



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

**EVALUACIÓN IN VITRO DEL EFECTO DEL JUGO GÁSTRICO
SIMULADO SOBRE UNA CERÁMICA INFILTRADA CON POLÍMERO
(PICN)**

In vitro evaluation of the effect of simulated gastric juice on a ceramic infiltrated
with polymer (PICN).

Tesis para obtener el Título de Especialista en Rehabilitación Oral

Alumnos:

Joan Manuel Oré Chiara

Pedro Leonardo Padilla Proaño

Lima - Perú

2020

ASESORES DE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN TESIS

ASESORA

Mg. Esp. CD. Rosalía Elena Amaro Padilla

Departamento Académico Clínica Estomatológica (DACE)

TABLA DE CONTENIDO

I.	Introducción	1
II.	Objetivos	6
III.	Materiales y Métodos	7
IV.	Resultados	12
V.	Discusión	13
VI.	Conclusiones	19
VII.	Referencias Bibliográficas	20
VIII.	Tabla y Anexos	26

Lista de abreviaturas:

PICN: red de cerámica infiltrada con polímero/ polymer- infiltrated-ceramic-network

UDMA: dimetacrilato de uretano.

TEGDMA: trietilenglicol-dimetacrilato.

pH: potencial de hidrógeno.

CAD: diseño asistido por computadora.

CAM: fabricación asistida por computadora.

ml: mililitros.

mm: milímetros.

MEB: microscopía electrónica de barrido.

Mg: miligramos

RESUMEN

Antecedentes: La erosión dental es una patología crónica que se define como la pérdida irreversible de tejido dentario, a través de la disolución por sustancias intrínsecas y extrínsecas sin la participación de las bacterias. **Objetivo:** Evaluar el efecto del jugo gástrico simulado sobre la microdureza, rugosidad y solubilidad de una cerámica infiltrada con polímero. **Métodos y Materiales:** Estudio experimental in vitro, descriptivo, prospectivo y longitudinal. Se utilizaron 10 muestras de un material híbrido (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), estas muestras se estandarizaron con dimensiones obtenidas del artículo base, posteriormente se realizó una secuencia de pulido y se obtuvo un peso final de 0.83 mg. Se sumergieron por un tiempo total de 48 horas cambiando el líquido a las 24 horas. Se tomaron las mediciones en los tiempos de 0, 12 y 48 horas realizando el análisis univariado para obtener la estadística descriptiva, adicionalmente se usó la prueba t de Student para grupos dependientes. **Resultados:** En la microdureza se obtuvo diferencia significativa entre el tiempo 0 y 12 horas y 0 y 48 horas, pero no se obtuvo diferencias significativas entre los tiempos 12 y 48 horas, obteniéndose los valores de 168.84 Hv, 145.83 Hv y 135.04 Hv en los tiempos de 0 12 y 48 horas respectivamente. En los valores de la rugosidad y peso no se encontraron diferencias significativas entre los tiempos. **Conclusiones:** El jugo gástrico simulado generó una pérdida de microdureza en la cerámica infiltrada con polímero. Los valores obtenidos en rugosidad fueron menores a 0.2 μm .

Palabras claves: erosión de los dientes, cerámica, resinas compuestas, pruebas de dureza, bebidas.

ABSTRACT

Background: Dental erosion is a chronic pathology that is defined as the irreversible loss of dental tissue, through dissolution by intrinsic and extrinsic substances without the participation of bacteria. **Objective:** To evaluate the effect of simulated gastric juice on the microhardness, roughness and solubility of a ceramic infiltrated with polymer. **Methods and Materials:** In vitro, descriptive, prospective and longitudinal experimental study. 10 samples of a hybrid material (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) were used, these samples were standardized with dimensions obtained from the base article, subsequently a polishing sequence was performed and a final weight of 0.83 mg was obtained. They were immersed for a total time of 48 hours changing the liquid after 24 hours. The measurements were taken at the times of 0, 12 and 48 hours, carrying out the univariate analysis to obtain the descriptive statistics, additionally the Student's t-test was used for dependent groups. **Results:** In the microhardness a significant difference was obtained between the time 0 and 12 hours and 0 and 48 hours, but no significant differences were obtained between the times 12 and 48 hours, obtaining the values of 168.84 Hv, 145.83 Hv and 135.04 Hv in the times of 0 12 and 48 hours respectively. In the roughness and weight values, no significant differences were found between the times. **Conclusions:** Simulated gastric juice generated a loss of microhardness in the ceramic infiltrated with polymer. The values obtained in roughness were less than 0.2 μ m.

Key words: tooth erosion, ceramics, composite resins, hardness tests, beverages.

I. INTRODUCCIÓN

En los últimos 20 años, la etiología de la erosión dental, el diagnóstico y tratamiento se han convertido en un tema de interés en la odontología general, esto se sustenta en observaciones clínicas y en reportes de varios países donde se han observado una alta prevalencia y también un posible aumento en la severidad de la erosión dental (1,2). Muchos estudios epidemiológicos apuntan a una tendencia hacia el aumento de la prevalencia del desgaste dental entre diferentes grupos de edad, por ejemplo, Bartlett *et al.* en su estudio en Europa encontraron que el 30% de la población que asistía a la consulta odontológica entre 18 y 35 años, presentaba al menos un diente con erosión dental avanzada (3,4).

El desgaste por erosión dental se define como la pérdida de tejido duro dental debido a la influencia química de los ácidos extrínsecos e intrínsecos sin la participación de bacterias (5). La presencia y la severidad de los efectos erosivos están relacionados con diferentes factores, como la saliva, la nutrición, enfermedades generales y el estrés mecánico por abrasión (6). Esta enfermedad es multifactorial y puede producir depresiones en la punta de las cúspides, generando superficies oclusales planas (6,7).

