



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

Facultad de
ESTOMATOLOGÍA

**EFFECTO IN VITRO DEL JUGO GÁSTRICO
SIMULADO SOBRE LA SOLUBILIDAD,
MICRODUREZA Y RUGOSIDAD SUPERFICIAL DE
LA ZIRCONIA MONOLÍTICA**

**In vitro effect of simulated gastric juice on solubility, microhardness
and surface rugosity of monolithic zirconia**

**TESIS PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
REHABILITACIÓN ORAL**

AUTORES:

CD. ROCIO DEL PILAR VALLADARES MATURRANO

CD. JUAN PABLO PAZ BEJAR

ASESORES:

MG. ESP. ROSALIA ELENA AMARO PADILLA

MG. CARLOS YURI LIÑÁN DURÁN

LIMA – PERÚ.

2020

JURADO EXAMINADOR

Jurado Coordinador: Mg. Esp. José Antonio Balarezo Razzeto
Jurado Calificador: Mg. Esp. Claver Clemente Santos Escalante
Jurado Calificador: Mg. Esp Carlos Paz Mayuri

Fecha de Sustentación: 13 de mayo del 2020

Calificación: Aprobado

ASESORES DE TESIS

ASESOR

Mg. Esp. Rosalia Elena Amaro Padilla

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

ORCID: 0000-0002-1527-080X

CO-ASESOR

Mg. Esp. Carlos Yuri Liñán Durán

Departamento Académico de Estomatología del Niño y del Adolescente

ORCID: 0000-0003-2669-842X

DEDICATORIA

A nuestras familias, a nuestros padres y hermanos; por el apoyo y confianza en nosotros para la culminación de esta etapa. Gracias por su apoyo para no rendirnos y seguir este camino que hoy también es su fruto y logro.

AGRADECIMIENTOS

- A Dios por su inmenso amor, por habernos guiado para llegar hasta este punto, por ser nuestra fortaleza en los momentos de debilidad y permitirnos cumplir cada meta que nos trazamos.
- A nuestras familias, por su amor, apoyo incondicional, dedicación y empeño para ayudarnos a ser cada día mejor personas. Gracias por su inmenso esfuerzo para que pudiéramos seguir y alcanzar nuestros sueños.
- A nuestras parejas, nuestros cómplices, apoyos incondicionales, gracias por su amor hacia nosotros que nos sirvió de motivación para lograr la realización de esta tesis.
- A nuestra asesora, Mg. Esp. Rosalia Amaro Padilla, por la orientación, apoyo, paciencia que nos permitió contar con ella no sólo como asesora sino como una gran amiga, para la realización de esta tesis.
- A nuestro asesor, Mg. Esp. Carlos Liñán Durán, por la orientación, apoyo, paciencia que nos permitió contar con él no sólo como asesor sino como un gran amigo, para la realización de esta tesis.
- Al ingeniero Robert Eusebio, encargado del Laboratorio High Technology que nos permitió las instalaciones de su laboratorio para la medición de nuestras muestras.
- Al técnico David Alva Muñoz, encargado del laboratorio DAM que nos permitió las instalaciones de su laboratorio para la obtención de nuestras muestras a investigar.

DECLARACIONES Y CONFLICTO DE INTERÉS

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
I. Introducción	1
II. Objetivos	8
III. Materiales y Métodos	9
IV. Resultados	15
V. Discusión	17
VI. Conclusiones	24
VII. Referencias Bibliográficas	25
VIII. Tablas y gráficos	27

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el efecto in vitro del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad, microdureza y rugosidad superficial de la Zirconia monolítica. **Métodos y Materiales:** Estudio experimental in vitro. Zirconia Monolítica (ZOTION®, Zotiontech, China) fue seleccionada y distribuida en 2 grupos experimentales, en exposición de agua destilada (control) y en jugo gástrico simulado. Las muestras (10 x 10 x 1.2 mm, n= 10 por grupo) fueron cortadas, sinterizadas, pulidas y limpiadas antes de ser inmersas en 10 ml de solución de jugo gástrico simulado por 96 horas a temperatura ambiente. Todas las muestras fueron pesadas y examinadas su microdureza y rugosidad superficial antes y después de la exposición de los fluidos. La solubilidad fue evaluada mediante una balanza digital debidamente calibrada, la microdureza, mediante el uso de un Microdurómetro de Vickers y la rugosidad superficial, mediante un rugosímetro. La información fue analizada mediante el programa estadístico IBM SPSS Statistic versión 24.0. **Resultados:** el promedio de la solubilidad inicial y final del grupo con agua destilada, así como del grupo con jugo gástrico simulado fue 0.70 ± 0.01 . El promedio inicial de microdureza del grupo con agua destilada fue $1223.82 \pm 50.07 \text{ kg/mm}^2$ y el promedio final, fue de $1221.39 \pm 50.39 \text{ kg/mm}^2$. En el grupo con jugo gástrico simulado el promedio de microdureza inicial fue $1215.16 \pm 74.55 \text{ kg/mm}^2$ y el promedio de microdureza final fue $1192.78 \pm 76.37 \text{ kg/mm}^2$. El promedio inicial y final de rugosidad superficial del grupo con agua destilada fue $0.48 \pm 0.09 \text{ Ra}$. En el grupo con jugo gástrico simulado el promedio de rugosidad superficial inicial fue $0.49 \pm 0.06 \text{ Ra}$ y el promedio de rugosidad superficial final fue $0.47 \pm 0.08 \text{ Ra}$. **Conclusiones:** No se encontró diferencia estadística en cuanto a la solubilidad y rugosidad superficial, pero si se encontró diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la microdureza.

Palabras clave: Jugo gástrico, dureza, propiedades de superficie, solubilidad, Zirconia tetragonal estabilizada con itria (DeCS)

ABSTRACT

Objective: To evaluate the in vitro effect of simulated gastric juice on the solubility, microhardness and surface roughness of monolithic Zirconia. **Methods and Materials:** In vitro experimental study. Monolithic Zirconia (ZOTION®, Zotiontech, China) was selected and distributed in 2 experimental groups, in exposition of distilled water (control) and in simulated gastric juice. The samples (10 x 10 x 1.2 mm, n = 10 per group) were cut, sintered, polished and cleaned before being immersed in 10 ml of simulated gastric juice solution for 96 hours at room temperature. All the samples were weighed and their microhardness and surface roughness were examined before and after the exposure of the fluids. Solubility was assessed using a properly calibrated digital scale, microhardness using a Vickers Microhardness Tester and surface roughness using a roughness tester. The information was analyzed using the IBM SPSS Statistic version 24.0 statistical program. **Results:** the average of the initial and final solubility of the group with distilled water, as well as that of the group with simulated gastric juice was 0.70 ± 0.01 . The initial average of microhardness of the group with distilled water was $1223.82 \pm 50.07 \text{ kg / mm}^2$ and the final average was $1221.39 \pm 50.39 \text{ kg / mm}^2$. In the simulated gastric juice group, the average initial microhardness was $1215.16 \pm 74.55 \text{ kg / mm}^2$ and the average final microhardness was $1192.78 \pm 76.37 \text{ kg / mm}^2$. The initial and final average of surface roughness of the group with distilled water was $0.48 \pm 0.09 \text{ Ra}$. In the simulated gastric juice group, the average initial surface roughness was $0.49 \pm 0.06 \text{ Ra}$ and the average final surface roughness was $0.47 \pm 0.08 \text{ Ra}$. **Conclusions:** No statistical difference was found in terms of solubility and surface roughness, but a statistically significant difference was found in terms of microhardness.

