, como FS y GS. En el estudio de Ibrahim y cols., en 2012, [33] se evidenció que los materiales que contienen vidrios radiopacos como Ba, Sr, Yb y La, como es el caso de BE cuyo relleno está constituido de polvo de vidrio de bario, han demostrado una mayor disolución que aquellos con SiO_2 como relleno; apoyado también por el estudio de Ferracane, en 2006 [24]. La degradación hidrolítica de los rellenos puede alterar la microestructura del composite a través de la formación de poros. La ausencia de vidrio radiopacos, así como el mayor porcentaje de relleno

(89%) y por ende menor porcentaje de matriz explicarían la mayor resistencia erosiva de GS en comparación con el resto de composites probados.

Como era de suponer, los composites indirectos mantienen una mayor estabilidad a lo largo del tiempo tanto en agua como en ácido. Se debe a que son materiales pre polimerizados a altas temperaturas, bajo condiciones controladas para conseguir su máxima conversión polimérica [69], el cual es uno de los eslabones débiles de los composites directos, cuya polimerización está condicionada por una serie de situaciones, que lo hacen susceptibles a la hidrólisis [22,83]. En nuestro estudio los composites GB y BC presentan una alta estabilidad ante las condiciones estudiadas en términos de rugosidad superficial. La química del polímero influye significativamente en la degradación enzimática del material, la matriz orgánica presenta grupos hidrolíticamente susceptibles, tales como enlaces éster, uretano y éter, así como grupos de hidroxilo [24]. Si bien estos monómeros y sus polímeros resultantes no se consideran extremadamente hidrofílicos, ciertamente absorben agua. La capacidad de sorción se produce en el siguiente orden: TEGDMA > Bis-GMA > UDMA [58,83]. LU está constituida por TEGDMA, la cual tiene afinidad por el agua, debido a su enlace tipo éter que es el más compatible con el agua [82]. Además, el TEGDMA ha demostrado ser más susceptible a la hidrólisis enzimática que Bis-GMA o Bis-EMA [24,63,83].

Cuanto más pequeñas sean las partículas, menos áreas prominentes hacia la superficie mostrando una superficie más homogénea y por ende menos rugosa [51,166]. En el presente estudio, se emplearon composites de nanotecnología, la cual se ve reflejada en una topografía superficial lisa con alta calidad de pulido y la poca diferencia entre ellos (0,026 μm). A pesar de los cambios que se presentaron en Sa a lo largo de tiempo y tratamiento, no son cambios clínicamente significativos, ya que se ubican por debajo del umbral de retención bacteriana (0,2 μm). Sin embargo, la morfología superficial también estará en íntima relación con el tipo, cantidad y forma del relleno. Los composites FS y LU presentan un relleno con formas redondeadas y además partículas de mayor tamaño que son el producto de nanopartículas aglomeradas conocidas como clusters o nanoclusters, así como también nanopartículas de óxido de sílice y zirconia dispersas en la matriz. El tamaño de los clusters de FS y LU varían entre estudios [9,21,51,91,108,163,203], encontrándose entre 0,6 a 1,4 μm o inclusive pueden llegar hasta 10 μm , lo cual no se ha podido comprobar en este estudio. Claramente, en las imágenes tomadas con el SEM no se han observados partículas tan grandes (10 μm) pero sí se han visto partículas mayores a 1,4 μm , de lo que, si se puede tener certeza, es que los composites FS y LU son los que presentan partículas más grandes. Mientras, los composites BE, BC, GS y GB están constituidos por rellenos irregulares y de diferentes tamaños lo cual tiene repercusión sobre el Sa. FS es el composite con el Sa inicial más bajo, justificando su alta calidad de pulido a su estructura de relleno que facilita tener una superficie más homogénea. Sin embargo, los clusters

pueden tener un efecto negativo durante la lixiviación del relleno, debido a su mayor tamaño (0,6-10 μm), en consecuencia dejan zonas con mayor irregularidad (valles), como sucedió con LU, fue el que mayor cambio presentó en Sa dentro de los composites indirectos, también se observaron estas irregularidades superficiales en forma de microporos, descrito por otros autores [54,167,171]. Se ha estudiado [21,54,167] muy poco sobre el efecto del HCl sobre los composites CAD/CAM. Ellos han observado una reducción de Sa, compatible con los resultados encontradas con este estudio. Sin embargo, Backer y cols., en 2017 [21] reportaron una disminución general en su rugosidad, dentro del primer periodo (6 horas) y posteriormente un aumento del Sa después de 24 horas en HCl. Ellos atribuyeron que la reducción inicial de la rugosidad se debe a la degradación del agente de acoplamiento (silano), que es el encargado de unir las partículas a la matriz polimérica. En tanto, la degradación del agente de acoplamiento es la responsable de la lixiviación de las partículas más superficiales, pero si la lixiviación de partículas continua, se reflejará en un aumento del Sa.

Para el análisis de la topografía superficial, el Ra o Sa (perfil o área), es el parámetro más empleado dentro de los estudios [21,47,51,54,166–168,170,171]. Pocos son los estudios [170,173,204] que usan el Ssk y Sku como complemento para describir la topografía superficial. Cuando la superficial presenta varios picos relativamente altos y valles bajos, es leptocúrtica; ($Sku > 3$) pero si muestra pocos picos altos y valles bajos es platicúrtica ($Sku < 3$). Además, una topografía con pocos picos interrumpidos por valles amplios y rellenados, crean una asimetría positiva ($Ssk+$), y una superficie con valles profundos y estrechos (rasguños) crea una asimetría negativa ($Ssk-$) [101,102].

Todos los composites de este estudio, mostraron valores de Rku > 3 y generalmente Ssk negativas o cercanas a cero, situación ya vista previamente [170,173,204]. La topografía de los composites básicamente se caracterizó por presentar varios picos y ante todo valles, incluso después del pulido. Se debe a la naturaleza híbrida del material, compuesta por partículas de relleno de diversas formas y dimensiones, inmersas en la matriz orgánica [173]. En los dos grupos estudiados, con el tiempo se acentuaron las diferencias de las alturas dentro de su topografía. Podría deberse, a que las zonas de valles pueden actuar como reservorios de la sustancia erosiva, que favorece a la pérdida continua de matriz orgánica y de los enlaces de silano [21,166] y por lo tanto, a la exposición cada vez mayor del relleno hasta terminar desprendiéndose; como consecuencia tendremos zonas con ausencia de material y otras con mayor área de rellenos expuestos [204]. Los valores más altos de Sku se vieron en FS y LU, debido al mayor tamaño de sus partículas, ya que la pérdida de matriz alrededor de ellas acentúa más la diferencia de alturas.

Generalmente, la Ssk de las los composites fue negativa o cercana a cero. El efecto del tiempo independientemente del tratamiento provoca una lixiviación del relleno aumentando la cantidad de valles en la topografía superficial. La Ssk es útil para distinguir entre dos perfiles con el mismo Sa pero

diferente forma [102]. Ambos, GB y BE tienen un Sa de $0.035 \mu\text{m}$, el primero se caracteriza por pocos picos y valles amplios y rellenos (Ssk +), mientras que BE presenta rasguños profundos (Ssk -).

La rugosidad superficial se puede medir en diferentes equipos, cada uno con sus ventajas y desventajas. La mayoría de estudios usan perfilómetros ya sean de contacto [51,163,166,168,171,205,206] u ópticos [21,207,208], también microscopía confocal [47,167,209] y AFM [33,111,172]. La heterogeneidad de los equipos en ocasiones dificulta la comparación de los resultados, debido a que tienen diferente resolución.

En nuestro estudio, las mediciones realizadas con el AFM y el perfilómetro óptico alcanzaron una correlación moderadamente alta ($r=0,857$ para Sa y $r=0,814$ para Sq); sin embargo, no muestran una concordancia perfecta. El Perfilómetro óptico proporcionó valores sistemáticamente más altos que el AFM ($+0,014 \mu\text{m}$ para Sa y $+0,028 \mu\text{m}$ para Sq unidades superior a favor del perfilómetro). Los valores de Sa medidos con el perfilómetro difirieron con los del AFM y con otros estudios [21,207], esto puede deberse al tamaño del área evaluada; en este estudio se midió un área de $1500 \mu\text{m}^2$ (Objetivo de 20X), mientras que con el AFM fue de tan solo $50 \mu\text{m}^2$; al ser un área más grande es posible abarcar zonas con mayor cantidad de defectos, y por ende registrar un Sa mayor; el empleo de un objetivo de mayor aumento permitiría medir una zona más pequeña [210,211]. También, esta discrepancia se puede deber al tipo de material que se evaluó. La perfilometría óptica, basado en interferometría de luz blanca, con sus sigla en ingles WLI; utiliza las propiedades de la longitud de onda de la luz como regla para comparar la diferencia de trayectoria óptica entre una superficie de prueba y una superficie de referencia [96]. El láser puede perfilar la topografía de la superficie ya sea midiendo la desviación del rayo láser o con luz blanca utilizando el principio confocal. Un problema conocido al medir composites con perfilometría láser es que son materiales translúcidos y tienen brillo, lo que puede afectar a la refracción de los haces de luz, aun así, se requiere al menos 2% de la reflectancia, para que el WLI capte suficiente información de la superficie [210]. A menudo es necesario realizar una impresión de polivinilsiloxano de la muestra, para luego ser escaneada por el perfilómetro para superar la translucidez de la superficie, pero se incorporaría una variable (cambios dimensionales, impurezas y color del yeso, etc.) [104,212]. También controlar la luz del medio durante la medición, reduce el efecto negativo del brillo y translucidez. Por otra parte, el AFM es el método de referencia para la caracterización superficial, debido a su resolución atómica o molecular (10^{-10}m). Al ser un método más sensible y cuantitativo, detecta cambios muy sutiles en las propiedades mecánicas y morfológicas en nanoescala [111,112]. Aunque los datos adquiridos en este estudio con el AFM, son mayores a la resolución vertical informada por el fabricante del perfilómetro óptico ($0,01 \mu\text{m}$), aun no se tiene conocimiento sobre la exactitud y presión del mismo. La exactitud y precisión de la WLI se ha estudiado anteriormente para una altura de paso de $10 \mu\text{m}$,

Holme y cols., en 2005, [210] refirieron una precisión de 0,1% (0,01 μm) y una exactitud 0,2% (0,02 μm), mientras que Stenhagen y cols., en 2011,[211] estimaron una precisión de 0,5% y una exactitud 0,4%; dichos valores sobrepasan la desviación estándar de los datos recopilados en nuestro estudio. La desviación estándar de nuestros datos es pequeña, comparada con otros estudios [21,207,210,211], gracias a que se usaron puntos de referencia para medir el mismo sitio, con los dos equipos en los diferentes periodos de erosión, y así garantizar una mayor precisión (menor desviación estándar). Por otra parte, parece ser que las fluctuaciones de temperatura pueden afectar la precisión de la altura de paso [210,211,213], por lo que la calibración previa del equipo es fundamental, además de mantener una temperatura ambiente constante. El perfilómetro es un equipo útil, siempre y cuando se tenga claro a la escala a la que se quiera llegar, ya que puede presentar una resolución hasta de 10 nm en sentido vertical y esto es suficiente para medir por ejemplo el pulido de un material. Dado que tiene la ventaja de caracterizar la superficie de manera rápida, con imágenes muy representativas y de mayor tamaño 1500 X 1500 μm , las cuales son desventajas del AFM.

Microdureza

La microdureza de un material tiene gran valor en odontología ya que el comportamiento de la superficie está relacionado con el desgaste y por lo tanto con la eficiencia clínica a largo plazo [57,118]. La evaluación de la microdureza de la superficie es sensible para determinar las lesiones erosivas en las primeras etapas y se considera un indicador importante de las propiedades mecánicas de los materiales [57,166]. Las mediciones de microdureza se realizan mediante pruebas de indentación Vickers [21,33,60,107,167,205,206,214] o indentadores Knoop [166,168,192]. En la prueba de dureza Vickers, la longitud de la hendidura en los ejes vertical y horizontal se mide y se promedian. En tanto, el método Knoop solo se usa el valor de la diagonal mayor, debido a que el método Knoop produce una deformación mínima del material en el área diagonal menor [89,120,128]. La relación de la dureza Vickers con la Knoop varía entre 1.05 y 1.15 para materiales duros [129] y el empleo de los dos tipos de indentadores son válidos, debido a la fuerte correlación ($r = 0,91$) entre ellos al usarlos con resinas compuestas [89].

La microdureza de los composites han sido positivamente correlacionado con el porcentaje de relleno [71,162]; lo que justifica que GB y GS presenten la mayor HV, ya que contienen un 86-89 % de relleno en peso comparado con el 77 % de BE, con una HV más baja.

