



FACULTAD DE POSGRADOS



EFICACIA DE TRES SISTEMAS DE PULIDO DESPUES DE LA
ASPERIZACION DE LA CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO. ESTUDIO
IN VITRO



AUTOR

Od. Marcelo Santiago Hidalgo Ordóñez.

AÑO

2020



FACULTAD DE POSGRADOS

**EFICACIA DE TRES SISTEMAS DE PULIDO DESPUES DE LA
ASPERIZACION DE LA CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO. ESTUDIO IN
VITRO**

**Trabajo de Titulación presentado en conformidad a los requisitos
establecidos para optar por el título de Especialista Médico en
Rehabilitación Oral.**

Profesor guía:

Dra. Andrea Carolina Balarezo Lasluisa.

Autor:

Od. Marcelo Santiago Hidalgo Ordóñez.

2020

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

"Declaro haber dirigido el trabajo, EFICACIA DE TRES SISTEMAS DE PULIDO DESPUES DE LA ASPERIZACION DE LA CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO. ESTUDIO IN VITRO, a través de reuniones periódicas con el estudiante Marcelo Santiago Hidalgo Ordoñez, en el periodo 20200, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".

Andrea Carolina Balarezo Lasluisa
Odontóloga Especialista en Rehabilitación Oral
CI: 1718904855

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, EFICACIA DE TRES SISTEMAS DE PULIDO DESPUES DE LA ASPERIZACION DE LA CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO. ESTUDIO IN VITRO, de Marcelo Santiago Hidalgo Ordoñez, en el periodo 20200, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación."

PhD.Msc. Byron Vinicio Velásquez Ron
Odontólogo Especialista en Rehabilitación Oral
CI: 1705956470

DECLARACIÓN DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.”

Marcelo Santiago Hidalgo Ordóñez

CI: 1104998750

AGRADECIMIENTOS

A la UDLA y a mis docentes quienes plantaron en mí la constancia por la Rehabilitación Oral

A mi tutora, Dra. Andrea Balarezo quien contribuyo a mi formación; igualmente al Dr. Byron Velásquez por su amistad.

DEDICATORIA

A Dios y a mi familia
quienes son fuerza para
levantarme todos los días

A mi padre que desde algún
lugar del infinito, me cuida y
me ayuda a forjarme a la
altura de su ejemplo.

RESUMEN

Objetivo: Determinar la eficacia del sistema de pulido intraoral que presenta menor grado de rugosidad en cerámica de Disilicato litio.

Introducción: Estudio experimental comparativo, *in vitro*, se evalúa el pulido de pastillas de Disilicato de litio utilizando tres sistemas de pulido intraoral de 3 marcas comerciales diferentes, se mide la rugosidad superficial.

La necesidad de realizar ajustes clínicos en las restauraciones cerámicas usadas en odontología y la alternativa de evitar los procesos de re glaseado con sus conocidos efectos secundarios indeseables me conlleva a enfocarme en este estudio a estandarizar la fabricación de muestras cerámicas y comparar tres sistemas de pulidores extraorales.

Metodología: Estudio experimental comparativo, *in vitro* de pulido de pastillas de Disilicato de litio (Lithium / Korea) usando tres sistemas de pulido intraoral, con la finalidad de medir su rugosidad superficial. Se establecieron 3 grupos, Grupo 1: Sistema Eve, Grupo 2: Sistema Jota, Grupo 3: Sistema Ultradent. Cada pastilla fue utilizada, codificada en sus dos caras planas del cilindro, proporcionando dos muestras de estudio de cada lingote, obteniendo un total de $n = 84$ muestras, por lo tanto, cada grupo conformado por 28 superficies de cerámica que no presenten fisuras, ni fracturas y no contaminadas. Las mediciones se hicieron con Rugosímetro. Los datos se analizaron con estadística descriptiva con ANOVA.

Resultados: Las pastillas cerámicas pulidas con el sistema del grupo 3 (Ultradent) presentó el valor de rugosidad más bajo ($0.62 \pm 0.07 \mu\text{m}$) mostrando diferencia con el grupo 1 y 2 (Jota, Eve). Ultradent fue el sistema que más se acercó a los valores iniciales del grupo control o glaseado ($0.39 \pm 0.09 \mu\text{m}$); sin embargo, el sistema Ultradent no igualó o superó los valores obtenidos por el grupo control.

Conclusiones: El sistema Jiffy Universal Intraoral de la casa Ultradent se acercó a los valores iniciales del grupo control, que en este estudio fue el grupo glaseado.

Palabras Claves: Intraoral, Eficiencia, Cerámica, Glaseado, Prostodoncista, Superficie

ABSTRACT

Objective: To determine the efficacy of the intraoral polishing system that has a lower degree of roughness in lithium Disilicate ceramics

Introduction: Comparative experimental study, in vitro, the polishing of lithium disilicate tablets is evaluated using three intraoral polishing systems of 3 different trademarks, surface roughness is measured.

The need to make clinical adjustments in the ceramic restorations used in dentistry and the alternative of avoiding glazing processes with their known undesirable side effects leads me to focus in this study to standardize the manufacture of ceramic samples and compare three extraoral polisher systems .

Methodology: Comparative, in vitro experimental study of polishing of lithium disilicate tablets (Lithium / Korea) using three intraoral polishing systems, in order to measure their surface roughness. 3 groups were established, Group 1: Eve System, Group 2: Jota System, Group 3: Ultradent System. Each tablet was used, coded on its two flat faces of the cylinder, providing two study samples of each ingot, obtaining a total of $n = 84$ samples, therefore, each group consisting of 28 ceramic surfaces that do not present cracks, nor fractures and uncontaminated The measurements were made with Rugosimeter. Data were analyzed with descriptive statistics with ANOVA.

Results: Polished ceramic pads with the group 3 system (Ultradent) had the lowest roughness value (0.62 ± 0.07 μm) showing difference with group 1 and 2 (Jota, Eve). Ultradent was the system that most closely approached the initial values of the control or glaze group (0.39 ± 0.09 μm); however, the ultradent system did not match or exceed the values obtained by the control group.

Conclusions: The Jiffy Universal Intraoral system of the Ultradent house approached the initial values of the control group, which in this study was the glazed group.

Keywords: Intraoral, Efficiency, Ceramics, Glaze, Prosthodontist, Surface

INDICE DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:.....	2
3. JUSTIFICACION:	5
4. MARCO TEORICO:	6
4.1 Cerámica en odontología.....	6
4.1.1 Reseña.....	6
4.1.2 Evolución de los sistemas cerámicos:.....	7
4.2 SISTEMAS DIGITALES PARA CERAMICAS.....	11
4.3 PROPIEDADES QUÍMICAS Y FÍSICAS	12
4.3.1 Propiedades químicas de las cerámicas de uso dental	12
4.3.2 Propiedades físicas de las cerámicas dentales	13
4.4 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES	14
4.4.1 Cerámicas feldespáticas	14
4.4.2 Cerámicas aluminosas.....	15
4.4.3 Cerámicas circoniosas	16
4.5 CLASIFICACIÓN POR PROCESO DE CONFECCIÓN	17
4.5.1 Confección sobre muñón refractario	17
4.5.2 Sustitución de la cera pérdida	17
4.5.3 Tecnología asistida por ordenador.....	18
4.6 CERÁMICAS BASE DE SILICATO	19
4.6.1 Cerámicas a base de disilicato:	20
4.6.2 Refuerzos en cerámicas:	21
4.6.3 Sistema YZR - Lithium / Korea:.....	22
4.7 PROPIEDADES ESTETICAS:.....	24
4.7.1 Glaseado:.....	24
4.8 SISTEMAS DE PULIDO	26
4.9 EFECTOS ADVERSOS	28

4.9.1 Ajuste oclusal intraoral en restauraciones cerámicas	28
4.10 PULIDO MANUAL VS. GLASEADO	29
4.10.1 Comparación pulido y glaseado. Resistencia flexural	31
4.10.2 Comparación pulido y glaseado. Estabilidad color.....	33
5. OBJETIVOS:	35
5.1 Objetivo General:	35
5.2 Objetivo Específico:.....	35
6. HIPOTESIS:	36
6.1 Hipótesis Nula:	36
6.2 Hipótesis alternativa.....	36
7. METODOLOGÍA:	37
7.1 Tipo de Estudio	37
7.2 Población.....	37
7.3 Muestra	37
7.4 Criterios de inclusión	39
7.5 Criterios de exclusión	39
7.6 Identificación de variables	39
7.6.1 Variable dependiente:	39
7.6.2 Variable independiente:	39
7.7 MATERIALES Y MÉTODOS.....	40
7.7.1 Selección del espécimen:	40
7.7.2 Procedimiento	40
7.7.3 Identificación de grupos:	41
7.7.4 Tratamiento de superficies:.....	45
7.8 Estandarización de los procedimientos.....	53
7.8.1 Medición rugosidad superficial de especímenes:.....	55
8. RESULTADOS.....	58
8.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	58

9. DISCUSION:	82
10. CONCLUSIONES:	87
11. RECOMENDACIONES:	88
REFERENCIAS:	89
ANEXOS:	98

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Sistema pulido Ecoceram.....	40
Figura 2: Sistema pulido Ceramic Polisher 1399.....	41
Figura 3: Sistema pulido Jiffy	41
Figura 4: Pastillas termoprensables de Disilicato de litio.....	42
Figura 5: Codificación de muestras para sistema Ecoceram	42
Figura 6: Codificación de muestras para sistema Ceramic P	43
Figura 7: Codificación de las muestras para el sistema Jiffy.....	43
Figura 8: Codificación número y área de trabajo. Ecoceram.....	44
Figura 9: Codificación número y área de trabajo. Ceramic P	44
Figura 10: Codificación número y área de trabajo Jiffy	45
Figura 11: Desgaste experimental con fresa. Sistema Eve.....	46
Figura 12: Desgaste experimental con fresa. Sistema Jota	46
Figura 13: Desgaste experimental con fresa. Sistema Ultradent.....	47
Figura 14: Pieza de mano alta velocidad NSK	47
Figura 15: Fresa en forma de platillo.....	48
Figura 16: Micromotor/Contrángulo NSK – PANAMAX	48
Figura 17: Primer paso del sistema Ecoceram.....	49
Figura 18: Segundo paso del sistema Ecoceram	50
Figura 19: Tercer paso del sistema Ecoceram.....	50
Figura 20: Primer paso del sistema Ceramic Polisher.....	51
Figura 21: Segundo paso del sistema Ceramic Polisher.....	51
Figura 22: Tercer paso del sistema Ceramic Polisher.....	52
Figura 23: Primer paso del sistema Jiffy	52
Figura 24: Segundo paso del sistema Jiffy.....	53
Figura 25: Medición de especímenes cerámico	54
Figura 26: Rugosímetro SRT 6200 Portable	55
Figura 27: Nivelación de plataforma del Rugosímetro.....	56
Figura 28: Medición de especímenes con punta diamante	57
Figura 29: Promedios Rugosidad Sistema Jota (μm).....	58
Figura 30: Promedios Rugosidad Sistema Ultradent (μm)	59

Figura 31: Promedio Rugosidad Sistema Eve (μm)	60
Figura 32: Estadístico de Medidas de Procesos de Estudio	66

INDICE DE TABLAS ESTADÍSTICAS

Tabla 1: Propiedades: físicas, químicas, resistencia	23
Tabla 2: Propiedades Estructurales	24
Tabla 3: Formula para obtención de muestra máxima	38
Tabla 4: Formula para la obtención de muestra mínima	38
Tabla 5. Resultados prueba normalidad para procesos de estudio.....	61
Tabla 6. Resultado prueba homogeneidad varianzas para procesos.....	63
Tabla 7. Resultados prueba normalidad para marcas de estudio	64
Tabla 8. Resultado prueba homogeneidad varianzas para marcas	65
Tabla 9. Resultado prueba ANOVA para los procesos	67
Tabla 10. Resultado prueba comparaciones de HSD Tukey.....	68
Tabla 11. Resultado prueba ANOVA para marcas de estudio	78
Tabla 12. Resultado prueba HSD Tukey para marcas de estudio.....	79
Tabla 13. Promedio y desviacion estandar de la rugosidad (μm).....	81

1. INTRODUCCIÓN

La necesidad de realizar ajustes clínicos en las restauraciones cerámicas usadas en odontología y la alternativa de evitar los procesos de re glaseado con sus conocidos efectos secundarios indeseables, conlleva a enfocarse en este estudio a estandarizar la fabricación de muestras cerámicas y comparar tres sistemas de pulidores intraorales. El tamaño de la muestra del presente trabajo fue calculada estadísticamente y consistente con otros estudios que evaluaron sistemas cerámicos iguales al usado en este estudio, pero también diferentes. (Steiner et al. 2015)

La comparación de los hallazgos con otros estudios es a menudo desafiada por las diferencias en la fabricación de muestras, a pesar de que la aplicación de glaseado mostró en la literatura la mejor suavidad de la superficie, la longevidad del esmalte no está bien establecido cuando las restauraciones están en funcionamiento. (Steiner et al. 2015)

Sin embargo, a pesar de las ventajas que presentan las cerámicas actuales, clínicamente existen dificultades, ya que, en la mayoría de casos, las restauraciones cerámicas deben ser ajustadas en su cara oclusal, por detectarse puntos altos de contacto que impiden los movimientos armónicos de la mandíbula y que llevan a posiciones de acomodo de la misma, originando diversos problemas como la disfunción témporo-mandibular. (Bona, 2009).

En la práctica diaria del rehabilitador oral éstos materiales cerámicos deben ser manipulados intraoralmente por el clínico para realizar un ajuste oclusal obligatorio, por lo general con instrumentos rotatorios de alta velocidad, provocando rugosidades indeseadas en las cerámicas, por lo que es de vital importancia tener un procedimiento estandarizado para obtener un tratamiento de pulido comparable y consistente entre los tres diferentes sistemas evaluados sobre el disilicato de litio. (Saiki et al. 2016).

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

La rehabilitación Oral ofrece tratamientos de calidad, alta estética, apropiada funcionabilidad; en casos de restauraciones protésicas en el sector anterosuperior que requieren ajustes previos al cementado estos procesos generan rugosidad en las restauraciones debilitando la estructura cerámica, es por ello que surgen técnicas de pulido manual como alternativa viable. (Grandon et al. 2017)

Boaventura en 2013 indica que la rugosidad de la cerámica es una propiedad superficial importante, que influye en la abrasión, retención mecánica de las sustancias del entorno externo. Las restauraciones cerámicas mal pulidas se asocian con varios problemas, como: acumulación de biopelículas, desgaste de los dientes opuestos, menor modulo elástico, inflamación periodontal, pigmentación de la restauración, cambios en la dimensión vertical de la oclusión y problemas estéticos. Según Bollen et al. los valores promedio de la rugosidad de la superficie deben ser inferiores a $0.2 \mu\text{m}$, proporcionando así una retención bacteriana mínima.

Existe una relación directa entre la rugosidad de la superficie con la resistencia a la flexión de la cerámica. Lo que constituye una importante razón del fallo a largo plazo de las restauraciones cerámicas. Algunos estudios previos han reportado menor superficie de rugosidad causada por el pulido en comparación con el re glaseado. (Mohammadibassir et al. 2017).

Da Silva et al. en 2015 mencionan que las pastas de diamante con diferentes granulaciones mostraron los valores más altos de brillo. Además, el tamaño de

partícula tiene un papel fundamental en el resultado superficial y de estructura de los materiales cerámicos, en el que el tamaño de partícula más pequeño da un mejor pulido final. De acuerdo con los resultados de sus trabajos de investigación, se evidenció que los materiales que contienen el diamante más pequeño las partículas eran las que promovían la superficie más pequeña; los mejores kits incluyen Carburo de Silicio a 10000 Ppm o diamante en 1000 Ppm.

Yoshiharu en 2010 describió el componente óptimo para hacer este procedimiento, acota que, en un esfuerzo por producir nuevos materiales de pulido para porcelana, se desarrolló un abrasivo de diamante unido con cloropreno y goma usando abrasivo PCD como abrasivo fijo, contrastando con el abrasivo MCD. El pulido de PCD fue menos susceptible a los cambios en la presión de pulido, a presiones de pulido de 135, 173 kPa, el pulido PCD produjo superficies de porcelana más finas que el pulido MCD a velocidades de rotación de 650, 1300 y 1950 rpm.

Sankaya coincide por lo expuesto por Gramdon acota que es importante saber que cada material debe ser evaluado individualmente tanto en el componente mecánico como en el componente estético, no todos los materiales sirven para todas las cerámicas.

Son las puntas de gomas pulidoras, discos de diferentes granulaciones y pastas diamantadas con las que se obtiene una suavidad superficial es satisfactoria según lo descrito en las investigaciones de Da Silva y cols en 2014.

Dalkis en 2009 acota que el re glaseado es el tratamiento ideal de la cerámica pos-correcciones; usando técnicas de pulido como alternativa posible se obtiene resultados parecidos, el autor recomienda que el protocolo sea de cuatro etapas usando piedras y discos de granulación fina.

Contar con una alternativa diferente a la preconizada idea del re glaseado, por lo tanto el presente trabajo aborda el proceso de pulido manual con gomas y discos con los que se logra resultados recomendables según la evidencia científica. Existen varios estudios que se centran en la capacidad de estos sistemas manuales que abordan la rugosidad, funcionalidad y estética que se obtiene al final, haciendo frente al método tradicional que obliga a pasar de nuevo por el horno.

Debido a la problemática expuesta, surge la siguiente pregunta de investigación:

¿El uso de sistemas de pulido manual en cerámicas estéticas, exhiben rugosidad adecuada y resultados estético-funcionales aceptables en restauraciones protésicas?

3. JUSTIFICACION:

Hoy en día es muy común dentro de la práctica del odontólogo general o el especialista en rehabilitación oral enfrentarse con la necesidad de realizar ajuste en la cerámica de las prótesis fijas, generalmente las interferencias se presentan como puntos prematuros de contacto que son inaceptables, deben ser corregidas, la forma habitual de hacerlo es eliminando dichos puntos a través del proceso del fresado indiscriminado, sin embargo es importante mencionar que dichos ajustes se hacen sin distinción con cualquier fresa que se tenga a la mano, este procedimiento deja en la porcelana arañazos que deben ser eliminados antes del proceso de cementación.

La rugosidad excesiva posterior al ajuste produce varios inconvenientes como: pérdida de estética, mayor acumulación de bacterias en el área tocada hasta un mayor desgaste de las piezas antagonista y reducción de la longevidad de la propia restauración; hay varias alternativas para eliminar los efectos indeseables del ajuste que se hace en las restauraciones, uno de los más documentados es el proceso de repetir el glaseado en el laboratorio dental, la evidencia científica demuestra que realizar este procedimiento además de encarecer el tratamiento produce cambios de color, resistencia estructural de la restauración, efectos secundarios difíciles de superar.

En este estudio se evaluó tres sistemas de pulido intraoral con la finalidad de dar una alternativa válida, es importante mencionar que no todas las marcas propuestas en el presente trabajo fueron evaluadas en conjunto en estudios previos, por lo que la importancia de estandarizar protocolos y sistemas se hace evidente, los sistemas van a ser probados en Disilicato de litio, que es una de las cerámicas más usadas debido a su versatilidad, estética y alta resistencia. Considero importante evidenciar el grado de rugosidad al que llegan los sistemas de pulido para que el clínico pueda tenerlos como opción viable cuando se enfrente a estos procedimientos.

4. MARCO TEORICO:

4.1 Cerámica en odontología

4.1.1 Reseña

El término “cerámica” se origina de la palabra griega “*keramos*”. Las cerámicas más antiguas, creadas por el hombre, aparecieron casi de forma simultánea con la invención del fuego. Se han documentado cerámicas de esa época localizadas en República Checa, con formas de animales, figuras humanas, placas y esferas. Estos objetos eran fabricados con hueso animal, grasa, mezcladas a la vez con ceniza ósea y un material similar a la arcilla. Una vez que las cerámicas tenían la forma deseada, éstas eran sometidas a una cocción, a una temperatura de 500 a 800° C. A pesar de que no se ha registrado la razón exacta de por qué se fabricaban estas cerámicas, se ha encontrado que no tenían una utilidad práctica (Bona, 2009).