Dentro de los factores extrínsecos se encuentra el consumo de alimentos ácidos, fármacos, exposición al ácido por el tipo de ocupación y los pacientes con trastornos alimenticios. Por otra parte, la erosión intrínseca es causada por el fluido gástrico que entra en contacto con los dientes, esto se va a presentar en pacientes con reflujo gastrointestinal y pacientes con bulimia. Estas enfermedades son más prevalentes en las

mujeres, la capacidad erosiva del fluido gástrico es mayor que los ácidos extrínsecos, ya que el potencial de hidrógeno (pH) del fluido gástrico es menor a 2. (8,9).

El reflujo gastrointestinal es una alteración, que se define como la relajación involuntaria del esfínter esofágico superior, ocasionando que el reflujo se dirija a través del esófago hacia la cavidad oral. Un sólo episodio de reflujo en la cavidad oral no conduce a una condición patológica. Sin embargo, varios episodios durante un largo tiempo si generan una enfermedad y mayor riesgo de desarrollar erosiones en los tejidos (10,11). En una revisión sistemática de 2014 demostró que la prevalencia del reflujo gastrointestinal en la población general osciló entre el 18,1% y el 27,8% en América del Norte, del 8,8% al 25,9% en Europa y de 23% en Sudamérica (12).

El objetivo del manejo terapéutico de la erosión dental es reducir o detener la progresión de las lesiones, reducir la sintomatología, la hipersensibilidad dentaria, devolver la función y estética, así como una adecuada resistencia a los agentes erosivos en el tiempo. El tratamiento restaurador debe elegirse basándose en la severidad de la pérdida de tejido y la extensión de las restauraciones existentes en los dientes posteriores, estos tratamientos pueden realizarse de manera directa e indirecta (7, 13). Las restauraciones indirectas están indicadas cuando existe una gran pérdida de tejido dental, estas pueden ser hechas de cerámica o polímeros (14).

Actualmente, con la evolución de la odontología restauradora se cuenta con una gran cantidad de materiales disponibles. La resina compuesta está constituida básicamente por una matriz orgánica reforzada con partículas inorgánicas, la cantidad de partículas de relleno son las que determinaran las formaciones de las características de la resina.

El módulo de Young y la dureza del material están directamente relacionada con la cantidad de partículas de relleno. Por otro lado, la contracción de la polimerización es determinado por los monómeros de la matriz y los más comunes son Bis-GMA, UDMA, UTMA y BisEMA (15,16).

Sin embargo, al compararla con las características clínicas de una restauración de cerámica siempre será cuestionable su resistencia al desgaste, adaptación marginal y coincidencia con el color del diente (17). Para mejorar el rendimiento de las resinas compuestas, se introdujeron al mercado materiales híbridos que combinen cerámicas y compuestos de resina en un solo material. Recientemente se ha introducido un nuevo material de red cerámica infiltrada con polímero (PICN) que según la última clasificación de Gracis S. *et al* del 2015 se encuentra dentro del grupo cerámica con matriz de resina. Este material se fabrica mediante la infiltración de una red de cerámica de vidrio pre-sinterizado con los monómeros de dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA) que son polimerizados de manera secundaria (18,19).

El PICN es un material que presenta diferentes propiedades mecánicas como lo menciona Facenda *et al.* en el 2018, siendo estos: resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, módulo de elasticidad, dureza, rugosidad, tenacidad a la fractura y resistencia la fatiga (20)

Por su alto contenido en vidrio nos permite comparar sus propiedades con las cerámicas, dándonos una ventaja disminuyendo estos problemas al combinar con matrices poliméricas, tomando como principal característica la semejanza del módulo de la elasticidad de la resina que es muy similar al de la dentina. Este material tiene una

composición de (86%) en cerámica sinterizada y (14%) en matriz polimérica, por este motivo los bloques de PICN son materiales altamente resistentes y con una adecuada biocompatibilidad (21).

La resistencia a la fractura del PICN es mayor que el de una cerámica feldespática y menor que una cerámica de disilicato, pero es semejante al de un material nanocerámico. Petrini *et al* y Argyrou *et al* en sus estudios evaluaron la resistencia a la flexión de un material PICN obteniendo unos valores de 213.1 y 124 Mpa respectivamente (21,22,23).

Las restauraciones dentales están expuestas a condiciones orales complejas y variables durante su vida útil. Estudios previos muestran que las redes de polímeros son sensibles a diferentes condiciones del entorno oral, incluida la variación de la temperatura, cambios de pH, la humedad constante, las fuerzas masticatorias, los diferentes alimentos, etc. Estos factores pueden causar un mayor envejecimiento y afectar el desempeño de las restauraciones en la cavidad oral. Como tal, el polímero infiltrado dentro de la cerámica también puede estar sujeto a estas formas de degradación y su estructura puede aumentar su sensibilidad al envejecimiento (20).

Por lo tanto, se requiere seguir investigando el tratamiento restaurador idóneo con el material adecuado a utilizarse que otorgue mayor estabilidad y durabilidad a las restauraciones, es importante para un adecuado tratamiento lograr conocer el comportamiento de los materiales restauradores más utilizados frente a los efectos originados por circunstancias críticas como el reflujo gastroesofágico (20).