En este estudio, la microdureza se midió en tres momentos T1, T2 y T3 (inicial, 3 y 6 meses), porque a partir de los 2 meses se alcanza la saturación máxima de absorción del solvente [24,58], proceso previo para la escisión de las cadenas poliméricas. Tanto en los composites directos como indirectos, la microdureza se reduce a largo del tiempo, bajo cualquier tratamiento, siendo más marcado para el

grupo que estuvo sometido al ácido. La reducción de la HV es menor para BC y GB, para el resto de composites el descenso no fue progresivo durante los 6 meses de estudio. Puede deberse a que estos composites no alcanzan su saturación máxima dentro de los 2 primeros meses, tal como se ha descrito [21,24,58], mientras que el resto de composites son menos predecibles, por alcanzar dicha saturación durante el primer periodo, comportamiento ya antes visto en FS [205,206]. Al pasar de T1 - T2, fue suficiente para que el agua cause un cambio significativo en la microdureza en los composites FS, LU BE y GS. No obstante, fue cuestión de tiempo para que BC y GB muestran cambios significativos, vistos tras seis meses de estar sometidos en agua. El composite directo con mayor resistencia fue GS, puede deberse a su menor grado de solubilidad en comparación con otros composites como FS, ya estudiado por Sideridou I y cols., en 2011 [215]; una posible explicación es su menor porcentaje de matriz orgánica, la cual es susceptible a la hidrólisis [178].

Por otra parte, el ácido tiene un efecto significativo en todos los composites durante los diferentes periodos de evaluación e incluso acelera dicho efecto. La HV de todos los composites a los seis meses en agua (T3), fueron compatibles con los valores de HV a los tres meses en ácido (T2), es decir que el grado de deterioro en términos de microdureza en agua es más lento que en ácido. Los materiales a base de resina que son sometidos a un pH bajo, muestran una alta solubilidad, y esta solubilidad causa erosión y disolución de la superficie, afectando la microdureza [107]. El HCl es un ácido de naturaleza orgánica y es el mejor plastificante para la resina compuesta ya que aceleran la sorción, causando degradación de la matriz orgánica, especialmente a los polímeros basados en metacrilato [33,161,166]. Además, la concentración de protones induce a la degradación de la matriz. El proceso de plastificación e hinchazón de la matriz causa la formación de poros dentro del área de la matriz y así facilitando la difusión de agua y por ende aumenta el coeficiente de difusión [80]; provocando la degradación de la unión entre el relleno y el agente de acoplamiento de silano, promoviendo la lixiviación de las partículas de relleno [9,216].

El factor tratamiento, por si solo no tuvo efecto significativo en ningún composite estudiado, en tanto la interacción tiempo con tratamiento fue significativo. Es por ello que si se combinan estas dos situaciones ácido con tiempo se producirá un efecto significativo sobre la microdureza. Consistente con nuestro trabajo está un estudio [166], donde se comprobó que FS también presentó una reducción significativa de su microdureza, después de 5 semana en HCl con respecto a los valores de microdureza del día cero y a su grupo control con agua. Se requiere tiempo para que se lleve a cabo la degradación química; primero, los componentes de la resina absorben el solvente (sorción), esta se difunde a través de la red del polímero causando un proceso de oxidación y atacando sus grupos funcionales. Todo esto hace que la matriz se vuelva débil y dúctil (plastificación). Por lo tanto, el efecto principal del solvente es reducir las interacciones entre cadenas. La tasa de este

ablandamiento coincide con la tasa de absorción de solventes, que comienza de inmediato y alcanza un máximo dentro de uno a dos meses cuando la red está completamente saturada [24,58,107,216]. Esto justificará porqué en estudios a corto tiempo, 7 días [171], 14 días [168] o en caso del empleo de un protocolo acelerado [21,167] el composite GS, FS y LU no mostraron diferencia significativa en sus medidas de microdureza; a pesar de que simulan varios meses de erosión, mientras que en este estudio muestra ya cambios desde los 3 meses. Por el contrario, en un estudio [33] FS durante un protocolo acelerado, el paso de 6 y 12 horas fue suficientes para producir una reducción de la HV con respecto a sus valores iniciales de referencia.

La heterogeneidad de protocolos y equipos utilizados para evaluar la resistencia erosiva de los composites, pueden tener un efecto en los resultados presentados. El principal problema es el uso de diferentes métodos de medición y la fuerte influencia de los parámetros de medición como la fuerza aplicada y el tiempo empleado de la fuerza, que a menudo ni siquiera se mencionan con precisión. Los métodos de prueba de dureza más comunes son la dureza Knoop que utiliza una carga típica de 50 gr durante 15 s, y la dureza Vickers, donde se utilizan varias cargas (desde 10 gr hasta 1000 gr) y mantienen la carga desde 5 s hasta 60 s [214]. Ante dicha variedad de rangos, decidimos basarnos en la fuerza para microdureza propuesta en la norma ISO 6507-1:2018 como guía y es por ello que utilizamos 980,7 mN (100 gr.) durante 15 seg, empleado ya en otros estudios [33,217], cuyos datos son comparables a los nuestros. Para buscar los cambios superficiales del material, lo correcto es usar la magnitud de microdureza ($F < 200$ gr.). Por lo que nuestros datos no pueden ser comparables con estudios en donde emplean mayor fuerza [21,71,178,205,206,214] y mayor tiempo [71,178,205], porque ya no estaríamos en el mismo rango de medida, microdureza.

La extrapolación de los resultados a la clínica, se debe hacer de forma prudente y sobre todo si hablamos de dureza, ya que una mayor dureza no siempre es clínicamente apropiada. Aunque existe controversia, entre la relación directa de la dureza material con el desgaste del diente [174]. Se sabe que la dureza por si sola no es predictor único del desgaste, varios factores como la rugosidad superficial del material, fuerza y velocidad durante la masticación, incrementan el coeficiente de fricción provocando un incremento de la tasa de desgaste. Dentro de un enfoque conservador, si el material a emplearse tiene como antagonista un diente natural, cuyos valores aproximados de dureza están alrededor de 313,3 HV para esmalte y 62,3 HV para dentina [178,218,219], el usar materiales que no superen dicha dureza y además de asegurar un buen pulido de las mismas, podríamos reducir la tasa de desgaste dentario, con el objetivo de conservar la estructura dentaria y que el material restaurador sea quien se lleve las secuelas del desgaste. Todos los composites que hemos estudiado presentaron una dureza inferior a la del esmalte, incluso GB (128,9 HV), que presenta un alto porcentaje de relleno. Entre tanto, la dureza de la cerámica varía de 481 HV a 647 HV y 1.354 HV a 1.378 HV para zirconia, podían

causar un desgaste destructivo en sus dientes antagonicos, si el resto de factores no son controlados [178,220].

Resistencia a la flexión y Módulo de Weibull

Una de las propiedades mecánicas más probadas de los materiales de restauración dental es la resistencia a la flexión. Este tipo de prueba genera tensiones complejas que combinan tensiones de tracción, compresión y cizallamiento cuando se cargan las muestras [57]; por lo que las fuerzas de flexión reflejan las tensiones que se generan en situaciones clínicas. Por lo tanto, los materiales dentales deben tolerar la flexión y torsión para evitar su fractura durante la masticación [86,89,118]. Las propiedades de resistencia de un material tienen una influencia inmensa en su rendimiento clínico, por lo que se evaluó en tres periodos de tiempo 0, 3 y 6 meses.

Un solo estudio [54] evaluó la resistencia erosiva con HCl en términos de resistencia a la flexión, mediante un protocolo acelerado de 24 horas, que equivale a 8 años de envejecimiento. En sus resultados, LU no presentó diferencia con los valores iniciales; este hallazgo fue explicado por la presencia de agua en la matriz de resina, que podría inhibir la propagación de grietas ya que la plastificación resultante de la resina, embota la punta de la grieta y reduce la concentración de tensión y disipación de la grieta [54]. Esto tiene sentido porque después de 24 horas ha comenzado un proceso de sorción [80], pero no es el suficiente para causar la tensión interna que se requiere para provocar la hinchazón y la escisión de las cadenas poliméricas [192]. Es importante el factor tiempo para que se de un efecto negativo sobre la resistencia, según los hallazgos encontrados en nuestro estudio con LU, FS, BE y BC. Donde a partir del tercer mes, hemos encontrado una diferencia significativa con respecto a los valores iniciales, tomando en cuenta que previo al ensayo de la resistencia las muestras estuvieron sumergidas en agua por 24 horas; como lo indica la norma ISO. Las muestras no se deben probar secas, porque la cavidad oral es un medio húmedo; protocolo ya considerado en otros estudios [61,132,152,199].

La reducción de las propiedades mecánicas se relacionó predominantemente con la absorción de agua por parte de los composites; disminuyendo continuamente mientras que la red polimérica se va saturando [24]. Nuestro estudio nos reveló que el factor tratamiento por si solo, no causó un efecto significativo sobre los composites, siempre requiere de la interacción con el tiempo. Sin embargo, el tiempo por si solo es suficiente para afectar la resistencia flexural del material; visto también en estudios previos [54,61,132,135,192,205], incluso en diferentes medios. En nuestro estudio, los composites FS, LU, BE, BC y GS a partir de los tres meses disminuyen su resistencia flexural significativamente tanto en agua como en ácido. En el caso de GB son necesarios 6 meses para que su resistencia se vea afectada; sin embargo, la interacción del tiempo con el ácido agrava

dicho deterioro. Es conocido que la actividad química del HCl hace que actúe como un gran plastificante que acelera los procesos de sorción y solubilidad de los composites dentales; potencializando la erosión del material [22,82]. Inicialmente, el pH bajo puede actuar en las matrices poliméricas a través de la catálisis de los grupos éster de los monómeros de dimetacrilato. La hidrólisis de los grupos éster conduce a la formación de alcoholes y moléculas carboxílicas que pueden acelerar la degradación debido a la disminución del pH dentro de la matriz. Por otro lado, el pH bajo también puede causar erosión en las superficies del relleno, acelerando su desunión o, al menos, aumentando la liberación de iones de su superficie [22,80].

Hay pocos estudios que comparen entre composites directos e indirectos y uno de ellos es el de Benalcázar E. y cols., en 2019, [221]. Tras un envejecimiento acelerado con termociclado (TC), evaluaron la resistencia flexural entre LU y FS, encontrando cambios significativos en el mismo material a los 6 meses, pero no entre ellos; congruente en parte con nuestros resultados, ya que nosotros si reportamos diferencia entre ellos a lo largo del tiempo. Previo a las pruebas de resistencia a la flexión, el empleo del termociclado, como proceso de envejecimiento acelerado (10000 ciclos = 1 año) es muy utilizado. A pesar de que 10000 ciclos tardan de 3 a 4 días, se suma una variable que es el cambio brusco de temperatura (5 -55 °C). Dicho cambio de temperatura, se ha visto en ciertos estudios [54,152,205,221,222] que afecta negativamente a LU, a pesar del corto tiempo, mientras que en otros no causó cambios significativos [222,223]. La correlación de el número de ciclos térmicos y la equivalencia clínica, aún se debaten sin evidencia concluyente entre la simulación in vitro y el envejecimiento in vivo de los composites, lo que se debería considerar en futuras investigaciones.

Por otro lado, el alto rendimiento de GB en términos de resistencia, se explica por su alto contenido de carga (86%). Típicamente, el lugar más probable para acomodar las moléculas de agua es la interfaz de relleno-matriz, ya que es una ruta fácil que influye en el coeficiente de difusión. En general, la incorporación de una mayor cantidad de relleno en la matriz polimérica, reduce el volumen libre disponible para la absorción de agua [80]. Por el contrario, algunos autores [169,224] apoyan a que el coeficiente de difusión no depende del contenido de relleno, ya que el agua se difunde en gran medida a través de la fase de resina. Esto justificaría que a pesar de la alta carga de GS (89%) no muestra tanta estabilidad en su resistencia como GB. También, podría deberse a que contiene monómeros más hidrofílicos que GB, el cual está constituido sobre todo por UDMA. Mientras que los composites que están estructurados con una red de polímeros más hidrofílica, es decir, Bis-GMA o TEGDMA, exhibirían una alta tasa de difusión, como es el caso de GS, FS, LU y BE.

La sorción de agua de Filtek Z350 (equivalente a Filtek Supreme XTE) ha sido experimentado en otros estudios [22,80], donde hablan de dos mecanismos que pueden explicar esta mayor sorción que sufren los composites de nanorelleno. En primer lugar, la mayor proporción de área superficial / volumen,

derivada de la carga de sílice de 20 nm no aglomeradas, podría haber permitido que se acumulen más fluidos en las interfaces entre las partículas y la matriz polimérica. En segundo lugar, la naturaleza porosa de la zirconia y el nano cluster de sílice en Z350, explicaría la mayor sorción de agua. Además, se habla de una pobre impregnación de las partículas aglomeradas por la matriz polimérica. Por lo tanto, los fluidos acumulados en la interfaz entre la matriz polimérica y el relleno (zirconia / sílice agregado), podrían haberse difundido a través de caminos creados debido a la mala impregnación de las partículas primarias. Esto explicaría porque FS y LU requirieron poco tiempo para mostrar una reducción significativa de su resistencia flexural.