Keywords: Gastric juice, hardness, surface properties, solubility, Tetragonal stabilized zirconia with itria (DeCS)

I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la alta incidencia de pacientes con desgaste dental ha representado un gran problema en la práctica clínica. Pero, es sabido que cuando hablamos de pérdida dentaria está puede estar atribuida a diversos factores como la erosión, abrasión, atrición y abfracción (1,2). Sin embargo, la erosión dental es una de las patologías crónicas más frecuentes definida como la pérdida irreversible de tejido dentario a través de la disolución por ácidos sin la participación de bacterias (2). A su vez, esta pérdida dentaria puede ser atribuida a factores exógenos y/o endógenos. Los primeros incluyen la ingesta excesiva de gaseosas (agua carbonatada), jugo de frutas ácidas, bebidas deportivas, alimentos ácidos, medicamentos, hasta la influencia ambiental. Entre los factores endógenos, el reflujo gastroesofágico (RGE) y los trastornos de la alimentación como la bulimia, son las principales causas de erosión dental (2, 3).

La saliva proporciona beneficios de protección neutralizando los ácidos, sin embargo, los pacientes que padecen de reflujo gastroesofágico (RGE) presentan una disminución de la capacidad buffer de la saliva y una alta prevalencia de desgaste dentario (3, 4), por ello, el reflujo gastroesofágico (RGE), es definido como una afección médica bastante común que afecta a un gran porcentaje de la población mundial en un 30 a 35% (5,6), en Latinoamérica es de 1.9% a 31.3% (5,6) y en el Perú, según un estudio realizado es de 26.51%. (5,6) Es reconocido como un movimiento retrógrado involuntario de contenido gástrico en la boca debido a la relajación de la parte superior del esfínter del esófago. Siendo, el ácidoclorhídrico producido por las células parietales del estómago, la principal causa de

erosión dental endógena (4, 7). Por esta razón, es de conocimiento que los ácidos provenientes del reflujo gastroesofágico (RGE), presentan un pH menor de 2 y sus efectos nocivos a los dientes es incuestionable, sabiendo que un pH por debajo de 5.5 es crítico y lo disolverá (7,8). En algunos estudios in vitro se ha verificado que con un pH menor a 3.7 la erosión dental ya es evidente (8). Siendo una de las grandes consecuencias de estos ácidos, la pérdida considerable de minerales y la disminución de la microdureza dentaria que predominantemente afecta las superficies palatinas de los dientes anteriores progresando considerablemente hacia los dientes posteriores e involucrando los bordes incisales encontrándonos en niveles avanzados con una erosión severa que requiere una rehabilitación restaurativa extensa (4, 7, 8, 9). Las opciones de tratamiento para pacientes con estas patologías, merece gran atención tomando en cuenta la extensión de la estructura dañada, la ubicación de la pérdida dentaria y sobretodo, la oclusión; para poder seleccionar el material restaurador adecuado a ser utilizado en estos pacientes (7, 10).

Actualmente, con el auge de la odontología restauradora, existe una variedad de materiales que pueden ser utilizados para una rehabilitación de pacientes con dichas patologías y que pueden sufrir deterioros frente a la exposición de diversos ácidos (7, 10, 11). Muchos de los tratamientos involucran restauraciones indirectas, donde los materiales son diversos, y Gracis *et al.*, realizaron una clasificación de las cerámicas en tres familias, basada en la presencia de algunos atributos específicos; la familia de las cerámicas de matriz de vidrio, que contiene a las cerámicas feldespáticas, sintéticas basadas de leucitas y vidrio infiltrado; la familia de las

cerámicas policristalinas, que contiene alúmina, Zirconia estabilizada, Zirconia endurecida con alúmina, alúmina endurecida con Zirconia y la familia de cerámicas de matriz de resina, que contiene resinas nanocerámicas, cerámica de vidrio impregnado en una matriz de resina, cerámica de sílice de Zirconia impregnado en una matriz de resina (11). Cada material viene desplazando al otro debido a sus propiedades estéticas, mecánicas y ópticas. (11, 12, 13).

Además, la demanda estética involucra requerir estos materiales libres de metal (10). Todas las familias de cerámicas están sometidas a factores intrínsecos como extrínsecos que contribuyen en su desarrollo físico (1, 11). Los factores intrínsecos incluyen cristalinidad, tamaño geométrico de los cristales, módulo de elasticidad, fase de transformación y expansión térmica. Factores extrínsecos incluyen el ambiente oral, humedad, pH, ciclos de carga (10,11, 12). La durabilidad de las cerámicas en el ambiente oral va estar influenciado por su composición y microestructura; así como, la acidez, tiempo de exposición y temperatura de agentes químicos presentes. La exposición de las cerámicas a agentes erosivos trae consigo degradación del material, reduciendo la estabilidad, disminuyendo la resistencia y posibilitando el desarrollo de cracks (11, 12). Hablar de degradación de todos los materiales cerámicos trae como consecuencia superficies rugosas, pérdida de solubilidad y de microdureza, lo cual va a promover la acumulación de placa y causar el incremento de desgaste del diente antagonista por exposición ante ácidos (1, 11).

En los últimos, años se viene investigando diversos materiales, sin embargo con la evolución de las cerámicas dentales, son las sintetizadas a partir de óxido de zirconio tetragonal estabilizado con itrio (Y-TZP, Zirconia), las que se vienen abriendo camino en el campo de la odontología restauradora, por sus excelentes propiedades mecánicas e inmejorable biocompatibilidad; en donde, debido a las fallas por delaminación o chipping de la cerámica de recubrimiento, aparece la alternativa del uso de una Zirconia monolítica maquinada con la tecnología CAD/CAM la que empezó a mejorar notablemente las propiedades mecánicas, estéticas y físicas sin requerir una cerámica de blindaje (1, 8), ante ello se vienen realizando innumerable investigaciones como la de Sulaiman *et al.*, en el año 2015, que evaluaron la superficie topográfica y propiedades ópticas de la zirconia monolítica después de la inmersión con ácido gástrico. Tuvieron 5 grupos de materiales, 4 con Zirconia parcialmente estabilizada (PSZ), 1 grupo con Zirconia completamente estabilizada (FSZ) y un grupo control que fue IPS e.max. Los especímenes de 10 x 10 x 1.2mm fueron sumergidos en 5ml de jugo gástrico simulado (HCl con un pH de 1.2 por 96 horas. Después, los especímenes fueron examinados y evaluados morfológicamente mediante microscopio electrónico de barrido (MEB), encontrando que si hay una interacción entre la superficie cerámica y el ambiente ácido, la Zirconia monolítica mostró gran resistencia después de la exposición al ácido con mínimos cambios en las propiedades ópticas (1).

Kulkarni *et al.*, en el año 2018, evaluaron el impacto del ácido gástrico artificial en las propiedades de las cerámicas dentales. Escogieron tres tipos de cerámica, la porcelana feldespática, el disilicato de litio y la Zirconia monolítica. Los

especímenes de las cerámicas eran en forma de disco de 10 x 1mm. Cada grupo de cerámica fue dividido en 4 grupos, cada uno de 8; grupo de exposición sólo de ácido, grupo de sólo cepillado, grupo combinado y el grupo control que no fue expuesto. Todos los especímenes evaluados fueron examinados con microscopio electrónico de barrido y con microscopio óptico para cambios morfológicos. Además, el color y la translucidez fueron medidos con espectrofotómetro CIELAB y la superficie rugosa, con el perfilómetro. Encontraron cambios significativos para el color, translucidez y superficie rugosa para los especímenes de porcelana feldespática y de disilicato de litio, pero no se encontraron cambios significativos para ninguna de las propiedades de los especímenes de Zirconia monolítica. Concluyendo que la zirconia monolítica mostró resistencia a todos los tratamientos (4).

Sabiendo, que los materiales restauradores suelen estar sometidos a diferentes situaciones en la cavidad oral como son; diferentes tipos de fuerza, cambios de temperatura y sobre todo cambios de pH, hablamos de un pH bastante bajo, lo que va a conllevar a degradar la integridad del material, es importante tener en cuenta que esta degradación del material ocasiona un intercambio iónico que va a depender en gran medida de la composición de la cerámica para afectar su superficie (11, 13, 14). De esta manera, las propiedades químicas de los materiales restauradores son de gran importancia en la selección de los mismos, sabiendo que la estabilidad química va a determinar en gran parte la longevidad de las restauraciones. Por ello, ver cómo estos materiales se comportan ante la exposición de un jugo gástrico simulado con un pH bastante bajo influirá en la decisión para optar por un material.