Por tal motivo, es importante evaluar los efectos que produce un medio ácido agresivo característico de los pacientes con reflujo gastrointestinal o que sufren de bulimia

nerviosa, el cual podría alterar el desempeño de las restauraciones hechas a base de polímero, a diferencia de una restauración de cerámica que presenta mayor resistencia a la degradación, siendo PICN un material híbrido que comparte las características tanto de un polímero como una cerámica, este podría ser utilizado para la rehabilitación de dichos pacientes. Sin embargo, la información, considerando la degradación de PICN bajo variación en las condiciones de pH es limitada. Estos materiales restauradores al estar expuestos en un medio bastante ácido pueden sufrir variaciones en la microdureza superficial, rugosidad superficial y masa. Por ello, la pregunta de investigación del presente estudio es ¿Cómo influye el jugo gástrico simulado en la microdureza, rugosidad y solubilidad de una cerámica infiltrada con polímero CAD CAM?

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar *in vitro* el efecto del jugo gástrico simulado sobre las variaciones de microdureza, rugosidad y solubilidad de una cerámica infiltrada con polímero.

Objetivos Específicos

1. Determinar el efecto *in vitro* del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad en los tiempos de 12 y 48 horas mediante la pérdida de masa de una cerámica infiltrada con polímero.
2. Determinar el efecto *in vitro* del jugo gástrico simulado sobre la microdureza en los tiempos de 12 y 48 horas mediante la deformación superficial de una cerámica infiltrada con polímero.
3. Determinar el efecto *in vitro* del jugo gástrico simulado sobre la rugosidad en los tiempos de 12 y 48 horas mediante la variación de la topografía de una cerámica infiltrada con polímero.

III. MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio es de tipo experimental in vitro, prospectivo, longitudinal. El trabajo se realizó a base de una cerámica infiltrada con polímero (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) con lote 82360007 de color 2M2 translucido EM14 adquirido en la empresa DENT IMPORT S.A. Perú, el cual proviene de un bloque prefabricado CAD/CAM. Las características del material, así como su composición química se detallan en el **Anexo 1**.

El tamaño de nuestra muestra fue tomado teniendo como base los artículos de Yu P. *et al.* en el 2017, Backer A. *et al.* en el 2017, Cruz *et al.* 2020. (20, 32,33).

Se confeccionaron 10 muestras las cuales se sometieron al jugo gástrico simulado por un tiempo total de 48 horas, siendo los líquidos cambiados a las 24 horas. Se realizaron tres mediciones a las 0,12 y 48 horas, siendo la medida inicial nuestro valor control. El jugo gástrico se mandó a elaborar en el “Servicio de Control de Calidad- Facultad de Ciencia y Filosofía, de la Universidad Peruana Cayetano Heredia” **Anexo 2**.

Los criterios que se utilizaron para escoger las muestras al realizar el estudio fueron: una superficie completamente lisa, muestras de una dimensión de 12mm de largo, 14 milímetros de ancho, 2 milímetros de espesor, superficies completamente regulares y con un peso estandarizado de 0.83 mg.

Los bloques fueron seccionados en la empresa de “Hidrocorte Perú”, mediante una máquina de corte de precisión (Flow wáter jet mach 100). Estas muestras se confeccionaron con una dimensión de 12 x 14 x 2mm, siguiendo como referencia las medidas expuesta en el artículo base de Backer *et al.* (32) **Anexo 3**.

Estas medidas se verificaron con un medidor de pie de rey (Mitutoyo de 0 a 150 mm) en toda su extensión y de esta forma se pudo comprobar su constante espesor **Anexo 6**. Se estandarizó con un peso de 0.83gr en una balanza de precisión digital (BQ12001 HENKEL) previamente calibrada cada 3 mediciones **Anexo 6**.

Estas muestras fueron pulidas por un sólo operador siguiendo una orientación paralela al ancho de la hoja con una misma presión, una misma intensidad, una misma secuencia, un sólo movimiento, una sola mano, previo la calibración de la Magister Especialista C.D. Rosalía Amaro Padilla, con lijas de carburo de silicio de marca ASA con dimensiones de 28 por 23 cm y de 5 grosores diferentes siguiendo un orden desde la más gruesa hasta la más fina (280, 600, 800, 1200, 1500). El proceso fue hecho por ambos lados de la muestra realizando 30 pasadas por lija, luego estas muestras se colocaron en un ultrasonido con agua destilada para ser limpiadas y eliminar así cualquier residuo del proceso. Se utilizó el ultrasonido de marca Woson (Ultradent, Alemania con una capacidad de 2,1 litros y una frecuencia de 40 kHz) durante un tiempo de 5 minutos y se dejaron secar al aire durante 20 segundos, luego se almacenaron en un recipiente plástico hasta realizar sus mediciones.

Después de realizar todo el procedimiento de preparación y estandarización de las muestras antes de la exposición al jugo gástrico simulado se registraron los valores iniciales de peso, rugosidad y microdureza siendo utilizados como valores base, estas mediciones se realizaron en el laboratorio “Hight Technology” con previa autorización **Anexo 4**. Se confeccionó un posicionador por cada muestra a base de alambre de ortodoncia el cual sostuvo las muestras, dejándolas suspendidas en un tubo de ensayo debidamente rotulado sobre 30 ml de jugo gástrico simulado a temperatura ambiente,

durante el período propuesto que simularía 5 años de exposición a ácido gástrico como lo propone la investigación del artículo base utilizado Cruz *et al.* 2020.

Las muestras fueron sometidas al jugo gástrico simulado por un periodo total de 48 horas y con dos tiempos de evaluación a las 12 y 48 horas. Al culminar cada periodo de exposición los especímenes fueron retirados de su posicionador para ser secados al medio ambiente por 20 segundos en un papel de microfibra y analizados inmediatamente.