Para evaluar la resistencia a la flexión de un material dental tipo polímero, generalmente se utilizan muestras en forma de barra con una dimensión de 25 x 2 x 2 mm, estipulado en la norma ISO 4049:2009 [131]. No obstante, si bien las especificaciones de la norma ISO 4049: 2009 para el ancho y el espesor son aceptables, la longitud recomendada de 25mm es difícil emplearlo en las resinas compuestas para CAD/CAM debido al menor tamaño en el que se comercializan los bloques CAD/CAM. Por otra parte, son clínicamente irrelevantes, ya que el diámetro promedio de mesio - distal de los molares es alrededor de 11 mm y la longitud incisivo - cervical de los incisivos centrales es de 13 mm [118]. Por lo tanto, la longitud recomendada por la norma ISO tampoco simula la situación real [118,119]. Frente a esta situación otros autores [135,162] emplearon muestras más pequeñas (12 x 2 x 2 mm) para una prueba de mini flexión, al igual que en nuestro estudio. La correlación de la resistencia a la flexión, entre las muestras de tamaño según la ISO y muestras más cortas de mini flexión fue significativamente positiva y muy fuerte ($r = 0,95$) [119]. Las pruebas proporcionan resultados similares, aunque las especificaciones usan tamaños de muestra diferentes [119,135]. La prueba de mini flexión parece ser una promesa como reemplazo de las muestras descritas en la ISO, en vista de su correlación significativa, relevancia clínica y una mayor eficiencia.

Adoptamos el análisis estadístico de la probabilidad acumulada de Weibull para evaluar la fiabilidad de los datos de resistencia a la flexión, y así dar un enfoque más realista al rendimiento clínico del material. A causa de la distribución de los defectos dentro del material hay una considerable variación de la resistencia a la fractura, por lo que el valor promedio, no brinda la una característica real del material. El módulo de Weibull (m) se utiliza para describir la variación de la distribución de su resistencia, como resultado de fallas y microgrietas que pueden desarrollarse dentro de la microestructura. Cuanto menor es el valor del módulo de Weibull, más defectos en la estructura (menor homogeneidad) y, por lo tanto, una disminución en la confiabilidad del material [54,221]. En este estudio, los composites con el (m) mayor fueron BC y GB, seguido de LU, FS, GS y BE en T1. Es verdad que los composites indirectos mostraron un (m) mayor a los directos, debido a que son materiales fabricados en condiciones especiales, presentando una estructura más

homogénea y con menos defectos en contraste a los composites directos, al ser empaquetados en los moldes pudimos incorporar involuntariamente defectos. A la luz de que ningún material es perfectamente homogéneo, y todos contienen algún tipo de discontinuidades en alguna escala, como poros, microfisuras o grietas, también podrían ser defectos distribuidos en la superficie, como grietas resultantes del rectificado o pulido, por lo que los defectos en este sentido son intrínsecos al material.

Para la mayoría de los materiales probados en nuestro estudio, no se dispone de datos previos sobre sus propiedades mecánicas. Existe información [54,74,221,222] acerca del módulo de Weibull para LU y BC, donde han mostrado valores elevados de m con respecto al resto de materiales estudiados. Después de seis meses en agua, los composites con mayor m en nuestro estudio fueron GB ($m=18,05$) y BC ($m= 11,77$); mientras que BE tuvo el m más bajo ($m= 5,93$). Pese que, el ácido redujo aún más m , BC y GB presentaron los valores más altos que el resto de composites. Al inicio (T1), LU y FS mostraron el módulo de Weibull más alto que el resto de composites directos estudiados, gracias a que los composites FS y LU tienen un relleno de forma esférica, que favorece su resistencia a la fractura, ya que las tensiones mecánicas tienden a concentrarse en los ángulos y las protuberancias de las partículas de relleno [162]. No obstante, con el tiempo es inevitable el deterioro de LU y FS, como también se ha visto en otros estudios [61,199,205,222,223,225] con diferentes protocolos de envejecimiento. Por el contrario, existen datos reportados [54,221], del comportamiento de LU y FS, donde m no mostró diferencia significativa con el valor inicial, tras 10000 ciclos de TC. Nosotros, si hemos encontrado que el tiempo es un factor imprescindible para la a formación de microfisuras en la interface relleno – matriz, como consecuencia de la degradación del material, visto también en el estudio de Sonmez N. y cols., en 2018, [222]. Las microgrietas actuaron en términos de la ley de Griffith (las grietas se propagan en un campo elástico, puesto que no hay deformación plástica) [84]; donde la presencia de cualquier defecto o defectos puede actuar como un punto crítico que acelera el fallo y reduce la resistencia del material [24,63].

Además, la norma ISO 4049-2009, recomendó que los composites para restauración deberían tener una resistencia a la flexión mínima de 80 MPa, para soportar las fuerzas de masticación. En nuestro estudio, los composites directos al cabo de los 6 meses en HCl se encontraron bajo dicho límite. Si bien, en las pruebas de resistencia a la flexión todos los composites mostraron cambios significativos tras 6 meses en HCl, ante la comparación de los modelos de Weibull entre tratamientos, solo GB no llegó a ser significativo en T2 ni T3.

Desgaste

El desgaste excesivo puede conducir a varios problemas, que incluyen hipersensibilidad, pérdida de contacto oclusal, destrucción del tejido periodontal, pérdida de eficiencia masticatoria, relación

defectuosa de los dientes, fatiga de los músculos masticatorios y cambios en las relaciones verticales y horizontales de la mandíbula, que pueden causar problemas funcionales y alteraciones estéticas [149,150].

La prueba de desgaste de los composites estudiados se hizo a dos cuerpos con un equipo SD Mechtronik GmbH, Feldkirchen-Westerham. Se le considera un dispositivo que satisface los requisitos para ensayos de laboratorio [1,145]. La fuerza producida con el simulador oral debe ser similar a las fuerzas de masticación producidas en el entorno oral. Los estudios han demostrado que las fuerzas normales producidas durante la masticación varían de 20 a 120 N [145]. Una fuerza de 49 N fue utilizada en este estudio, ya que está dentro del rango de las fuerzas de masticación normales. Además, de un movimiento deslizante de -0,7 mm para probar la resistencia a la fatiga del material. El número de ciclos utilizados en los simuladores de desgaste varía entre 50,000 y 1,200,000. Se estimó que el número de contactos oclusales por día con fuerzas de masticación medias oscilaba entre 300 y 700 ciclos. Por lo tanto 120,000 ciclos de masticación corresponderían aproximadamente de 6 meses a 1 año in vivo [147]. Las muestras estuvieron previamente sumergidas durante seis meses en agua destilada y HCl. Después de 60.000 ciclos, que simulan 6 meses de envejecimiento [147], se midió la profundidad de la huella que había dejado el antagonista en la masticadora. El composite que presentó la huella más profunda, compatible con mayor desgaste fue BE en HCl (67,95 μ m), por el contrario, GB en agua presentó el menor desgaste (19,12 μ m). El requisito mínimo de desgasta para un material de restauración según la ADA, descritos en algunos artículos [64,145] es de 50 μ m por año, es decir 25 μ m cada 6 meses. Según estos datos, solo GB se mantiene dentro de este límite, tanto en agua como HCl y GS en agua. No obstante, en una revisión realizada por Schmalz, G. y cols., en 2017, ampliaron de 50 a 100 μ m por año, con esta flexibilidad todos los composites del grupo control (excepto BE) de nuestro estudio están dentro de los límites recomendados.

En situaciones clínicas, el estrés oclusal ya sea generado por la función o parafunción, se transmite en las restauraciones de composite a través de los rellenos (rígido y quebradizo) que se encuentra en la matriz de resina más flexible y dúctil. Las concentraciones de tensión en la interfaz relleno - resina pueden provocar el desprendimiento del relleno y la exposición de la matriz de resina, lo que lleva al desgaste [4,152]. Los composites evaluados contienen rellenos de vidrio de sílice o silicato que tienen enlaces Si-O-Si distribuidos irregularmente. Cuando se exponen a un medio acuoso, las matrices de resina absorben líquido, se hinchan y crean tensiones radiales en las interfaces de relleno, forzando así los enlaces Si-O-Si presentes. Los altos niveles de energía que surgen por los enlaces tensos de Si-O-Si, hacen que los rellenos sean más susceptibles a los ataques de corrosión por tensión, provocando un desajuste completo o parcial del relleno, que da como

resultado una menor resistencia del material al desgaste [135]. El grupo de composites que estuvo en contacto con HCl, presentaron una huella más profunda (mayor desgaste), tras 60000 ciclos con la masticadora, únicamente GB y BC no presentaron diferencia significativa en cuanto a la profundidad de la huella, entre las muestras que estuvieron sometidas HCl y agua. Dentro de la cavidad oral existe la acción conjunta de las fuerzas mecánicas y cambios químicos. Como se ha mencionado con anterioridad, el HCl potencializa la degradación del composite [80]. En los composites, este proceso comienza con la absorción de agua que se difunde internamente a través de la matriz de resina, los poros y muy probablemente a través de las interfaces de relleno. La capa interna corroída es suave y porosa, creando condiciones que favorecen el desgaste por corrosión. Además, el ablandamiento de la matriz de resina podría promover el desplazamiento de las partículas de relleno, contribuyendo a la formación de una superficie rugosa, que disminuye la durabilidad de la restauración. A medida que la capa corroída se elimina mecánicamente, se expone una superficie fresca y el ciclo continúa, es así como se va perdiendo material de manera progresiva [169].

Las propiedades físicas a su vez, pueden influir en el desgaste del composite. El patrón de desgaste es principalmente una combinación de desgaste por desgaste / abrasivo y micro fatiga. El coeficiente de fricción y la rugosidad de la superficial son factores determinantes para la tasa de desgaste de los composites. Por lo tanto, el tamaño, la forma y la dureza del relleno, así como la calidad de la unión entre las el relleno y la matriz y el grado de polimerización de la matriz polimérica influyen en las características de desgaste del material [1]. También influye en las propiedades mecánicas como la mayor dureza [71,162,205], la alta resistencia a la flexión [80], al desgaste [226], a la fractura [227] y baja contracción de polimerización [4,143], se deben a la alta carga de relleno. Este hallazgo justificaría la buena resistencia al desgaste de GB en nuestro estudio. Gracias a su alto contenido de relleno con partículas de pequeño tamaño, que dejan una distancia reducida entre sus nanopartículas, protegiendo más a la matriz [4]. A pesar de que los composites directos FS y GS tienen un alto contenido de relleno; en nuestro estudio, no hemos visto que su resistencia erosiva sea tan buena como la de los composites indirectos BC y GB; dato ya reportado sobre BC previamente [74,228]. Una posible explicación de estos resultados es que las condiciones de polimerización a alta temperatura y presión de los composites CAD/CAM, podrían mejorar significativamente sus propiedades mecánicas [4,227]. A pesar de que LU es un composite indirecto, ha mostrado la menor resistencia al desgaste en comparación con otros composites indirectos estudiados [4,74], situación también vista en este trabajo. Además en el estudio de Matzinger M y cols., en 2019, [228] concluyeron que gracias a que BC presenta las partículas de relleno más pequeñas que las de LU, se pueden compactar más fuertemente y, en consecuencia, se expone menos matriz de polímero al proceso de desgaste. Los rellenos más grandes pueden exponerse más fácilmente y también pueden desalojarse, lo que da como resultado la exposición de la matriz y, en

última instancia, una reducción de la resistencia al desgaste, como sucedió con LU. Por otra parte, Mörmann W y cols., en 2013, [143] compararon el desgaste vertical entre LU y FS, pese a no encontrar diferencia significativa entre ellos, FS mostró menor pérdida vertical que LU; también presente en nuestro estudio. Además de producir un menor desgaste del antagonista (esmalte dental), sobre todo FS; el cual mostró ser un composite que preserva la estructura dentaria, información corroborada por otro estudio [9], en realidad el desgaste del antagonista depende en gran parte del grado de pulido del material y FS en este estudio fue el que mejor Sa mostró inicialmente.

La dimensión y el volumen de las partículas de relleno también influyen en la resistencia al desgaste. Las partículas de relleno grandes pueden causar un alto coeficiente de fricción, lo que lleva a un mayor estrés interno de la matriz polimérica y mayor posibilidad desprendimiento, como lo observamos con FS y LU. En un estudio in vitro [147], encontraron que el grado de desgaste de GS es casi la mitad que el de FS, después de 120000 ciclos. Ellos lo atribuyeron a su alto contenido de relleno; resultado también visto en otros estudios [149,151,229,230]. Igualmente, en nuestro estudio, el composite directo más resistente al desgaste fue GS, seguido de FS y BE; tanto para el grupo control como en HCl.