Corría el año de 1770 en cual el alquimista francés Alexis Duchateau en el experimento de reemplazar su fétida y desteñida dentadura protésica, solicita la contribución y ayuda al odontólogo radicado en Paris, Nicolás Dubois de Chémant, quienes formaron un gran equipo de trabajo y elaboraron diferentes enunciaciones utilizando básicamente las estufas de última tecnología, (para esa época) pertenecientes a la industria de porcelanas (de uso casero) Guehard. Después de muchos errores en los siguientes cuatro años (1774) consiguieron producir la nueva prótesis para Alexis Duchateau. (Saavedra, 2013)

El siglo XX para la odontología estuvo marcado por el cambio de restauraciones tipo «jackets » de cerámica, hacia las restauraciones totalmente cerámicas que especialmente en las últimas décadas han evolucionado gracias al desarrollo de la tecnología y nuevos protocolos rehabilitadores, quienes han posicionado a la cerámica en un sitio muy importante debido a la versatilidad y estética que las porcelanas actuales ofrecen. (Nishioka et al., 2018).

El desarrollo de las porcelanas dentales tuvo un cambio de sede, hacia los EEUU. En la ciudad de Detroit; Land, en el año de 1888 confecciona incrustaciones tipo inlays de cerámica, contenidas en modelos de platino. Seis años después, en 1894 se implanta el uso de la estufa eléctrica, y en 1896 las porcelanas de baja fusión dando herramientas importantes a Land, quien va a ser el encargado de corregir la práctica sobre modelos de platino y la implanta a la odontología restauradora en 1903. (Saavedra, 2013)

Como regla general la gran parte de las cerámicas dentales contienen en su gran mayoría combinados de oxígeno con partículas derivadas como: Al, Ca, Li, Mg, P, K, Si, Na, Ti y Zr, también coexistiendo de forma inusual las combinaciones de porcelana compuestas solo por un único elemento. Hoy en día sabemos que las cerámicas de uso dental contienen dos fases: una cristalina y una vítrea según la composición típica del Sílice. El patrón clásico de esta constitución es la cerámica a base de feldespato, que está desarrollada mayoritariamente por una fase de matriz vítrea ($K_2O - Al_2O_3$) y una o varias fases cristalinas. (Saavedra, 2013).

El diseño asistido por computadora (CAD) y la fabricación asistida por computadora (CAM), han comenzado a desafiar la técnica de fabricar prótesis y pilares soportados por implantes utilizando métodos convencionales, sus numerosas ventajas para los profesionales, es que proporcionan una planificación más fácil, tiempo operativo reducidos, requisitos de almacenamiento. (Kapos et al., 2014)

4.1.2 Evolución de los sistemas cerámicos:

Hace ya dos siglos atrás, el odontólogo italiano Fonzi divulgó el procedimiento pionero para fabricar de forma industrial piezas dentales individuales en cerámica que van fusionados a espigos metálicos y a principio del mismo siglo, el laboratorista Maynard fabrico las coronas pioneras hechas con cubrimiento

parcial de porcelana, se tuvo que esperar hasta 1884 que se amplió el primer horno exclusivo para porcelana de uso odontológico. En el año 1886, se anuncia oficialmente el protocolo de cocido para la cerámica sobre hoja de platino que mejoro la fabricación de restauraciones estéticas; a inicio del siglo anterior, se elaboraron las primeras coronas metal - porcelana de cocción por cubrimiento por mantos. (Nevarez, 2012).

En el año de 1930 salieron a la luz los primeros procedimientos vitrocerámicos para rehabilitaciones con régimen de la cera perdida y el infiltrado de una base vítrea. Posteriormente en los años 50 se desplegaron los sistemas de cerámica derretida sobre metal de alta fundición. En 1958 Vines & cols. desarrollaron el protocolo para el procesado de porcelanas al vacío, excluyendo así las ampollas en el material restaurador. Luego Mc Lean en el año 1965, presentó el sistema de coronas llamadas de cerámica pura con plataforma de una estructura de óxido de aluminio al 50% cubierto por porcelanas feldespáticas tradicionales para mejorar la estética, lo cual constituyo un hito importante en la rehabilitación oral. (Nevarez, 2012).

La Universidad de Nueva York desarrollo muchos tratamientos estéticos, entre ellos, las primeras carillas de porcelana pura con cementación adhesiva, que dominaron el mercado durante varios años, hasta en 1983 Cerestone nace como el sistema cerámico iniciador a la tendencia de la alta resistencia real, especialmente útil o recomendado para áreas posteriores sometidas a alta carga masticatoria, aunque existe el conflicto que ya en 1980 Mormann y Brandestini habrían avanzado hasta sacar a la luz el sistema CEREC(Ceramic Reconstruction), reportado sus resultados clínicos hasta 1985. Al año siguiente en 1986 en la ciudad de Zúrich, Mormann se desvinculó de su compañero y presentó su prototipo del sistema CEREC mejorado, aunque también se sabe que en 1983 Duret habría publicado un método de producción para prótesis dentales de porcelana pura, con la patente de fábrica: 0110797A11983, pero espero hasta 1986 que anunciaría su revolucionario artículo titulado:

Computerized Dentistry. Por lo que los progresos en esta década están marcados por diversos autores (Nevarez, 2012).

Weigh en el año de 1996 ya mencionaba sistemas revolucionarios con cerámica pura y para el año de 1998 presento el popular sistema IPS para cerámica termoprensada que sería ampliamente difundida por todo el planeta, mientras que para el año 2001 se anunciaba de forma oficial al comercio como CEREC In Lab, coincidentalmente en ese mismo año se fundó la Escuela de Atenas, la misma que entre otros conceptos plantea la rehabilitación estética que básicamente se fundamenta en coronas de porcelana pura de alta resistencia, subsiguientemente en el año 2002 se da a conocer la porcelana retocada por estratificación con Apatita de flúor, vigorizada por Leucita, disilicato de Aluminio y óxido de Zirconia, paralelamente en Europa se develaron sistemas similares que se basan en armazones de óxido de Zirconia cubiertos por mantos de cerámica feldespatica. (Nevarez, 2012).

Las cerámicas contemporáneas en la Rehabilitación Oral, son encasilladas en función de su temperatura previa a su confección que se conoce como sinterización, el segundo grupo va a depender de su microestructura química y finalmente por su proceso de confección. (Nevarez, 2012).

Vitrocerámicos: También llamados silicatos tienen una composición fundamentada en vidrios de sílice que tiene como representante principal es el óxido de sílice (SiO), que en ocasiones contiene pequeñas cantidades de alúmina, magnesio y zirconia, junto con otros óxidos dopantes. Estos combinados contienen una base cristalina obtenida por enucleación y desarrollo de vidrios en la fase matriz de vidrio. (Nevarez, 2012).

Cerámicos de zirconia: Una de las principales desventajas que de forma inicial presentaron este tipo de material fueron las grietas en el proceso de sinterizado en el paso de la etapa tetragonal hacia la etapa monolítica, sin embargo se

compenso esta “desventaja” con la adición de óxidos entre los cuales destacan: Magnesia (MgO), Itria (YO), Ceria (CeO) entre otros, con lo cual se consigue estabilizar la Zirconia ZrO_2 . Generalmente la Rehabilitación Oral se nutre de Zirconia más Itria que sustituye al metal de las restauraciones Clásicas, es decir luego esta cerámica recibe un recubrimiento por un vitroceramica más estética. (Nevarez, 2012).

Cerámicos de alúmina: El componente primordial es la alúmina. Entre los descendientes de estas porcelanas tenemos los siguientes: Espinela (MgO. AlO), Mullita ($3AlO-2ZrO$) o titanio de alúmina (AlO.TiO), (AlO.TiO). La espinela es uno de los más difundidos y de forma específica es usada en rehabilitación como una porcelana infiltrada con vidrio cuando se requiere gran translucidez (belleza) en comparación con la alúmina infiltrada con cristales y zirconia donde la belleza puede ser menor. (Nevarez, 2012).

En este punto cabe mencionar que los ajustes olcusaes generalmente se realizan con instrumentos rotatorios de diamante que eliminan la superficie vidriada y aumentan la rugosidad de la superficie que provocará la acumulación y crecimiento de biofilm, por lo tanto, se necesita de sistemas de pulido. Existen diferentes kits de pulido con el propósito de eliminar irregularidades y lograr superficies lisas. Entre estos tenemos, fresas de acabado de carburo de tungsteno, instrumentos rotativos de diamante, discos de caucho de silicona y abrasivo recubierto de óxido de aluminio o carburo de silicio los discos se utilizan para terminar las superficies de restauración, que mejora la resistencia estructural y ayuda a recuperar el brillo de la restauración. La rugosidad de las superficies ajustadas se puede reducir puliendo, pero el resultado no es tan liso como una superficie vidriada. (Incesu et al., 2019)

4.2 SISTEMAS DIGITALES PARA CERÁMICAS DENTALES:

La trayectoria de la tecnología digital inicia en 1985, cuando Mörmann y Brandestini introdujeron el sistema Cerec. La introducción de los sistemas de fresado digital para la producción de restauraciones con estas cerámicas policristalinas permitió su uso en restauraciones protésicas con mayor fiabilidad. Estos sistemas están en constante evolución y producción de restauraciones con mejor adaptación. Además, su evolución ha permitido producir restauraciones con otros materiales como el revestimiento cerámica, compuestos de resina y aleaciones metálicas. (Silva et al., 2017)

Hay que tomar en cuenta, que cuando se mecaniza un material con alta resistencia como la cerámica policristalina, tanto el desgaste de las herramientas de la unidad de mecanizado como el tiempo de mecanizado son muy altos. Además, el mecanizado de materiales frágiles como la cerámica dental puede conducir a la formación de microfisuras y defectos superficiales. (Spitznagel et al., 2018)

Existen 3 técnicas para estos sistemas, en la producción de materiales cerámicos policristalinos, estas son: 1) Sinterización o fusión selectiva por láser, 2) Impresión 3D directa y 3) Estereolitografía. (Spitznagel et al., 2018)

Las pastillas de zirconia requieren obligatoriamente un proceso de fresado adicional que debe ser pulcro y registrado. Cuando están elaboradas las copias de acogen inmediatamente dos mantos de cubrimiento cerámico, una que va a proporcionar caracterización cromática y última capa transparente que ayuda con la estética y deslizamiento; este proceso es llamado estratificación. (Nevarez, 2012).

4.3 PROPIEDADES QUÍMICAS Y FÍSICAS DE LAS PORCELANAS DE USO DENTAL

4.3.1 Propiedades químicas de las cerámicas de uso dental

Las cerámicas utilizadas en odontología están formadas por elementos metálicos y no metálicos como: nitruros, silicatos y óxidos. Los materiales cerámicos son elementos muy estables gracias a su alta resistencia de unión primaria con enlaces iónicos y covalentes y a su alta eficiencia de empaquetamiento atómico. La eficacia de empaquetamiento atómico es una estructura cristalina que es ocupada por átomos o iones. Las cerámicas, entonces, pueden encontrarse como sólidos cristalinos (cuyos átomos están distribuidos uniformemente) o vidrios (amorfos) (Kina & Bruguera, 2008).

Los materiales cerámicos son productos inorgánicos de la naturaleza, formados en su mayoría de elementos no metálicos, y son obtenidos por la gestión de la temperatura elevada, donde su disposición última es de recubrimiento parcial o también de recubrimiento totalmente cristalina. Son de gran uso en Rehabilitación Oral las cerámicas que presentan una estructura combinada, es decir están formadas por una matriz vítrea donde se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados. Es de gran importancia conocer, que los elementos vítreos son los responsables de la belleza de la cerámica, por otra parte, la porción cristalina de la cerámica tiene influencia en la firmeza. Por lo expuesto, la microestructura de las porcelanas tiene relevancia clínica, pues el proceder mecánico, estético de estos materiales está relacionado con su constitución. (Martínez, Pradíes, Suárez, & Rivera, 2007)

La porcelana dental tradicional es una cerámica vitrificada, está compuesta fundamentalmente de elementos químicos, minerales cristalinos como: feldespato, cuarzo, alúmina (óxido de aluminio) y a veces caolín, en una matriz vitrificada (Bottino et al., 2001).

4.3.2 Propiedades físicas de las cerámicas dentales

Cuando se habla de dureza en un material restaurador odontológico, se refiere a la resistencia del material a la deformación plástica localizada, que puede ser la abrasión o penetración de una superficie. La dureza de las cerámicas se mide mediante un penetrador de Vickers. Por otro lado, la densidad de una cerámica es la masa propia del material (m) por unidad de volumen (V). La densidad (ρ), es la responsable de reflejar el tamaño de sus átomos, así como su comportamiento y la eficacia con las que los átomos se empaquetan para llenar un espacio (Bona, 2009).

El módulo de elasticidad, también conocido como módulo de Young (E), este es el nivel de flexibilidad o rigidez de un material dentro de su rango elástico. Por lo tanto, al hablar de este módulo, se hace referencia a que el material se deforma de manera directamente proporcional al estrés aplicado (Montagna & Barbesi, 2013).

Una de las propiedades más importantes de una cerámica es la resistencia a la flexión, la cual, se mide en mega pascales (Mpa), y está relacionada con la resistencia al apareamiento de fallas de los materiales, así como a su constancia. Las cerámicas odontológicas presentan una resistencia a la flexión que varía de 140 – 1300 Mpa (Geissberger, 2012).

La conductividad térmica es la capacidad de un material para transmitir energía calórica. Cuando se habla de conductividad térmica se refiere al calor específico de una sustancia que es la cantidad de calor necesario para incrementar la temperatura en el grado centígrado de una unidad de masa en cal/gC. Es importante conocer que el calor específico se reparte mediante tres diferentes tipos de energía: energía que aumenta el nivel energético de los electrones, energía de vibración de los átomos alrededor de las posiciones reticulares de equilibrio y energía para la modificación de las posiciones de los átomos. Los

acontecimientos de absorción de energía pueden ser activados con calor (Montagna & Barbesi, 2013).

4.4 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Martínez et al., en el año 2007 destaca que la porción vítrea de las cerámicas es la parte que da la belleza de la restauración, mientras que la porción cristalina es la que proporciona resistencia estructural, comprendido esto se puede resumir que la microestructura de una cerámica es muy importante para su futura elección o rechazo en determinado caso. Es por ello que químicamente el autor de este estudio agrupa a las cerámicas en: aluminosas, feldespáticas y zirconiosas.

4.4.1 Cerámicas feldespáticas

Las cerámicas pioneras contenían tres componentes básicos como el caolín, cuarzo y feldespato, con la consiguiente evolución de la cual no está exenta la odontología se fue llegando a la cerámica feldespática con la que hoy contamos en el cual hay un núcleo de feldespato en el que están distribuidas partículas de cuarzo y una pequeña porción de caolín. Al descomponer la estructura de la restauración se puede comprender que la parte del feldespato es la encargada de dar traslucidez a la restauración mientras que el cuarzo da la fase cristalina y el caolín permite un manejo más sencillo cuando la cerámica está en fase plástica, previo al cocido. Con el fin de acortar la temperatura de sinterización en la mezcla siempre se concentran «fundentes». Al mismo tiempo se colocan pigmentos que darán varias tonalidades. Este grupo de porcelanas presenta la mejor estética, lamentablemente son en exceso frágiles por lo que su uso dental solo está indicado cuando se apoyan en un núcleo duro, por lo que tienen la denominación de porcelanas de recubrimiento. (Martínez et al., 2007)

Martínez et al., 2007 también destacaron que debido a la gran demanda de belleza en los tratamientos, las cerámicas fueron evolucionando en su

microestructura. Hasta encontrar materiales que puedan prescindir del metal, y así tengan gran resistencia y belleza adecuada, así por ejemplo aparecieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia; las mismas que incorporan en su composición una gran cantidad de cerámica feldespática, pero se diferencian de las demás porque incorporan a la estructura elementos específicos que aumentan su fortaleza mecánica en rangos que va desde 110MPa hasta los 290 MPa.

Las porcelanas feldespáticas, fue el primer tipo de cerámica para la odontología, están disponibles en forma de polvo (estratificación) o en bloque (diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora). (Morimoto et al., 2016).

4.4.2 Cerámicas aluminosas

McLean y Hughes en el año 1965 hicieron un gran aporte a las restauraciones libres de metal. Ellos incorporaron al feldespato tradicional una cantidad importante de óxido de aluminio y por consiguiente disminuyendo la porción de cuarzo. Al realizar estos procesos se obtiene una microestructura compuesta en la que la alúmina, al poseer una elevada para la fusión, esta se mantenía en pausa en la base de la restauración. En conclusión, son estos cristales los que mejoraban inmensamente las propiedades mecánicas de este grupo. Este avance constituye un hito ya que motivo a los rehabilitadores a inclinarse por las restauraciones totalmente cerámicas.

Sin embargo, pronto notaron que el óxido de aluminio agregado causaba en la porcelana una disminución del paso de luz traslucida, es decir pérdida en la estética, lo que conllevaba a los clínicos a realizar tallados más profundos para lograr algo de belleza en sus tratamientos, posterior a esto se realizaron estudios en los que se evidenció que a porcentaje mayor al 50% de alumina hay un aumento importante en la opacidad, por lo que obviamente estas cerámicas también quedaron confinadas para la elaboración de núcleos que deben ser obligatoriamente recubiertos de ceramios con menor cantidad de alumina para

lograr naturalidad en relación a los dientes vecinos y antagonistas. (Martínez et al., 2007)

4.4.3 Cerámicas circoniosas

La cerámica de zirconio presenta excelentes propiedades químicas y físicas, su biocompatibilidad y resistencia a la acumulación de placa. Esta cerámica ha sido utilizado como material para implantes de prótesis dentales individuales y fijas en regiones posterior y anterior. Evidencia de clínica indican que el implante basado en zirconia tienen un rendimiento clínico favorable y una alta tasa de supervivencia. (Fushiki et al., 2019).

Este grupo cerámico esta compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado, es decir llega al 95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio al 5%. La importancia clínica de este sistema está en su gran tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina que cuenta con la ayuda extra del proceso llamado «transformación resistente». Esto fue detallado por Garvie et al. en el año de 1975 quien menciona que la zirconia que no está totalmente estabilizada, cuando se encuentra en un lugar de estrés pasa por un cambio de etapa tetragonal a etapa monolítica, lo que resulta en mayor fortaleza del material restaurador y se evita la transmisión de fisura. (Martínez et al., 2007)

Este fenómeno descrito en el párrafo anterior proporciona una resistencia a la flexión que va desde los 1000 hasta los 1500 MPa, que en comparación del resto de materiales cerámicos restauradores los duplica o triplica. Estas particularidades han hecho de este material uno de los más indicados para zonas que van a someterse a gran estrés mecánico; la parte “negativa” de este material está en que no tienen una fase vítrea por lo que la estética es pobre y solo se pueden elaborar núcleos con ellas, para su posterior recubrimiento con sistemas vitroceramicos de alta belleza. (Martínez et al., 2007)

4.5 CLASIFICACIÓN POR EL PROCESO DE CONFECCIÓN

Conocer el orden de todas las porcelanas y detallando los pasos para obtenerla desde la técnica para su confección en los distintos laboratorios resulta ventajoso para el clínico en su práctica diaria. Por esto los autores de este estudio clasifican en tres grupos estas técnicas de elaboración: condensación cubierta muñón refractario, reemplazo de la cera perdida y tecnología asistida por computador. (Martínez et al., 2007)

4.5.1 Confección sobre muñón refractario

El material del que se ha reemplazado es un material refractario, esto quiere decir que es un material que no sufre variaciones dimensionales al ser sometido a las altas temperaturas a las que entra en cocción la cerámica. (Alvárez-Fernández et al., 2003)

Esta técnica tiene la preparación de un segundo modelo de trabajo, que es un duplicado del modelo primario obtenido siempre en yeso dental de alta precisión, a través de un material refractario que no pasa por cambios de dimensión al ser pasado a la temperatura que necesita el proceso de cocción de la porcelana dental. El siguiente paso es en la cerámica aplicar directamente sobre estos troqueles termoresistentes. Finalmente, se procede a la separación del muñón y a la colocación de la restauración en el modelo primario para las correcciones finales. (Martínez et al., 2007)

4.5.2 Sustitución de la cera pérdida

La técnica se basa en la obtención de una guía de cera que ira transformándose después de la infiltración en un componente de cerámica, tal y como clásicamente se efectúa con las restauraciones en metal. Para comenzar se coloca cera en el patrón que representa la cofia interna. Seguido, se reviste en un tambor y se evapora el componente de cera. Luego se calienta la cerámica

(forma de pastillas), hasta su punto de fusión teórico. El material se introduce hacia el interior del cilindro por técnica de inyección, en donde una pieza dura y pesada va inyectando la cerámica fluida hasta el último molde. La evidencia tradicional demuestra que este conjunto de pasos incrementa la fortaleza estructural de la cerámica ya que reduciendo la porosidad lo que otorga una repartición similar de los cristales en la base de la matriz. (Martínez et al., 2007).