Para el análisis de solubilidad se utilizó una balanza digital y se registraron los valores del peso inicial antes de la exposición al jugo gástrico simulado (E1), a las 12 horas (E2) y 48 (E3) horas después de la exposición.

Para la realización de las pruebas de dureza superficial se utilizó un microdurómetro Vickers Hardness Tester, Modelo: HV-1000 Factory No. 8975, se hicieron 3 indentaciones por cada muestra bajo una carga de 100gr durante 15s. Los números de dureza de Vickers (VHN) se calcularon de acuerdo con la siguiente ecuación: $HV = 1.8544 * P/L^2$ donde P es la carga en Newton y L es el promedio de los valores diagonales. El análisis se realizó antes de la exposición, a las 12 y 48 horas después de la exposición. Se registraron los siguientes valores.

D1: Dureza inicial antes de ser expuestas al jugo gástrico simulado, medición de control.

D2: Dureza luego de la exposición con jugo gástrico simulado a las 12 horas.

D3: Dureza luego de la exposición con jugo gástrico simulado a las 48 horas.

Para la evaluación de la rugosidad superficial se utilizó un rugosímetro de marca MITUTOYO, modelo SJ-201, N.º 178-923^a fijando las muestras con una prensa de

banco de 80mm de longitud. Luego se procedió a tomar las mediciones en cuatro puntos calculando la media, la rugosidad media (Ra) es la media aritmética resultante de la suma de los valores absolutos de los desvíos de perfil de la superficie a partir de la línea central dentro del trazado evaluado. Se registraron los datos obtenidos en micrómetros, antes y después de la exposición al jugo gástrico simulado en un mismo lugar y se digitaron en una hoja de cálculo.

Para hallar las variables se utilizó como referencia el objetivo general determinando la microdureza superficial, rugosidad superficial y solubilidad del material como variables dependientes.

La microdureza o dureza superficial es la resistencia a la deformación que ofrece un material luego de ser sometido a una indentación o penetración. Los valores obtenidos de la microdureza vickers se registraron demostrando que el presente estudio es de tipo cuantitativo, utilizando una escala de medición de razón con valores hardness vickers HV (kg/mm^2).

La rugosidad superficial se determinó como la distorsión plástica por la que pasó la cerámica infiltrada con polímero a la aplicación de una fuerza compresiva antes y después de la exposición al jugo gástrico simulado. Los valores de rugosidad fueron registrados en el rugosímetro determinando que es una prueba de tipo cuantitativa; con una escala de medición de razón en valores de Ra μm .

Por último, la variable dependiente solubilidad o variación de la masa del presente estudio, se pudo constatar que es la variación de peso de la cerámica infiltrada con polímero después de la exposición al jugo gástrico simulado. Se utilizó una balanza

digital con una precisión de 0.01 mg para obtener los resultados, esta variable es de tipo cuantitativa, la escala de medición de razón con valores en mg.

Se tuvo como covariable el tiempo, utilizando los bloques de cerámica infiltrada con polímero sometidos a dos mediciones de tiempo: 12 y 48 horas, su escala de medición fue de razón con valores en horas.

Con respecto a los aspectos éticos el presente trabajo de investigación se manejó en el laboratorio HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C, así mismo se envió el presente proyecto de investigación al comité institucional de ética con la finalidad de poder ser exonerados de la revisión. El presente proyecto de investigación contó con las autorizaciones correspondientes de los laboratorios donde se realizó la investigación.

Para el análisis estadístico univariado, se procedió a obtener la estadística descriptiva (media y desviación estándar) de las variables del estudio, registrados en una tabla de promedios. Además, se determinó si las muestras tienen una distribución normal mediante la prueba de Shapiro Will. Se aplicó la prueba t de Student para pruebas paramétricas para la comparación entre los tiempos de las muestras evaluadas. El estudio contó con un nivel de confianza de 95% y un $p < 0.05$. Se usó el programa de SPSS 24.0

IV. Resultados:

El presente estudio evaluó el efecto in vitro del jugo gástrico simulado sobre la microdureza, la rugosidad y la solubilidad de una cerámica infiltrada con polímero (PICN).

Se eliminaron 2 valores atípicos y se obtuvieron 8 muestras. Los valores (media \pm desviación estándar) de microdureza superficial, rugosidad superficial y peso a las 0, 12 y 48 horas se muestran en la tabla 1. En los resultados obtenidos de microdureza, tomando en cuenta que nuestro tiempo cero es el tiempo control, se observa diferencia significativa con respecto a los tiempos de exposición de 0 a 12 horas y de 0 a 48 horas. Los valores obtenidos fueron de 168.84 Hv, 145.83 Hv y 135.04 Hv en los tiempos de 0, 12 y 48 horas respectivamente, sin embargo, no se evidencia diferencia estadísticamente significativa entre los valores obtenidos a las 12 y 48 horas.

En los valores de la rugosidad no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tiempos expuestos, se obtuvo el valor base de 0.07 μm el cual nos sirvió como medida inicial, y de 0.06 μm para los tiempos de 12 y 48 horas.

Con respecto a los valores de peso no se encontraron evidencia estadísticamente significativa entre los tiempos evaluados, la medida base fue de 0.82 mg y de 0.79 mg para las medidas correspondientes de 12 y 48 horas correspondientes. Para evaluar el efecto de los valores obtenidos antes y después de su inmersión en el jugo gástrico simulado, se utilizó la prueba T student para grupos dependientes.