Los diferentes hallazgos confirman que el desgaste es un fenómeno complejo de estudiar, con resultados que dependen en gran medida del diseño de la prueba, de los equipos empleados y del investigador. En nuestro estudio, se midió el desgaste a partir de la pérdida vertical, aunque, es una medición en 2D, está validada por una norma ISO [148] y muestra una estrecha correlación ($R^2= 0,97$) con la pérdida de volumen (3D) [9,147], además de ser ampliamente empleada [4,9,143,149,151,153,228,231]. Dentro de los métodos utilizamos para la masticadora, decidimos basarnos en los parámetros del método de IVOCLAR, aunque no está dentro de la norma ISO 14569-2:2001, está bien evidenciada [74,149,150] y se basa en ciertos parámetros de otros métodos como ZURICH y MUNICH [1,142] Así como en el método IVOCLAR, en nuestro estudio usamos como antagonista, puntas que fueron confeccionadas de bloques IPS Empress CAD - Ivoclar Vivadent, Aunque el esmalte parecería ser un antagonista ideal debido a su relevancia, las variaciones en el sustrato natural y el proceso extenso que requiere para darle forma, lo hacen algo menos conveniente y preciso en comparación con los materiales sintéticos. Por lo tanto, se vio más oportuno usar un material sintético como IPS Empress CAD [1,142], pero debido a que el tamaño y forma no fueron exactos entre ellos y con el fin de reducir aquel error; calculamos un dato, al que le denominamos "Figura de valor". Para ello nos basamos en el ancho y profundidad de la huella, que dejó la punta sobre cada muestra.. La relación del ancho de la huella no es directamente proporcional a su profundidad, entre más ancha es la huella (antagonista más ancho) menor es la profundidad de la huella. Una mayor superficie opone más resistencia, como resultado la huella es

menos profunda. Estadísticamente los datos de Figura de valor mostraron las mismas diferencias que se obtuvieron con las medias observadas, pero nos aseguramos de trabajar con datos, donde la configuración del antagonista no aporte una variabilidad en nuestro análisis.

Finalmente, existen factores clínicos, de pacientes, profesionales y relacionados con el material que pueden influir en la supervivencia de las restauraciones dentales, por lo que cuyo éxito es multifactorial. Aunque el mejor medio para evaluar el desempeño de un material, siempre será la cavidad oral, las pruebas in vitro son útiles y ampliamente empleadas para observar el comportamiento del material, bajo diferentes circunstancias y aportándonos información valiosa para la clínica y nuevas investigaciones.

Limitaciones y recomendaciones

- Es una limitación de este estudio que se haya llevado a cabo como un estudio in vitro. Sin embargo, debido a que no hay datos clínicos disponibles sobre este tema, estos resultados son importantes para el tratamiento del desgaste dental por erosión. Hay que tener en cuenta que el desgaste clínico es mucho menos predecible como resultado de los hábitos del paciente.
- La información que proporciona el fabricante sobre la composición de sus materiales es insuficiente, no pudiendo hacer todas las comparaciones que nos hubiera gustado realizar.
- Para futuros estudios sería interesante realizar un estudio de termogravimetría de los materiales estudiados, sin duda, aportarían información muy valiosa sobre los materiales.
- En el ensayo de desgaste, sería interesante estudiar el grado de desgaste de la estructura dental frente a los diferentes materiales y el efecto que puede tener un medio ácido.
- Estudios a mayor tiempo, ya que la vida útil de los composites es mayor a 6 meses, contribuirían un beneficio clínico, al tener un enfoque más amplio y completo de los materiales de restauración empleados.
- Estudiar la correlación clínica de los protocolos existentes sobre erosión, para así poder estandarizar las futuras investigaciones

9 CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio, concluimos lo siguiente:

*El composite **Grandio Blocs** mostró la mejor resistencia erosiva, en términos de microdureza, rugosidad superficial, desgaste y resistencia a la flexión.*

1. Los composites indirectos presentaron mejor estabilidad erosiva con respecto a sus composites directos, durante las pruebas mecánicas y físicas evaluadas. Excepto en el caso de Lava Ultimate, cuyas propiedades fueron semejantes o inferiores a las de Filtek Supreme XTE.
2. Los composites con mejor comportamiento en términos de Rugosidad superficial, microdureza, resistencia a la flexión (Módulo de Weibull) y desgaste fueron Grandio Blocs y BRILLIANT Crios. Aunque todos los composites revelaron cambios en su topografía superficie, tanto en el grupo de estudio como en el de control, ninguno superó el umbral clínico de un Ra de 0,2 μm , por lo que no tienen impacto negativo en la clínica. Sin embargo, ninguno de los composites directos alcanzó una resistencia a la flexión superior a los 80 MPa recomendados, tras ser sometidos al ácido clorhídrico.
3. El Perfilómetro óptico tendió a medir más que con el Microscopio de Fuerza Atómica. Por tanto, aunque la correlación es moderadamente alta, hay que aceptar una baja concordancia entre los equipos. El Perfilómetro óptico es un equipo útil para medir la rugosidad superficial, cuando no se requiera una resolución menor a 10nm.

10 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Heintze SD, Reichl F-X, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods —A review. *Dent Mater J* 2019; 38:34.3-353
- [2] Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern?. Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006;22:689-692.
- [3] McCabe JF, Molyvda S, Rolland SL, Rusby S, Carrick TE. Two-and three-body wear of dental restorative materials. *Int Dent J* 2002;52:406-416.
- [4] Tsujimoto A, Barkmeier W, Fischer N, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Jpn Dent Sci Rev* 2018;54:76-87.
- [5] Ganss C. Definition of Erosion and Links to Tooth Wear. In: Lussi A, editor. *Dent Eros from diagnosis to Ther*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 9-16.
- [6] Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A. Methodology and Models in Erosion Research: Discussion and Conclusions. *Caries Res* 2011;45:69-77.
- [7] Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans MC, Lussi A, Schlueter N, et al. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear—diagnosis and management. *Clin Oral Investig* 2015;19:1557-1561.
- [8] Pace F, Pallotta S, Tonini M, Vakil N, Bianchi Porro G. Systematic review: Gastroesophageal reflux disease and dental lesions. *Aliment Pharmacol Ther* 2008;27:1179-1186.
- [9] Osiewicz A, Werner A, Roeters FJM, Kleverlaan CJ. Wear of direct resin composites and teeth: considerations for oral rehabilitation. *Eur J Oral Sci*
- [10] Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T, Buchalla W. Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel. *J Dent* 2009;37:913-922.
- [11] Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): A new scoring system for scientific and clinical needs. *Clin Oral Investig* 2008;12:65-68.
- [12] Alaraudanjoki V, Saarela H, Pesonen R, Laitala ML, Kiviahde H, Tjäderhane L, et al. Is a Basic Erosive Wear Examination (BEWE) reliable for recording erosive tooth wear on 3D models? *J Dent* 2017;59:26-32.
- [13] Wang X, Lussi A. Functional foods / ingredients on dental erosion. *Eur J Nutr J Nutr* 2012;51:39-48.
- [14] Featherstone JDB, Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion. En: Lussi A, editor. *Erosive Tooth Wear - From Diagnosis to Therapy*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 66–76.
- [15] Cairns AM, Watson M, Creanor SL, Foye RH. The pH and titratable acidity of a range of diluting drinks and their potential effect on dental erosion

- 2002;30:313–7.
- [16] Barbour ME, Lussi A, Shellis RP. Screening and Prediction of Erosive. *Caries Res* 2011;45:24–32.
- [17] Millward A, Shaw L, Harrington E, Smith AJ. Continuous monitoring of salivary flow and pH at the surface of the dentition following consumption of acidic beverages. *Caries Res* 1997;31:44-49.
- [18] Jaeggi T, Lussi A. Prevalence, incidence and distribution of erosion. En: Lussi A, editor. *Erosive Tooth Wear - From Diagnosis to Therapy*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 44-65.
- [19] Lussi A, Jaeggi T. Occupation and sports. In: Lussi A, editor. *Erosive Tooth Wear - From Diagnosis to Therapy*, Bern: Karger; 2006, p. 106-111.
- [20] Moazzez R, Bartlett D. Intrinsic causes of dental erosion. En: Lussi A, editor. *Erosive Tooth Wear - From Diagnosis to Therapy*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 180-196.
- [21] Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of simulated gastric juice on CAD/CAM resin composites-morphological and mechanical evaluations. *J Prosthodont* 2017;26:424-431.
- [22] Moreira da Silva E, Gonçalves L, Antunes JG, Poskus LT, Fellows CE. The diffusion kinetics of a nanofilled and a midfilled resin composite immersed in distilled water, artificial saliva, and lactic acid. *Clin Oral Investig* 2011;15:393-401.
- [23] Prakki A, Cilli R, Lia Mondelli RF, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *J Dent* 2005;33:91-98.
- [24] Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211-222.
- [25] Ranjitkar S, Kaidonis JA, Smales RJ. Gastroesophageal reflux disease and tooth erosion. *Int J Dent* 2012;15:1-10.
- [26] Moazzez R, Bartlett D, Anggiansah A. Dental erosion, gastro-oesophageal reflux disease and saliva: How are they related? *J Dent* 2004;32:489-494.
- [27] Bartlett DW, Evans DF, Smith BG. Oral regurgitation after reflux provoking meals: a possible cause of dental erosion? *J Oral Rehabil* 1997;24:102-108.
- [28] Orr WC. Sleep and gastroesophageal reflux: what are the risks? *Am J Med* 2003;115:109–13.
- [29] Lussi A, Jaeggi T. Chemical Factors. In: Lussi A, editor. *Dent Eros from diagnosis to Ther*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 77-87.
- [30] Rosten A, Newton T. The impact of bulimia nervosa on oral health : A review of the literature. *Br Dent J* 2017;223:533-539.
- [31] Abbate-daga G, Piero A, Gramaglia C, T SF. Factors related to severity of

- vomiting behaviors in bulimia nervosa 2005;134:75–84.
- [32] Behavioural syndromes associated with physiological disturbances and physical factors (F50-F59). World Health Organization. International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems 10th Revision (ICD-10)-2015:199. <https://doi.org/10.1111/j.1423-0410.1990.tb00861>.
- [33] Ibrahim D, Aly E, El S, Ahmen M. Effect of simulated gastric juice on surface characteristics of direct esthetic restorations. *Aust J Basic Appl Scineces* 2012;6:686-694.
- [34] Hellwig E, Lussi A. Oral Hygiene Products and Acidic Medicines. In: Lussi A, editor. *Dent Eros from diagnosis to Ther*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 112-118.
- [35] Kessler RC, Berglund PA, Chiu WT, Deitz AC, Hudson JI, Shahly V, et al. The prevalence and correlates of binge eating disorder in the World Health Organization World Mental Health Surveys. *Biol Psychiatry* 2013;73:904-914.
- [36] West NX, Davies M, Amaechi BT. In vitro and in situ erosion models for evaluating tooth substance loss. *Caries Res* 2011;45:43-52.
- [37] Young A, Tenuta LMA. Initial erosion models. *Caries Res* 2011;45:33–42.
- [38] Zero DT, Lussi A. Behavioral Factors. En: Lussi A, editor. *Dent Eros from diagnosis to Therapy*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 100-105.
- [39] Johansson AK, Lingström P, Imfeld T, Birkhed D. Influence of drinking method on tooth-surface pH in relation to dental erosion. *Eur J Oral Sci* 2004;112:484-489.
- [40] Kulkarni A, Rothrock J, Thompson J. Impact of Gastric Acid Induced Surface Changes on Mechanical Behavior and Optical Characteristics of Dental Ceramics. *J Prosthodont* 2018;29:207-218.
- [41] Attin T, Meyer K, Hellwig E, Buchalla W, Lennon AM. Effect of mineral supplements to citric acid on enamel erosion. *Arch Oral Biol* 2003;48:753-759.
- [42] Wiegand A, Wegehaupt F, Werner C, Attin T. Susceptibility of acid-softened enamel to mechanical wear - Ultrasonication versus toothbrushing abrasion. *Caries Res* 2007;41:56-60.
- [43] Wiegand A, Köwing L, Attin T. Impact of brushing force on abrasion of acid-softened and sound enamel. *Arch Oral Biol* 2007;52:1043-1047.
- [44] Wiegand A, Kuhn M, Sener B, Roos M, Attin T. Abrasion of eroded dentin caused by toothpaste slurries of different abrasivity and toothbrushes of different filament diameter. *J Dent* 2009;37:480-484.
- [45] Hove LH, Holme B, Young A, Tveit AB. The erosion-inhibiting effect of TiF₄, SnF₂, and NaF solutions on pellicle-covered enamel in vitro. *Acta Odontol Scand* 2007;65:259-264.
- [46] Wiegand A, Attin T. Design of erosion/abrasion studies - Insights and rational concepts. *Caries Res* 2011;45:53-59.