Evaluar la solubilidad permite detectar la pérdida de masa relacionada a cambios dimensionales, lo que influirá directamente en la microdureza y rugosidad del material (1, 12, 15).

Por otro lado, analizar las propiedades mecánicas también es de gran importancia en la selección de los materiales restauradores ya que cambios en sus propiedades ante la exposición de jugo gástrico con un pH bastante bajo permitirá una adecuada selección. Evaluar la microdureza y la rugosidad superficial, son características que deben tener diferentes materiales restauradores, la primera, permitirá evaluar la resistencia a la penetración ante cargas que será medida mediante la microdureza de Vickers, la cual podría verse influenciada ante un ambiente oral bastante ácido originando degradación de los materiales; así mismo, la rugosidad superficial, es un factor importante en la evaluación de las restauraciones, que al verse comprometida está muy relacionada a la retención de placa bacteriana, a la abrasión de los dientes antagonistas, a la tinción, a la lesión de los tejidos blandos y también a la propia calidad estética de las restauraciones (1, 11, 10, 13)

Por tal motivo, es importante evaluar los efectos que produce un medio ácido agresivo característico de los pacientes portadores de patologías gastrointestinales, los cuales podrían poner en peligro las restauraciones indirectas utilizadas para la rehabilitación protésica de dichos pacientes. Estos materiales restauradores al estar expuestos a un medio bastante ácido pueden sufrir variaciones como la pérdida de masa, microdureza y rugosidad superficial siendo estas variables abordadas en la presente investigación in vitro y por ello surge el planteamiento del problema:

¿Cuál es el efecto del jugo gástrico simulado en la solubilidad, microdureza y rugosidad superficial de la Zirconia monolítica?

En virtud de ello, la justificación del estudio radica en proporcionar información que amplíe el conocimiento en cuanto al tratamiento restaurador idóneo con el material adecuado a utilizarse que confiera mayor estabilidad y durabilidad a las restauraciones cerámicas sin poner en peligro sus características físicas y mecánicas, así como, conocer el comportamiento del material restaurador más utilizados en los últimos años, para la rehabilitación oral frente a los efectos propiciados por circunstancias críticas como el reflujo gastroesofágico, que es importante para un correcto tratamiento. De igual forma, con todos los datos obtenidos se podrá tener un árbol de decisiones clínicas con una técnica operatoria y con indicaciones adecuadas que nos propicien mayor longevidad de nuestros trabajos y sobretodo, beneficios para nuestros pacientes.

El propósito de este estudio fue evaluar el efecto in vitro del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad, microdureza y rugosidad superficial de la Zirconia monolítica.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar el efecto in vitro del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad, microdureza y rugosidad superficial de la Zirconia monolítica.

Objetivos Específicos

1. Comparar la solubilidad de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado después de ser expuestas a las 96 horas (4 días).
2. Comparar la microdureza de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado después de ser expuestas a las 96 horas (4 días).
3. Comparar la rugosidad superficial de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado después de ser expuestas a las 96 horas (4 días).

III. MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio es experimental *in vitro*. Se seleccionó como cerámica odontológica, la Zirconia Monolítica (ZOTION®, Zotiontech, China) en su presentación comercial de discos para fresar con la técnica CAD/CAM. La cuál fue distribuida en 2 grupos experimentales, la composición e indicaciones de la cerámica de este estudio se encuentra en el Anexo 1. El tamaño de cada grupo experimental fue establecido teniendo en cuenta el artículo base de Sulaiman *et al.*(1) en el 2015.

- Grupo 1: Zirconia Monolítica (ZOTION®, Zotiontech, China) en exposición de agua destilada por 96 horas. (control)
- Grupo 2: Zirconia Monolítica (ZOTION®, Zotiontech, China) en exposición ácida por 96 horas.

Para determinar el tamaño muestral se realizó una prueba piloto, en la cual se evaluó el 10% de la muestra total del artículo base (1). Por lo tanto se utilizó 2 especímenes para cada grupo experimental. Luego, se empleó el programa estadístico EPIDAT 4.0 para hallar el tamaño muestral, que se encontró que el mínimo tamaño muestral fue de 5 muestras por cada grupo, siendo la decisión final tener 10 muestras por cada grupo, los cuales se designaron de la siguiente manera;

- Grupo experimental 1 (control): 10 muestras
- Grupo experimental 2 (jugo gástrico simulado): 10 muestras

La construcción de las variables fue analizada en relación al objetivo general (Anexo 2): “Evaluar el efecto *in vitro* del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad, microdureza y rugosidad superficial de la Zirconia monolítica.” Teniendo como primera variable dependiente la Solubilidad, que es el grado o la

máxima cantidad de soluto disuelta en un determinado disolvente como agua o saliva; se obtuvo la información del porcentaje de solubilidad de la cerámica pérdida después de la exposición al jugo gástrico simulado determinado con una balanza digital con una precisión de 0.01mg; es una variable de tipo Cuantitativa; Escala de medición: De Razón; Valores: Porcentual (0-100%); la segunda variable dependiente fue Microdureza; que es la facilidad o dificultad que posee un cuerpo para ser penetrado en su superficie; esta información refleja la resistencia superficial frente a la penetración y a la deformación antes y después de la exposición al jugo gástrico simulado; mediante Microdurómetro de Vickers; esta variable es de tipo: Cuantitativa, escala de medición: De Razón; Valores: Hardness Vickers HV (kg/mm^2) y la tercera variable dependiente fue Rugosidad superficial que es el conjunto de irregularidades de una superficie real producida durante su fabricación; y que es definida como una deformación plástica sufrida por la cerámica a la aplicación de una fuerza compresiva antes y después de la exposición al jugo gástrico simulado; obtenida con un rugosímetro; Tipo: Cuantitativa; Escala de medición: De Razón; Valores: Ra.

La variable independiente fue los Tipos de fluídos: que es un medio continuo formado por alguna sustancia en donde las moléculas tienen una atracción débil; en estos fluídos estuvo expuesto la cerámica; Indicador: Características de los fluídos; Tipo: Cualitativa; Escala de medición: Nominal; Valores: Jugo gástrico simulado y agua destilada (control).

Dentro de las covariables se consideró: Al tiempo, que es el periodo comprendido entre el inicio y fin de un evento; entonces es el periodo comprendido entre la

colocación de los especímenes en jugo gástrico simulado y las fechas de evaluación;
Indicador: Cantidad de horas entre la fecha de colocación de los especímenes en jugo gástrico simulado y las fechas de evaluación; es una variable tipo: Cualitativa;
Escala de medición: Ordinal; Valores: 0 horas y 96 horas.

Para la obtención de las muestras, primero se preparó un patrón en un software EXOCAD versión Dental CAD 2.2 Valetta con las dimensiones de 10 x 10 x 1.2mm y con el programa de bloque virtual ICAMV46 se transfirió el diseño a la máquina fresadora CORiTEC 250i (Imes-icore® Germany) y se empezó a fresar el disco de Zirconia monolítica (ZOTION®, Zotiontech, China), esta máquina fresadora proporcionó el tiempo que tardaría cada muestra en estar lista y se activó el factor de contracción para que las muestras no sean alteradas en sus dimensiones. Las muestras de Zirconia monolítica de la fresadora CORITEC250i salieron crudas y luego fueron llevadas al horno Nabertherm, Germany por 6 horas a 1350°C.