Álvarez et al., en 2003 en su estudio menciona que dos sistemas de procesamiento usan esta técnica: a) COLADO b) PRENSADO O INYECTADO. (Álvarez-Fernández et al., 2003)

Colado: proceso que inicia con un patrón de cera que puede representar la cofia interna o la restauración completa. Cuando el patrón se ha realizado completamente se le coloca en un cilindro con yeso de revestimiento y se procede a calcinar la cera. (Álvarez-Fernández et al., 2003)

Prensado o inyectado: Esto inicia con el patrón de cera sobre el modelo que luego es revestido y calcinado. Posterior a esto se procede a calentar la cerámica en presentación tipo pastillas hasta el punto de fusión permitiendo que la cerámica fundida pase hacia el interior del cilindro que se realiza por inyección; un pistón va empujando la cerámica fundida hasta el molde donde se encuentra el yeso de revestimiento con el espacio dejado por la cera perdida o calcinada. (Álvarez-Fernández et al., 2003)

4.5.3 Tecnología asistida por ordenador

Esta tecnología nos ayuda a obtener restauraciones cerámicas precisas de forma ágil y placentera. Dentro de ella figuran de tres etapas: digitalización, esquema y fresado. Gracias a la primera etapa de digitalización se registra de forma tridimensional la preparación dentaria realizada por el clínico. Dicho registro puede ser extraoral con la ayuda de una sonda mecánica o un láser se escanea la superficie del troquel, también puede ser intraoral (cámara capta

directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones tradicionales o analógicas). (Martínez et al., 2007).

Terminado el proceso anterior la información se traspasa a un computador en el cual se va a procesar el diseño con un software especializado para el caso. Una vez concluye el paso de diseño, el computador da instrucciones a la maquina fresadora, que de forma automática hace mecanizado de la estructura cerámica. No existe evidencia científica para determinar cuál es el mejor procedimiento. Sin embargo, en lo que están de acuerdo los autores es que en el futuro, la tecnología se impondrá a la técnica de confección tradicional con impresiones a base de silicona de adición y vaciadas en yeso dental de precisión. (Martínez et al., 2007).

4.6 CERÁMICAS CON BASE DE SILICATO

En la actualidad contamos con este grupo cerámico cuya característica de es su notable translucidez, brindando características naturales que fácilmente pueden ser usados en segmentos anteriores. Sin embargo, las altas características estéticas impiden que existan propiedades de resistencia elevadas. Este grupo se puede dividir en dos grupos: cerámicas de feldespato y vitrocerámicas. Las cerámicas feldespáticas son las comúnmente utilizadas como material de estratificación en restauraciones de metal-cerámica y la fabricación de carillas. Las cerámicas de feldespato presentan una resistencia a la flexión in vitro bajo. (Fradeani & Barducci, 2006).

Las vitrocerámicas, son reforzadas con ciertos cristales en la matriz vítrea, estos cristales de refuerzo son la leucita o el disilicato de litio. Estos materiales se pueden emplear para fabricar restauraciones de un solo bloque o para proporcionar finos mantos que posteriormente serán revestidas con porcelana de estratificación. Estas cerámicas dan la posibilidad de ser manejadas como restauraciones individuales, sobretudo en la porción anterior que requiere gran belleza. La resistencia a la flexión de estos materiales es de 120 MPa para las

vitrocerámicas a base de leucita, y de 350 a 400 MPa para las reforzadas con disilicato de litio que presenta dureza mayor inclusive al de las propias piezas dentales. (Fradeani & Barducci, 2006).

Las cerámicas silicáticas tienen una estructura bifásica, y están compuestas por cristales de refuerzo (fase dispersa) que se sumergen en una matriz de vidrio fundido (fase vítrea o amorfa). Las cerámicas de silicato son materiales frágiles, que incluyen productos con estructuras diferentes y químicas: cerámicas de alto contenido de feldespato (vidrios feldespáticos) y baja cantidad de cristalinidad (15%), Las cerámicas de bajo contenido feldespático y reforzadas con cristales de leucita o alúmina tienen una cristalinidad del 40% al 50% y las vitrocerámicas a base de leucita, de nanoflourapatita, de disilicato de litio, se obtienen por medio de procesos de cristalización guiada de los núcleos de cristalitas (Montagna & Barbesi, 2013).

4.6.1 Cerámicas a base de disilicato:

Hace más de 15 años nació en EEUU, el mismo que está fundamentado en una cerámica tipo vítrea que esta reforzada con porcentajes de leucita que oscilan entre 35 a 55% y finalmente ser fortalecido con partículas de disilicato de litio en concentraciones que van del 60 al 65% según lo expresado por Gómez et al en 2008; quienes también describieron que este tipo de cerámicas son infiltradas en una molde revestido, que se obtiene gracias a la técnica de la cera perdida, la misma que necesita alta presión y temperatura. Una de las revoluciones más importantes que trajo el sistema IPS Empress es su simplificación para la contracción que sufrían las cerámicas de feldespato en el momento de la calcinación; esto era ocasionado por la alta presión y temperatura a la que eran infiltradas en el molde. (Heintze et al.; Lagos Flores et al., 2007).

Para el año 2007 surge este sistema reforzado únicamente con microparticulas de disilicato de litio que presentan algunas ventajas como una mejor traslucidez y transparencia lo cual redundo en mayor estética, pero sobretodo llama la

atención que se observa en ellos una mayor resistencia a las grietas, esto en parte debido a que se logró homogenizar la fase cristalina de mejor forma. Una característica en común con su predecesor es que también reciben un cubrimiento estético de porcelana feldespática mediante la técnica de capas, esto con el fin de aumentar la belleza de la restauración. (Martínez Rus et al.; Heintze et al)

Cada paciente corresponde a un mundo diferente, bajo esa lógica son ellos los que entienden sus propios requerimientos y propósitos con el tratamiento. Es por esto que estos sistemas son tan versátiles y fácilmente aceptables por los pacientes ya que se considera está a la altura de las más fuertes exigencias. (Clavijo et al. 2007.).

Los componentes estructurales para la tecnología de infiltración están basadas en pastillas estéticas de porcelana vítrea de disilicato de litio y la pastillas de porcelana vítrea de fluorapatita; esto con el fin de mejorar la eficacia en la infiltración para cubrir el óxido de circonio. De acuerdo a los requerimientos de cada caso el sistema pone a disposición dos pastillas exclusivas para modo digital, el primero es la porcelana vítrea de Disilicato de litio y el segundo representado por el muy resistente óxido de circonio. La porcelana de estratificación de nanofluorapatita, se usa de forma universal para estratificación y de caracterización de cualquiera de los bloques, ya sea de base vítrea o base de circonio. Estas posibilidades dan al rehabilitador un material totalmente versátil, además que permite la caracterización y estratificación en los cuatro materiales que tiene el sistema, por lo cual el biomimetismo está garantizado. (Clavijo et al. 2007).

4.6.2 Refuerzos en cerámicas:

Hay dos factores básicos que pueden provocar una fractura: las grietas superficiales y los defectos en la fabricación. Hoy en día se usan técnicas que mejoran la resistencia y rendimiento de las cerámicas odontológicas y estas son:

la transformación inducida por la fuerza, el refuerzo químico y el refuerzo cristalino (Rosenstiel et al., 2017).

Según Rosenstiel et al. (2017), las grietas superficiales son producidas en el momento del tallado. Por lo general una grieta mide entre 20 y 50 micras. Las fracturas en los materiales cerámicos aparecen desde una grieta de mayor tamaño, la cual determina la resistencia a la fractura de una restauración.

El refuerzo cristalino se basa en la introducción de cristales en el material cerámico para de esta forma mejorar la resistencia a la fractura. Los cristales desvían la fractura que avanza para aumentar la resistencia a la fractura de materiales bifásicos (Rosenstiel et al., 2017). "La fase cristalina, cuya expansión térmica es mayor que la de la matriz, provoca fuerzas comprensivas tangenciales cerca de la interface cristal- matriz. Dichas fuerzas tangenciales tienden a desviar la fractura alrededor de la partícula. Las partículas de leucita tienen un mayor coeficiente de expansión térmica que la matriz vidriosa que la rodea. Tras el enfriamiento, las fuerzas de compresión se desarrollan en la fase de cristal de leucita –matriz" (Rosenstiel et al., 2017).

En cuanto al refuerzo químico, es un método que se utiliza para incrementar la resistencia de los vidrios y cerámicas. Este refuerzo se basa en el intercambio de iones alcalinos por iones mayores que se encuentran debajo del punto de deformación de los materiales cerámicos. En esta temperatura no se puede dar la relajación de las fuerzas, por lo tanto, el intercambio promueve la formación de una capa de compresión en la superficie de la cerámica. Finalmente, cualquier carga que se aplique debe superar esta capa de compresión interna antes de que la superficie se pueda someter a tensión; esto produce un incremento de la resistencia a la fractura. (Rosenstiel et al., 2017).

4.6.3 Sistema YZR - Lithium / Korea:

A continuación, se describe la composición química del sistema cerámico usado

en el presente trabajo investigativo: Óxido de Silicio en promedio del 70%, un 15% entre Dióxido de Litio, Óxido de Potasio, Óxido de Circonio, Óxido de Zinc, Óxido de Aluminio, Óxido de Magnesio, y un 6% de micro rellenos. (Recuperado de: <http://www.corpodent.net/Documentos/Lithium-YZR/lithium-yzr.pdf>).

La unión de los minerales anteriormente descritos es posible debido a que comparten varios átomos de Oxígeno, quienes elaboran una red tridimensional que da como resultado la cerámica de Disilicato de Litio que según los reportes de la casa comercial llega hasta los 400 MPa, dato que coincide con lo expuesto en la literatura expuesta en el presente trabajo. (Recuperado de: <http://www.corpodent.net/Documentos/Lithium-YZR/lithium-yzr.pdf>).

Tabla 1: Propiedades del Disilicato de litio: físicas, químicas, resistencia

Disilicato de Litio		Cristalización mediante templado y transformación del metasilicato de litio en Disilicato de litio
SiO₂	57-80%	Características del metasilicato de litio (Li₂SiO₅) 30-40% fase cristalina 60-70% fase vítrea Cristales 0.2-0.3 micrones
LiO₂	11-19%	
K₂O	0-13%	
P₂O₅	0-11%	
ZrO₂	0-8%	Características del Disilicato de litio (Li₂Si₂O₅) 60-70% fase cristalina 30-40% fase vítrea Cristales agujijiformes entrelazados de 3-6 micrones
ZnO	0-11%	
Al₂O₃	0-5%	
MgO	0-5%	
Otro	0-12%	

(Tomado del libro de Montagna & Barbesi, 2013)

Tabla 2: Propiedades del Disilicato de litio: Resistencia, Tenacidad, Modulo, Solubilidad, Temperatura, CET, Contracción y Dureza

Propiedades	IPS CAD	eMax Fresable	IPS Cristalizable	eMax CADIPS Press	eMax
Resistencia a la flexión biaxial ISO6872 (MPa)	100 - 160		300 – 420		400 –480
Tenacidad a la fractura SEVNB (MPa m ^{0.5})	0.9 – 1.1		2.2 – 5		2.5 – 3.0
Modulo E (GPa)	-		90 – 100		90 – 100
Solubilidad IS O (microg/cm ²)	100 - 160		30 – 50		30 – 50
Temperatura cristalización/prensado	-		850 ⁰ C		900 – 925 ⁰ C
CET 100-400			9.75 – 10.55		9.75 – 10.55
CET 100-500 (10 ⁻⁶ XK -1)			10.20 – 10.70		10.20 – 10.90
Contracción linear durante el templado	-		0.2%		-
Dureza Vickers			5800		

(Tomado del libro de: Montagna & Barbesi, 2013).

4.7 PROPIEDADES ESTETICAS DE LAS CERÁMICAS DE DISILICATO DE LITIO:

4.7.1 Glaseado:

El término “glaseado”, se define como un cristalizado realizado con una sustancia vítrea que, al ser expuesto al calor, por medio del proceso de cocción,

se une a la superficie cerámica, dándole a ésta color, dureza e impermeabilidad. (Gonuldas, Yilmaz, & Ozturk, 2014).

Según Bona (2009), en odontología, la cerámica glaseada es la capa externa cocida a temperaturas menores que la cerámica de esmalte y dentina, para de esta manera, producir un sellado fino en la superficie y distintos niveles de brillo según la condición del cocinado. Fehmi Gonuldas (2014), asegura que el método de glaseado involucra el sometimiento de la porcelana a temperaturas que van de 20 a 60 C, inferior a la temperatura de fusión de la cerámica.

Según (Mezzomo, 2010), el glaseado final se puede conseguir por medio natural o por medio de un glaseador laboratorial, esto va a depender de las características de superficie deseadas. Para el glaseado artificial, el procedimiento inicia con la aplicación de un glaze, con o sin pigmentos, y se introduce la restauración al horno precalentado a 590 C. por 5 minutos. Seguido de esto, se hornea la restauración de cerámica, aumentando 55 C. por minuto hasta llegar a 890 C. Después la restauración debe enfriarse a temperatura ambiente.

Rosenstiel (2017), afirma que el glaseado de baja expansión comprime la superficie de la porcelana, reduciendo el ancho y la profundidad de las porosidades superficiales.

Otro grupo de autores describen el proceso de autoglaseado como un método importante utilizado por los laboratoristas. Este proceso es una técnica que consiste en realizar una cocción oxidante después del cocinado original, pero en este caso no se aplica un glaseado de baja expansión (Rosenstiel, Land, & Fujimoto, 2017).

Owen, Reaney, & Newsome en 2012 estandarizan los beneficios del proceso de glaseado que se describió en los párrafos anteriores; entre los cuales se destaca:

- Mejora los procedimientos de higiene oral.
- Facilita la función masticatoria al permitir el buen deslizamiento de los alimentos sobre las superficies del material de restauración protésico.
- Disminuye los niveles de desgaste de dientes antagonistas especialmente si son naturales.
- Da a la restauración presente una adecuada estética y mejor refracción de la luz lo que redundará en naturalidad.
- Reduce el depósito de placa bacteriana, evitando a la vez el apareamiento de enfermedad periodontal.
- Aumenta porcentualmente la resistencia mecánica de la restauración (Owen et al., 2012).

4.8 SISTEMAS DE PULIDO DE SUPERFICIES CERÁMICAS

En la literatura y en la evidencia algunos estudios sugerían que la mayor suavidad en una superficie cerámica se lograba por medio del glaseado, hoy en día la mayoría de investigaciones afirman que los métodos de pulido intraoral pueden igualar e incluso mejorar la suavidad del glaseado. (Magne & Besler, 2006)

En la actualidad, se acepta, que en cuanto a la estética de las restauraciones cerámicas, el mejor resultado se obtiene puliendo (Magne & Besler, 2006). Sin embargo, es significativo saber que el éxito del pulido está directamente relacionado a condensación y cocción de la porcelana, por lo tanto, Magne (2006) exhorta a la combinación del glaseado y el pulido para mejorar las características estéticas de la cerámica dental.

Cuando una superficie cerámica se encuentra rugosa, es necesario alisar estas zonas con piedras limpias, después se pasa a la utilización de gomas que

progresivamente van de lo grueso a lo más fino. Generalmente, el grosor de grano viene indicado por bandas alrededor del cuello del instrumento, si no hay banda el grano es grueso, una banda amarilla es de grano medio, dos bandas amarillas o una banda blanca es de grano fino. (Shillingburg, Hobo, Whitsett, Jacobi, & Brackett, 2010).

Según Kina (2008), es importante que se utilicen fresas con puntas finas y se debe trabajar con baja velocidad para poder tener un máximo control sobre los detalles de la morfología de una restauración cerámica.

Debido a la variedad de materiales cerámicos y sistemas de pulido disponibles, deben evaluarse para saber qué sistema de pulido produce la mejor superficie de pulido en una restauración cerámica dada. (Maciel, L., Silva, C., de Jesus, R., Concílio, L., Kano, S., & Xible, A., 2019)

La restauración cerámica no debe ajustarse durante la adaptación clínica, evitando así una pérdida de brillo, en el caso de que suceda se debe minimizar el riesgo de degradación y desgaste de la cerámica y para esto se requiere la utilización de sistemas de pulido para ajustar la rugosidad de la superficie. (Mohammadibassir, M., Rezvani, M., Golzari, H., Moravej Salehi, E., Fahimi, M., & Kharazi Fard, M., 2017)

Además, las superficies cerámicas deben pulirse después de eliminar el cemento de fijación excesivo o después de algunos ajustes o modificaciones oclusales o proximales. Por lo tanto, si el acristalamiento no es factible, el pulido solo puede ser la siguiente mejor opción. (Sarıkaya I, Guler AU., 2010)

El uso de materiales de pulido adecuados para cada tipo de cerámica puede aportar beneficios estéticos a las restauraciones. (Sasahara RMC, Ribeiro FC, Cesar PF, et al., 2006)

4.9 EFECTOS ADVERSOS AL NO TENER UNA SUPERFICIE CERÁMICA PULIDA O GLASEADA

4.9.1 Ajuste oclusal intraoral en restauraciones cerámicas

El uso de restauraciones cerámicas ha aumentado en los últimos años, debido a las demandas estéticas de los pacientes. Se han desarrollado materiales cerámicos por su estética, biocompatibilidad, estabilidad del color y baja conductividad térmica. (Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves, M. 2006)

El ajuste de la oclusión en restauraciones cerámicas, con fresas de diamante después de la cementación es frecuentemente necesario, pero esto altera la superficie cerámica, volviéndose áspera y abrasiva, provocando abrasión en los dientes adyacentes, además de promover la retención de biopelículas y la irritación mecánica del tejido blando. (Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves, M. 2006)

Esta alta rugosidad que se crea, aumenta el coeficiente de fricción, lo que resulta en un mayor desgaste. La alternativa para compensar la abrasión creada en las restauraciones de cerámica después de su ajuste, es realizar un nuevo acristalamiento, lo que implica una sesión clínica adicional. (Amaya-Pajares, S., Ritter, A., Vera Resendiz, C., Henson, B., Culp, L., & Donovan, T., 2016).

Existen muchos sistemas de pulido, recomendados para diferentes restauraciones de cerámica. Sin embargo, no está claro si todos los sistemas pueden proporcionar una superficie lisa igual o mejor que la superficie inicial o no ajustada. Lawson, N., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E., & Burgess, J. (2014).

En el momento de la entrega de una restauración de cerámica, el ajuste oclusal de una corona puede dañar la superficie oclusiva y es por eso que la restauración

requiere procedimientos de pulido y acabado intraoral. Albashaireh et al. determina en su estudio in vitro que el pulido de materiales cerámicos disminuye la rugosidad y disminuye el desgaste opuesto del esmalte. Maller et al. indica que la mayoría de las veces los dentistas necesitan usar fresas de diamante de diferentes tamaños de partículas para ajustar la oclusión o terminar la restauración, y luego pulir la superficie ajustada con sistemas de pulido intraoral para reducir la rugosidad creada previamente. El proceso de terminar una restauración implica un desgaste abrasivo mediante el uso de partículas duras.

Algunos estudios encontraron que las técnicas preferidas para pulir después del ajuste son:

1. Alisar los contornos con discos de diamantes flexibles, fresas de diamante de hasta 15micrones, piedras de polímero o piedras verdes (carburo de silicio).
2. Acabado con piedras blancas o discos de goma y puntas de goma con forma cónica.
3. Pulido con pastas de diamante y fieltro, discos de goma con forma cónica o delgada, o un cepillo. (Amaya-Pajares, S., Ritter, A., Vera Resendiz, C., Henson, B., Culp, L., & Donovan, T., 2016).

Un estudio de Al-Hiyasat et al. sugirió que es necesario esmaltar o pulir la porcelana después del ajuste para reducir el desgaste opuesto del esmalte. La porcelana que se ajustó con una fresa fina de diamante produjo más desgaste del esmalte que las muestras esmaltadas o pulidas. (Amaya-Pajares, S., Ritter, A., Vera Resendiz, C., Henson, B., Culp, L., & Donovan, T., 2016)

4.10 PULIDO MANUAL VS. GLASEADO DE LAS CERÁMICAS DE DISILICATO

Comúnmente, las porcelanas dentales han sido controladas con una capa superficial de glaze o acristalamiento, la cual se consigue aumentando el tiempo

de cocción o elevando la temperatura del horno (Rosenstiel, Baiker, & Jhonston, 1989).