V. Discusión:

En la actualidad no existen muchos estudios sobre el comportamiento del PICN en ambientes ácidos. Por este motivo el estudio fue enfocado a la evaluación de un material híbrido el cual estuvo sometido a una exposición continua de ácido gástrico simulado con un pH de 1.2. Enfocándose en su comportamiento frente a esta solución; simulando las condiciones de un paciente con problemas de reflujo gastrointestinal o bulímico refiriendo a un tiempo de exposición de 2 y 5 años, determinando su desempeño clínico, su comportamiento a largo plazo y de esta manera justificando su uso en estos tipos de pacientes ya que es importante que un material restaurador ofrezca una adecuada resistencia a diferentes situaciones.

En el presente estudio al comparar los valores antes y después de la inmersión continua de ácido gástrico simulado, se encontraron diferencias significativas en la microdureza. Los valores que se obtuvieron fueron de 145.83Hv a las 12 horas y 135.04 Hv a las 48 horas, comparándola con la primera medición que fue de 168.84Hv se pudo corroborar la variación de 0 a 12 horas y de 0 a 48 horas, sin embargo, no se evidenció cambios significativos entre las 12 y 48 horas. Estos resultados son similares a los reportados en el estudio de Yu P. *et al* 2017 (24), donde encontraron cambios significativos al someter al PICN a ácido acético, ácido láctico y ácido cítrico durante 4 semanas, cambiando los líquidos cada 24 horas, encontrando valores de micro dureza de 2,87 de 2,83 y 2,68 (GPa) respectivamente, siendo el ácido láctico la solución que produjo más cambios en la microdureza. Esto podría explicarse porque el polímero infiltrado y el mayor número de interfaces que presenta este material pueden ser más sensible a los factores de envejecimiento que las cerámicas como lo menciona Prakki *et al.* en el 2005 (25).

Los materiales híbridos por su contenido polimérico al ser sometidos a un medio ácido sufren daños a nivel de los enlaces químicos de la interfaz polimérica – cerámica, esto se genera por una hidrólisis cerca de la superficie de contacto, generando que los grupos éster de la red del polímero se hidrolicen y se produzca la escisión de las cadenas, es decir las cadenas de polímeros forman oligómeros y luego finalmente se convierten a monómeros (25,26,27).

Se pudo evidenciar que la microdureza no presentó cambios estadísticamente significativos entre los tiempos de 12 a 48 horas, estos resultados son congruentes con los encontrados en el estudio de Cruz *et al.* 2020, en el cual se utilizaron discos de Lava Ultimate, VITA ENAMIC, IPS e.max CAD, VITA SUPRINITY en los cuales se realizó una medición inicial y una final, a las 18 horas y 25 minutos, sin encontrar cambios significativo en la microdureza, al igual que Backer AD *et al.* 2017 donde no encuentran cambios significativos en la microdureza al evaluar Paradigm MZ100 y Lava Ultimate en tiempos de 0, 6 y 24 horas de exposición al ácido (28, 29). Se podría pensar que, en el presente estudio las muestras se lograron estabilizar demostrando que a pesar de ser un material con contenido polimérico es resistente a la exposición del ácido.

La rugosidad es uno de los parámetros más evaluados en el comportamiento de un material restaurador ya que si este se ve afectada generaría mayor acúmulo de biopelícula generando caries y enfermedad periodontal. Estudios anteriores recomienda que la rugosidad debe presentar como máximo un valor de Ra de 0.2 μm sino esto generaría retención bacteriana (30, 31, 32), asimismo Jones *et al.* 2004, en el cual se realizó un estudio en pacientes que evaluaba el nivel de percepción de la rugosidad con

el dorso de la lengua, y utilizando una electro-micrografía de barrido encontraron que los valores de Ra de de 0.2–0.5 μm pueden ser percibidos por la lengua del paciente (30).

En el presente estudio todos los valores fueron por debajo de 0.2 μm y no se encontraron cambios significativos entre los tiempos evaluados, esto podría explicarse porque el proceso de degradación de la matriz polimérica depende de la hidrofiliidad de la misma, de la presencia y ubicación de los grupos hidrolizables en las cadenas de la matriz como lo menciona Ferreance *et al* 2006 (27). Venz y Dickens evaluaron la hidrofilia de los monómeros y explicaron la diferencia en la absorción de agua de varias redes de polímeros de la siguiente manera; encontrado que TEGDMA es el monómero más hidrofílico en relación con Bis-GMA, UDMA y HDMDMA (33).

El PICN está compuesto por UDMA y TEGDMA, de tal manera que podríamos pensar que el monómero UDMA el cual presenta menor hidrofiliidad fue el que reguló la lixiviación de las partículas y de esta forma no generar cambios significativos en la topografía del material. Otros estudios también mencionan que aparte de la matriz de resina, son los rellenos inorgánicos y los agentes de acoplamiento presentes en la composición de estos materiales restauradores los que también pueden regular su tasa de degradación (34,35).

Los resultados de rugosidad del presente estudio concuerdan a los encontrados en el estudio de Egilmez *et al.* 2018, en el cual sometieron al vita enamic a diferentes técnicas de envejecimiento encontrando que al ser expuesto al ácido clorhídrico no obtuvieron diferencias significativas con respecto al grupo control, en este estudio se utilizó una

secuencia de acabado y pulido con lijas de carburo de silicio de 600, 800 y 1200 para luego colocarlas en el ultrasonido por 10 minutos, utilizando una técnica de pulido semejante al presente estudio y por lo tanto pensando que los protocolos de acabado y pulido influyen en los resultados de rugosidad. (36). Así también como lo menciona Özarслан *et al.* 2016 el cual realizó un estudio utilizando discos de vita enamic de color 2m2 HT y T en el cual evaluaron tres tipos de protocolos de acabado y pulido sugeridos por el fabricante: el kit de laboratorio, el kit clínico y VITA Enamic glaze concluyendo que el acabado de las restauraciones VITA Enamic mediante el kit técnico y el kit clínico tenían mejor resultados que el uso del VITA Enamic glaze de tal manera obteniendo un mejor rendimiento en cuanto a la rugosidad superficial y de esta forma demostrando que los procesos de acabado y pulido están directamente relacionada a la rugosidad (37).