- [47] Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater* 2015;31:1445-1452.
- [48] Steiger-Ronay V, Steingruber A, Becker K, Aykut-Yetkiner A, Wiedemeier DB, Attin T. Temperature-dependent erosivity of drinks in a model simulating oral fluid dynamics. *J Dent* 2018;70:118-123.
- [49] Badra V, Faraoni J, Ramos R, Palma-Dibb R. Influence of Different Beverages on the Microhardness and Surface Roughness of Resin Composites. *Oper Dent* 2005;30:213-219.
- [50] Eisenburger M, Addy M. Influence of liquid temperature and flow rate on enamel erosion and surface softening. *J Oral Rehabil* 2003;30:1076-1080.
- [51] Cabral AC, Lima LO, Terossi de Godoi AP, Colucci V, Milori Corona SA, Benitez Catirse ABCE. Surface Roughness of Composite Resins Subjected to Hydrochloric Acid. *Braz Dent J* 2015;26:268-271.
- [52] Ganss C, Schlueter N, Hardt M, Von Hinckeldey J, Klimek J. Effects of toothbrushing on eroded dentine. *Eur J Oral Sci* 2007;115:390-396.
- [53] Ganss C, Hardt M, Blazek D, Klimek J, Schlueter N. Effects of toothbrushing force on the mineral content and demineralized organic matrix of eroded dentine. *Eur J Oral Sci* 2009;117:255-260.
- [54] Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res* 2018;62:65–74.
- [55] Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res* 2016;95:487–95.
- [56] Chen M-H. Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89:549-560.
- [57] Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Oper Dent* 2018;43:173-190.
- [58] Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater* 2011;27:723–47.
- [59] Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral, Patol Oral y Cirugía Bucal* 2006;11:215–20.
- [60] Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig* 2013;17:185-193.
- [61] Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater* 2011;27:598-

- 607.
- [62] Örtengren U, Langer S, Göransson A, Lundgren T. Influence of pH and time on organic substance release from a model dental composite: A fluorescence spectrophotometry and gas chromatography/mass spectrometry analysis. *Eur J Oral Sci* 2004;112:530-537.
- [63] Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent* 2008;36:186-193.
- [64] Schmalz G, Hickel R, van Landuyt KL, Reichl FX. Nanoparticles in dentistry. *Dent Mater* 2017;33:1298-1314.
- [65] Mota EG, Hörlle L, Oshima HM, Hirakata LM. Evaluation of inorganic particles of composite resins with nanofiller content. *Stomatologija* 2012;14:103-107.
- [66] Curtis AR, Shortall AC, Palin WM, Marquis PM, Fleming GJP, Curtis AR. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: Characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dent Mater* 2008;25:180-187.
- [67] 3M. Filtek Supreme XTE. Universal Restorative System. Perfil técnico del producto. 2017:1-33. <https://multimedia.3m.com/mws/media/6290570/filtek-supreme-xte-technical-product-profile-ebu.pdf>.
- [68] Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *J Dent Res* 2016;95:487-495.
- [69] Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater* 2011;27:29-38.
- [70] Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Oper Dent* 1983;50:480-488.
- [71] Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater* 2016;32:1586-1599.
- [72] Pfeifer CS. Polymer-based direct filling materials. *Dent Clin North Am* 2017;61:733-750.
- [73] Akujuobi CM. Nanotechnology safety in the electronics and telecommunications industries. *Nanotechnol Saf* 2013;7:141-159.
- [74] Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD / CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;55:1-11.
- [75] Cengiz S, Sarac S, Özcan M. Effects of simulated gastric juice on color stability , surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dent Mater J* 2014;33:343-348.
- [76] Hussain B, Thieu MK Le, Johnsen GF, Reseland JE, Haugen HJ. Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? *Dent Mater*

- 2017;33:1362-1370.
- [77] Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011;56:59-66.
- [78] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD /CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-1234.
- [79] Elsaka SE, Cam C a D. Bond strength of novel CAD / CAM restorative materials to self-adhesive resin cement : The effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014;16:531-540.
- [80] Rahim TNAT, Mohamad D, Md Akil H, Ab Rahman I. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dent Mater* 2012;28:63-70.
- [81] Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yılmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J* 2009;28:344-351.
- [82] Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil* 2001;28:1106–1115.
- [83] Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *J Dent* 2015;43:1511–1518.
- [84] Torrecillas R, Moya JS. Mecánica de fractura en materiales cerámicos frágiles I: Principios fundamentales. *Bol Soc Esp Ceram Vidr* 1988;27:123-135.
- [85] Szczesio-Włodarczyk A, Sokolowski J, Kleczewska J, Bociong K. Ageing of dental composites based on methacrylate resins—A critical review of the causes and method of assessment. *Polymers* 2020;12:1-18.
- [86] Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dent Mater* 2017;33:101-114.
- [87] Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dent Mater* 2013;29:51-58.
- [88] Attin T. Methods for Assessment of Dental Erosion. En: Lussi A, editor. *Dent Eros from diagnosis to Therapy*, vol. 20, Bern: Karger; 2006, p. 152-172.
- [89] Ilie N, Hilton TJ, Silikas N, Watts DC, Hickel R, Stansbury JW, et al. Academy of dental materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater* 2017;33:880-894.
- [90] Myshkin N, Grigoriev AY, Myshkin NK, Grigoriev AY, Chizhik SA, Choi KY, et al. Surface roughness and texture analysis in microscale. *Wear* 2014;254:1001-1009.
- [91] Lopes IAD, Monteiro PJVC, Mendes JJB, Gonçalves JMR, Caldeira FJF. The effect

- of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. *Saudi Dent J* 2018;30:197-207.
- [92] Barbour ME, Rees JS. The laboratory assessment of enamel erosion: a review. *J Dent* 2004;32:591-602.
- [93] Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations 2004;196:42-45.
- [94] Kusuma HD, Rinastiti M, Cune MS, de Haan-Visser W, Atema-Smit J, Busscher HJ, et al. Biofilm composition and composite degradation during intra-oral wear. *Dent Mater* 2019;35:740-750.
- [95] Joshi M, Joshi N, Kathariya R, Angadi P, Raikar S, Indices K. Techniques to evaluate dental erosion: A systematic review of literature. *J Clin Diagnostic Res* 2016;10:1-7.
- [96] Bhushan B. Surface Roughness Analysis and Measurement Techniques. En: Bhushan B, editor. *Modern tribology handbook: Principles of tribology*; 2001, p. 49-114.
- [97] Dong WP, Sullivan PJ, Stout KJ. Comprehensive study of parameters for characterising three- dimensional surface topography. III: Parameters for characterising amplitude and some functional properties. *Wear* 1994;178:29-43.
- [98] International Organization for Standardization (1997). ISO-4288:1997 Geometrical Product Specifications (GPS) Surface texture: Profile method Terms, definitions and surface texture parameters. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>.
- [99] Brown CA. Introduction to surface roughness measurement. Olympus; 2012:2-23. [https://sernia.ru/upload/pdf_files/Introduction to surface roughness measurement.pdf](https://sernia.ru/upload/pdf_files/Introduction%20to%20surface%20roughness%20measurement.pdf).
- [100] Shivanna DM, Kiran MB, Kavitha SD. Evaluation of 3D surface roughness parameters of EDM components using vision system. *Procedia Mater Sci* 2014;5:2132-2141.
- [101] International Organization for Standardization (2012). ISO-25178-2:2012 Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: Areal -Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>.
- [102] Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J Mater Process Technol* 2002;123:133-145.
- [103] Sanz A, Negre AA, Fernández R, Calvo F. Comparative study about the use of two and three-dimensional methods in surface finishing characterization. *Procedia Eninner* 2013;63:913-921.
- [104] Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent* 2010;38:182-190.

- [105] Keyence's internal research. Introduction to Surface Roughness Measurement. Keyence 2012:2-23. [https://sernia.ru/upload/pdf_files/Introduction to surface roughness measurement.pdf](https://sernia.ru/upload/pdf_files/Introduction%20to%20surface%20roughness%20measurement.pdf).
- [106] International Organization for Standardization (2010). ISO-25178-601: 2010 Geometrical product specifications (GPS)-Surface texture: Areal- Part 1: Nominal characteristics of contact (stylus) instruments. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>
- [107] Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozel S. Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *J Appl Oral Sci* 2013;21:124–31.
- [108] Karaman E, Tuncer D, Firat E, Ozdemir OS, Karahan S. Influence of Different Staining Beverages on Color Stability, Surface Roughness and Microhardness of Silorane and Methacrylate-based Composite Resins. *J Contemp Dent Pract* 2014;15:319–25.
- [109] Schlueter N, Hara A, Shellis RP, Ganss C. Methods for the Measurement and Characterization of Erosion in Enamel and Dentine. *Caries Res* 2011;45:13-23.
- [110] Fort R, Vázquez-calvo C, Gómez-villalba LS. Análisis de la microrugosidad mediante técnicas portátiles : Aplicaciones y casos de estudio en patrimonio. Málaga: 2015.
- [111] Cheng Z-J, Wang X-M, Cui F-Z, Ge J, Yan J-X. The enamel softening and loss during early erosion studied by AFM, SEM and nanoindentation. *Biomed Mater* 2009;4:1-7.
- [112] Salerno M, Giacomelli L, Derchi G, Patra N, Diaspro A. Atomic force microscopy in vitro study of surface roughness and fractal character of a dental restoration composite after air-polishing. *Biomed Eng* 2010;9:1-12.
- [113] Oraby SE, Alaskari AM. Atomic force microscopy (AFM) topographical surface characterization of multilayer-coated and uncoated carbide inserts. *Ina J Mech Mechatronics Eng* 2010;4:49-60.
- [114] Olmos D, González FJ. Microscopía de fuerza atómica. Madrid: 2009.
- [115] Hocken RJ, Chakraborty N, Brown C. Optical metrology of surfaces. *CIRP Ann* 2005;54:169-183.
- [116] International Organization for Standardization (2010). ISO-25178-602:2010. Geometrical Product Specifications (GPS) Surface texture: Areal — Part 602: Nominal characteristics of non-contact (confocal chromatic probe) instruments. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>
- [117] Nistal ÁM. Microscopía láser confocal. Oviedo: 2003.
- [118] Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental

- restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2005;11:162-167.
- [119] Yap AUJ, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil* 2003;30:171-177.
- [120] Winer WO, Bergles AE, Klutke GA, Wang KK, Finnie I, Bryant MD, et al. *Mechanical Engineering Series*. Tercera. New York: Springer; 2011.
- [121] International Organization for Standardization (2002). ISO-14577-1:2002. *Metallic materials. Instrumented indentation test for hardness and materials parameters*. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>
- [122] Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Cam CAD, et al. Surface roughness and gloss of current CAD / CAM resin composites before and after toothbrush abrasion 2015;34:881-887.
- [123] International Organization for Standardization (1999). ISO-6506-1:1999. *Metallic materials -Brinell test - Part 1: Test method*. Geneva, Suiza. <https://doi.org/https://www.iso.org/store.html>
- [124] Lindegren M. Hardness testing and specimen preparation. *Struers* 2017:1-12. <https://www.struers.com/es-ES/Knowledge/Hardness-testing#application-specialists>.
- [125] International Organization for Standardization (2016). ISO-6508-1:2016. *Metallic materials - Rockwell test - Part 1: Test method*. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [126] International Organization for Standardization (2018). ISO-6507-1:2018. *Metallic materials -Vickers hardness test - Part 1: Test method*. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [127] International Organization for Standardization (2016). ISO-4545-2:2016. *Metallic materials— Knoop hardness test —Part 1*. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [128] International Organization for Standardization (2005). ISO-4545-2:2005. *Metallic materials— Knoop hardness test —Part 1*. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [129] Ben Ghorbal G, Tricoteaux A, Thuault A, Louis G, Chicot D. Comparison of conventional Knoop and Vickers hardness of ceramic materials. *J Eur Ceram Soc* 2017;37:2531-2535.
- [130] Zhu Y. Mechanics of crystalline nanowires: An experimental perspective. *Appl Mech Rev* 2017;69:1–24.
- [131] International Organization for Standardization (2009). ISO 4049:2009. *Dentistry — Polymer-based restorative materials*. 5th ed. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>

- [132] Schmidt C, Ilie N. The mechanical stability of nano-hybrid composites with new methacrylate monomers for matrix compositions. *Dent Mater* 2012;28:152-159.
- [133] International Organization for Standardization (2015). ISO-6872:2015 Dentistry — Ceramic materials. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [134] Chen C, Trindade FZ, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014;30:954-962.
- [135] Yap A, Eweis A, Yahya N. Dynamic and static flexural appraisal of resin-based composites: Comparison of the ISO and Mini-flexural tests. *Oper Dent* 2018;43:223-231.
- [136] Hesham A, Yap AU, Azlin N. Impact of dietary solvents on flexural properties of bulk-fill composites. *Saudi Dent J* 2018;30:232-239.
- [137] Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2009;6:135-147.
- [138] McCabe JF, Carrick TE. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater* 1986;2:139-142.
- [139] Lohbauer U, Müller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater* 2008;24:250-256.
- [140] Kumar N. Inconsistency in the strength testing of dental resin-based composites among researchers. *Pakistan J Med Sci* 2012;29:205-210.
- [141] International Organization for Standardization (2003). ISO 20501-2003 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) — Weibull statistics for strength data. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [142] Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater* 2006;22:166-175.
- [143] Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-125.
- [144] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433-449.
- [145] Heintze S. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;2:712-734.
- [146] Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, S. D, D.N. B, C. W, et al. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent*