El control exacto para la obtención de un grado de brillo de las cerámicas dentales está limitado, sobretodo porque los hornos empleados comercialmente tienen fluctuaciones de temperatura que son suficientemente severas para lograr que algunas restauraciones aparezcan sub- glaseadas o sobre-glaseadas. Además, conseguir un brillo uniforme en la restauración no siempre es lo deseado, ya que se pierden características visuales en el trabajo final. Por esa razón los ceramistas cambian las tonalidades de brillo entre la zona cervical y la incisal para brindar una apreciación más natural. Sin embargo, con los métodos convencionales de glaseado, los técnicos dentales no consiguen éstas características estéticas con el glaze, pues esta técnica sólo consigue superficies uniformes en cuanto al brillo (Rosenstiel et al., 1989).

Según Rosenstiel et al. (1989), el pulido de las cerámicas ha sido el sistema más recomendado, después de realizar un ajuste oclusal en restauraciones cerámicas. Hoy en día, en el mercado, existen varios kits y sistemas de pulido tanto intraorales como extraorales. El uso de fresones y gomas, seguido del empleo de piedra pómez produce una excelente suavidad de la superficie. Estos autores también hablan sobre el uso del pulido de la cerámica como una manera de comunicación intuitiva del grado de brillo requerido en una restauración específica, de igual manera que lo hacen las guías de color (Rosenstiel et al., 1989).

Varias investigaciones sugieren que las superficies pulidas después de un ajuste oclusal, con un buen sistema de pulido pueden quedar muy similares a las glaseadas. Existen ventajas en el pulido dental al proporcionar una mayor tenacidad a la fractura en comparación a superficies glaseadas. Sin embargo, hay estudios que llegan a conclusiones contrarias, afirmando que los sistemas de pulido actuales no presentan superficies tan suaves y lisas con el glaseado original (Owen et al., 2012).

En una investigación realizada por Jagger (1994), quien encontró que mientras la tasa de desgaste del esmalte producido por porcelana Vitadur esmaltada y no glaseada era similar, la porcelana pulida produjo un desgaste de esmalte sustancialmente menor. Este hallazgo llevó al autor a sugerir que la porcelana sea pulida en vez de ser glaseada después del ajuste de la cerámica.

Por lo tanto, es claro encontrar que existe una gran controversia entre las cerámicas dentales pulidas y las glaseadas. A continuación, se observa un análisis de diferentes autores en cuanto a qué sistema es más útil y en qué circunstancias se debe usar un pulido o un glaseado en las restauraciones.

4.10.1 Comparación entre el pulido y glaseado de las cerámicas dentales y su relación con la resistencia flexural

El proceso de arenado y fresado en las cerámicas registraron valores de resistencia más bajos para la cerámica que los grupos control y pulido para estos materiales. Durante la molienda o chorro de arena; el calor, formación de grietas y tensiones residuales se pueden generar, a partir de la aplicación de dichos procesos. Mecholsky et al. informaron que los dos conjuntos de técnicas de corrección crecen en direcciones tanto perpendiculares y paralelas a la dirección de rectificado de la cerámica, pero la orientación a la tracción durante la prueba determina qué conjunto inicia la fractura. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

La parte estadística de la literatura nos da valores insignificantes en resistencia entre arenado y los grupos de control para las cerámicas. Esto se debe a que se espera que los valores de resistencia más bajos después de los procedimientos más graves tales como la molienda o chorro de arena. Esto también indica que la reducción de resistencia de un material cerámico es una consecuencia de tasa de tosquedad (tamaño del grano) y que determina los defectos asociados a las herramientas de tamaño y cantidad de tensiones de compresión desarrollado. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

También puede depender de las características de microestructuras de diferente cerámica. El chorro de arena, que se considera un procedimiento complicado y perjudicial para la fuerza. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

Este estudio mostró que el chorro de arena y la molienda no disminuyeron significativamente la fuerza. Aun así el chorro de arena prolongada se debe evitar, o se recomienda una presión más baja, ya que esto cambia las dimensiones de la grieta aumentando la pérdida de volumen. El Pulido Grinding debe utilizarse también a baja velocidad y en un entorno de molienda en húmedo. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

El pulido ha mejorado la fuerza significativamente, ya que se relaciona con la capacidad de pulido para mejorar la condición de la superficie de la cerámica y liberarla de varios defectos. Para pulir se recomienda acristalamiento para contrarrestar los efectos perjudiciales de la molienda. No se encontró ningún efecto sobre la fuerza después de glasear. Por lo tanto, se sugiere que el pulido, siempre que sea posible. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

El pulido podría ser desaconsejable en las zonas donde se puede añadir capas de porcelana, ya que esto se deteriorará la unión creada entre el núcleo y la porcelana de capas. Sin embargo, en las zonas no estéticas, donde el material no queda expuesto, tales como las regiones de conector, el pulido se puede hacer de manera segura. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

Se requieren más estudios para demostrar aún más el efecto de tales procedimientos de tratamiento sobre las propiedades mecánicas de flexión de estos materiales. Los estudios concluyen que la molienda y chorro de arena no tuvo un efecto significativo sobre la flexión de la fuerza biaxial las cerámicas estudiadas. (Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M., 2004)

4.10.2 Comparación entre pulido y glaseado de las cerámicas dentales y su relación con la estabilidad del color

Los kits de acabado y pulido son bastante similares entre sí desde Kits tanto técnicos y clínicos incluyen fresas de goma de carburo de silicio. Sin embargo, la diferencia entre el Kit técnica y clínica se encuentra en las dimensiones de las fresas y los dispositivos de acabado, en el Kit clínico se aplicó con una pieza de mano clínica, pero la técnica se aplicó con un micromotor de laboratorio. (Mehmet, M. et al. 2016)

Existen diferencias de color de cerámicas y tonos antes y después de un pulido de una superficie cerámica glaseada. Los cambios colorímetros pre y post pulido siempre son más notorias en luz tipo tungsteno. (Kanat-Ertürk, B. 2019).

Monasky y Taylor en 1971 ya hacían hincapié en que la porcelana con la superficie rugosa causaba más desgaste de los dientes de superficie lisa, según sus experimentaciones. Jung et al. En 2010 confirmaron esto al informar de un menor desgaste de los dientes antagonistas contra zirconio que contra porcelana dental, con el motivo atribuido a la superficie más lisa de zirconio. Las rugosidades superficiales de los materiales dentales son investigadas en la literatura dental desde rugosidad de la superficie también afecta a la energía libre de la superficie. Esto significa que las superficies rugosas de los materiales dentales causan una energía libre de superficie alta que resulta en la formación de placa más microbiana.

Por lo tanto, la superficie rugosidad de materiales de restauración dental es importante debido a que estos materiales están en contacto con la encía, el área más crítica de medio ambiente oral. Las superficies rugosas de materiales dentales cerca de la encía hacen un lugar adecuado para la acumulación microbiana. Negativamente, superficies lisas de materiales dentales pueden causar fácil limpieza de la superficie y menos acumulación microbiana. Esto significa que la rugosidad superficial de los materiales ha relacionado con el

aspecto a largo plazo. (Mehmet, M. et al. 2016)

Dentro de las limitaciones del presente estudio, se puede sugerir que el acabado (pulido) de las restauraciones utilizando kits clínicos en lugar de los resultados obtenidos con el esmaltado en las superficies ajustadas. En cuanto al apareamiento de sombras después del acabado y pulido, el Kit intraoral no mostró clínicamente un cambio por sombra. Por lo tanto, se puede sugerir que el acabado de las restauraciones utilizando el kit técnico en lugar del esmaltado demostró clínicamente ningún cambio de tono a corto plazo. (Mehmet, M. et al. 2016)

Por lo tanto, de acuerdo a la evidencia científica, se puede sugerir que el acabado de las restauraciones utilizando el kit técnico en lugar de esmalte aplicado al grupo de 'alto translúcido' no demostró clínicamente cambio de tono. (Mehmet, M. et al. 2016)

Por lo tanto, se puede sugerir que el acabado de las restauraciones utilizando el kit técnico en lugar de esmaltado proporciona mejor rendimiento clínico en los aspectos tanto de la rugosidad superficial y la adaptación cromática. El Kit clínico puede ser útil para correcciones menores, tales como pulido de las superficies oclusales, pre-ajustado por vía intraoral en consultorio. (Mehmet, M. et al. 2016)

5. OBJETIVOS:

5.1 Objetivo General:

Determinar la eficacia del sistema de pulido intraoral que presenta menor grado de rugosidad en cerámica de Disilicato litio

5.2 Objetivo Específico:

Comparar la rugosidad superficial en el Disilicato de litio posterior a la aplicación de 3 sistemas de pulido intraoral en comparación con el grupo control.

6. HIPOTESIS:

6.1 Hipótesis Nula:

No Existe diferencia significativa entre la rugosidad superficial obtenida por los tres sistemas de pulido intraoral, aplicados al Disilicato de litio.

6.2 Hipótesis alternativa

Existe diferencia significativa entre la rugosidad superficial obtenida por los tres sistemas de pulido intraoral, aplicados al Disilicato de litio.

7. METODOLOGÍA:

Se establecieron 3 grupos de 14 pastillas de Disilicato de litio (Lithium / Korea) cada uno. Cada pastilla fue utilizada y codificada en sus dos caras planas del cilindro, proporcionando dos muestras de estudio de cada lingote. De esta manera se prepararon 28 muestras para cada grupo.

Se utilizó la hoja de cálculo de Excel y el sistema SPSS IBM 25 para el cálculo de la muestra y el análisis estadístico descriptivo con ANOVA.

7.1 Tipo de Estudio

Estudio experimental comparativo, in vitro de pulido de pastillas de Disilicato de litio usando tres distintos sistemas de pulido intraoral, con la finalidad de medir su rugosidad superficial. Estudio comparativo, ya que los valores objetivos obtenidos de la medición con rugosímetro fueron comparados entre sí para encontrar el mejor sistema de pulido.

7.2 Población

La población está determinada por todos los especímenes de cerámica en forma de pastillas cilíndricas termoprensables de Disilicato de litio prefabricadas (Lithium / Korea).

7.3 Muestra

La muestra fue obtenida de $n=14$ especímenes de cerámica en forma de pastillas cilíndricas de Disilicato de litio prefabricados. Cada unidad de las pastillas en forma de cilindro tenía una medida estándar. Las pastillas fueron utilizadas en ambos lados del cilindro, conformando así, una muestra de 84 superficies planas de cerámica de Disilicato de litio.

Tabla 3: Formula estadística para la obtención de la muestra máxima

TAMAÑO DE LA MUESTRA			
FORMULA POBLACIÓN FINITA	$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{e^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$		
Z (alfa)	PARÁMETRO	INSERTAR VALOR	ERROR (e)
z=99.7% =3	N	21,081	1%
z=99% =2.58	Z	1,96	2%
z=98% =2.33	P	50%	3%
z=96% =1.99	Q	50%	4%
z=95% =2.05	e	3%	5%
z=95% =1.96	Númerador	20,2461924	6%
z=80% =1.645	Denominador	0,9784729	7%
z=50% =0.674	tamaño de muestra		8%
	"n"		
	20,7		
este procedimiento realizado es para 28 muestras			

Tabla 4: Formula estadística para la obtención de la muestra mínima

TAMAÑO DE LA MUESTRA			
FORMULA	$n = \frac{2 * Z^2 * N^2}{LSD^2}$		
NIVEL DE CONFIANZA (alfa)	PARÁMETRO	INSERTAR VALOR	GRADO DE LIBERTAD
Z=99.7% =3	VALOR	2	FILAS (4)
Z=99% =2.58	N	18,39712609	COLUMNAS (2)
Z=98% =2.33	Z	1,959963985	
Z=97% =1.99	LSD	4	
Z=96% =2.05	Númerador	2600,316117	
Z=95% =1.959963985	Denominador	16,00	
Z=80% =1.645	Tamaño de muestra		
Z=50% =0.674	"n"		
	163		
Este procedimiento realizado es para 392 muestras			

7.4 Criterios de inclusión

N=84 superficies de cerámica de Disilicato de litio que no presenten fisuras, ni fracturas y no contaminadas.

7.5 Criterios de exclusión

Pastillas de cerámica de Disilicato de litio con fallas de fábrica: sub o sobre cocción, superficies contaminadas, fracturas o fisuras.

7.6 Identificación de variables

7.6.1 Variable dependiente:

Rugosidad Superficial

7.6.2 Variable independiente:

Tres sistemas de pulido de diferentes casas comerciales y configuraciones diferentes.

7.7 MATERIALES Y MÉTODOS

7.7.1 Selección del espécimen:

La cerámica utilizada en el presente estudio fue Disilicato de litio en pastillas prensadas (Lithium/Korea); con la finalidad de reducir el margen de error en los procesos estadísticos se tomó una muestra grande de 42 pastillas que son usadas en ambas superficies dando un total de $n=84$ muestras analizadas, las muestras fueron glaseadas en el correspondiente proceso laboratorial para su posterior tratamiento. Los especímenes deben cumplir los criterios de inclusión.

7.7.2 Procedimiento

El tratamiento de superficie que recibieron las muestras experimentales, se explica los requisitos de estandarización de los procedimientos realizados, se relatará cómo se realizó el proceso de codificación de las muestras y almacenamiento de las mismas. Finalmente se mostraran los pasos que se siguieron y se mostraran las mediciones efectuadas por el rugosímetro empleado en el estudio.

A continuación los sistemas de pulido usados en este estudio:



Figura 1: Sistema de pulido Ecoceram (Eve - Alemania)



Figura 2: Sistema de pulido Ceramic Polisher 1399 (Jota - Suiza)

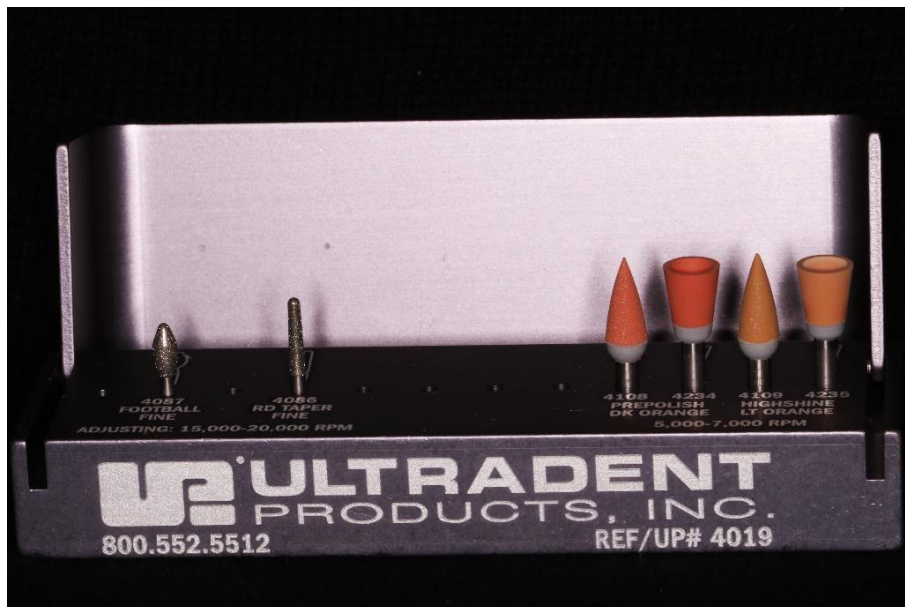


Figura 3: Sistema de pulido Jiffy universal intraoral (Ultradent - Estados Unidos)

7.7.3 Identificación de grupos:

Se clasifican los especímenes en tres grupos, cada grupo contiene catorce muestras las mismas que serán analizadas por ambas superficies, dando un total de $n=28$ superficies por sistema de pulido. A continuación se procedió a codificar cada grupo rotulando el sistema, número de muestra y superficie de

trabajo.



Figura 4: Pastillas termoprensables de Disilicato de litio YZR/Korea

Grupo 1: Corresponde al sistema Ecoceram de la casa comercial Eve (Alemania); fue rotulado con la letra inicial de la casa comercial; en este caso: “E”



Figura 5: Codificación de las muestras para el sistema Ecoceram - Eve con la letra “E” Fuente:

Grupo 2: Corresponde al sistema Ceramic Polisher 1399 correspondiente a la casa comercial Jota (Brasil), se procedió a rotularlo con la letra “J”



Figura 6: Codificación de las muestras para el sistema Ceramic Polisher 1399 - Jota con la letra "J"

Grupo 3: Correspondiente al sistema Jiffy Universal intraoral perteneciente a la casa comercial Ultradent (Estados Unidos); que fue rotulado con la letra "U"



Figura 7: Codificación de las muestras para el sistema Jiffy Universal Intraoral - Ultradent con la letra "U"

Para continuar la codificación se numera los especímenes, en ambas superficies (n=28), finalmente se procede a identificar el área de trabajo, localizada en un extremo de 6 mm², aquí se realiza los procesos de fresado (emulación del ajuste clínico), también la aplicación de todos los pasos de pulido correspondiente a cada sistema de pulido.



Figura 8: Codificación del número y área de trabajo de la muestra para el sistema Ecoceram – Eve. Numero en la parte derecha de la muestra. Área de trabajo en la parte superior



Figura 9: Codificación del número y área de trabajo de la muestra para el sistema Ceramic Polisher 1399 – Jota. Numero en la parte derecha de la muestra. Área de trabajo en la parte superior



Figura 10: Codificación del número y área de trabajo de la muestra para el sistema Jiffy Universal Intraoral - Ultradent. Numero en la parte derecha de la muestra. Área de trabajo en la parte superior

7.7.4 Tratamiento de superficies:

Se abrasiona las 84 muestras con fresa de grano fino (Cool Cut) en forma de “platillo” con un tiempo promedio de 30 segundos según las recomendaciones de Da silva en 2014, herramienta rotatoria que proporciona un fresado uniforme por la morfología propia del instrumento, que reduce la dependencia del pulso del operador evitando crear socavaduras en el espécimen.

Se utiliza una pieza de mano de alta velocidad NSK – PANAMAX de triple irrigación.



Figura 11: Desgaste de superficie experimental con fresa en forma de platillo con diamante de grano fino (Cool Cut, Israel), empleando abundante irrigación de agua. Sistema Eve

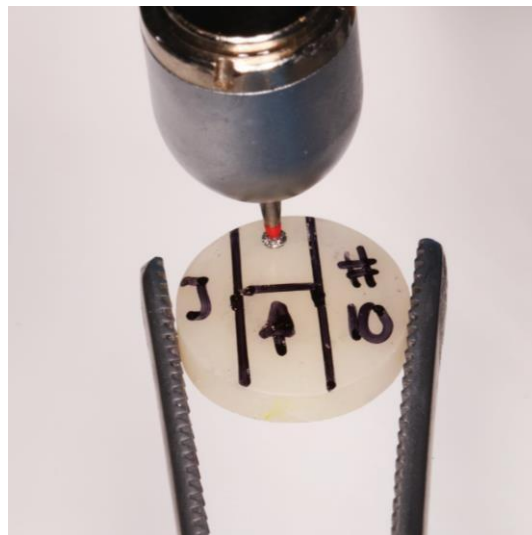


Figura 12: Desgaste de superficie experimental con fresa en forma de platillo con diamante de grano fino (Cool Cut, Israel), empleando abundante irrigación de agua. Sistema Jota



Figura 13: Desgaste de superficie experimental con fresa en forma de platillo con diamante de grano fino (Cool Cut, Israel), empleando abundante irrigación de agua. Sistema Ultradent

La fresa fue cambiada cada dos muestras para evitar errores en la obtención final de resultados por una superficie desgastada.