Cada muestra fue pulida en una sola cara por un sólo investigador utilizando una pieza de mano de laboratorio recta (k5plus™, Kavo, Alemania) conectada a una unidad de control eléctrico (K-control 4960™, Kavo, Alemania) con un kit de pulido para Zirconia, DFS DIAMON (Dental Future System®) de origen alemán, donde el protocolo fue; primero con el Disco de corte por 3 segundos a 5000 RPM, segundo con caucho de pulido(800163) por 5 segundos a 25000 RPM, tercero con caucho de pulido (800164) por 5 segundos a 8000 RPM, cuarto con caucho de pulido (800131) por 3 segundos a 10000 RPM, quinto con caucho de pulido (800137) por 3 segundos a 8000 RPM y finalmente con caucho de pulido (800136)

por 3 segundos a 10000 RPM. (Anexo 3) siempre bajo presión constante y tiempo estándar en un solo movimiento dirigido, siguiendo las instrucciones del fabricante. Las muestras fueron limpiadas por ultrasonido en agua destilada durante 15 minutos y se secaron al aire durante 20 segundos y se verificó el espesor final usando un calibrador digital (Mitutoyo Corp., Kanagawa, Japón). Utilizando un plumón indeleble color negro de punta delgada (FaberCastell®) se marcó en la cara pulida con una línea horizontal y vertical dividiendo la cara en 4 espacios donde se llevó a cabo los procedimientos y mediciones de microdureza y rugosidad superficial. Finalmente, se procedió a exponer las muestras a temperatura ambiente en jugo gástrico simulado y en agua destilada. Estos procedimientos fueron realizados en el laboratorio DAM de manejo tecnológico con CAD CAM para lo cual se envió una solicitud para acceder a la obtención de las muestras (Anexo 4)

Después de obtenida todas muestras estas fueron codificadas, aleatorizadas y pesadas utilizando una balanza digital con 0.001mg de precisión. Antes de la exposición al jugo gástrico simulado se evaluó la solubilidad de la masa, microdureza y rugosidad superficial. Luego, de la evaluación inicial, las muestras fueron sumergidas individualmente a 10ml de jugo gástrico simulado (0.2% de NaCl p/V en 7% HCl v/v, pH= 1.2) a 37°C (13) sin enzimas, el cual fue preparado en el Laboratorio de Investigación y Desarrollo (LID) de la Facultad de Ciencias y Filosofía de la Universidad Peruana Cayetano Heredia para lo cual se envió una solicitud para obtener la preparación del jugo gástrico simulado. (Anexo 5)

Las muestras del grupo experimental fueron expuestas a agua destilada que será el grupo control, las muestras del grupo 2 fueron expuestas al jugo gástrico simulado

por 96 horas (4 días). La solución de jugo gástrico simulado fue cambiada diariamente para las muestras expuestas por 96 horas. Al final de cada periodo de experimentación, las muestras fueron retiradas de la solución con jugo gástrico simulado, luego lavadas con agua destilada y secadas con papel absorbente a temperatura ambiente hasta la realización del análisis. Después, se procedió a realizar el análisis de solubilidad, microdureza y rugosidad superficial antes de someter las muestras en jugo gástrico simulado y agua destilada y después de su exposición.

La solubilidad de las muestras se registró con una balanza digital analítica (Vega Systems) del Laboratorio Hight Technology para lo cual se envió una solicitud para acceder al equipo. (Anexo 6), antes de la exposición con jugo gástrico simulado (Solubilidad inicial) y después de 96 horas (Solubilidad final).

Para la realización de las pruebas de microdureza se utilizó un Microdurómetro Vickers HV -100 (Mitutoyo), del Laboratorio Hight Technology para lo cual se envió una solicitud para acceder al equipo (Anexo 6), con una carga de 1000gr durante 10s. Por cada muestra se hicieron 4 indentaciones. El análisis de microdureza se realizó antes y después de la exposición con jugo gástrico simulado. Para la evaluación de la rugosidad superficial se utilizó un Rugosímetro del Laboratorio Hight Technology para lo cual se envió una solicitud para acceder al equipo (Anexo 6). Todas superficies de las muestras de Zirconia monolítica fueron sometidas al rugosímetro y se obtuvieron cuatro medidas de cada muestra, de ello se obtuvieron un promedio; los datos de cada muestra fueron guardados en una base de datos. El

equipo guardó los datos obtenidos antes y después de la exposición con jugo gástrico simulado y con agua destilada.

Este estudio fue ejecutado luego de recibir una aprobación de la Unidad Integrada de Gestión de Investigación, Ciencia y Tecnología de las Facultades de Medicina, de Estomatología y de Enfermería y la posterior aprobación del Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH) con código de SIDISI N° 103150. Así mismo, se presentaron las autorizaciones correspondientes a los laboratorios donde se realizó la investigación.

Para el análisis univariado, se procedió a obtener la estadística descriptiva (media, desviación estándar, valor mínimo y máximo) de las variables de estudio, registrados en una tabla de frecuencia. Además, se determinó que algunas muestras presentaron una distribución normal mediante la prueba de Shapiro Wilk. Para el análisis multivariado, se utilizó la prueba de T Student en los datos que presentaron distribución normal y la prueba de Wilcoxon para los datos que no presentaron distribución normal. Todos los datos fueron analizados utilizando el programa estadístico IBM SPSS Statistic versión 24.0.

IV. RESULTADOS

Se llevó a cabo un análisis estadístico con un total de 20 muestras de dos grupos experimentales: en agua destilada y en jugo gástrico simulado.

En la Tabla 1, para evaluar la solubilidad al inicio y final de los grupos experimentales se encontró que el promedio inicial y final del grupo con agua destilada y del grupo con jugo gástrico simulado fue 0.70 ± 0.01 . No se encontró diferencia estadística entre la solubilidad inicial y final en el grupo con agua destilada ni en el grupo de jugo gástrico simulado ($p > 0.05$).

En la Tabla 2, para evaluar la microdureza al inicio y al final de los grupos experimentales se encontró que el promedio inicial del grupo con agua destilada fue $1223.82 \pm 50.07 \text{ kg/mm}^2$ y del grupo con jugo gástrico simulado fue $1215.16 \pm 74.55 \text{ kg/mm}^2$. Así mismo, el promedio final de microdureza del grupo con agua destilada fue de $1221.39 \pm 50.39 \text{ kg/mm}^2$ y del grupo con jugo gástrico simulado fue $1192.78 \pm 76.37 \text{ kg/mm}^2$. Se encontró diferencia estadísticamente significativa entre la microdureza inicial y final en el grupo con agua destilada y en el grupo de jugo gástrico simulado ($p < 0.05$).

En la Tabla 3, para evaluar la rugosidad superficial al inicio y al final de los grupos experimentales se encontró que el promedio inicial del grupo con agua destilada fue $0.48 \pm 0.09 \text{ Ra}$ y del grupo con jugo gástrico simulado fue $0.49 \pm 0.06 \text{ Ra}$. Así mismo, el promedio final de rugosidad superficial del grupo con agua destilada fue de $0.49 \pm 0.09 \text{ Ra}$ y del grupo con jugo gástrico simulado fue $0.47 \pm 0.08 \text{ Ra}$. No se

encontró diferencia estadística entre la rugosidad superficial inicial y final en el grupo con agua destilada y en el grupo de jugo gástrico simulado ($p > 0.05$).

En la Gráfica 1, nos determina como es la distribución de datos numéricos de la solubilidad inicial y final de cada uno de los grupos, donde se pueden observar que los datos máximos y mínimos varían y más aún la mediana varía del inicio al final y es menor después de haber sido sometida a agua destilada (control) y al jugo gástrico simulado.

En la Gráfica 2, nos determina como es la distribución de datos numéricos de la microdureza inicial y final de cada uno de los grupos, donde se pueden observar que los datos máximos y mínimos varían y más aún la mediana varía del inicio al final y es menor después de haber sido sometida a jugo gástrico simulado, verificándose pérdida de microdureza al someterse a jugo gástrico simulado.

En la Gráfica 3, nos determina como es la distribución de datos numéricos de la rugosidad superficial inicial y final de cada uno de los grupos, donde se pueden observar que los datos máximos y mínimos varían y más aún la mediana varía del inicio al final y es menor después de haber sido sometida a jugo gástrico simulado, verificándose pérdida de rugosidad al someterse a jugo gástrico simulado.