En el presente estudio no se evidenció diferencia significativa en la evaluación del peso, esto es debido a la microestructura y composición del PICN. Druck *et al.* 2015 encontraron que la absorción del agua provocaría la hidrólisis del agente de acoplamiento de silano interfacial que proporciona la unión química con la estructura de resina y los rellenos (38).

Coldea *et al.* 2013 explican que para la elaboración del PICN se usa agentes de acoplamiento entre la cerámica y el polímero (39). El monómero UDMA presente en el PICN podría ser el que regularía la tasa de degradación al ser menos hidrofílico (33), se sabe que los procesos de degradación se relacionan con el hinchamiento de la matriz produciendo poros y espacios intermoleculares dentro del material del cual se pueden liberar los rellenos, lo que resulta en una pérdida de masa (40). Nuestros resultados son

congruentes a los encontrados en el estudio de Cruz *et al.* 2020, donde sometieron las muestras al jugo gástrico simulado por 18 horas, pero sin encontrar cambios significativos. Estos resultados se dan probablemente por el poco tiempo de exposición ya que en este material predomina la red cerámica (29). Sulaiman *et al.* 2015 si encuentran variaciones en el peso, ya que ellos someten a las muestras (5 diferentes tipos de zirconia y un grupo control a base de disilicato de litio) a jugo gástrico simulado por un tiempo continuo de 96 horas a diferencia del presente estudio en el cual se utilizó la mitad del tiempo de exposición. (1).

Dentro de las limitaciones del presente estudio podemos mencionar que a pesar de seguir la metodología de los artículos base y someter al PICN a la exposición continua del jugo gástrico simulado tratando de reproducir las condiciones reales, no existe un consenso en la literatura para el método de simulación de ácido gástrico y el tiempo de exposición para un modelo de estudio in vitro (40). Considerando que los pacientes con bulimia purgan 3 veces al día y el tiempo aproximado que el jugo gástrico entra en contacto con los dientes es de 30 segundos, el estudio realizado simula un tiempo real de exposición de 5 años aproximadamente (41,42). Esta situación es difícil de replicar ya que la cavidad oral es un entorno dinámico con cambios de pH debido a la acción amortiguadora de la saliva, asimismo sería mejor evaluar el efecto abrasivo del cepillado y su acción conjunta con el ácido gástrico simulado sobre el PICN para poder acercarnos más a una situación real (40).

A pesar que en nuestros resultados se encontraron variaciones significativas cuando se evaluó la microdureza antes y después de la inmersión en jugo gástrico simulado por 48 horas, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a la rugosidad y el peso. Se

sugiere el control de la temperatura del ácido así como el control del ambiente al momento de la exposición, evitando la contaminación del mismo. También se recomienda el uso del MEB para evaluar la morfología, así como el uso de un espectrómetro que usa energía dispersiva de rayos X (EDX) conectado a un MEB para la evaluación de la composición elemental. Esto podría complementar el estudio realizado ya que con esta prueba podríamos obtener información sobre qué porcentaje de átomos se han perdido después de la exposición (1)

VI. Conclusiones:

- El jugo gástrico simulado generó una pérdida de microdureza en los materiales PICN.
- A pesar de la exposición continua del medio ácido no se encontró cambios significativos en la rugosidad, estos valores fueron menores a $0.2\ \mu\text{m}$ lo cual nos sugiere que este material podría ser usado en un medio oral en los pacientes que padecen estas patologías.
- El jugo gástrico simulado no genera una pérdida de la masa del compuesto híbrido, posiblemente debido al tiempo de exposición.
- Debido a los resultados obtenidos de rugosidad y peso parece ser que este material es resistente a la exposición continua al jugo gástrico simulado, por lo que se podría recomendar el uso en pacientes con las patologías como la bulimia y reflujo gastroesofágico

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, Närhi TO. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015 Dec;31(12):1445-52.
2. Jaeggi T, Lussi A. Prevalence, incidence and distribution of erosion. *Monogr Oral Sci.* 2014;25:55-73.
3. Schlueter N, Luka B. Erosive tooth wear - a review on global prevalence and on its prevalence in risk groups. *Br Dent J.* 2018 Mar 9;224(5):364-370.
4. Bartlett D, Lussi A, West N, Bouchard P, Sanz M, Bourgeois D. Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. *J Dent.* (2013) Nov;41:1007- 1013.
5. Imfeld T. Dental erosion Denition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996 104: 151-155.
6. Kanzow P, Wegehaupt FJ, Attin T, Wiegand A. Etiology and pathogenesis of dental erosion. *Quintessence Int.* 2016 Apr;47(4):275-8.
7. Carvalho TS, Colon P, Ganss C, Huysmans MC, Lussi A, Schlueter N, Schmalz G, Shellis PR, Björg Tveit A, Wiegand A. Consensus Report of the European Federation of Conservative Dentistry: Erosive tooth wear - diagnosis and management. *Swiss Dent J.* 2016;126(4):342-6.
8. Hermont AP, Oliveira PA, Martins CC, Paiva SM, Pordeus IA, Auad SM. Tooth erosion and eating disorders: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2014;9:e111123.