Figura 14: Pieza de mano de alta velocidad NSK – PANAMAX (Japón)



Figura 15: Fresa en forma de platillo con diamante de grano fino (Cool Cut, Israel)



Figura 16: Micromotor/Contrangulo NSK – PANAMAX (Japón)

El proceso de pulido para cada grupo de estudio:

Grupo 1 (SE): Este sistema consta de tres pasos de pulido, proporciona al clínico dos formas en cada paso; la secuencia de cada paso se respeta y se inicia por la fresa gris (grano grueso), se continua con la fresa rosada (grano medio), y el tercer paso es la fresa verde (grano fino). Su composición es a base de carburo de silicio. Las especificaciones del fabricante ubican al sistema en la categoría de “Adecuado” para pulir Disilicato de litio



Figura 17: Primer paso del sistema Pulidor de cerámica Ecoceram – Eve, Alemania

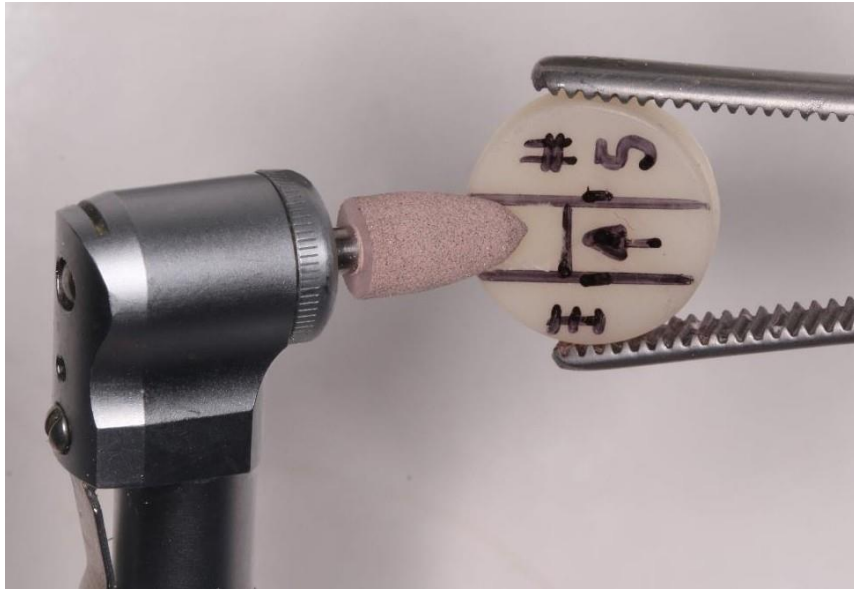


Figura 18: Segundo paso del sistema Pulidor de cerámica Ecoceram – Eve, Alemania

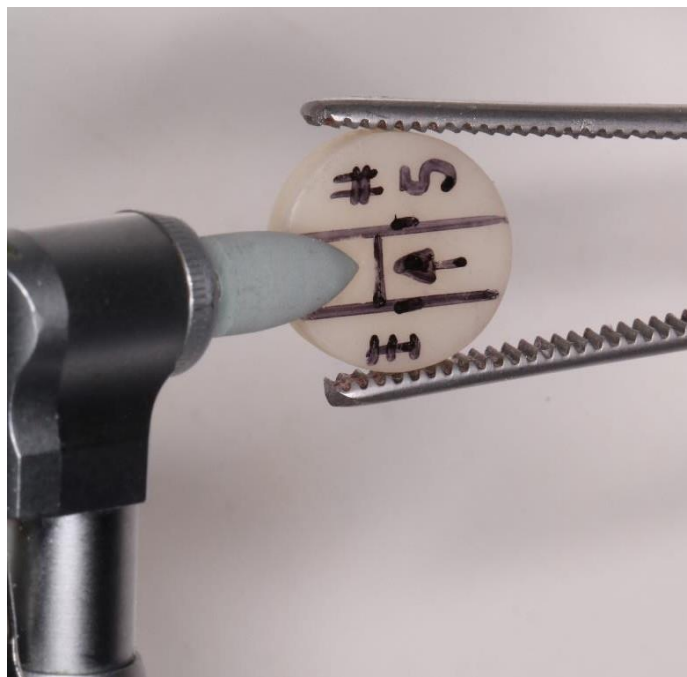


Figura 19: Tercer paso del sistema Pulidor de cerámica Ecoceram – Eve, Alemania

Grupo 2 (SJ): Sistema que consta de tres pasos proporcionando tres formas por cada paso de pulido; fabricante recomienda seguir de forma secuencial los pasos. Constitución estructural a base de partículas finas de diamante. Recomendación del fabricante para pulido en Disilicato de litio esta en: "Posible". Secuencia a seguir: instrumento celeste (grano grueso), rosado (grano medio), blanco (grano fino).



Figura 20: Primer paso del sistema Pulidor de cerámica Ceramic Polisher 1399 Jota, Suiza

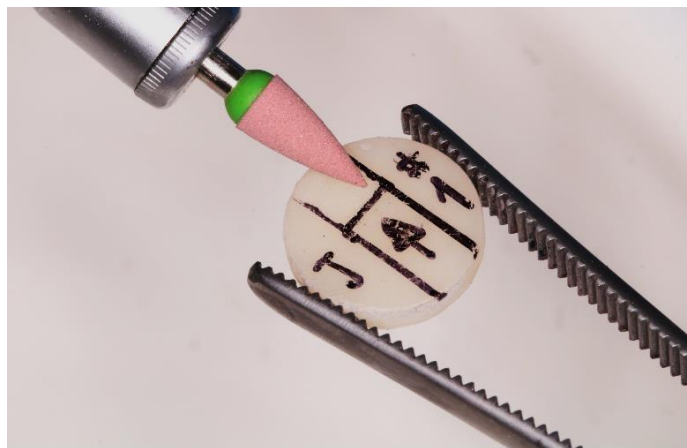


Figura 21: Segundo paso del sistema Pulidor de cerámica Ceramic Polisher 1399 Jota, Suiza

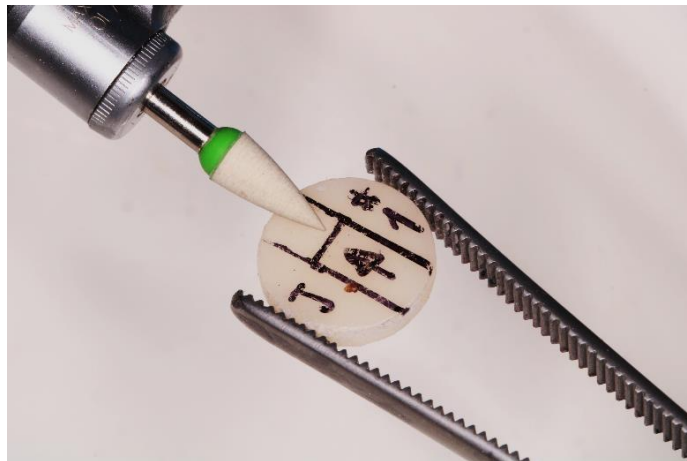


Figura 22: Tercer paso del sistema Pulidor de cerámica Ceramic Polisher 1399 Jota, Suiza

Grupo 3 (SU): Sistema que posee dos pasos de pulido; fabricante recomienda seguir secuencia lógica de pulido. Sistema a base de carburo de silicio. Recomendación del fabricante para pulir Disilicato de litio es: “Específico para Disilicato de litio”. La secuencia que se sigue es: anaranjado: (grano medio), atomatado (grano fino).



Figura 23: Primer paso del sistema Pulidor de cerámica Jiffy Universal Intraoral Ultradent, EEUU



Figura 24: Segundo paso del sistema Pulidor de cerámica Jiffy Universal Intraoral Ultradent, EEUU

7.8 Estandarización de los procedimientos

Se realizó una emulación in vitro del ajuste oclusal que se realiza en boca de la restauración cerámica que presenta puntos prematuros, se procede a fresar la superficie con una fresa de grano fino y se aplican los distintos sistemas de pulido; se estandariza el proceso de fresado, como el pulido lo realiza el mismo operador con la finalidad de evitar errores en la técnica como variaciones en cambios de presión y fuerza ejercida así como la habilidad clínica.

Muestras enumeradas en ambas caras del cilindro de Disilicato de litio, conformando 28 muestras por grupo, marcadas con marcador permanente (casa comercial "Pelikano") con la primera letra de la casa comercial respectivamente ("E", "J" y "U").

Especímenes medidos con regla milimetrada dando 11mm de superficie por cara, altura de 4mm; la zona de trabajo a ser fresada y pulida se determina en un extremo de la superficie para tener un área específica de trabajo y medición de 6 mm².

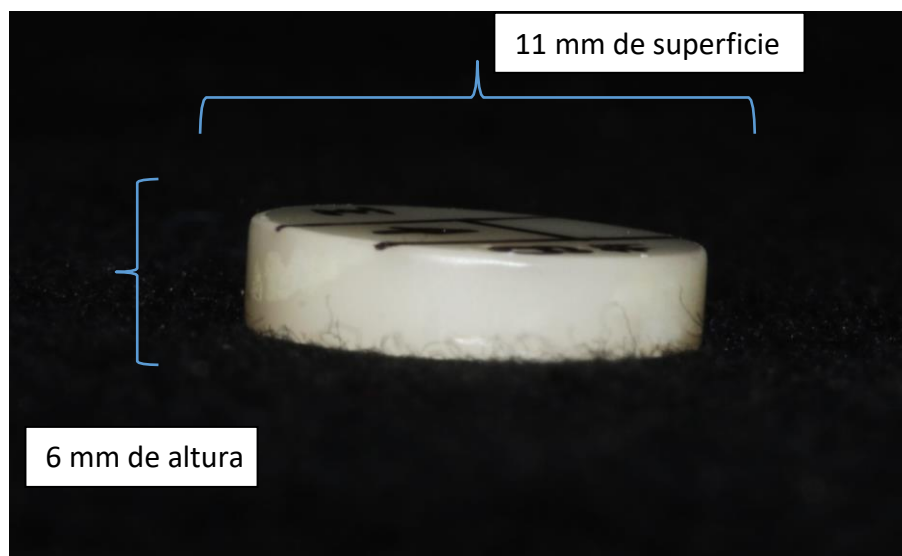


Figura 25: Medición de los especímenes cerámico. Superficie 11mm. Altura 6mm

El fresado se hizo con fresa de grano fino en forma de “platillo”, usando una pieza de mano de alta velocidad NSK - PANAMAX, simulando el ajuste oclusal. El proceso de fresado provocó cambio en la rugosidad superficial de la cerámica dental. Para controlar el sesgo en el estudio, cada dos muestras, la fresa fue cambiada por una nueva. Empleando un total de 48 fresas de la casa comercial Cool - Cut. El tiempo de uso de la fresa en cada muestra es 30 segundos según los estudios de Da Silva en 2014, con abundante irrigación de agua. La pieza de mano usada en el presente estudio alcanza velocidades comprendidas entre 150 000 y 250 000 Rpm.

A continuación se aplica los kits de pulido, con micromotor y contrángulo (NSK/PANAMAX) que según las especificaciones del fabricante puede llegar hasta las 25 000 Rpm para que el estudio respete las recomendaciones del fabricante del sistema de pulido en velocidad, de tal manera que tenemos el Grupo 1 Sistema Eve: Velocidad promedio de 20 000 Rpm, Grupo 2 Sistema Jota velocidad promedio de 10 000 Rpm, finalmente el Grupo 3 Sistema Ultradent se usó a una velocidad promedio de 7 000 Rpm.

En todos los sistemas de pulido se aplicó presión de 67N presión promedio usada por los clínicos según el estudio publicado por Da Silva en 2014; se

usaron dos kits de pulido por cada sistema para evitar el desgaste excesivo de los instrumentos, reflejando en los resultados obtenidos, que no hay variaciones estadísticas entre primeras mediciones y las últimas.

Las 84 superficies son sometidas a un proceso de lavado utilizando la jeringa triple de la unidad dental.

Se secaron las muestras con aire a presión usando la jeringa triple y toalla de papel adsorbente. Las muestras secas se almacenan en frascos plásticos (frasco en el que vinieron inicialmente las pastillas de Disilicato de la casa comercial Lithium/Korea).

7.8.1 Medición de la rugosidad superficial de los especímenes:

Se midió la rugosidad superficial de todas las muestras de los tres grupos, con Rugosímetro SRT 6200 Portable Surface Roughness Tester, a temperatura ambiental de 21 ° C y humedad relativa del 54%

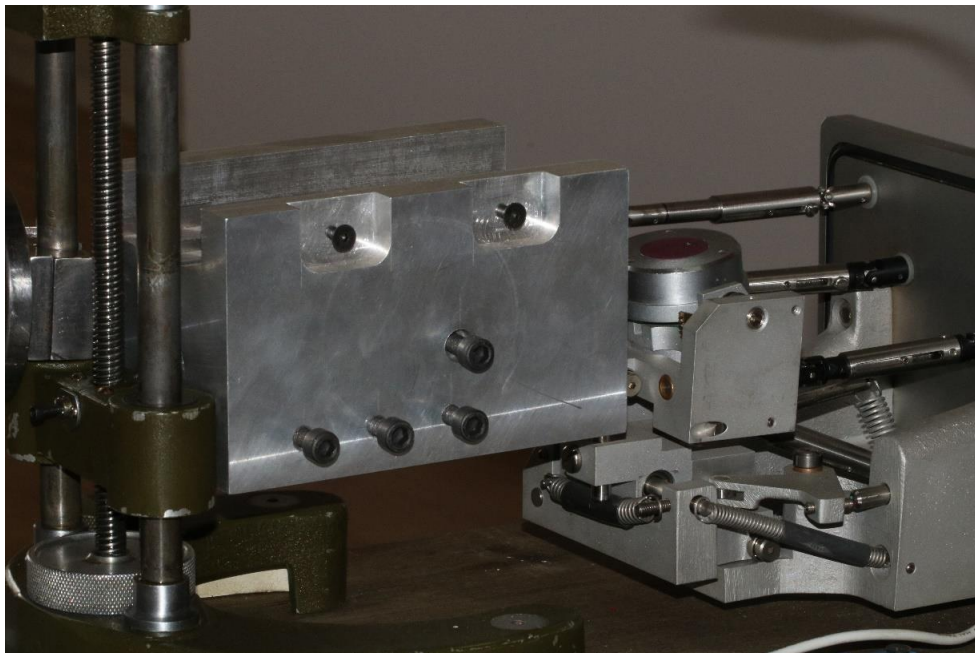


Figura 26: Rugosímetro SRT 6200 Portable Surface Roughness

El Rugosímetro debe estar calibrado, este procedimiento se lo realiza con el patrón de vidrio del equipo que tiene una medida de referencia de 1.64 (μm) de Rugosidad Ra, con una precisión clase 2, según la norma DIN 4772 ($> \pm 10\%$), se obtiene una medida de 1.64 (μm), el equipo de Rugosidad se encuentra calibrado.

Para las mediciones de rugosidad superficial (Ra) de las muestras de disco Disilicato se gradúa el Rugosímetro de acuerdo a la velocidad de desplazamiento o CUTOFF, a una velocidad de palpación 0,135 mm/s con una longitud de onda límite: 0,25 mm.

Antes de realizar las mediciones de Rugosidad Superficial se comprueba que la base en donde se colocan las muestras de discos Disilicato esté nivelada con respecto a la superficie donde se va a colocar el equipo.

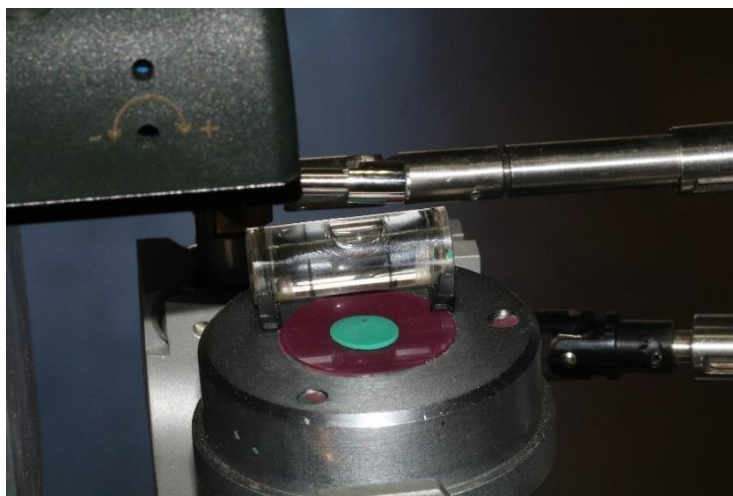


Figura 27: Nivelación de la plataforma de medida del Rugosímetro

Se coloca con mucho cuidado la punta de diamante del palpador del Rugosímetro en parte más recta de la muestra de Disilicato.

Se realizaron cinco mediciones a cada espécimen con la finalidad de estabilizar el valor obtenido, en total se realizaron 1960 mediciones de rugosidad superficial

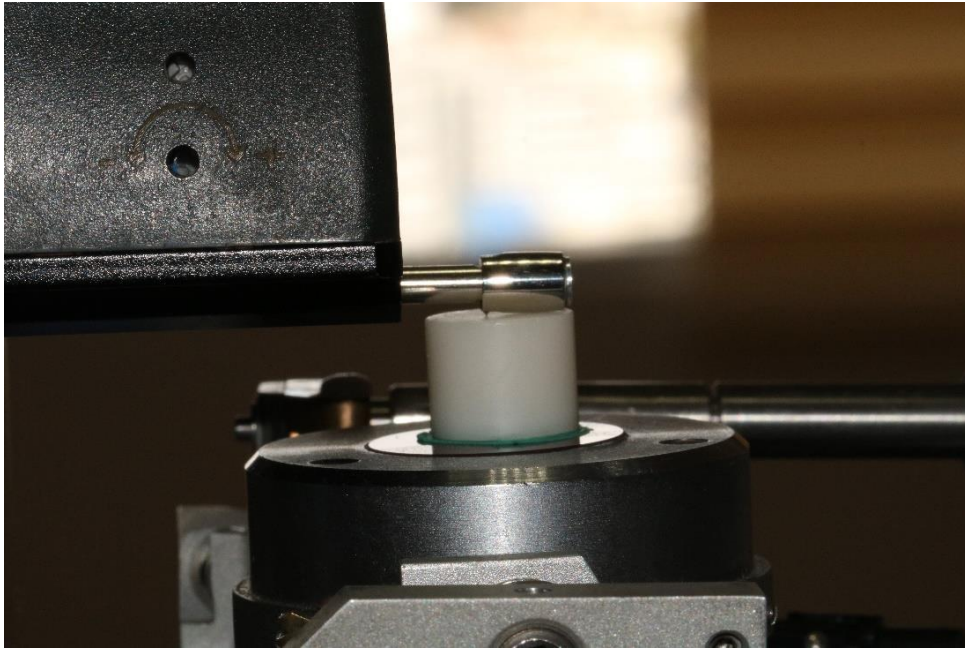


Figura 28: Medición de especímenes con punta de diamante del Rugosímetro

8. RESULTADOS

8.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

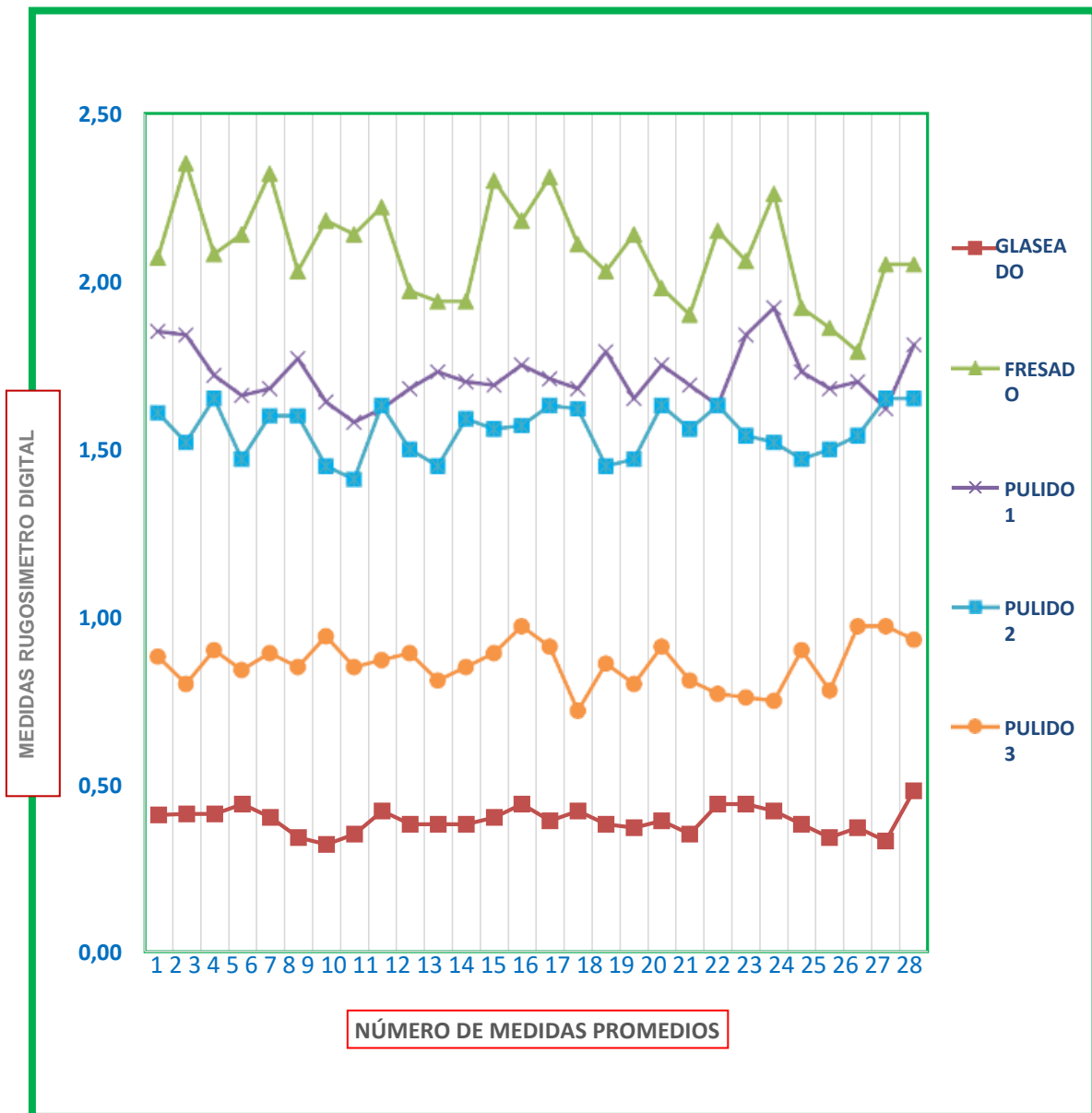


Figura 29: Promedios de Rugosidad Superficial Sistema Jota (μm)