V. DISCUSIÓN

A lo largo de los años en la práctica odontológica, se ha observado alteraciones digestivas como el reflujo gastroesofágico y algunos trastornos de la alimentación como la bulimia que ocasionan alteraciones en la cavidad bucal provocando erosión dental, sin embargo el efecto y sus posibles consecuencias sobre los diversos materiales restauradores y los cambios en sus propiedades han sido poco estudiados en la literatura (1, 2)

Por tal motivo, es importante tener conocimiento que la mayoría de los ácidos provenientes del reflujo gástrico presentan un pH extremadamente bajo, menor de 2, con un efecto nocivo a los dientes que es indiscutible y que en varias investigaciones in vitro, se ha determinado que, a un pH menor de 3.7 la erosión dental es evidente (3, 7, 8). Es por ello que, en pacientes que presentan dichas patologías gastrointestinales, se debe poner mucha atención al momento de la elección de los materiales restauradores ya que estos podrían sufrir un deterioro afectando sus propiedades físicas, mecánicas y sobretodo poniendo en riesgo la estabilidad y durabilidad de las restauraciones cerámicas. (8, 9)

Por consiguiente, la elección del material para pacientes con dichas patologías gastrointestinales debe realizarse en función de sus propiedades, agrupándose en mecánicas y estéticas (16, 17). Además, con la evolución de las cerámicas dentales, son las sintetizadas a partir de óxido de zirconio tetragonal estabilizado con itrio (Y-TZP, Zirconia), las que se vienen abriendo camino en el campo de la odontología restauradora, por sus excelentes propiedades mecánicas e inmejorable biocompatibilidad; en donde, debido a las fallas por delaminación o chipping de la

cerámica de recubrimiento, aparece la alternativa del uso de una Zirconia monolítica maquinada con la tecnología CAD/CAM la que empezó a mejorar notablemente las propiedades mecánicas, estéticas y físicas sin requerir una cerámica de blindaje (17, 18)

Por tal motivo, el objetivo de la investigación fue evaluar el efecto del jugo gástrico simulado sobre la solubilidad, microdureza y rugosidad de la Zirconia monolítica.

En este estudio, al evaluar el efecto del jugo gástrico simulado sobre la propiedad de la solubilidad de las muestras de Zirconia monolítica, no se detectaron pérdidas de masa significativa entre el grupo sometido a agua destilada (control) y a jugo gástrico simulado. Estos resultados coinciden con lo encontrado por Denry *et al.* (19); sostienen que esta Zirconia monolítica al ser estabilizada con Ytrio (que es uno de los agentes dopantes más potentes) y por el tamaño de los granos de cristales de óxido pequeños, no se ve alterada su composición ni su solubilidad ante ningún medio sea neutro o ácido; además, se evita, la transformación espontánea de tetragonal a monocíclica lo que sí alteraría sus propiedades. Así mismo, Kim *et al.* (20) y Ahmed *et al.* (21), determinaron que ante la presencia de un ambiente a altas temperaturas (superiores a 1500°C) con tiempos largos de sinterización se altera el tamaño de granos de la Zirconia originando cambios en su estabilidad y en su solubilidad; a diferencia de nuestro estudio, donde la temperatura para obtener las muestras fue a 1350°C. De igual forma, Pandoleon *et al.* (22) y Pinto *et al.* (23); encontraron que la alteración de los granos de cristales de la Zirconia se debe a las bajas temperaturas (menor a 37°C) lo que se conoce como el fenómeno de “Deformación a bajas temperaturas o envejecimiento”, que ocasiona tensión, aparición de grietas, magnificándose la penetración de agua en el interior de las

mismas ocasionando no sólo alteración en la solubilidad de la Zirconia sino aumento de rugosidad en su superficie y sobretodo pérdida de microdureza, esto sediferencia con nuestro estudio donde las muestras siempre se evaluaron a una temperatura ambiente (37°C).

Sin embargo, al comparar los resultados de microdureza de las muestras en el grupo con agua destilada y en jugo gástrico simulado, estos fueron estadísticamente significativos, encontrándose al final de la exposición $1221.39 \pm 50.39 \text{ kg/mm}^2$ y $1192.78 \pm 76.37 \text{ kg/mm}^2$ respectivamente, lo cual llama la atención; y en la gráfica 2, se evidencia que la microdureza disminuyó en mayor medida en el grupo expuesto a jugo gástrico simulado, depreciándose en el tiempo la resistencia superficial. Si bien, estos resultados no denotaron grandes variaciones de la microdureza de la Zirconia monolítica, sí permiten explicar sus cambios lo que coincide con Cándido *et al.*(16) y Schriwer *et al.*(18), quienes encontraron que al someter 3 tipos de Zirconia en un ácido corrosivo, una convencional y dos monolíticas y al evaluar la microdureza, estos valores $1452.16 \pm 79.49 \text{ kg/mm}^2$, $1466.72 \pm 91.76 \text{ kg/mm}^2$ y $1516.06 \pm 104.02 \text{ kg/mm}^2$, no mostraron diferencias significativas, esto se explica que la microdureza y resistencia de la Zirconia monolítica depende en gran medida de la densidad de las partículas policristalinas que son parte de su composición y del tamaño pequeño que deben mantener los granos. Así mismo, Goo *et al.* (24) y Lucas *et al.* (25); asocian el incremento del tamaño de los granos con la disminución de su microdureza, teniendo en cuenta que, el tamaño de los granos policristalinos debe ser menor de 1um pero mayor de 0.2um, lo que hace que sea más estable y menos susceptible a la transformación espontánea de fase tetragonal a monolítica. Además, otros autores (21, 22, 24, 25)

consideran que, la alteración de la microdureza se da por otros factores como su composición química, cantidad de dopantes, tamaño, disposición de granos policristalinos, temperatura, pH y sinterización. Por consiguiente, Denry *et al.* (19), Souza *et al.* (26) y Sulaiman *et al.* (1); determinaron que, es la interacción de iones la que resulta afectada por un medio ácido corrosivo la cual viene encontrándose en diversos tipos de cerámicas, pero que aún sigue investigándose en cuanto a la Zirconia monolítica por ser un material mucho más estable que otros, donde los cambios son casi imperceptibles, que requieren instrumentos a más detalle que los evidencie.

De igual modo, con respecto a la rugosidad superficial los resultados de este estudio indican que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las muestras sometidas a jugo gástrico simulado y agua destilada al final de la exposición con valores de 0.47 ± 0.08 Ra y 0.49 ± 0.09 Ra respectivamente; sin embargo, cuando se realizó un análisis a detalle de los datos (Gráfica 3) se encontró, una disminución de la rugosidad en el grupo de muestras sometidas a jugo gástrico simulado, lo cual coincide con el estudio realizado por Matsou *et al.* (3); quienes compararon la rugosidad de tres cerámicas antes y después de la exposición de solución de vómito simulado con un pH de 3.8, concluyendo que no hubo alteración significativa en las superficies de las cerámicas expuestas a jugo gástrico simulado, sin embargo; el estudio de Candido *et al.*(16); encontraron que la variación al exponer la Zirconia monolítica a un pH bastante ácido (menor de 1.2) puede depender en gran medida del sistema de pulido, del tamaño de los granos de partículas y sobretodo de los tratamientos de superficie de las muestras, esperando que un pequeño cambio en la rugosidad origine cambios en su superficie muchas veces no detectado por la vista

humana, pero que ocasionan a la larga acúmulo de placa bacteriana sobre las restauraciones y daños a la superficie antagonista (16). Por ello, Sulaiman *et al.* (1); encontraron que la Zirconia monolítica en jugo gástrico simulado es una cerámica NO inerte, ya que evidenció su interacción frente a un pH menor de 1.2 mostrando signos de resistencia y encontrándose una superficie suave sin cambios en su rugosidad inicial, lo que evidencia que esta cerámica con una adecuada cantidad de dopantes, tamaño en sus granos no altera su composición y un proceso de pulido adecuado no afecta su superficie reduciendo la correlación entre incremento de placa bacteriana y superficie rugosa.