- 2007;32:179–84.
- [147] Lazaridou D, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clin Oral Investig* 2015;19:1485-1492.
- [148] International Organization for Standardization (2001). ISO-14569:2001 Dental materials — Guidance on testing of wear — Part 2: Wear by two- and/or three body contact. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [149] D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, et al. Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent* 2014;39:612-618.
- [150] D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni G, Vadini M, De Angelis F. Wear Evaluation of Prosthetic Materials Opposing Themselves. *Oper Dent* 2018;43:38-50.
- [151] Benetti AR, Larsen L, Dowling AH, Fleming GJP. Assessment of wear facets produced by the ACTA wear machine. *J Dent* 2016;45:19-25..
- [152] Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites. *Oper Dent* 2017;42:101-110.
- [153] Barkmeier WW, Takamizawa T, Erickson RL, Tsujimoto A, Latta M, Miyazaki M. Localized and generalized simulated wear of resin composites. *Oper Dent* 2015;40:322-335.
- [154] Salas MMS, Nascimento GG, Huysmans MC, Demarco FF. Estimated prevalence of erosive tooth wear in permanent teeth of children and adolescents: An epidemiological systematic review and meta-regression analysis. *J Dent* 2015;43:42–50.
- [155] Van’t Spijker A, Rodriguez J, Kreulen CM, Bronkhorst E, Bartlett DW. Prevalence of Tooth Wear in Adults. *Int J Prosthodont* 2009;22:35-42.
- [156] Schlueter N, Luka B. Erosive tooth wear - A review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *Br Dent J* 2018;224:1-7.
- [157] Loke C, Lee J, Sander S, Mei L, Farella M. Factors affecting intra-oral pH – a review. *J Oral Rehabil* 2016;43:778-785.
- [158] Kitasako Y, Sasaki Y, Takagaki T, Sadr A, Tagami J. Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan. *J Dent* 2015;43:418-423.
- [159] El-Serag H, Sweet S, Winchester CC, Dent J. Update on the epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: A systematic review. *Gut* 2014;63:871–80.
- [160] Huysmans MCDNJ, Chew HP, Ellwood RP. Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Res* 2011;45:60-68.

- [161] Francisconi LF, Honório HM, Rios D, Magalhães AC, Machado MAAM, Buzalaf MAR. Effect of Erosive pH Cycling on Different Restorative Materials and on Enamel Restored with These Materials. *Oper Dent* 2008;33:203–8.
- [162] Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23:51–9.
- [163] Yin R, Kyoung Y, Yong K, Jang S, Jin J, Min L, et al. Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD / CAM dental blocks. *Odontology* 2019;107:360-367.
- [164] Wegehaupt FJ, Taubock TT, Stillhard A, Schmidlin PR, Attin T. Influence of extra- and intra-oral application of CPP-ACP and fluoride on re-hardening of eroded enamel. *Acta Odontol Scand* 2012;70:177-183.
- [165] Attin T, Wegehaupt FJ. Impact of erosive conditions on tooth-colored restorative materials. *Dent Mater* 2013;30:43-49.
- [166] Briso ALF, Caruzo LP, Guedes APA, Santos PH. In vitro evaluation of surface roughness and microhardness of restorative materials submitted to erosive challenges. *Oper Dent* 2011;36:397-402.
- [167] Cruz ME, Simões R, Martins SB, Trindade FZ, Dovigo LN, Fonseca RG. Influence of simulated gastric juice on surface characteristics of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent* 2019;78:1-8.
- [168] Albuquerque AP, Oliveira-Reis B, Catelan A, Suzuki TYU, Briso ALF, Santos PH Dos. Mechanical and surface properties analysis of restorative materials submitted to erosive challenges in situ. *Eur J Dent* 2018;12:559–65.
- [169] Cilli R, Pereira JC, Prakki A. Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *J Dent* 2012;40:1144-1150.
- [170] Borges MG, Soares CJ, Maia TS, Bicalho AA, Barbosa TP, Costa HL, et al. Effect of acidic drinks on shade matching, surface topography, and mechanical properties of conventional and bulk-fill composite resins. *J Prosthet Dent* 2019;121:868-876.
- [171] Alencar MF, Pereira MT, De-Moraes MDR, Santiago SL, Passos VF. The effects of intrinsic and extrinsic acids on nanofilled and bulk fill resin composites: Roughness, surface hardness, and scanning electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech* 2019;83:202-207.
- [172] Da Silva MA, Fardin AB, De Vasconcellos RCC, Santos LDM, Tonholo J, Júnior JG da S, et al. Analysis of Roughness and Surface Hardness of a Dental Composite Using Atomic Force Microscopy and Microhardness Testing. *Microsc Microanal* 2011;17:446–451.
- [173] Derchi G, Vano M, Barone A, Covani U, Diaspro A, Salerno M. Bacterial adhesion on direct and indirect dental restorative composite resins: An in vitro study on a natural biofilm. *J Prosthet Dent* 2017;117:669-676.

- [174] Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: A systematic literature review. *Int J Oral Sci* 2013;5:183-190.
- [175] Dutra D, Pereira G, Kantorski K, Valandro L, Zanatta F. Does Finishing and Polishing of Restorative Materials Affect Bacterial Adhesion and Biofilm Formation? A Systematic Review. *Oper Dent* 2017;43:37-52.
- [176] VOCO GmbH. GrandioSo. Scientific Compendium. 2014:1-24. https://www.voco.dental/us/portaldata/1/resources/products/scientific-reports/us/GrandioSO_Scientific_Compendium.pdf
- [177] 3M. Lava Ultimate. CAD/CAM Restorative. 2014:1-23. http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf
- [178] Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int* 2018;23:1-8.
- [179] International Organization for Standardization (2012). ISO-25178-3: 2012. Geometrical product specifications (GPS) -Surface texture: Areal - Part 3: Specification operators. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [180] International Organization for Standardization (2010). ISO-25178-6:2010 Geometrical product specifications (GPS) -Surface texture: Areal - Part 6: Classification of methods for measuring surface texture. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [181] International Organization for Standardization (2005). ISO-6507-2:2005. Metallic materials -Vickers hardness test - Part 2: Verification and calibration of testing machines. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [182] International Organization for Standardization (2005). ISO-6507-3:2005. Metallic materials -- Vickers hardness test -- Part 3: Calibration of reference blocks. Geneva, Suiza. <https://www.iso.org/store.html>
- [183] Nečas D, Klapetek P. Gwyddion: an open-source software for SPM data analysis. *Cent Eur J Phys* 2012;10:1-122.
- [184] Faul VF, Erdfelder E, Lang A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007;39:175-191.
- [185] Bütikofer L, Stawarczyk B, Roos M. Two regression methods for estimation of a two-parameter Weibull distribution for reliability of dental materials. *Dent Mater* 2015;31:33–50.
- [186] Roos M, Schatz C, Stawarczyk B. Two independent prospectively planned blinded weibull statistical analyses of flexural strength data of zirconia materials. *Materials* 2016;9:1-17.
- [187] Hermont AP, Oliveira PAD, Martins CC, Paiva SM, Pordeus IA, Auad SM. Tooth erosion and eating disorders: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*

- 2014;11:1-15.
- [188] Schlichting LH, Resende TH, Reis KR, Magne P. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *J Prosthet Dent* 2016;116:474-482.
- [189] Resende T, Resi K, Schlichting L, Magne P. Ultrathin CAD-CAM ceramic occlusal veneers and anterior bilaminar veneers for the treatment of moderate dental biocorrosion: A 1.5-year follow-up. *Oper Dent* 2018;43:337-346.
- [190] Tunkiwala A, Chitguppi R. Conservative, Functional, and Esthetic Rehabilitation of Severe Palatal Erosion (Class IV) Using Modified Dahl Approach. *Compend Contin Educ Dent* 2017;38:289-294.
- [191] Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent* 2006;34:214-220.
- [192] Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A. Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dent Mater J* 2009;28:362-367.
- [193] Schlueter N, Lussi A, Tolle A, Ganss C. Effects of Erosion Protocol Design on Erosion/Abrasion Study Outcome and on Active Agent (NaF and SnF₂) Efficacy. *Caries Res* 2016;50:170-179.
- [194] Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, Parmar M, Eckert GJ, Zero DT. Interplay between fluoride and abrasivity of dentifrices on dental erosion-abrasion. *J Dent* 2009;10:781-785.
- [195] Lepri CP, Palma-Dibb RG. Surface roughness and color change of a composite: Influence of beverages and brushing. *Dent Mater J* 2012;31:689-696.
- [196] Hara AT, Livengood S V, Lippert F, Eckert GJ, Ungar PS. Dental Surface Texture Characterization Based on Erosive Tooth Wear Processes. *J Dent Res* 2016;95:537-542.
- [197] Mukatash Nimri GE. Wear mechanisms and wear investigations of dental materials; a review of the literature. *Oral Biol Dent* 2015;3:1-7.
- [198] Pini NP, De Marchi L, Ramos A, Pascotto R. Minimally invasive adhesive rehabilitation for a patient with tooth erosion: seven-year follow-up. *Oper Dent* 2018;44:45-57.
- [199] Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2018;119:954-958.
- [200] Wiegand A, Schwerzmann M, Sener B, Carolina Magalhães A, Roos M, Ziebolz D, et al. Impact of toothpaste slurry abrasivity and toothbrush filament stiffness on abrasion of eroded enamel - An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 2008;66:231-235.

- [201] Jones L, Lekkas K, Hunt D, McIntyre J, Rafir W. Studies on dental erosion: An in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion - Its application to testing protection by fluoride gel application. *Aust Dent J* 2002;47:304-308.
- [202] Milosevic A, Brodie DA, Slade PD. Dental erosion , oral hygiene, and nutrition in eating disorders. *Int J Eat Disord* 1997;21:195-199.
- [203] Ardu S, Duc O, Di Bella E, Krejci I. Color stability of recent composite resins. *Odontology* 2017;105:29-35.
- [204] Karakaya I, Cengiz-Yanardag E. Changes in Optical Characteristics and Surface Topography of CAD/CAM Materials after Bleaching Applications: An AFM Evaluation. *J Prosthodont* 2020;29:226-236.
- [205] Hahnel S, Rosentritt M, Henrich A, Handel G, Bürgers R. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Oper Dent* 2010;35:412-419.
- [206] Tekçe N, Pala K, Tuncer S, Demirci M. The effect of surface sealant application and accelerated aging on posterior restorative surfaces: An SEM and AFM study. *Dent Mater J* 2017;36:182-189.
- [207] Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig* 2018;22:2787-2797.
- [208] Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JCC, Barao VA, Mathew MT, et al. Wear Characteristics and Volume Loss of CAD/CAM Ceramic Materials. *J Prosthodont* 2019;28:510-518.
- [209] Austin RS, Giusca CL, Macaulay G, Moazzez R, Bartlett DW, Road H, et al. Confocal laser scanning microscopy and area-scale analysis used to quantify enamel surface textural changes from citric acid demineralization and salivary remineralization in vitro. *Dent Mater* 2015;32:278-284.
- [210] Holme B, Hove LH, Tveit AB. Using white light interferometry to measure etching of dental enamel. *Meas J Int Meas Confed* 2005;38:137-147.
- [211] Stenhagen KR, Hove LH, Holme B, Taxt-Lamolle S, Tveit AB. Comparing different methods to assess erosive lesion depths and progression in vitro. *Caries Res* 2011;44:555-561.
- [212] Rodriguez JM, Curtis R V., Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent Mater* 2009;25:500-505.
- [213] Mylonas P, Bull T, Moazzez R, Joiner A, Bartlett D. Detection threshold of non-contacting laser profilometry and influence of thermal variation on characterisation of early surface form and textural changes in natural human enamel. *Dent Mater* 2019;35:140-152.
- [214] Krüger J, Maletz R, Ottil P, Warkentin M. In vitro aging behavior of dental

- composites considering the influence of filler content , storage media and incubation time. PLoS One 2018;13:1-19.
- [215] Sideridou ID, Karabela MM. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. Dent Mater 2011;27:1003-1010.
- [216] Vouvoudi EC, Sideridou ID. Dynamic mechanical properties of dental nanofilled light-cured resin composites: Effect of food-simulating liquids. J Mech Behav Biomed Mater 2012;10:87-96.
- [217] Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater 2016;32:275-283.
- [218] Malentacca A, Lajolo C. A new technique to make transparent teeth without decalcifying: Description of the methodology and micro-hardness assessment. Ann Anat 2015;197:11-15.
- [219] Senawongse P, Otsuki M, Tagami J, Mjör I. Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. Arch Oral Biol 2006;51:457-463.
- [220] Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. Compend Contin Educ Dent 2014;35:161-166.
- [221] Benalcázar EB, Machado CM, Giannini M, Beltramini I, Piza MM, Coelho PG, et al. Effect of thermocycling on biaxial flexural strength of CAD/CAM, bulk fill, and conventional resin composite materials. Oper Dent 2019;44:254-262.
- [222] Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD / CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests : a comparative in vitro study. BMC Oral Health 2018;1:1–13.
- [223] Porto TS, Roperto RC, Akkus A, Akkus O, Teich S. Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD / CAM materials. Dent Mater J 2018;38:1–7.
- [224] Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. Biomaterials 2002;23:1897-1904.
- [225] Scribante A, Bollardi M, Chiesa M, Poggio C, Colombo M. Flexural Properties and Elastic Modulus of Different Esthetic Restorative Materials : Evaluation after Exposure to Acidic Drink. Biomed Res Int 2019:1–8.
- [226] de Oliveira GU, Mondelli RFL, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriama SK, Wang L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. J Appl Oral Sci 2012;20:510-516.
- [227] Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators — Results of a round robin test. Dent Mater 2005;21:304-317.