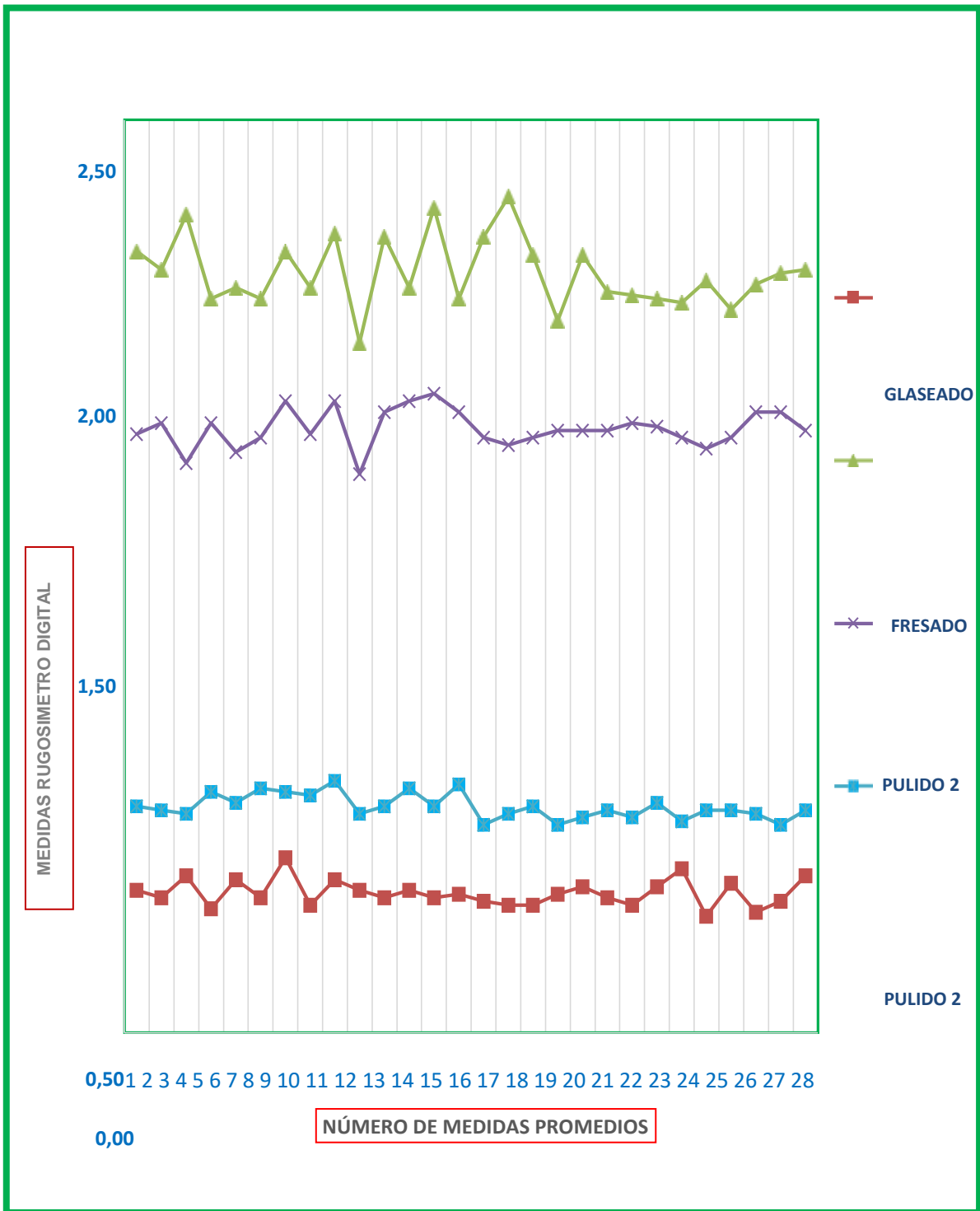


Figura 30: Promedios rugosidad superficial sistema Ultradent (μm)

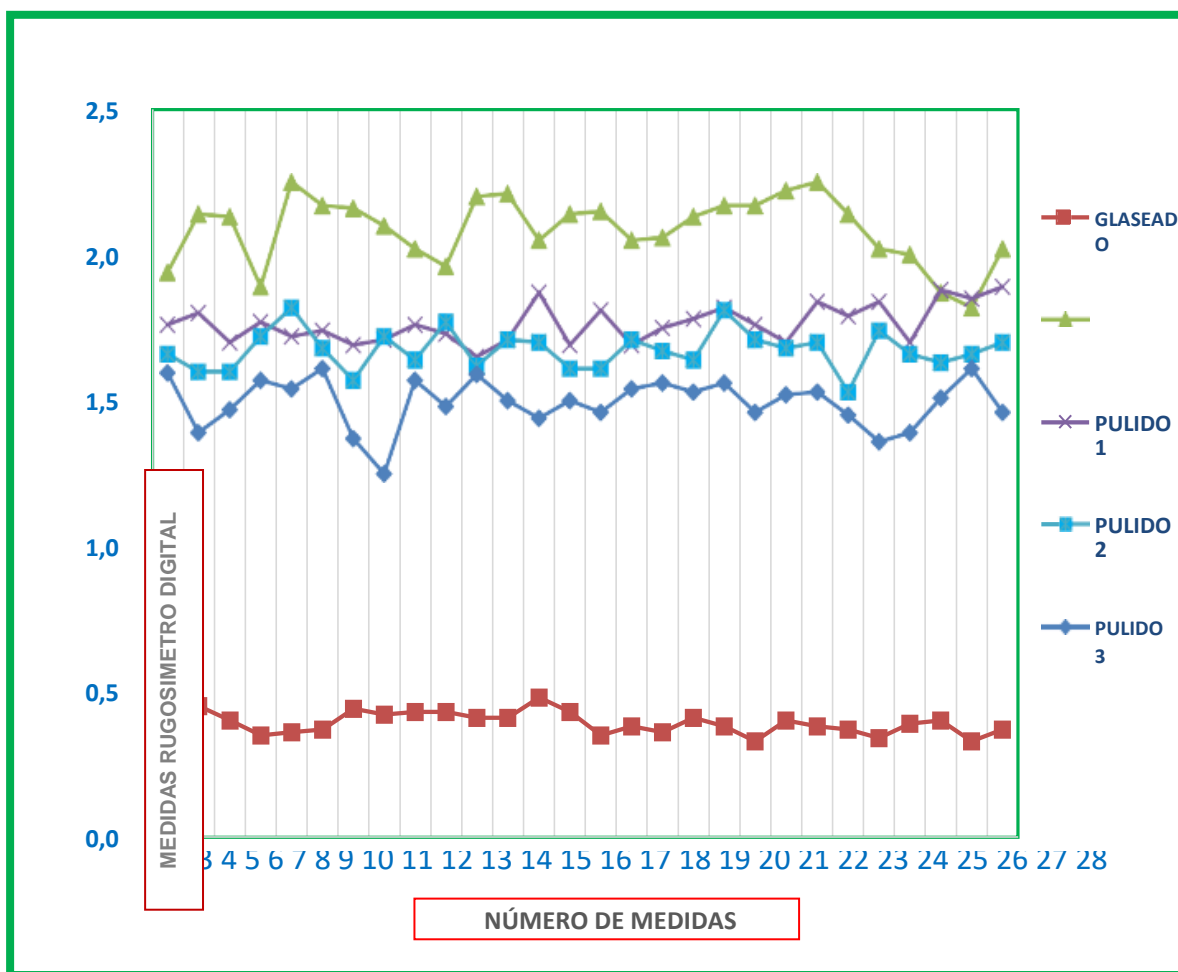


Figura 31: Promedio de Rugosidad Superficial Sistema Eve (μm)

Figuras 29,30,31 los valores de los promedios obtenidos de la rugosidad, lucen dispersos dentro de cada sistema, situación explicable desde el punto de vista de la sensibilidad del Rugosímetro Digital utilizado y del lugar y posición de la medición en los discos Disilicato, glaseado, fresado, pulido1, pulido2 y pulido 3.

Tabla 5. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE NORMALIDAD PARA LOS PROCESOS DE ESTUDIO

Pruebas de normalidad							
NÚMERO DE PROCESOS		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico			Estadístico		
P R O C E S O	GLASEADO JOTA	,091			,976		
	FRESADO	,069			,980		
	PULIDO 1	,125			,957		
	PULIDO 2	,133			,927		
	PULIDO	,099			,969		
	GLASEADO ULTRADENT	,139			,964		
	FRESADO	,132			,963		
	PULIDO 1	,134			,970		
	PULIDO 2	,170			,937		

S D E L O S S I S T E M A S D E E S T U D I O	GLASEADO EV	,085			,979		
	FRESADO	,182			,941		
	PULIDO1	,115			,952		
	PULIDO 2	,104			,981		
	PULIDO 3	,101			,940		
	*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.						
a. Corrección de significación de Lilliefors							

Interpretación: Se utilizó Shapiro Wilk, con el 95% nivel de confiabilidad, para identificar si las muestras provienen de una población con distribución Normal. El análisis demostró normalidad y se acepta la hipótesis Nula. Se direcciona el estudio a un análisis comparativo con pruebas paramétricas, ANOVA y Test de Tukey.

Tabla 6. RESULTADO PRUEBA DE HOMOGENEIDAD DE VARIANZAS PARA LOS PROCESOS

Variables Estadísticas		Estadístico Levene			
PROCESOS	Se basa en la media	10,267			
	Se basa en la mediana	8,217			
SISTEMAS	Se basa en la mediana y con gl ajustado	8,217			
	Se basa en la media recortada	10,045			

Interpretación: El índice estadístico Levene permite contrastar la hipótesis de igualdad de varianzas poblacionales. El nivel crítico (sig.) es menor o igual que ($n < 0,05$), se rechaza la hipótesis de igualdad de varianzas. Si es mayor ($n > 0,05$), se acepta la hipótesis de igualdad de varianzas, de acuerdo a los resultado obtenidos para los procesos, no existe igualdad de varianzas poblacionales, se retrasa la hipótesis nula.

Tabla 7. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE NORMALIDAD PARA LAS MARCAS DE ESTUDIO

Prueba de Normalidad						
MARCAS DE ESTUDIO		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk	
		Estadístico			Estadístico	Sig.
MARCAS	SISTEMA JOTA	,174			,906	,000
	SISTEMA ULTRADENT	,257			,825	,000
	SISTEMA EVE	236			,804	,000

a. Corrección de significación de Lilliefors

Interpretación: De acuerdo a los resultados obtenidos para la prueba de normalidad para las marcas de estudio vemos que (gl) es una muestra grande, ($n > 50$) por tal motivo vamos a utilizar Kolmogorov-Smirnov, (sig), la Significancia es menor ($n < 0.05$) con el 95% nivel de confianza, entonces rechazamos hipótesis Nula obteniendo una distribución no Normal. Se direcciona el estudio a un análisis comparativo con pruebas paramétricas, en este caso ANOVA y Test de Tukey.

Tabla 8. RESULTADO PRUEBA DE HOMOGENEIDAD DE VARIANZAS PARA MARCAS DE ESTUDIO

Prueba de homogeneidad de varianzas				
		Estadístico de Levene	gl2	
MARCAS DE ESTUDIO	Se basa en la media	20,124	389	
	Se basa en la mediana	16,605	389	
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	16,605	315,746	
	Se basa en la media recortada	21,003	389	

Interpretación: Índice estadístico Levene nos permite contrastar la hipótesis de igualdad de varianzas poblacionales. Si el nivel crítico (sig.) es menor o igual que ($n < 0,05$), debemos rechazar la hipótesis de igualdad de varianzas. Si es mayor ($n > 0,05$), aceptamos la hipótesis de igualdad de varianzas, de acuerdo a los resultado obtenidos para las Marca de estudio, no existe igualdad de varianzas poblacionales, se retrasa la hipótesis nula.

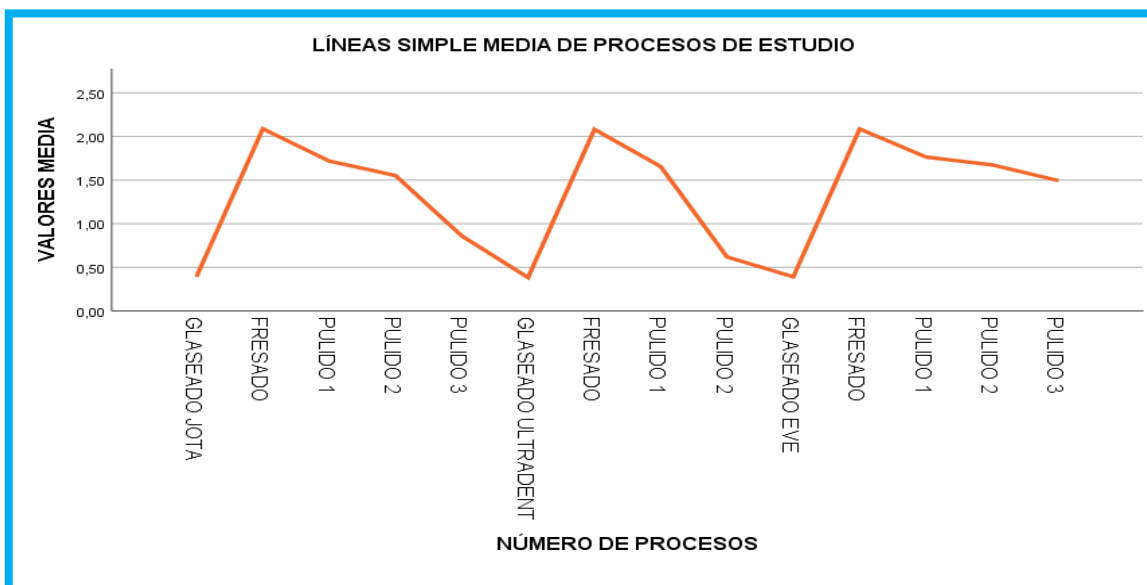


Figura 32: Estadístico de las Medidas de los Procesos de Estudio

La prueba de ANOVA para los procesos utilizados en el estudio, nos indica que existe un nivel de significancia del 0,0001 que demuestra que las medias de las muestras investigadas no son iguales, en otras palabras, las diferencias en los resultados son estadísticamente significativos.

Tabla 9. RESULTADO PRUEBA DE ANOVA PARA LOS PROCESOS

ANOVA PARA LOS PROCESOS					
PROCESOS SISTEMAS	Suma de cuadrados		Media cuadrática	F	
Entre grupos	160,541		12,349	2037,105	
Dentro de grupos	2,292		,006		
Total	162,832				

Asumida la diferencia de medias, se realiza la tabla 9. De la prueba de comparaciones múltiples de HSD Tukey para determinar entre que tipos de Procesos existen diferencias por la utilización de diferentes tipos de KIT de Pulido.

Tabla 10. RESULTADO DE LA PRUEBA DE COMPARACIONES MÚLTIPLES DE HSD TUKEY PARA LOS PROCESOS

COMPARACIONES MÚLTIPLES						
VARIABLE DEPENDIENTE:						
HSD TUKEY						
(I) NUMERO DE PROCESOS		Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
GLASEADO JOTA	FRESADO	-1,69607*	0.021	0.000	-1.7663	-1.6258
	PULIDO 1	-1,32607*	0.021	0.000	-1.3963	-1.2558
	PULIDO 2	-1,16036*	0.021	0.000	-1.2306	-1.0901
	PULIDO 3	-,46750*	0.021	0.000	-0.5377	-0.3973
	GLASEADO ULTRADENT	0.00893	0.021	1.000	-0.0613	0.0792
	FRESADO	-1,68929*	0.021	0.000	-1.7595	-1.6190
	PULIDO 1	-1,26286*	0.021	0.000	-1.3331	-1.1926
	PULIDO 2	-,22714*	0.021	0.000	-0.2974	-0.1569
	GLASEADO EVE	0.00071	0.021	1.000	-0.0695	0.0710
	FRESADO	-1,69464*	0.021	0.000	-1.7649	-1.6244
	PULIDO1	-1,37214*	0.021	0.000	-1.4424	-1.3019
	PULIDO 2	-1,28179*	0.021	0.000	-1.3520	-1.2115

	PULIDO 3	-1,10143*	0.021	0.000	-1.1717	-1.0312
FRESADO JOTA	GLASEADO JOTA	1,69607*	0.021	0.000	1.6258	1.7663
	PULIDO 1	,37000*	0.021	0.000	0.2998	0.4402
	PULIDO 2	,53571*	0.021	0.000	0.4655	0.6060
	PULIDO 3	1,22857*	0.021	0.000	1.1583	1.2988
	GLASEADO ULTRADENT	1,70500*	0.021	0.000	1.6348	1.7752
	FRESADO	0.00679	0.021	1.000	-0.0635	0.0770
	PULIDO 1	,43321*	0.021	0.000	0.3630	0.5035
	PULIDO 2	1,46893*	0.021	0.000	1.3987	1.5392
	GLASEADO EVE	1,69679*	0.021	0.000	1.6265	1.7670
	FRESADO	0.00143	0.021	1.000	-0.0688	0.0717
	PULIDO1	,32393*	0.021	0.000	0.2537	0.3942
	PULIDO 2	,41429*	0.021	0.000	0.3440	0.4845
	PULIDO 3	,59464*	0.021	0.000	0.5244	0.6649
PULIDO JOTA	GLASEADO JOTA	1,32607*	0.021	0.000	1.2558	1.3963
	FRESADO	-,37000*	0.021	0.000	-0.4402	-0.2998
	PULIDO 2	,16571*	0.021	0.000	0.0955	0.2360
	PULIDO 3	,85857*	0.021	0.000	0.7883	0.9288
	GLASEADO ULTRADENT	1,33500*	0.021	0.000	1.2648	1.4052
	FRESADO	-,36321*	0.021	0.000	-0.4335	-0.2930