Sabiendo que, la Zirconia monolítica es una cerámica de gran microdureza y superficie rugosa después del procesado, es importante considerar un adecuado sistema de pulido que consiga una superficie lisa, brillante y homogénea, fundamental para prevenir el desgaste del diente antagonista y reducir cambios en su superficie, además un medio ácido sumado a tiempo de inmersión, temperatura y concentración causarán cambios micromorfológicos como parte de un fenómeno lento pero autocatalítico (27).

Las fortalezas del presente estudio experimental *in vitro* fueron que, se controlaron todas variables, para ello, se realizó primero un estudio piloto siguiendo la metodología de algunos estudios ya realizados, lo cual sirvió de base para desarrollar un procedimiento a detalle donde cada variable fue medida cuantitativamente con instrumentos estandarizados ya utilizados como, la microdureza medida con un Microdurómetro Vickers, la rugosidad superficial, con una rugosímetro y la solubilidad, con una balanza digital , todos los instrumentos fueron debidamente calibrados. Así mismo, para la obtención de las muestras de

Zirconia monolítica se siguió un patrón debidamente confeccionado donde todas las muestras debían tener igual tamaño y forma, además, debían ser sometidas a igual temperatura de sinterización, un sistema de pulido adecuado y exposición de jugo gástrico simulado con igual concentración y tiempo, con todo ello se simuló una exposición de restauraciones de Zirconia monolítica en pacientes con reflujo gástrico en condiciones ácidas a temperatura ambiente.

No obstante, la Zirconia monolítica estadísticamente no mostró un efecto tan significativo en sus propiedades después de ser sometido al jugo gástrico simulado, esto se vio a más detalle analizando los datos, lo cual nos indica que hay variaciones pocos detectables con los métodos que se utilizaron; sin embargo, estos pequeños cambios deben seguir siendo estudiados para poder indicar el uso de este material en situaciones donde el medio bucal sea bastante ácido. Por lo tanto, en futuros trabajos, es necesario continuar investigando sobre otras propiedades que presenta la Zirconia monolítica frente a un medio ácido, así mismo introducir otros métodos de medición de estas propiedades, como el termociclado que permita evaluar la pérdida de propiedades mecánicas de la Zirconia monolítica después de su exposición de jugo gástrico simulado bajo condiciones de humedad y sobretodo de cambios de temperatura lo más próximo a la cavidad oral, de la misma manera se podría optar por un análisis mediante microscopía electrónica de barrido, espectroscopia de dispersión de energía de rayos X, que ayuden a comprender mejor cómo los materiales se comportan y su composición a detalle se ve afectada. También, es importante comparar este material con otros, materiales a estudiar, materiales usados desde hace mucho tiempo como el disilicato de litio así como

materiales recientes como las resinas nanocerámicas o híbridas que tienen tanto propiedades de las porcelanas como de las resinas.

Con estos resultados, es evidente detectar que la Zirconia monolítica, es el material idóneo a ser utilizado en pacientes con reflujo gastroesofágico debido, a su composición química, distribución y tamaño de sus policristales, los cuales le confieren resistencia, homogeneidad e integridad. Además, ha mostrado tener gran resistencia ante un medio ácido corrosivo, lo cual se ha visto reflejado en cambios poco detectables en cuanto a microdureza y rugosidad, lo cual lo convierte en una gran opción a ser utilizada como un material restaurador de poca vulnerabilidad ante ácido corrosivo mostrando adecuadas propiedades mecánicas y funcionales que suele provocar en otros materiales pérdida de dureza, superficie rugosa provocando desgaste del diente antagonista, generando mayor adherencia bacterial y sobretodo pérdida de los elementos que componen la cerámica y que a la larga causan estrés e iniciación de crack y propagación del material.

VI. CONCLUSIONES

- No se encontró diferencia estadística entre el solubilidad inicial y final en el grupo con agua destilada ni en el grupo de jugo gástrico simulado.
- Se encontró diferencia estadísticamente significativa entre la microdureza inicial y final en el grupo con agua destilada y en el grupo de jugo gástrico simulado.
- No se encontró diferencia estadística entre la rugosidad superficial inicial y final en el grupo con agua destilada y en el grupo de jugo gástrico simulado.

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. Moretto G, Pupo YM, Bueno AL, Araujo FO. Prosthetic Rehabilitation of a Patient With Gastroesophageal Reflux Disease: Five-Year Follow-up. *Oper Dent.* 2016 Mar-Apr;41(2):132-7.
3. Matsou E, Vouroutzis N, Kontonasaki E, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Investigation of the influence of gastric acid on the surface roughness of ceramic materials of metal-ceramic restorations. An in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2011 Jan-Feb; 24(1):26-9.
4. 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.
5. Cubas-Benavides F. Prevalencia de la enfermedad por reflujo gastroesofágico y su repercusión en la calidad de vida de la población general adulta del distrito de Chiclayo. :7.
6. Turín More CG, Robles Bardales CJ, Villar Salas AP, Osada Lij JE, Huerta-Mercado Tenorio JL. Frecuencia de trastornos digestivos funcionales y enfermedad por reflujo gastroesofágico en pacientes con dispepsia no investigada que acuden al Hospital Nacional Cayetano Heredia, Lima, Perú. *Rev Gastroenterol Perú.* 2013;33(2):107-12.
7. 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(3):343-8.
8. Picos A, Chisnoiu A, Dumitrasc DL. Dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. *Adv Clin Exp Med.* 2013 May-Jun;22(3):303-7.
9. 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.
10. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, AnusaviceKJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res* 2013;92:467–71.
11. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35.
12. Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dent Mater* 2014;30:33–42.
13. Zaki DYI, Hamzawy EMA, El Halim SA, et al: Effect of simulated gastric juice on surface characteristics of direct esthetic restorations. *Aust J Basic Appl Sci* 2012;6:686-694
14. Hilgert E, Ccahuana V, Botino MA, Kimpara E. Solubilidad y dureza superficial de cerámicas odontológicas después de ser expuestas a fluido gástrico artificial: Estudio in vitro. *Acta Odontológica Venezolana*, 2007, vol. 45, no 2, p. 187-191.

15. Hunt D, McIntyre J. The development of an in vitro model of dental erosion. *J Dent Res* 1992;71:985.
16. Candido LM, Miotto LN, Fais L, Cesar PF, Pinelli L. Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. *Oper Dent*. 2018 May/Jun;43(3):E119-E128.
17. Kontonasaki E, Rigos AE, Iliá C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J (Basel)*. 2019 Sep 2;7(3).
18. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater*. 2017 Sep;33(9):1012-1020.
19. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010 Apr;93(1):236-43.
20. Kim J-W, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010, 89(1): 91-5.
21. Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Sep;31(5):423-430.
22. Pandoleon P, Kontonasaki E, Kantiranis N, Pliatsikas N, Patsalas P, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dent Mater*. 2017 Nov;33(11):e385-e392.
23. Pinto PA, Colas G, Filleter T, De Souza GM. Surface and Mechanical Characterization of Dental Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals (3Y-TZP) After Different Aging Processes. *Microsc Microanal*. 2016 Dec;22(6):1179-1188.
24. Goo CL, Yap A, Tan K, & Fawzy AS (2016) Effect of polishing systems on surface roughness and topography of monolithic zirconia *Operative Dentistry* 41(4) 417-423.
25. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater*. 2015 Dec;31(12):1487-92.
26. Souza RO, Valandro LF, Melo RM, Machado J, Bottino MA, Özcan M. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: Effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;26:155 – 163.
27. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mat J*. 2014;33(1): 79-85.