9. Uhlen M-M, Tveit AB, Stenhagen KR, Mulic A. Self-induced vomiting and dental erosion: a clinical study. *BMC Oral Health* 2014;14:92.
10. Broliato GA, Volcato DB, Reston EG, et al: Esthetic and functional dental rehabilitation in a patient with gastroesophageal reflux. *Quintessence Int* 2008;39:131-137,
11. Kasper DL, Fauci AS, Longo DL, et al: *Harrison's Principles of Internal Medicine* (ed 16). New York, McGraw Hill, 2015, pp 1742-1744).
12. El-Serag H B, Sweet S, Winchester C C, Dent J. Update on the epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut* 2014; 63: 871–880.
13. Pini NP, De Marchi LM, Ramos AL, Pascotto RC. Minimally Invasive Adhesive Rehabilitation for a Patient With Tooth Erosion: Seven-year Follow-up. *Oper Dent*. 2019 Jan/Feb;44(1):E45-E57.
14. Fradeani M, Barducci G, Bacherini L, Brennan M. Esthetic rehabilitation of a severely worn dentition with minimally invasive prosthetic procedures (MIPP). *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2012;32:13547.
15. Rodrigues SA, Jr, Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater*. 2008;24:1281–1288.
16. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995;6:302–318.
17. Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent*. 2009;34:263–272.

18. Gracis S, Thompson P, Ferencz L. A new Classification System for All-Ceramic and Ceramic-Like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*. 2015.
19. Grenade C, De Pauw-Gillet MC, Gailly P, Vanheusden A, Mainjot A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dent Mater*. 2016 Sep;32(9):1152-64.
20. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent*. 2018 Jul;30(4):281-286.
21. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014 May;30(5):564-9.
22. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater*. 2013;29(4):375–380.
23. Argrou R, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):397–403.
24. Yu P, Xu Z, Arola DD, Min J, Zhao P, Gao S. Effect of acidic agents on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Oct;74:154-163.
25. Prakki A, Cilli R, Mondelli RF, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *J Dent*. 2005 Feb;33(2):91-8.

26. Gao, S., Gao, S., Xu, B., Yu, H., 2015. Effects of different pH-Values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials* 8, 4751-4767.
27. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006 Mar;22(3):211-22.
28. 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 Jul;26(5):424-431.
29. Cruz MEM, 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.* 2020 Mar;123(3):483-490.
30. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004;196:42–5 discussion 31.
31. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:201–11.
32. Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC, Ren Y. Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater* 2011;27:770-8.
33. Venz S, Dickens B: NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *J Biomed Mater Res* 1991;25:1231-124.

34. Fucio SB, Carvalho FG, Sobrinho LC, et al: The influence of 30-day-old *Streptococcus mutans* biofilm on the surface of esthetic restorative materials: an in vitro study. *J Dent* 2008;36:833-839.
35. Gopferich A: Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials* 1996;17:103-1.
36. 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 Jan;62(1):65-74.
37. Özarslan MM, Büyükkaplan U, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016 Feb; 8(1):16-20.
38. Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2015;103:143-50.
39. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):419-26.
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 Jan 14.

41. Hetherington MM, Altemus M, Nelson ML, Bernat AS, Gold PW. Eating behavior in bulimia nervosa: multiple meal analyses. *Am J Clin Nutr* 1994;60: 864-73.
42. Zaki DYI, Hamzawy EMA, El Halim SA, Amer MA. Effect of simulated gastric juice on surface characteristics of direct esthetic restorations. *Aust J Basic Appl Sci* 2012;6:686-94.

VIII. TABLA DE RESULTADOS

Tabla 1. Efecto in vitro del jugo gástrico simulado sobre la variación de la Microdureza, Rugosidad y Peso en la superficie de una cerámica infiltrada con polímero a las 12 y 48 horas.

Variables	Microdureza (Hv)								
	0 Horas		12 Horas		48 Horas		0 Horas vs. 12 Horas	12 Horas vs. 48 Horas	0 Horas vs. 48 Horas
	X	DE	X	DE	X	DE	p	p	p
Microdureza	168.84	18.19	145.83	14.24	135.04	9.53	<0.01**	0.07**	<0.01**
Rugosidad	0.07	0.01	0.06	0.01	0.06	0.01	0.09**	0.47**	0.44**
Peso	0.82	0.01	0.79	0.11	0.79	0.11	0.35**	0.35**	0.35**

X: Promedio.

De: Desviación estándar.

P: Significancia estadística.

** Prueba de t de student para grupos dependientes.

ANEXOS

Anexo 1

Composición y Características del Vita Enamic

VITA ENAMIC es la primera cerámica híbrida dental con matriz dual en todo el mundo. En este material, la matriz de la cerámica de estructura fina dominante (86 % del peso) es reforzada por una matriz de polímero de acrilato, y ambas matrices se interpenetran totalmente.

Propiedades del producto y ventajas

- Fragilidad más reducida que la cerámica pura y mejor comportamiento de abrasión que el composite.
- Pueden fresarse restauraciones con grosores de pared más finos en comparación con la cerámica de silicatos. Ideal para restauraciones mínimamente invasivas.
- Resultados de mecanizado y fresado precisos y fieles al detalle, gracias a la extraordinaria estabilidad de los ángulos del material.
- Muy fácil de fresar con instrumentos de diamante.
- Al igual que la cerámica de silicatos, puede grabarse con gel de ácido fluorhídrico. Proporciona una unión duradera en arrastre de fuerza a la sustancia dental mediante técnica adhesiva.
- Permite una fijación sencilla con composites autoadhesivos.

Composición química de la matriz de cerámica de feldespato de estructura fina.