- [228] Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig* 2018;23:725-737.
- [229] Lucia A, Amario MD, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, Arcangelo CD. Thermal cycling for restorative materials : Does a standardized protocol exist in laboratory testing ? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;29:295-308.
- [230] Kootathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ. Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;29:508-516.
- [231] Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2016;115:199-202.

11 ANEXOS

ANEXO 1 Suma de cuadrados para cada variable

| a. | | Rugosidad superficial (AFM) | | | |
|-------------------|-----------|------------------------------------|-------------------------|--------------------------------------|--|
| Factores | gl | Suma de cuadrados | Cuadrados medios | Porcentaje de la variabilidad | |
| Marca | 2 | 0,010117 | 0,00506 | 29% | |
| Método | 1 | 0,011904 | 0,01190 | 33% | |
| Tratamiento | 1 | 0,000041 | 0,00004 | 0% | |
| Periodo | 2 | 0,000231 | 0,00012 | 1% | |
| Error estadístico | 354 | 0,012849 | 0,00004 | 37% | |
| Total | | 0,035142 | | 100% | |

| b. | | Rugosidad superficial (Perfilómetro óptico) | | | |
|-------------------|-----------|--|-------------------------|--------------------------------------|--|
| Factores | gl | Suma de cuadrados | Cuadrados medios | Porcentaje de la variabilidad | |
| Marca | 2 | 0,02235 | 0,0112 | 31% | |
| Método | 1 | 0,01737 | 0,0174 | 25% | |
| Tratamiento | 1 | 0,00001 | 0,0000 | 0% | |
| Periodo | 2 | 0,0001 | 0,0001 | 0% | |
| Error estadístico | 354 | 0,03104 | 0,0001 | 44% | |
| Total | | 0,07087 | | 100% | |

| c. | | Microdureza | | | |
|-------------------|-----------|--------------------------|-------------------------|--------------------------------------|--|
| Factores | gl | Suma de cuadrados | Cuadrados medios | Porcentaje de la variabilidad | |
| Marca | 2 | 1579511 | 789756 | 70% | |
| Método | 1 | 587644 | 587644 | 26% | |
| Tratamiento | 1 | 7761 | 7761 | 0% | |
| Periodo | 2 | 46121 | 23061 | 2% | |
| Error estadístico | 3233 | 40923 | 13 | 2% | |
| Total | | 2261960 | | 100% | |

| d. | | Resistencia a la flexión | | | |
|-----------|--|---------------------------------|--|--|--|
|-----------|--|---------------------------------|--|--|--|

| Factores | gl | Suma de cuadrados | Cuadrados medios | Porcentaje de la variabilidad |
|-------------------|-----------|--------------------------|-------------------------|--------------------------------------|
| Marca | 1 | 1099492 | 1099492 | 69% |
| Método | 2 | 311479 | 155740 | 20% |
| Tratamiento | 1 | 12327 | 12327 | 1% |
| Periodo | 2 | 69630 | 34815 | 4% |
| Error estadístico | 1073 | 91740 | 85 | 6% |
| Total | | 1584668 | | 100% |

| e. | Desgaste a dos cuerpos | | | |
|-------------------|-------------------------------|--------------------------|-------------------------|--------------------------------------|
| Factores | gl | Suma de cuadrados | Cuadrados medios | Porcentaje de la variabilidad |
| Marca | 2 | 40306 | 20153 | 57% |
| Método | 1 | 21340 | 21340 | 30% |
| Tratamiento | 1 | 3397 | 3397 | 5% |
| Error estadístico | 211 | 6131 | 29 | 9% |
| Total | | 71174 | | 100% |

ANEXO 2 Rugosidad superficial medido con el AFM

a. Cambios para Sa en los composites 3M, Coltene y VOCO a lo largo del tiempo según método y tratamiento. b. Comparación múltiple dentro de cada marca y método, basadas en las medias estimadas para la rugosidad superficial.

a. Para cada marca

| | 3M | Coltene | VOCO |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| | p-valor | p-valor | p-valor |
| Tiempo | 0,096 | 0,070 | 0,086 |
| Método | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento | 0,469 | 0,401 | 0,164 |
| Método - Tratamiento | 0,141 | 0,123 | 0,812 |
| Método - Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento - Tiempo | 0,645 | 0,385 | 0,662 |
| Método - Tratamiento - Tiempo | 0,103 | 0,107 | 0,383 |

b. Para cada marca y método

3M – Directo (Filtek Supreme XT)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|--|-----------------|----------------|---------|---------|------|---------|----------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,015 | 0,001 | 11,727 | < 2e-16 | *** | 0,015 | 0,015 | 0,024 | 0,024 |
| Efecto tratamiento | -0,000 | 0,001 | -0,428 | 0,67 | | | | | |
| Efecto tiempo | 0,009 | 0,001 | 4,926 | 7.8e-06 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | 0,004 | 0,002 | 1,496 | 0,14 | | | | | |

R cuadrado ajustado = 0,548
 Estadístico F = 24,88 (p-valor= 2.311e-10)

3M – Indirecto (Lava Ultimate)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|--|--------------------|-------------------|---------|-----------------|------|------------|-------------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,039 | 0,000 | 42,793 | < 2e-16 | *** | 0,039 | 0,039 | 0,026 | 0,023 |
| Efecto tratamiento | -0,000 | 0,001 | -0,584 | 0,561 | | | | | |
| Efecto tiempo | -0,013 | 0,001 | -10,479 | 8.16e-15 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,003 | 0,001 | -0,584 | 0.0355 | * | | | | |
| <p>R cuadrado ajustado = 0,835 Estadístico F = 100,5 (p-valor =< 2,2e16)</p> | | | | | | | | | |

Coltene – Directo (BRILLIANT EverGlow)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|--|--------------------|-------------------|---------|----------------|------|------------|-------------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,034 | 0,000 | 34,797 | < 2e-16 | *** | 0,034 | 0,034 | 0,047 | 0,051 |
| Efecto tratamiento | 0,001 | 0,001 | 1,077 | 0,286 | | | | | |
| Efecto tiempo | 0,013 | 0,001 | 9,760 | 1.1e-13 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | 0,004 | 0,001 | 2,171 | 0.0342 | * | | | | |
| <p>R cuadrado ajustado = 0,802 Estadístico F = 91,17 (p-valor= < 2,2e16)</p> | | | | | | | | | |

**Coltene – Indirecto
(BRILLIANT Crios)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|--------------------|-------------------|---------|---------|------|------------|-------------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,033 | 0,001 | 26,559 | < 2e-16 | *** | 0,033 | 0,033 | 0,028 | 0,028 |
| Efecto tratamiento | -0,000 | 0,001 | -0,168 | 0,867 | ** | | | | |
| Efecto tiempo | -0,005 | 0,001 | -3,365 | 0,001 | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,002 | 0,002 | -1,130 | 0,263 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,403 Estadístico F = 12,61 (p-valor= 2.083e-06) | | | | | | | | | |

**VOCO – Directo
(GrandioSo)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|--------------------|-------------------|---------|--------------|------|------------|-------------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,039 | 0,001 | 22,441 | < 2e-16 | *** | 0,039 | 0,039 | 0,047 | 0,047 |
| Efecto tratamiento | 0,000 | 0,002 | 0,251 | 0,802 | *** | | | | |
| Efecto tiempo | 0,008 | 0,002 | 3,955 | 0,000 | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,000 | 0,003 | -0,105 | 0,091 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,350 Estadístico F = 10,06 (p-valor= 2.107e-05) | | | | | | | | | |

**VOCO – Indirecto
(Grandio blocs)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|--|--------------------|-------------------|---------|---------|------|------------|-------------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,034 | 0,001 | 33,099 | < 2e-16 | *** | 0,034 | 0,034 | 0,034 | 0,034 |
| Efecto tratamiento | -0,001 | 0,001 | -1,012 | 0,315 | | | | | |
| Efecto tiempo | -0,003 | 0,001 | -2,523 | 0,141 | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,001 | 0,002 | -0,713 | 0,478 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,257 | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 7,815 (p-valor= 0,000) | | | | | | | | | |

Significativo al nivel de 0,001 '***'; 0,01 '**'; 0,05 '*'

ANEXO 3 Rugosidad superficial medido con el Perfilómetro óptico

a. Cambios para Sa en los composites 3M, Coltene y VOOCO a lo largo del tiempo según método y tratamiento. b. Comparación múltiple dentro de cada marca y método, basadas en las medias estimadas para la rugosidad superficial.

a. Para cada marca

| | 3M | Coltene | VOOCO |
|-------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| | p-valor | p-valor | p-valor |
| Tiempo | 0,086 | 0,063 | 0,395 |
| Método | 0,033* | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento | 0,819 | 0,213 | 0,344 |
| Método - Tratamiento | 0,979 | 0,151 | 0,636 |
| Método - Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento - Tiempo | 0,079 | 0,901 | 0,903 |
| Método - Tratamiento - Tiempo | 0,178 | 1,000 | 0,598 |

b. Para cada marca y método

3M – Directo (Filtek Supreme XTE)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|-----------------|------|---------|----------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,036 | 0,001 | 35,169 | < 2e-16 | *** | 0,036 | 0,036 | 0,046 | 0,050 |
| Efecto tratamiento | -0,000 | 0,001 | -0,323 | 0,747 | | | | | |
| Efecto tiempo | 0,010 | 0,001 | 7,396 | 7.66e-10 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | 0,004 | 0,002 | 2,211 | 0,031 | * | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,75 Estadístico F = 56,17 (p-valor= <2.2e-16) | | | | | | | | | |

**3M – Indirecto
(Lava Ultimate)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|---------------|------|---------|----------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,059 | 0,001 | 52,433 | <2e-16 | *** | 0,058 | 0,058 | 0,039 | 0,033 |
| Efecto tratamiento | 0,002 | 0,001 | 1,402 | 0.1663 | | | | | |
| Efecto tiempo | -0,019 | 0,001 | 12,1 | <2e-16 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0.006 | 0.002 | -2.755 | 0.0079 | ** | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,878 Estadístico F = 143,3 (p-valor =< 2,2e16) | | | | | | | | | |

**Coltene – Directo
(BRILLIANT EverGlow)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|----------------|------|---------|----------|---------------|-----------------------------|
| Media global (baseline) | 0,048 | 0,001 | 24,994 | < 2e-16 | *** | 0,048 | 0,048 | 0,067 | 0,067 |
| Efecto tratamiento | 0,002 | 0,002 | 0,891 | 0,377 | | | | | |
| Efecto tiempo | 0,019 | 0,002 | 7,135 | 2,0e-09 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | 0,000 | 0,003 | 0,222 | 0,825 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,659 Estadístico F = 36,19 (p-valor= 3,85e10) | | | | | | | | | |

**Coltene – Indirecto
(BRILLIANT Crios)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|--|-----------------|----------------|---------|----------------|------|---------|----------|---------------|--------------------------|
| Media global (baseline) | 0,053 | 0,000 | 77,32 | <2e-16 | *** | 0,053 | 0,053 | 0,047 | 0,047 |
| Efecto tratamiento | -0,001 | 0,000 | -1,095 | 0,278 | | | | | |
| Efecto tiempo | -0,006 | 0,000 | -6,960 | 4,0e-09 | *** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,002 | 0,001 | -1,563 | 0,124 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,717 Estadístico F = 47,41 (p-valor= 2,19e-15) | | | | | | | | | |

VOCO – Directo (GrandioSo)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|--------------|------|---------|----------|---------------|--------------------------|
| Media global (baseline) | 0,071 | 0,001 | 41,628 | <2E-16 | *** | 0,071 | 0,071 | 0,079 | 0,079 |
| Efecto tratamiento | 0,000 | 0,002 | 0,256 | 0,799 | | | | | |
| Efecto tiempo | 0,008 | 0,002 | 3,452 | 0,001 | ** | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | 0,002 | 0,003 | 0,712 | 0,479 | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,37 Estadístico F = 10,98 (p-valor= 8,95e-03) | | | | | | | | | |

VOCO – Indirecto (Grandio blocs)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T2 * Agua => Ácido |
|-------------------------|-----------------|----------------|---------|---------|------|---------|----------|---------------|--------------------------|
| Media global (baseline) | 0,056 | 0,001 | 49,371 | <2e-16 | *** | 0,056 | 0,056 | 0,056 | 0,056 |

| | | | | | | |
|--|--------|-------|--------|-------|--|--|
| Efecto tratamiento | 0,001 | 0,001 | 0,654 | 0,515 | | |
| Efecto tiempo | -0,003 | 0,001 | -2,377 | 0,070 | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo) | -0,004 | 0,002 | -1,903 | 0,062 | | |
| R cuadrado ajustado = 0,365 | | | | | | |
| Estadístico F = 10,77(p-valor= 1,09e-02) | | | | | | |