VIII. TABLAS

Tabla 1. Comparación de la solubilidad de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado y después de ser expuestas a las 96 horas (4 días)

GRUPOS	SOLUBILIDAD INICIAL				SOLUBILIDAD FINAL				P
	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	
Agua destilada	0.70	0.01	0.69	0.71	0.70	0.01	0.69	0.71	0.08*
Jugo gástrico simulado	0.70	0.01	0.69	0.71	0.70	0.01	0.67	0.71	0.06**

*Prueba de T de Student de muestras relacionadas.

**Prueba de Wilconxon.

Tabla 2. Comparación de la microdureza de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado y después de ser expuestas a las 96 horas (4 días)

GRUPOS	MICRODUREZA INICIAL				MICRODUREZA FINAL				p
	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	
Agua destilada	1223.82	50.07	1171.65	1319.27	1221.39	50.39	1169.68	1316.52	<0.01**
Jugo gástrico simulado	1215.16	74.55	1113.25	1304.83	1192.78	76.37	1075.50	1278.27	<0.01*

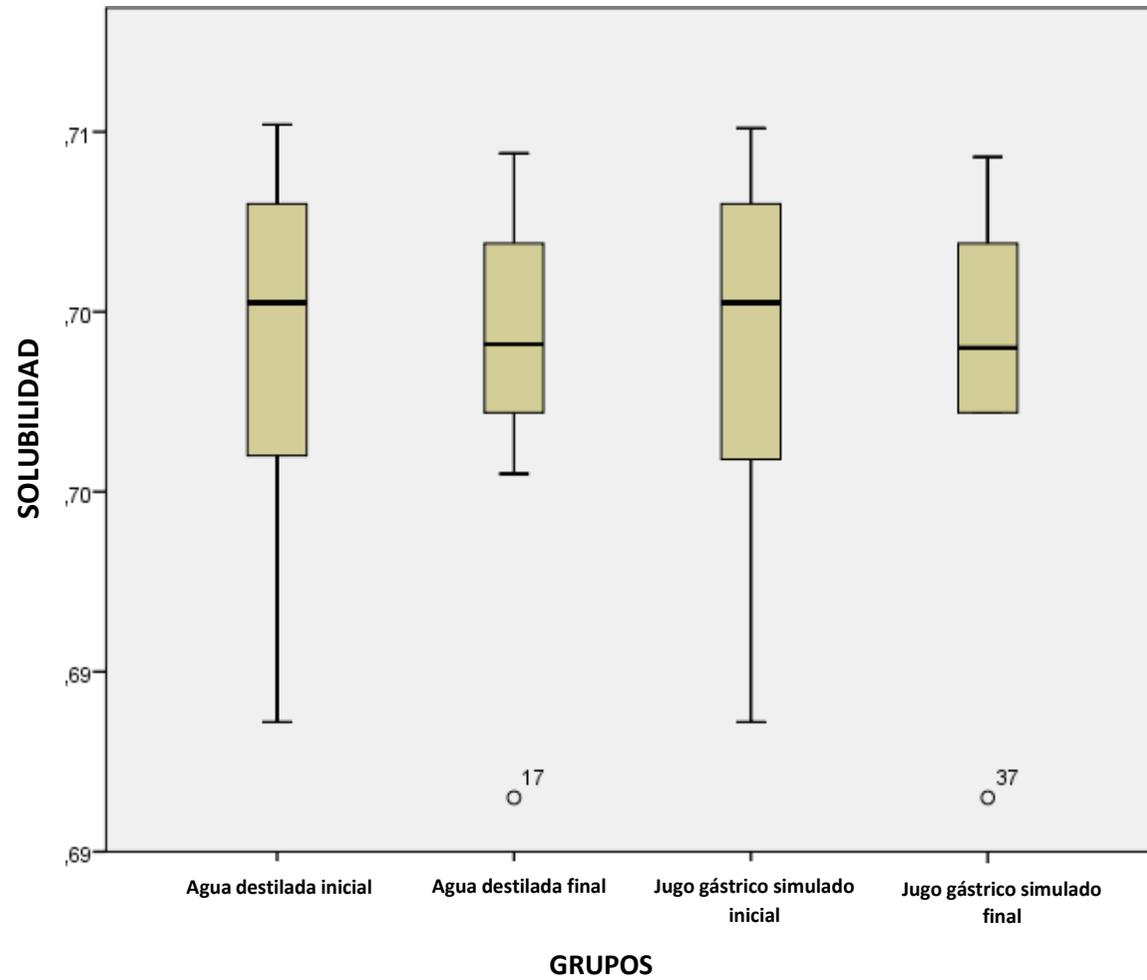
*Prueba de T de Student de muestras relacionadas.

**Prueba de Wilconxon.

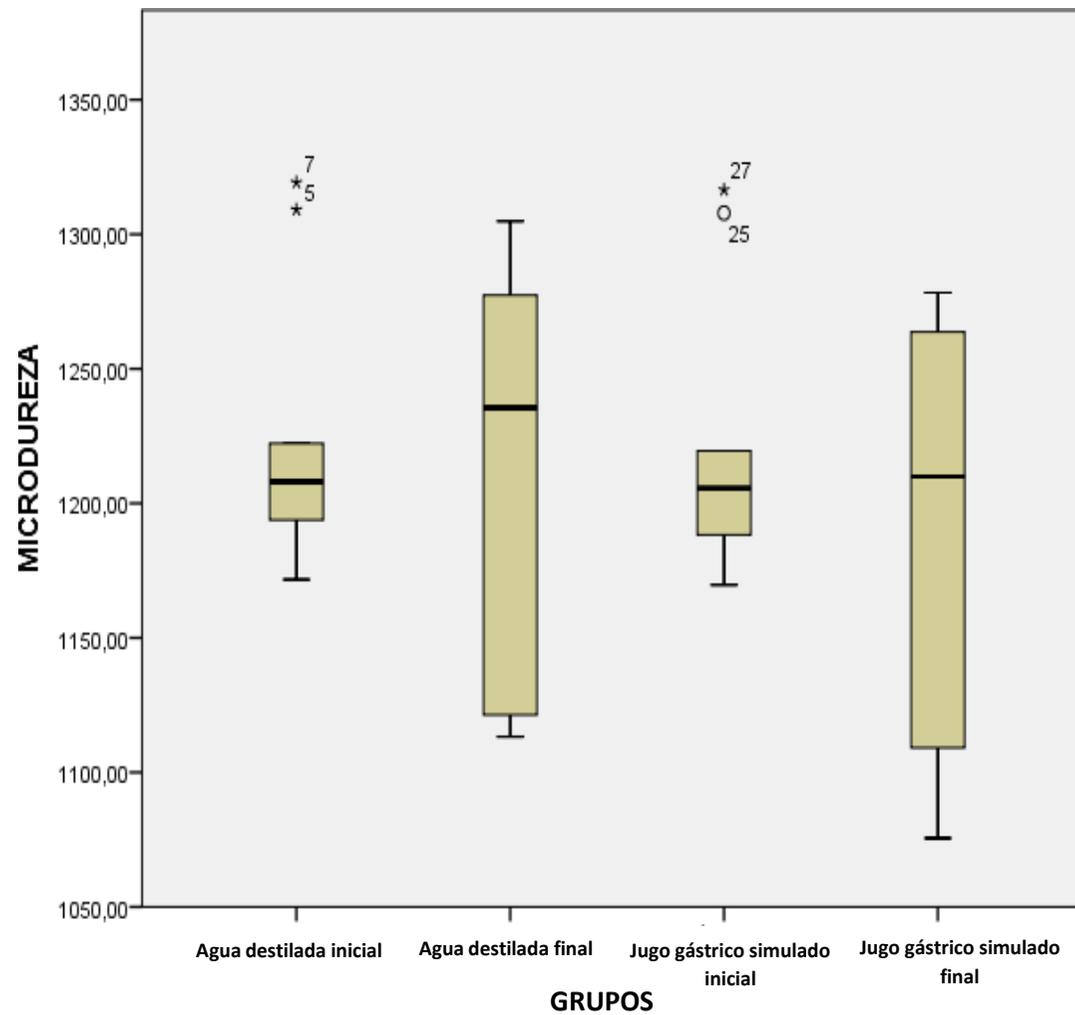
Tabla 3. Comparación de la rugosidad superficial de la Zirconia monolítica antes de ser expuestas a agua destilada y jugo gástrico simulado y después de ser expuestas a las 96 horas (4 días)