	PULIDO 1	0.06321	0.021	0.130	-0.0070	0.1335
	PULIDO 2	1,09893*	0.021	0.000	1.0287	1.1692
	GLASEADO EVE	1,32679*	0.021	0.000	1.2565	1.3970
	FRESADO	-,36857*	0.021	0.000	-0.4388	-0.2983
	PULIDO1	-0.04607	0.021	0.620	-0.1163	0.0242
	PULIDO 2	0.04429	0.021	0.681	-0.0260	0.1145
	PULIDO 3	,22464*	0.021	0.000	0.1544	0.2949
PULIDO JOTA	GLASEADO JOTA	1,16036*	0.021	0.000	1.0901	1.2306
	FRESADO	-,53571*	0.021	0.000	-0.6060	-0.4655
	PULIDO 1	-,16571*	0.021	0.000	-0.2360	-0.0955
	PULIDO 3	,69286*	0.021	0.000	0.6226	0.7631
	GLASEADO ULTRADENT	1,16929*	0.021	0.000	1.0990	1.2395
	FRESADO	-,52893*	0.021	0.000	-0.5992	-0.4587
	PULIDO 1	-,10250*	0.021	0.000	-0.1727	-0.0323
	PULIDO 2	,93321*	0.021	0.000	0.8630	1.0035
	GLASEADO EVE	1,16107*	0.021	0.000	1.0908	1.2313
	FRESADO	-,53429*	0.021	0.000	-0.6045	-0.4640
	PULIDO1	-,21179*	0.021	0.000	-0.2820	-0.1415
	PULIDO 2	-,12143*	0.021	0.000	-0.1917	-0.0512
	PULIDO 3	0.05893	0.021	0.213	-0.0113	0.1292

PULIDO JOTA	GLASEADO JOTA	,46750*	0.021	0.000	0.3973	0.5377
	FRESADO	-1,22857*	0.021	0.000	-1.2988	-1.1583
	PULIDO 1	-,85857*	0.021	0.000	-0.9288	-0.7883
	PULIDO 2	-,69286*	0.021	0.000	-0.7631	-0.6226
	GLASEADO ULTRADENT	,47643*	0.021	0.000	0.4062	0.5467
	FRESADO	-1,22179*	0.021	0.000	-1.2920	-1.1515
	PULIDO 1	-,79536*	0.021	0.000	-0.8656	-0.7251
	PULIDO 2	,24036*	0.021	0.000	0.1701	0.3106
	GLASEADO EVE	,46821*	0.021	0.000	0.3980	0.5385
	FRESADO	-1,22714*	0.021	0.000	-1.2974	-1.1569
	3 PULIDO1	-,90464*	0.021	0.000	-0.9749	-0.8344
	PULIDO 2	-,81429*	0.021	0.000	-0.8845	-0.7440
	PULIDO 3	-,63393*	0.021	0.000	-0.7042	-0.5637
GLASEADO ULTRADENT	GLASEADO JOTA	-0.00893	0.021	1.000	-0.0792	0.0613
	FRESADO	-1,70500*	0.021	0.000	-1.7752	-1.6348
	PULIDO 1	-1,33500*	0.021	0.000	-1.4052	-1.2648
	PULIDO 2	-1,16929*	0.021	0.000	-1.2395	-1.0990
	PULIDO 3	-,47643*	0.021	0.000	-0.5467	-0.4062
	FRESADO	-1,69821*	0.021	0.000	-1.7685	-1.6280
	PULIDO 1	-1,27179*	0.021	0.000	-1.3420	-1.2015
	PULIDO 2	-,23607*	0.021	0.000	-0.3063	-0.1658

	GLASEADO EVE	-0.00821	0.021	1.000	-0.0785	0.0620
	FRESADO	-1,70357*	0.021	0.000	-1.7738	-1.6333
	PULIDO1	-1,38107*	0.021	0.000	-1.4513	-1.3108
	PULIDO 2	-1,29071*	0.021	0.000	-1.3610	-1.2205
	PULIDO 3	-1,11036*	0.021	0.000	-1.1806	-1.0401
FRESADO ULTRADENT	GLASEADO JOTA	1,68929*	0.021	0.000	1.6190	1.7595
	FRESADO	-0.00679	0.021	1.000	-0.0770	0.0635
	PULIDO 1	,36321*	0.021	0.000	0.2930	0.4335
	PULIDO 2	,52893*	0.021	0.000	0.4587	0.5992
	PULIDO 3	1,22179*	0.021	0.000	1.1515	1.2920
	GLASEADO ULTRADENT	1,69821*	0.021	0.000	1.6280	1.7685
	PULIDO 1	,42643*	0.021	0.000	0.3562	0.4967
	PULIDO 2	1,46214*	0.021	0.000	1.3919	1.5324
	GLASEADO EVE	1,69000*	0.021	0.000	1.6198	1.7602
	FRESADO	-0.00536	0.021	1.000	-0.0756	0.0649
	PULIDO1	,31714*	0.021	0.000	0.2469	0.3874
	PULIDO 2	,40750*	0.021	0.000	0.3373	0.4777
	PULIDO 3	,58786*	0.021	0.000	0.5176	0.6581
	PULIDO ULTRADENT	1GLASEADO JOTA	1,26286*	0.021	0.000	1.1926
FRESADO		-,43321*	0.021	0.000	-0.5035	-0.3630

	PULIDO 1	-0.06321	0.021	0.130	-0.1335	0.0070
	PULIDO 2	,10250*	0.021	0.000	0.0323	0.1727
	PULIDO 3	,79536*	0.021	0.000	0.7251	0.8656
	GLASEADO ULTRADENT	1,27179*	0.021	0.000	1.2015	1.3420
	FRESADO	-,42643*	0.021	0.000	-0.4967	-0.3562
	PULIDO 2	1,03571*	0.021	0.000	0.9655	1.1060
	GLASEADO EVE	1,26357*	0.021	0.000	1.1933	1.3338
	FRESADO	-,43179*	0.021	0.000	-0.5020	-0.3615
	PULIDO1	-,10929*	0.021	0.000	-0.1795	-0.0390
	PULIDO 2	-0.01893	0.021	1.000	-0.0892	0.0513
	PULIDO 3	,16143*	0.021	0.000	0.0912	0.2317
PULIDO ULTRADENT 2	GLASEADO JOTA	,22714*	0.021	0.000	0.1569	0.2974
	FRESADO	-1,46893*	0.021	0.000	-1.5392	-1.3987
	PULIDO 1	-1,09893*	0.021	0.000	-1.1692	-1.0287
	PULIDO 2	-,93321*	0.021	0.000	-1.0035	-0.8630
	PULIDO 3	-,24036*	0.021	0.000	-0.3106	-0.1701
	GLASEADO ULTRADENT	,23607*	0.021	0.000	0.1658	0.3063
	FRESADO	-1,46214*	0.021	0.000	-1.5324	-1.3919
	PULIDO 1	-1,03571*	0.021	0.000	-1.1060	-0.9655
	GLASEADO EVE	,22786*	0.021	0.000	0.1576	0.2981

	FRESADO	-1,46750*	0.021	0.000	-1.5377	-1.3973
	PULIDO1	-1,14500*	0.021	0.000	-1.2152	-1.0748
	PULIDO 2	-1,05464*	0.021	0.000	-1.1249	-0.9844
	PULIDO 3	-,87429*	0.021	0.000	-0.9445	-0.8040
GLASEADO EVE	GLASEADO JOTA	-0.00071	0.021	1.000	-0.0710	0.0695
	FRESADO	-1,69679*	0.021	0.000	-1.7670	-1.6265
	PULIDO 1	-1,32679*	0.021	0.000	-1.3970	-1.2565
	PULIDO 2	-1,16107*	0.021	0.000	-1.2313	-1.0908
	PULIDO 3	-,46821*	0.021	0.000	-0.5385	-0.3980
	GLASEADO ULTRADENT	0.00821	0.021	1.000	-0.0620	0.0785
	FRESADO	-1,69000*	0.021	0.000	-1.7602	-1.6198
	PULIDO 1	-1,26357*	0.021	0.000	-1.3338	-1.1933
	PULIDO 2	-,22786*	0.021	0.000	-0.2981	-0.1576
	FRESADO	-1,69536*	0.021	0.000	-1.7656	-1.6251
	PULIDO1	-1,37286*	0.021	0.000	-1.4431	-1.3026
	PULIDO 2	-1,28250*	0.021	0.000	-1.3527	-1.2123
	PULIDO 3	-1,10214*	0.021	0.000	-1.1724	-1.0319
	FRESADO EVE	GLASEADO JOTA	1,69464*	0.021	0.000	1.6244
FRESADO		-0.00143	0.021	1.000	-0.0717	0.0688
PULIDO 1		,36857*	0.021	0.000	0.2983	0.4388
PULIDO 2		,53429*	0.021	0.000	0.4640	0.6045

	PULIDO 3	1,22714*	0.021	0.000	1.1569	1.2974
	GLASEADO ULTRADENT	1,70357*	0.021	0.000	1.6333	1.7738
	FRESADO	0.00536	0.021	1.000	-0.0649	0.0756
	PULIDO 1	,43179*	0.021	0.000	0.3615	0.5020
	PULIDO 2	1,46750*	0.021	0.000	1.3973	1.5377
	GLASEADO EVE	1,69536*	0.021	0.000	1.6251	1.7656
	PULIDO1	,32250*	0.021	0.000	0.2523	0.3927
	PULIDO 2	,41286*	0.021	0.000	0.3426	0.4831
	PULIDO 3	,59321*	0.021	0.000	0.5230	0.6635
PULIDO1 EVE	GLASEADO JOTA	1,37214*	0.021	0.000	1.3019	1.4424
	FRESADO	-,32393*	0.021	0.000	-0.3942	-0.2537
	PULIDO 1	0.04607	0.021	0.620	-0.0242	0.1163
	PULIDO 2	,21179*	0.021	0.000	0.1415	0.2820
	PULIDO 3	,90464*	0.021	0.000	0.8344	0.9749
	GLASEADO ULTRADENT	1,38107*	0.021	0.000	1.3108	1.4513
	FRESADO	-,31714*	0.021	0.000	-0.3874	-0.2469
	PULIDO 1	,10929*	0.021	0.000	0.0390	0.1795
	PULIDO 2	1,14500*	0.021	0.000	1.0748	1.2152
	GLASEADO EVE	1,37286*	0.021	0.000	1.3026	1.4431
	FRESADO	-,32250*	0.021	0.000	-0.3927	-0.2523

	PULIDO 2	,09036*	0.021	0.001	0.0201	0.1606
	PULIDO 3	,27071*	0.021	0.000	0.2005	0.3410
PULIDO EVE	GLASEADO JOTA	1,28179*	0.021	0.000	1.2115	1.3520
	FRESADO	-,41429*	0.021	0.000	-0.4845	-0.3440
	PULIDO 1	-0.04429	0.021	0.681	-0.1145	0.0260
	PULIDO 2	,12143*	0.021	0.000	0.0512	0.1917
	PULIDO 3	,81429*	0.021	0.000	0.7440	0.8845
	GLASEADO ULTRADENT	1,29071*	0.021	0.000	1.2205	1.3610
	FRESADO	-,40750*	0.021	0.000	-0.4777	-0.3373
	PULIDO 1	0.01893	0.021	1.000	-0.0513	0.0892
	PULIDO 2	1,05464*	0.021	0.000	0.9844	1.1249
	GLASEADO EVE	1,28250*	0.021	0.000	1.2123	1.3527
	FRESADO	-,41286*	0.021	0.000	-0.4831	-0.3426
	PULIDO1	-,09036*	0.021	0.001	-0.1606	-0.0201
	PULIDO 3	,18036*	0.021	0.000	0.1101	0.2506
PULIDO EVE	GLASEADO JOTA	1,10143*	0.021	0.000	1.0312	1.1717
	FRESADO	-,59464*	0.021	0.000	-0.6649	-0.5244
	PULIDO 1	-,22464*	0.021	0.000	-0.2949	-0.1544
	PULIDO 2	-0.05893	0.021	0.213	-0.1292	0.0113
	PULIDO 3	,63393*	0.021	0.000	0.5637	0.7042

	GLASEADO ULTRADENT	1,11036*	0.021	0.000	1.0401	1.1806
	FRESADO	-,58786*	0.021	0.000	-0.6581	-0.5176
	PULIDO 1	-,16143*	0.021	0.000	-0.2317	-0.0912
	PULIDO 2	,87429*	0.021	0.000	0.8040	0.9445
	GLASEADO EVE	1,10214*	0.021	0.000	1.0319	1.1724
	FRESADO	-,59321*	0.021	0.000	-0.6635	-0.5230
	PULIDO1	-,27071*	0.021	0.000	-0.3410	-0.2005
	PULIDO 2	-,18036*	0.021	0.000	-0.2506	-0.1101
*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.						

Interpretación: La tabla 10 del test de HSD Tukey identifica que no existen diferencias estadísticas significativas mayores ($n > 0.05$) entre los procesos de glaseado y fresado.

Para todos los demás procesos pulido1, pulido 2 y pulido 3 si existen diferencias estadísticas significativas menores ($n < 0.05$), Los resultados de la rugosidad media de las muestras investigadas demuestran que existe clara diferencia entre el nivel de desgaste que sufren cada muestra de cerámica en relación al tipo de KIT de pulido utilizado.

Tabla 11. RESULTADO DE LA PRUEBA ANOVA PARA LAS MARCAS DE ESTUDIO

ANOVA PARA LOS SISTEMAS DE ESTUDIO					
PROCESOS SISTEMAS	Suma de cuadrados	de GI	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	5,568	2	2,784	6,886	,000
Dentro de grupos	157,265	389	,404		
Total	162,832	391			

Interpretación: El siguiente paso nos lleva a la tabla 11. De ANOVA de las Marca de Estudio, con su nivel de significación. Si el nivel de significación (sig.) intraclase es menor o igual que 0,05 ($n < 0.05$) rechazamos la hipótesis de igualdad de medias, si es mayor ($n > 0.05$) aceptamos la igualdad de medias, es decir, no existen diferencias significativas entre los grupos.

La prueba de ANOVA para las Marcas de Estudio, nos indica que existe un nivel de significancia del 0,0001 que demuestra que las medias de las muestras investigadas no son iguales, se confirma la diferencia, que los resultados son estadísticamente significativos, tanto en procesos con en las marcas de estudio. Asumida la diferencia de medias, se realiza la tabla 12. De la prueba de comparaciones múltiples de HSD Tukey para determinar entre las Marcas de Estudio existen diferencias por la utilización de diferentes tipos de KIT de Pulidos.

Tabla 12. RESULTADO PRUEBA DE HSD TUKEY PARA LAS MARCAS DE ESTUDIO

Variable dependiente: MEDIDAS						
HSD Tukey						
(I) SISTEMA MARCA	(J) SISTEMA MARCAS	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error		Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferio r	Límite superi or
SISTEMA JOTA	SISTEMA ULTRADENT	,13741	,08061		-,0522	,3271
	SISTEMA EVE	,15986	,07600		-,3387	,0189
SISTEMA ULTRADENT	SISTEMA JOTA	,13741	,8061		-,3271	,0522
	SISTEMA EVE	-,29727*	,08061		-,4869	,1076
SISTEMA EVE	SISTEMA JOTA	,15986	,07600		,0189	3387
	SISTEMA ULTRADENT	,29727*	,08061		,1076	,4869

* La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Interpretación: de acuerdo a la tabla 12. del test de HSD TUKEY indica la diferencia de medias y su valor de significancia, permitiendo concluir que marca Jota no existe diferencia significativa con el marca Ultradent y marca Eve.

La marca Ultradent no existe diferencia significativa con la marca Jota, pero si tiene diferencia con la marca Eve.

La marca Eve no existe diferencia significativa con la marca Jota, pero si con Ultradent, por tal motivo concluimos que si existen diferencias significativas entre las marcas de estudio por tal motivo, descartamos la hipótesis nula y afirmamos la hipótesis alterna.

Tabla 13. PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LA RUGOSIDAD (μm) DEL DISILICATO DE LITIO PULIDO CON LOS TRES SISTEMAS EVALUADOS

	INICIAL (GLAZE)	DESPUES DE FRESADO	PULIDO PASO 1	PULIDO PASO 2	PULIDO PASO 3
SISTEMA PMC JOTA	0.39 \pm 0.09	2.09 \pm 0.33 μm	1.72 \pm 0,17 μm	1.55 \pm 0.19 μm	0,88 \pm 0,20 μm
Sistema pmc ULTRADENT	0.38 \pm 0.11	2.08 \pm 0.27 μm	1.65 \pm 0.16 μm	0.62 \pm 0.07 μm	
Sistema pmc EVE	0.39 \pm 0.10	2,09 \pm 0,25 μm	1.76 \pm 0,17 μm	1,67 \pm 0,15 μm	1.49 \pm 0,19 μm

Letras y símbolos iguales significa que no existe diferencia significativa ($p \geq 0.05$), las letras minúsculas son solo válidas para la comparación entre filas. El símbolo desigual (\neq) indica la comparación del inicial y pulido final de cada sistema.

9. DISCUSION:

El pulido de las cerámicas intenta devolver la suavidad de la superficie rugosa modificada por el desgaste con fresa; muchos sistemas de pulido están disponibles comercialmente, incluye: cauchos, discos y cepillos cubiertos con diferentes partículas asociadas con diferentes tipos de pasta de pulido. (Da Silva et al., 2014). Actualmente conocemos que la rugosidad final de la superficie del material varía según a los pulidores evaluados.

Para el presente estudio se utilizaron 3 sistemas de pulido: Grupo 1: EVE-Ecoceram (Alemania), Grupo 2: Jota – Ceramic Polisher, (Suiza), Grupo 3: Ultradent - Jiffy (EEUU), se emuló el proceso de fresado respetando la secuencialidad de cada sistema. Grupo 1 obtuvo valores finales de: $1.49 \pm 0,19 \mu\text{m}$; Grupo 2: obtuvo valores de: $0,88 \pm 0,20 \mu\text{m}$ y Grupo 3: obtuvo: $0.62 \pm 0.07 \mu\text{m}$; el sistema estadounidense presentó menor valor después de realizar el protocolo completo, que concuerda con Motro et al. 2012 quienes concluyen que este sistema es uno de los más eficaces comparados con Ceramaster de la casa Shofu y el pulidor Diagen de la casa Bredent.

Jefferies 2007 da a conocer la importancia de tener una superficie perfectamente pulida entre las cuales destacaba: eliminar el exceso de luz y refinar los márgenes; reducir el riesgo de fractura; reducir las imperfecciones de la superficie; producir una superficie lisa menos propensa a retener la placa; Mejora la función oral y masticación, los alimentos se deslizan más fácilmente sobre superficies pulidas; producir superficies lisas que faciliten los procedimientos de higiene bucal; para producir contactos de restauración suaves, menor desgaste en los antagonistas; restauración más estética, reflectante de la luz para el paciente.

Esquivel et al. 2001 confirma la importancia del glaseado, sometieron diferentes grupos de porcelana sin acabado final, sumergidos en azul de metileno, las evaluaciones colorimétricas compatibles con evaluaciones visuales mostraron que el grupo glaseado experimentó menos cambios de color que el grupo no glaseado. Resultados obtenidos en el estudio, observó que materiales que contienen partículas de diamante más pequeño promovieron los valores más bajos de rugosidad. Los mejores kits están compuestos por silicio con partículas de diamante de 6 μm , relación directamente proporcional entre la composición con su efectividad.

Da silva et al. 2014 evaluaron el efecto de 4 protocolos comerciales, experimentales de pulido para determinar la rugosidad de la superficie de la cerámica Disilicato de litio, los grupos mostraron que la rugosidad tuvo un rango de 0.4 μm en todos los grupos, después de usar los protocolos de pulido, la rugosidad superficial media varió de 0.08 a 0.29 μm depende del protocolo aplicado. No se observaron diferencia significativa entre los grupos de pulido, la superficie más lisa fue obtenida por los protocolos intraorales, los sistemas experimentales que comprendieron rueda de felpa, rueda de tela y pasta diamantada tuvieron valores más bajos de rugosidad superficial.

Asai y col. 2010 comparó cuatro materiales cerámicos, sometido a procedimiento de pulido o sobreglaseado. Estas cerámicas se pulieron con copas de goma abrasivas medios, finos y extrafinos, durante 3 min. Las superficies de las muestras sobre vidriadas eran homogéneamente lisas en comparación con las superficies estriadas de las muestras pulidas, sin diferencias significativas en la resistencia a la fractura por compresión.

Estudios de Da Silva et al., 2014 informan que el sistema Sof-Lex proporciona suavidad superficial. El sistema presenta dificultades en el pulido de superficies irregulares (superficies oclusales), resultados similares con el sistema Jota (Jota AG- Suiza), al ser aplicado en cerámica de Disilicato de litio. Los inconvenientes de este último sistema coinciden con lo ocurrido en este estudio para el grupo 2

Tholt de Vasconcellos & Thompson 2006, realizaron un estudio con 3 distintos tipos de cerámica, fueron abrasionadas para simular un ajuste oclusal en boca, se aplicaron diferentes métodos de pulido: Eve system, Identoflex system y Shofu, se compararon con un grupo control compuesto por porcelanas glaseadas. Los efectos de la rugosidad se evaluaron con un rugosímetro para obtener la medida Ra (rugosidad media). Los resultados Ra mostraron que no existe una diferencia significativa entre los distintos sistemas de pulido utilizados, ni una diferencia significativa de los grupos de pulido en comparación con las superficies glaseadas. El presente estudio usa metodología similar al de Tholt pero revela que existe diferencia significativa entre el sistema Eve con los sistemas Jota y Ultradent; resultados que se contraponen con el estudio antes citado.