Significativo al nivel de 0,001 *******; 0,01 ******; 0,05 *****

ANEXO 4 Microdureza

a. Cambios para la microdureza en los composites 3M, Coltene y VOCO a lo largo del tiempo según método y tratamiento. b. Comparación múltiple dentro de cada marca y método, basadas en las medias estimadas para la microdureza.

a. Para cada marca

| | 3M | Coltene | VOCO |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| | p-valor | p-valor | p-valor |
| Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Método | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Método - Tratamiento | 0,462 | 0,154 | 0,141 |
| Método - Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento - Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Método - Tratamiento - Tiempo | 0,15 | <0,001*** | 0,250 |

b. Para cada marca y método

3M – Directo (Filtek Supreme XTE)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua =>Ácido |
|--|-----------------|----------------|---------|---------|------|---------|----------|---------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| Media global (baseline) | 76.48 | 0,29 | 261,9 | < 2e-16 | *** | 76.48 | 76.48 | 70,91 | 67,45 | 69,19 | 60,96 |
| Efecto tratamiento | -1,00 | 0,41 | -2,43 | 0,15 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -5,57 | 0,41 | -13,5 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -9,03 | 0,41 | -21,88 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -1,72 | 0,58 | -2,95 | 0.003 | ** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -6,49 | 0,58 | -11,11 | < 2e-16 | *** | | | | | | |

R cuadrado ajustado = 0,799
 Estadístico F = 430,1 (p-valor =< 2,2e16)

3M – Indirecto (Lava Ultimate)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua =>Ácido |
|--|-----------------|----------------|---------|----------|------|---------|----------|---------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| Media global (baseline) | 98,93 | 0,24 | 405,9 | < 2e-16 | *** | 98,93 | 98,93 | 95,76 | 90,88 | 92,72 | 86,97 |
| Efecto tratamiento | -0,21 | 0,34 | -0,62 | 0,54 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -3,17 | 0,34 | -9,22 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -8,05 | 0,34 | -23,36 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -3,04 | 0,49 | -6,25 | 8,20e-10 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -3,91 | 0,49 | -8,03 | 6,09e-15 | *** | | | | | | |

R cuadrado ajustado = 0,782
 Estadístico F = 384,4 (p-valor=< 2,2e16)

Coltene - Directo (BRILLIANT EverGlow)

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua =>Ácido |
|--|-----------------|----------------|---------|----------|------|---------|----------|---------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| Media global (baseline) | 55.50 | 0,30 | 183,7 | < 2e-16 | *** | 55.50 | 55.50 | 50,29 | 47,22 | 45,52 | 37,45 |
| Efecto tratamiento | 0,57 | 0,42 | 1,33 | 0,183 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -5,216 | 0,42 | -12,21 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -8,284 | 0,42 | -19,39 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -4,77 | 0,60 | -7,89 | 1.62e-14 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -9,77 | 0,60 | -16,17 | < 2e-16 | *** | | | | | | |

R cuadrado ajustado = 0,821

Estadístico F = 495,6 (p-valor = < 2,2e16)

**Coltene - Indirecto
(BRILLIANT Crios)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua =>Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|-----------------|------|---------|----------|---------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| Media global (baseline) | 69.68 | 0,30 | 225,7 | < 2e-16 | *** | 69.68 | 69.68 | 69.68 | 65,56 | 65,66 | 61,56 |
| Efecto tratamiento | -0,67 | 0,43 | -1,54 | 0,12 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -2,37 | 0,43 | -0,347 | 0,728 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -4,12 | 0,43 | -9,45 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -4,02 | 0,61 | -3,16 | 0,000 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -4,00 | 0,61 | -6,48 | 2.04e-10 | *** | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,502 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 109,7 (p-valor= < 2,2e16) | | | | | | | | | | | |

**VOCO – Directo
(GrandioSo)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua =>Ácido |
|---|-----------------|----------------|---------|-----------------|------|---------|----------|---------------|---------------|----------------------|-----------------------|
| Media global (baseline) | 107,96 | 0,25 | 418,4 | < 2e-16 | *** | 107,9 | 107,96 | 103,37 | 101,1 | 100.15 | 96,17 |
| Efecto tratamiento | 0,26 | 0,36 | -0,716 | 0,47 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -4,59 | 0,36 | -12,60 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -6,86 | 0,36 | -18,82 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -3,22 | 0,51 | -6,24 | 8.59e-10 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -4,93 | 0,51 | -9,54 | < 2e-16 | *** | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,753 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 329,8 (p-valor= < 2,2e16) | | | | | | | | | | | |

**VOCO - Indirecto
(Grandio blocs)**

| | Valor estimador | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 Agua=>Ácido | T1 => T3 Agua=>Ácido |
|---|--------------------|-------------------|---------|-----------------|------|------------|-------------|------------------|------------------|-------------------------|-------------------------|
| Media global (baseline) | 128,98 | 0,23 | 547,0 | < 2e-16 | *** | 128,9 | 128,98 | 128,98 | 126,25 | 125,68 | 122,83 |
| Efecto tratamiento | -0,13 | 0,33 | -0,40 | 0,68 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -0,33 | 0,33 | -0,99 | 0,321 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -2,73 | 0,33 | -8,20 | 1,71e-15 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -3,30 | 0,47 | -7,00 | 7.49e-12 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -3,42 | 0,47 | -7,26 | 1.34e-12 | *** | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,515 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 115,6 (p-valor= < 2,2e16) | | | | | | | | | | | |

Significativo al nivel de 0,001 '***'; 0,01 '**'; 0,05 '*'

ANEXO 5 Resistencia a la flexión.

a. Cambios para la resistencia en los composites 3M, Coltene y VOCO a lo largo del tiempo según método y tratamiento. **b.** Comparación múltiple dentro de cada marca y método, basadas en las medias estimadas.

| a. Para cada marca | | | |
|-------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| | 3M | Coltene | VOCO |
| | p-valor | p-valor | p-valor |
| Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Método | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Tratamiento | <0,001*** | <0,001*** | <0,001*** |
| Método - Tratamiento | 0,464 | 0,384 | 0,391 |
| Método - Tiempo | 0,113 | <0,001*** | 0,002** |
| Tratamiento - Tiempo | <0,001*** | <0,001*** | 0,002** |
| Método - Tratamiento - Tiempo | 0,754 | 0,208 | 0,314 |

b. Para cada marca y método

**3M – Directo
(Filtek Supreme XTE)**

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|--------------------------------|------------------|----------------|---------|----------|------|---------|----------|---------------|---------------|------------------------|------------------------|
| Media global (baseline) | 109.09 | 2.00 | 54.54 | < 2e-16 | *** | 109,09 | 109,09 | 99,5 | 93,74 | 92.84 | 78,51 |
| Efecto tratamiento | -0,686 | 2.828 | -0.243 | 0.808 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -9.59 | 2.82 | -3.39 | 0.000 | *** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -15.357 | 2.828 | -5.429 | 1.88e-07 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción | -6.666 | 4 | -2.355 | 0.019 | * | | | | | | |

| | | | | | |
|---|---------|---|--------|--------------|------------|
| (Tratamiento - tiempo inter.) | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -15.238 | 4 | -3.809 | 0.000 | *** |
| R cuadrado ajustado = 0.495 | | | | | |
| Estadístico F = 34.23 (p-valor =< 2,2e16) | | | | | |

3M – Indirecto (Lava Ultimate)

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|--|------------------|----------------|---------|-----------------|------------|---------|----------|---------------|---------------|------------------------|------------------------|
| Media global (baseline) | 148.96 | 2.073 | 71.84 | < 2e-16 | *** | 148,96 | 148,96 | 139,58 | 137,06 | 133,83 | 125,85 |
| Efecto tratamiento | -0.581 | 2.932 | -0.198 | 0.843 | | | | | | | |
| Efecto tiempo (intermedio) | -9.385 | 2.932 | -3.201 | 0.001 | ** | | | | | | |
| Efecto tiempo (final) | -11.906 | 2.932 | -2.463 | 6.02e-05 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -5.757 | 4.147 | -4.06 | 0.007 | ** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -11.212 | 4.147 | -2.704 | 7.4e-05 | *** | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,355 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 19.21 (p-valor= 3.381e-15) | | | | | | | | | | | |

Coltene - Directo (BRILLIANT EverGlow)

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|-----------------------------|------------------|----------------|---------|--------------|------------|---------|----------|---------------|---------------|------------------------|------------------------|
| Media global (baseline) | 96,25 | 2,144 | 44,9 | < 2e-16 | *** | 95,25 | 95,25 | 83,79 | 77,26 | 72,36 | 60,27 |
| Efecto tratamiento (ácido) | -1.053 | 3.032 | -0.347 | 0.728 | | | | | | | |
| Efecto período (intermedio) | -12.468 | 3.032 | -4.113 | 0.008 | ** | | | | | | |

| | | | | | | |
|---|---------|-------|--------|-----------------|------------|--|
| Efecto período (final) | -18.997 | 3.032 | -6.266 | 2.82e-09 | *** | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -11.432 | 4.287 | -2.667 | 0.004 | ** | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -16.499 | 4.287 | -3.848 | 0.000 | *** | |
| R cuadrado ajustado = 0.556 | | | | | | |
| Estadístico F = 43.64 (p-valor= < 2,2e16) | | | | | | |

**Coltene – Indirecto
(BRILLIANT Crios)**

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|---|-------------------------|-----------------------|----------------|-------------------|-------------|----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| Media global (baseline) | 166.31 | 1.700 | 97.824 | < 2e-16 | *** | 166,31 | 166,31 | 158.92 | 153,6 | 154,56 | 145,6 |
| Efecto tratamiento (ácido) | 0.209 | 2.404 | 0.087 | 0.930 | | | | | | | |
| Efecto período (intermedio) | -7.383 | 2.404 | -3.5071 | 0.002 | ** | | | | | | |
| Efecto período (final) | -12.714 | 2.404 | -3.02 | 0.000 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -8.008 | 3.400 | -2.463 | 0.014 | * | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -8.00 | 3.400 | -2.355 | 0.019 | * | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0.415 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 24,71 (p-valor= < 2,2e16) | | | | | | | | | | | |

**VOCO – Directo
(GrandioSo)**

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|--|-------------------------|-----------------------|----------------|----------------|-------------|----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
|--|-------------------------|-----------------------|----------------|----------------|-------------|----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|

| | | | | | | | | | | | |
|---|---------|-------|--------|-------------------|-----|--------|--------|--------------|--------------|--------------|-------------|
| Media global (baseline) | 105,16 | 1.845 | 56,977 | < 2e-16 | *** | 105,16 | 105,16 | 97,59 | 88,94 | 96,88 | 77,8 |
| Efecto tratamiento (ácido) | -0.619 | 2.610 | -0.237 | 0.812 | | | | | | | |
| Efecto período (intermedio) | -7.576 | 2.610 | -1.388 | 0.004 | ** | | | | | | |
| Efecto período (final) | -16.225 | 2.610 | -2.599 | 3.67e-09 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -8.376 | 3.400 | -2.902 | 0.004 | ** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -9.594 | 3.691 | -6.216 | 0.010 | * | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,502 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 35,2 (p-valor =< 2,2e16) | | | | | | | | | | | |

**VOCO – Indirecto
(Grandio blocs)**

| | Valor estimado r | Error estándar | Valor t | p-valor | Sig. | T1 Agua | T1 Ácido | T1 => T2 Agua | T1 => T3 Agua | T1 => T2 * Agua=>Ácido | T1 => T3* Agua =>Ácido |
|---|------------------|----------------|---------|-------------------|------|---------|----------|---------------|---------------|------------------------|------------------------|
| Media global (baseline) | 182.40 | 1.732 | 105.291 | < 2e-16 | *** | 182,4 | 182,4 | 182,4 | 171,54 | 177,98 | 166,76 |
| Efecto tratamiento (ácido) | -0.432 | 2.45 | -0.177 | 0.859 | | | | | | | |
| Efecto período (intermedio) | -6.479 | 2.45 | -1.274 | 0.204 | | | | | | | |
| Efecto período (final) | -10.86 | 2.45 | -1.092 | 1.64e-05 | *** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - tiempo inter.) | -4.413 | 3.464 | -2.645 | 0.008 | ** | | | | | | |
| Efecto interacción (Tratamiento - Tiempo final) | -4.785 | 3.464 | -4.433 | 0.027 | ** | | | | | | |
| R cuadrado ajustado = 0,267 | | | | | | | | | | | |
| Estadístico F = 12,69 (p-valor =1.603e-10) | | | | | | | | | | | |

Significativo al nivel de 0,001 '***'; 0,01 '**'; 0,05 '*'