GRUPOS	RUGOSIDAD INICIAL				RUGOSIDAD FINAL				p
	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	
Agua destilada	0.48	0.09	0.35	0.66	0.49	0.09	0.36	0.61	0.83*
Jugo gástrico simulado	0.49	0.06	0.39	0.60	0.47	0.08	0.32	0.57	0.62*

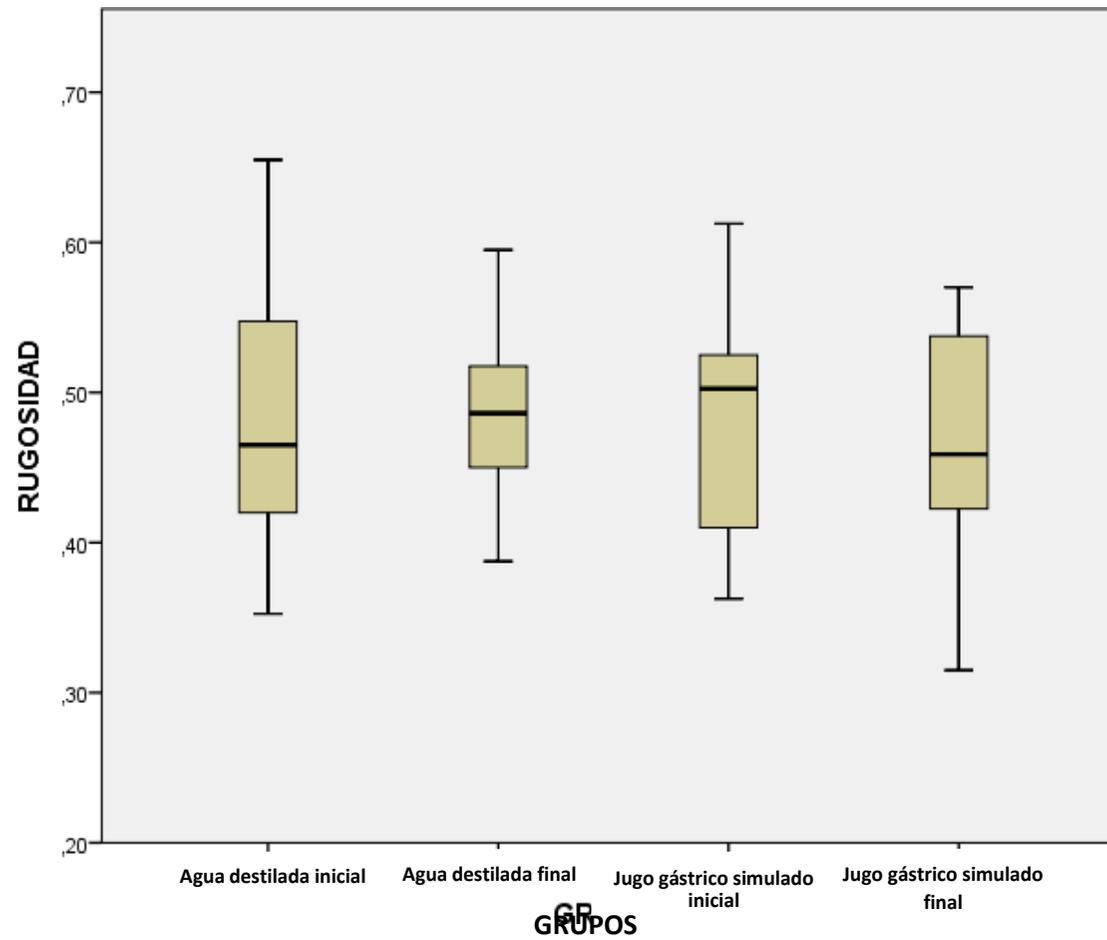
*Prueba de T de Student de muestras relacionadas.



GRÁFICA 1: VALORES NUMÉRICOS DE LOS DATOS DE SOLUBILIDAD AL INICIO Y AL FINAL DE AMBOS GRUPOS EXPERIMENTALES



GRÁFICA 2: VALORES NUMÉRICOS DE LOS DATOS DE MICRODUREZA AL INICIO Y AL FINAL DE AMBOS GRUPOS EXPERIMENTALES



GRÁFICA 2: VALORES NUMÉRICOS DE LOS DATOS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL AL INICIO Y AL FINAL DE AMBOS GRUPOS EXPERIMENTALES

ANEXOS

Anexo1. Características de las cerámicas utilizadas

NOMBRE	INDICACIÓN	TIPO DE CERÁMICA	FABRICACIÓN	COMPOSICIÓN
Cerámica de Zirconia Monolítica (NATURAZIR® 100)	<ul style="list-style-type: none">• Arcadas Completas• Coronas y Puentes Monolíticos Posteriores• Inlay,• Onlay,• Endoposte,	Zirconia Estabilizada con Ytrio	Ideas Dentales	ZrO ₂ , HfO ₂ , Y ₂ O ₃

Anexo 2. Cuadro de Operacionalización de variables

Variable Dependiente	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores
Solubilidad	Es el grado o la máxima cantidad de soluto disuelta en un determinado disolvente como agua o saliva.	Es el porcentaje de masa de la cerámica perdida después de la exposición al jugo gástrico determinado por una balanza digital con una precisión de 0.01mg.	Balanza Digital	Cuantitativa	De razón	Porcentual (0-100%)

Anexo 2. Cuadro de Operacionalización de variables (continuación)

Variable Dependiente	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Microdureza	Es la facilidad o dificultad que posee un cuerpo para ser penetrado en su superficie.	Resistencia superficial frente a la penetración y a la deformación antes y después de la exposición de jugo gástrico.	Microdurómetro de Vickers	Cuantitativa	De razón	Hardness Vickers HV (kg/mm ²)
Rugosidad Superficial	Conjunto de irregularidades de una superficie real producida durante su fabricación.	Deformación plástica sufrida por la cerámica a la aplicación de una fuerza compresiva antes y después de la exposición de jugo gástrico.	Rugosidad medida con el perfilómetro.	Cuantitativa	De razón	Ra

Variable Independiente	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores y categorías
Tipos de Fluidos	Es un medio continuo formado por alguna sustancia en donde las moléculas tienen una atracción débil.	Fluidos en los cuales estarán expuestas las diversas cerámicas odontológicas.	Características de los fluidos.	Cualitativa	Nominal	Agua destilada (control) Jugo gástrico simulado pH 1.2

Anexo 2. Cuadro de Operacionalización de variables (continuación)

Covariable	Definición conceptual	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valores
Tiempo	Periodo comprendido entre el inicio y final de un evento.	Periodo comprendido entre la colocación de los especímenes en jugo gástrico y las fechas de evaluación.	Cantidad de horas entre la fecha de colocación de los especímenes en jugo gástrico y las fechas de evaluación.	Cualitativa	Ordinal	0 horas 96 horas (4 días)

Anexo 2. Cuadro de Operacionalización de variables (continuación)

Anexo 3

Kit de pulido para Zirconia

El protocolo de pulido para este sistema es el siguiente

01. 182221 (Disco de corte) se usara durante 3 segundos a 5000 RPM
02. 800163 (caucho de pulido) se usó por 5 segundos a 25000 RPM
03. 800164 (caucho de pulido) se usó por 5 segundos a 8000 RPM
04. 800131 (caucho de pulido) se usó por 3 segundos a 10000 RPM
05. 800137 (caucho de pulido) se usó por 3 segundos a 8000 RPM
06. 800136 (caucho de pulido) se usó por 3 segundos a 10000 RPM