OXIDOS	PROPIEDADES EN % DEL PESO
SiO ₂	58–63
Al ₂ O ₃	20–23
Na ₂ O	6–11
K ₂ O	4–6
B ₂ O ₃	0,5–2
CaO	< 1
TiO ₂	< 1

Proporción de cerámica y polímero

Componentes	% en peso	% en volumen
Cerámica de feldespato de estructura fina	86	75
Polímero	14	25

Datos físicos

Propiedad	Unidad Valor	Unidad Valor
Resistencia a la flexión (ISO 6872)	MPa	150–160
Tenacidad de rotura	MPa√m	1,5
Módulo de elasticidad	GPa	30
Módulo de Weibull	–	20
Dureza	GPa	2,5

Nota: datos tomados de la página de fabricante

file:///C:/Users/Peterl/Downloads/VITA_1982_1982SP_ENAMICneutral_VA_ES_V03_es.pdf

Anexo 2

Carta de permiso

Leon Villegas Vilchez

Jefe de la Carrera “Química”

Universidad Peruana Cayetano Heredia

Nosotros, Pedro Leonardo Padilla Proaño y Joan Manuel Oré Chiara, alumnos de la Especialidad de Rehabilitación Oral de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, nos encontramos realizando la investigación “EVALUACION IN VITRO DEL EFECTO DEL JUGO GASTRICO SIMULADO SOBRE UNA CERÁMICA INFILTRADA CON POLÍMERO (PICN)”, por lo cual solicitamos a usted la preparación de 1L. de fluido gástrico simulado (0.2% de NaCl p/V en 7% HCl v/v, pH= 1.2) a 37°C para poder ejecutar la presente investigación, el cual se solicitará en primer instancia 100 ml para la realización del proyecto piloto y 900 ml para la ejecución del mismo .

Agradeciéndole anticipadamente por su gentil comprensión, nos despedimos

Atentamente

Pedro Leonardo Padilla Proaño

Joan Manuel Oré Chiara

Anexo 3

Carta de permiso

Hidro Cortes Perú

Nosotros, Pedro Leonardo Padilla Proaño y Joan Manuel Oré Chiara, alumnos de la Especialidad de Rehabilitación Oral de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, nos encontramos realizando la investigación “EVALUACION IN VITRO DEL EFECTO DEL JUGO GASTRICO SIMULADO SOBRE UNA CERAMICA INFILTRADA CON POLÍMERO (PICN)”, por lo cual solicitamos a usted la ayuda para realizar la sección de cortes, de bloques de una cerámica híbrida (PICN). Con dimensiones de 12X14X2 mm para poder ejecutar la presente investigación, se realizará 25 muestras correspondientes a 5 bloques de vitaenamic.

Agradeciéndole anticipadamente por su gentil comprensión, nos despedimos

Atentamente

Pedro Leonardo Padilla Proaño

Joan Manuel Oré Chiara

Anexo 4

Carta de permiso

Ing. Robert Eusebio

Hight Technology Laboratory

Nosotros, Pedro Leonardo Padilla Proaño y Joan Manuel Oré Chiara, alumnos de la Especialidad de Rehabilitación Oral de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, nos encontramos realizando la investigación “EVALUACION IN VITRO DEL EFECTO DEL JUGO GÁSTRICO SIMULADO SOBRE UNA CERÁMICA INFILTRADA CON POLÍMERO (PICN)”, por lo cual solicitamos a usted permita el uso de las instalaciones de su laboratorio, utilización de la balanza digital y del Microdurómetro de Vickers HV -100 (Mitutoyo), y rugosímetro de marca MITUTOYO, modelo SJ-201, N.º 178-923^a, para poder realizar las mediciones correspondientes a 20 muestras de Vita enamic respectivamente del presente estudio, para luego, proceder a realizar las mediciones de las muestras que forman parte de la ejecución de la investigación.

Agradeciéndole anticipadamente por su gentil comprensión, nos despedimos

Atentamente

Pedro Leonardo Padilla Proaño

Joan Manuel Oré Chiara

Anexo 5. Cuadro de Operacionalización de variables

Variable principal	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Microdureza Superficial	Es la deformación plástica de una superficie expuesta a una fuerza	Resistencia a la deformación de la superficie de una cerámica infiltrada con polímero luego de la exposición a una sustancia ácida	Valores de dureza generados en el microdurómetro vickers	cuantitativa	De razón	kg/mm2 (HV)
Rugosidad Superficial	Irregularidad de una superficie real, producida durante su fabricación	Deformaciones plásticas por las que pasa una cerámica infiltrada con polímero a la aplicación de una fuerza compresiva antes y después de la exposición al fluido gástrico	Valores de rugosidad generados en el rugosímetro	Cuantitativa	De razón	Ra: μm
Solubilidad	La capacidad de un cierto soluto para disolverse en otra solvente	Es la variación de peso de una cerámica infiltrada con polímero después de la exposición al jugo gástrico simulado.	Valores de peso generados en una balanza analítica	Cuantitativa	De razón	g
Tiempo	Dimensión física que representa la sucesión de estados por los que pasa la materia	Los bloques de cerámica infiltrada con polímero sometidos a dos mediciones de tiempo, 12 y 48 horas	Medición en dos tiempos	Cuantitativa	De razón	horas

Anexo 6. FOTOS DE PROCEDIMIENTO

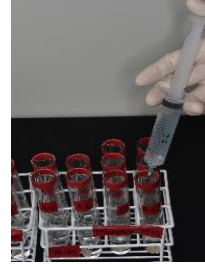
PROCESE DE PULIDO



**ESTANDARIZACIÓN
DE PESO**



COLOCACIÓN DE MUESTRAS



MUESTRAS



MICROSUREZA



RUGOSIDAD