Mohammadibassir et al. 2006 evaluaron el efecto del sobreglaseado en dos protocolos de pulido en calidad, cantidad de rugosidad superficial. Resultando que el sistema intraoral creó superficies más lisas, uniformes en términos de cantidad, calidad de rugosidad comparada al acristalamiento; situación contraria a lo encontrado en este trabajo.

Los resultados en Ra que estaban cerca de los valores de fresado (valor igual o superior a $2,0 \mu\text{m}$) reportados en el artículo de Da Silva 2015 están en el umbral para favorecer la acumulación de biopelículas, mientras que los valores igual o superiores a $0,2 \mu\text{m}$ (límite máximo de $0,70 \mu\text{m}$) no favorecen la acumulación de biopelícula. Los valores en Ra obtenidos posterior a la secuencia de pulido en este estudio muestra que están lejos de los valores del fresado; lo que coincide con lo expresado por el autor antes mencionado, ya que el mejor valor que se obtuvo en este estudio fue de $0,62 \mu\text{m}$, valor cercano al rango de estudio, lo que no favorecen la acumulación de placa.

No existe evidencia que relacione elementos como velocidad de pulido, presencia de agua como determinantes de la calidad del mismo, la falta de consenso respecto a qué método o sistema de pulido elegir habitualmente

conlleva a confusiones. (Wang, F. 2009)

Con respecto a la integridad de los dientes antagonistas en contacto con cerámicas Monasky y Taylor 1971 hacen hincapié que la porcelana con superficie rugosa causa más desgaste que dientes de superficie lisa. Jung et al. 2010 confirmaron esto al informar de un menor desgaste de los dientes antagonistas contra porcelana dental, de superficie más lisa de la cerámica. La rugosidad superficial de los materiales dentales es investigada en la literatura dental desde que la rugosidad de la superficie también afecta a la energía libre de la superficie. Esto significa que las superficies rugosas de los materiales dentales causan una energía libre de superficie alta que resulta en la formación de placa más microbiana.

Las diferencias en los resultados encontrados en varios de los estudios mencionados probablemente se deban a las diferencias comerciales de los productos, metodologías utilizadas y variables dentro de los estudios, además de la forma en que el proceso de manipulación y cocción del cuerpo cerámico se realizó interfiriendo con la calidad y la presencia de porosidad dentro de cada muestra. Por lo tanto, se requieren más estudios, con metodologías similares y estandarizadas para verificar la eficiencia de estos materiales son algunas de las indicaciones que dan Vieira et al. en 2013

Karayazgan et al. 2010 reportaron una mayor suavidad superficial en los grupos de sobreglaseado, doble intercambio iónico, cuando se evaluó la adhesión de *Candida albicans* en cerámica de vidrio, resultados negativos se encontraron en pulido con fresas de diamante. Determinando que el método de pulido no ha sido exitoso debido a las granulaciones del diamante (50 y 35 mm), o incluso a la presión (66.72 N) de 15 segundos y la velocidad de rotación (350 rpm) aplicado sobre la muestra, resultado que concuerdan con el presente estudio, donde se utilizó una metodología similar.

Motro et al 2012 concuerdan con estos resultados de Karayazgan ya que sus estudios demostraron que el pulido de cerámica con superficie fresada con sistemas extraorales era menos efectivo que el acristalamiento superficial.

10. CONCLUSIONES:

El sistema Jiffy Universal Intraoral de la casa comercial Ultradent presento el valor de rugosidad más bajo evidenciando diferencia relativamente significativa con el sistema Ceramic Polisher 1399 de la casa comercial Jota, diferencia significativa con el sistema Ecoceram de la casa comercial Eve, mientras que la diferencia entre el sistema Jota es ampliamente significativo en comparación con el sistema de Eve.

El sistema Jiffy Universal Intraoral de la casa Ultradent fue el que más se acercó a los valores iniciales del grupo control, que en este estudio fue el grupo glaseado; la diferencia entre el valor del sistema de pulido mencionado y del grupo control es significativa no llegan a ser iguales o superiores.

11. RECOMENDACIONES:

Estandarizar la forma de la fresa (preferiblemente de superficie uniforme y de grano fino) y la pieza de mano (que no tenga movimientos excéntricos y con irrigación adecuada) que se van a utilizar para el proceso de ajuste clínico, esto genera mejor predictibilidad al momento de hacer el pulido.

Evaluar otras marcas de sistemas de pulido intraoral para cerámica además de los usados en el presente trabajo podría resultar muy útil para dar una herramienta al odontólogo o especialista en rehabilitación oral que en su práctica diaria se enfrenta a estos inconvenientes en sus tratamientos.

Respetar las instrucciones de la casa comercial de cada sistema de pulido generara mejores resultados en el pulido final.

Cambiar los sistemas de pulido después que el desgaste sea evidente, puesto que usar sistemas gastados nos resultara contraproducente.

La utilización de pasta diamantada y cepillos de felpa mejoran la rugosidad superficial de las cerámicas, según lo muestra la evidencia científica.

Recomiendo la utilización de sistemas de pulido intraoral en diferentes cerámicas a la usada en este estudio como una opción legítima para evitar caer en excesivos procesos de laboratorio que nos genera sobrepuestos y efectos secundarios indeseables producidos por el exceso de cocción.

REFERENCIAS:

- Albakrya, M. Guazzatoa, M. Swain, M. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*. V(32). Pp: 91-95
- Albashaireh, Z., Ghazal, M., & Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 105-113. doi: 10.1016/s0022-3913(10)60102-3
- Álvarez, M. Peña, A. González, J. Olay, I. Sonsoles, M. (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE*, 8(5), 525-546.
- Amaya-Pajares, S., Ritter, A., Vera Resendiz, C., Henson, B., Culp, L., & Donovan, T. (2016). Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry*, 28(6), 382-396. doi: 10.1111/jerd.12222
- Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M., & Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*, 29(6), 661-667. doi: 10.4012/dmj.2010-029
- Boaventura, J. M. C., Nishida, R., Elossais, A. A., Lima, D. M., Reis, J. M. S. N., Campos, E. A., & de Andrade, M. F. (2012). *Effect finishing and*

polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. Acta Odontologica Scandinavica, 71(3-4), 438–443.

Bona, A. D. (2009). *Adhesión a las cerámicas, evidencias científicas para el uso clínico*. Sao Paulo: Artes Médicas Latinoamérica.

Bottino, M., Ferreira, A., Miyashita, E., & Giannini, V. (2001). *Estética en Rehabilitación Oral Metal Free*. Sao Paulo, Brasil: Artes médicas Latinoamérica.

Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Goncalves, M. (2006). Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J* 17:191–194

Dalkiz, M., Sipahi, C., & Beydemir, B. (2009). *Effects of Six Surface Treatment Methods on the Surface Roughness of a Low-Fusing and an Ultra Low-Fusing Feldspathic Ceramic Material. Journal of Prosthodontics, 18(3), 217–222.*

Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. (2001). Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all- ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* V14. N(3). Pp:284-8.

Eve-rotary. (2019). Retrieved 10 November 2019, from <https://www.eve-rotary.com/fileadmin/flippingbooks/Laborenglisch/blaetterkatalog/blaetterkatalog/pdf>.

Fradeani, M., & Barducci, G. (2006). *La Rehaillitación Estética en Prostodoncia Fija* (Vol. 2). Ancona, Italia: Editorial Quintessence.

Fushiki, R., Komine, F., Kimura, F., Kusaba, K., Kondo, T., Moriya, Y., & Matsumura, H. (2019). Bond strengths between gingiva-colored layering resin composite and zirconia frameworks coated with feldspathic porcelain. *Dental Materials Journal*, 38(4), 547-554.

Grandon, F., Galdames, B., Marcus, N., Muster, N., (2018). Cerámica libre de metal terminada y caracterizada por pulido manual. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral* Vol. (11). N(1). Pp: 39-42

Incesu, E., & Yanikoglu, N. (2019). Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.07.003

Jefferies, S. R. (2007). *Abrasive Finishing and Polishing in Restorative Dentistry: A State-of-the-Art Review*. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379–397. doi:10.1016/j.cden.2006.12.002

Jiffy™ Universal. (2019). Retrieved 10 November 2019, from <https://www.ultradent.com/products/categories/finish/ceramic-finishing/jiffy-universal>

Jota-Switzerland. (2019). Retrieved 11 November 2019, from https://www.jota.ch/fileadmin/downloads/pdf/KIT_1442_Nano_Ceramic_Laboratory_Spot_EN.pdf

Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. V(2). Pp: 111-5.

- Kanat-Ertürk, B. (2019). Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *Journal Of Prosthodontics*. doi: 10.1111/jopr.13019
- Kapos, T., & Evans, C. (2014). CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Supplement), 117-136
- Karayazgan B, Atay A, Saracli MA, Gunay Y. (2010). Evaluation of Candida albicans formation on feldspathic porcelain subjected to four surface treatment methods. *Dental Materials Journal*, 29(2), 147-153. doi: 10.4012/dmj.2009-016
- Kina, S., & Brugera, A. (2008). Invisible: Restauraciones Estéticas Cerámicas. Sao Paulo, Brasil: Artes Medicas Latinoamérica
- Kou W, Molin M, Sjogren G. (2006) Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 33(2), 117-124. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01546.x
- Lawson, N., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E., & Burgess, J. (2014). Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal Of Dentistry*, 42(12), 1586-1591. doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.008
- Lithium.YZR.(2019). Recuperado el 17 de noviembre de 2019, de <http://www.corpodent.net/Documentos/Lithium-YZR/lithium-yzr.pdf>

- Maciel, L., Silva, C., de Jesus, R., Concílio, L., Kano, S., & Xible, A. (2019). Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 11(4), 215. doi: 10.4047/jap.2019.11.4.215
- Maller U, Thangaraj DN, Maller S. (2010). Applications of abrasives on restorations in dentistry. *JIADS* 20;1:9–14.
- Martínez, F., Pradíes, R., Suárez, G., & Rivera, M. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Scielo* , 12 (4).
- Mehmet, M. Ulviye, Ş. Çağatay, B. Merve, A. Nurullah, Türker, K. (2016). Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*. V(8). Pp:16-20.
- Mohammadibassir, M., Rezvani, M., Golzari, H., Moravej Salehi, E., Fahimi, M., & Kharazi Fard, M. (2017). Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *Journal Of Prosthodontics*, 28(1), e172-e180. doi: 10.1111/jopr.12586.
- Monasky GE, Taylor DF. (1971). Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent*. V(25). Pp:299-306.
- Montagna, F., & Barbesi, M. (2013). *Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM*. Verona, Italia: AMOLCA.

Morimoto, S., Albanesi, R., Sesma, N., Agra, C., & Braga, M. (2016). Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. *The International Journal Of Prosthodontics*, 29(1), 38- 49.

Motro, P. F. K., Kursoglu, P., & Kazazoglu, E. (2012). *Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 231–237.

Nakamura Y, Sato H, Ohtsuka M, Hojo S. (2010). Polishing of dental porcelain by polycrystalline diamond. *Biomed Mater Eng*. V(20) N(5). Pp:283-93.

Nevárez et al. (2012). Características de los materiales cerámicos empleados en la práctica odontológica actual. *Revista ADM*. 69(4): 157-163

Nishioka, G., Prochnow, C., Firmino, A., Amaral, M., Bottino, M., Valandro, L., & Renata Marques de, M. (2018). Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Brazilian Oral Research*, 32(0). doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053

Rosenstiel, S., Land, M., & Fujimoto, J. (2017). *Prótesis Fija Contemporánea*. Barcelona, España: ELSEVIER.

- Saavedra, R., Iriarte, R., (2014). Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales. *Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de los Andes - Chile*. 52 (2)
- Saiki, O., Koizumi, H., Akazawa, N., & Kodaira, A. (2016). Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate. *Journal of Oral Science*, Vol. 58, No. 1 , 117-123.
- Sarikaya, I., & Güler, A. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Journal Of Applied Oral Science*, 18(1), 10-16. doi: 10.1590/s1678-77572010000100004
- Sarıkaya, I., Yerliyurt, K., & Hayran, Y. (2018). Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC Oral Health*, 18(1). doi: 10.1186/s12903-018-0508-4
- Sasahara R, Ribeiro F, Cesar P,. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains whit diferent microstructures. *Oper Dent*. V(31). Pp:577-583
- Silva, L., Lima, E., Miranda, R., Favero, S., Lohbauer, U., & Cesar, P. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1).
- Silva T., Salvia A., Cavalho R., Pagani C., Rocha D., Silva E. (2014) Polishing for glass ceramics: Which protocol?. *Journal of Prosthodontic Research*, <http://dx.doi.org/10.1016 / j.jpjor.2014.02.001>

- Silva, T., Salvia, A., Carvalho, R., Silva, E., & Pagani, C. (2015). Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Brazilian Dental Journal*, 26(5), 478-483. doi: 10.1590/0103-6440201300370
- Spitznagel, F., Boldt, J., & Giethmuehlen, P. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal Of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.
- Steiner, R., Beier, EE. UU., Heiss-Kisielesky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H. y Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113 (6), 616-622.
- Tholt, B., Miranda-Júnior, W., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface Roughness in Ceramics with Different Finishing Techniques Using Atomic Force Microscope and Profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442- 449. doi: 10.2341/05-54
- Vieira, A. C., Oliveira, M. C. S., Lima, E. M. C. X., Rambob, I., & Leite, M. (2013). *Evaluation of the Surface Roughness in Dental Ceramics Submitted to Different Finishing and Polishing Methods. The Journal of Indian Prosthodontic Society*. doi:10.1007/s13191-013-0261-y
- Wang F, Chen JH, Wang H. (2009). Surface roughness of a novel dental porcelain following different polishing procedures. *International Journal Prosthodontics*, 22(5),178-180.

Yilmaz K, Ozkan P. (2010). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence International*, 41(7),125–131

Zeighami, S., Mahgoli, H., Farid, F., & Azari, A. (2012). The Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength of Core-Veneer Zirconia-Based All- Ceramic Restorations. *Journal Of Prosthodontics*, 22(1), 49-53. doi: 10.1111/j.1532-849x.2012.00889.x

ANEXOS:

La información referida a las mediciones de rugosidad superficial fue suministrada mediante un informe técnico con un rugosímetro Digital Marca TESTER SRT - 6000 después de ser calibrado con el patrón de rugosidad media (Ra,) por el Metrólogo Académico. Los datos obtenidos sobre la medición de la rugosidad superficial en los procesos glaseado, fresado, pulido1, pulido2, y pulido 3 sometidas a diferentes Kit de pulido, dieron como resultado 1960 mediciones de rugosidad superficial. A partir de esta información se diseñó una base de datos en el programa SPSS 25 IBM ® con el fin de proceder a estimar los estadísticos centrales y proceder a realizar las pruebas de inferencia estadística.

Tabla 14. RESULTADOS PROMEDIOS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL DEL SISTEMA JOTA (μm).

	GLASEADO	FRESADO	PULIDO 1	PULIDO 2	PULIDO 3
	0.41	2.07	1.85	1.61	0.88
	0.41	2.35	1.84	1.52	0.80
	0.41	2.08	1.72	1.65	0.90
	0.44	2.14	1.66	1.47	0.84
	0.40	2.32	1.68	1.60	0.89
	0.34	2.03	1.77	1.60	0.85
	0.32	2.18	1.64	1.45	0.94
	0.35	2.14	1.58	1.41	0.85
	0.42	2.22	1.62	1.63	0.87
	0.38	1.97	1.68	1.50	0.89
	0.38	1.94	1.73	1.45	0.81

	0.38	1.94	1.70	1.59	0.85
	0.40	2.30	1.69	1.56	0.89
	0.44	2.18	1.75	1.57	0.97
	0.39	2.31	1.71	1.63	0.91
	0.42	2.11	1.68	1.62	0.72
	0.38	2.03	1.79	1.45	0.86
	0.37	2.14	1.65	1.47	0.80
	0.39	1.98	1.75	1.63	0.91
	0.35	1.90	1.69	1.56	0.81
	0.44	2.15	1.63	1.63	0.77
	0.44	2.06	1.84	1.54	0.76
	0.42	2.26	1.92	1.52	0.75
	0.38	1.92	1.73	1.47	0.90
	0.34	1.86	1.68	1.50	0.78
	0.37	1.79	1.70	1.54	0.97
	0.33	2.05	1.62	1.65	0.97
	0.48	2.05	1.81	1.65	0.93

Tabla 15. RESULTADOS PROMEDIOS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL DEL SISTEMA ULTRADENT (μm).

	GLASEADO	FRESADO	PULIDO 1	PULIDO 2
	0.39	2.14	1.64	0.62
	0.37	2.09	1.67	0.61
	0.43	2.24	1.56	0.60
	0.34	2.01	1.67	0.66
	0.42	2.04	1.59	0.63
	0.37	2.01	1.63	0.67
	0.48	2.14	1.73	0.66
	0.35	2.04	1.64	0.65
	0.42	2.19	1.73	0.69
	0.39	1.89	1.53	0.60
	0.37	2.18	1.70	0.62
	0.39	2.04	1.73	0.67
	0.37	2.26	1.75	0.62
	0.38	2.01	1.70	0.68
	0.36	2.18	1.63	0.57
	0.35	2.29	1.61	0.60

	0.35	2.13	1.63	0.62
	0.38	1.95	1.65	0.57
	0.40	2.13	1.65	0.59
	0.37	2.03	1.65	0.61
	0.35	2.02	1.67	0.59
	0.40	2.01	1.66	0.63
	0.45	2.00	1.63	0.58
	0.32	2.06	1.60	0.61
	0.41	1.98	1.63	0.61
	0.33	2.05	1.70	0.60
	0.36	2.08	1.70	0.57
	0.43	2.09	1.65	0.61

Tabla 16. RESULTADOS PROMEDIOS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL DEL SISTEMA EVE (μm).

	GLASEADO	FRESADO	PULIDO 1	PULIDO 2	PULIDO 3
	0.39	1.94	1.76	1.66	1.60
	0.45	2.14	1.80	1.60	1.39
	0.40	2.13	1.70	1.60	1.47
	0.35	1.89	1.77	1.72	1.57
	0.36	2.25	1.72	1.82	1.54
	0.37	2.17	1.74	1.68	1.61
	0.44	2.16	1.69	1.57	1.37
	0.42	2.10	1.71	1.72	1.25
	0.43	2.02	1.76	1.64	1.57
	0.43	1.96	1.73	1.77	1.48
	0.41	2.20	1.65	1.62	1.59
	0.41	2.21	1.71	1.71	1.50
	0.48	2.05	1.87	1.70	1.44
	0.43	2.14	1.69	1.61	1.50
	0.35	2.15	1.81	1.61	1.46
	0.38	2.05	1.69	1.71	1.54
	0.36	2.06	1.75	1.67	1.56

	0.41	2.13	1.78	1.64	1.53
	0.38	2.17	1.82	1.81	1.56
	0.33	2.17	1.76	1.71	1.46
	0.40	2.22	1.70	1.68	1.52
	0.38	2.25	1.84	1.70	1.53
	0.37	2.14	1.79	1.53	1.45
	0.34	2.02	1.84	1.74	1.36
	0.39	2.00	1.70	1.66	1.39
	0.40	1.87	1.88	1.63	1.51
	0.33	1.82	1.85	1.66	1.61
	0.37	2.02	1.89	1.70	1.46

Tabla 17. RESULTADOS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS JOTA (μm).

Estadísticos Descriptivos Media						
		GLASEADO JOTA	FRESADO JOTA	PULIDO 1 JOTA	PULIDO 2 JOTA	PULIDO 3 JOTA
Número de Datos	Válido	28	28	28	28	28
	Perdidos	1	1	1	1	1
Media		0.3921	2.0882	1.7182	1.5525	0.8596
Mediana		0.3900	2.0750	1.7000	1.5600	0.8650
Desv. Desviación		0.03852	0.14626	0.08046	0.7377	0.06888
Mínimo		0.32	1.79	1.58	1.41	0.72
Máximo		0.48	2.35	1.92	1.65	0.97

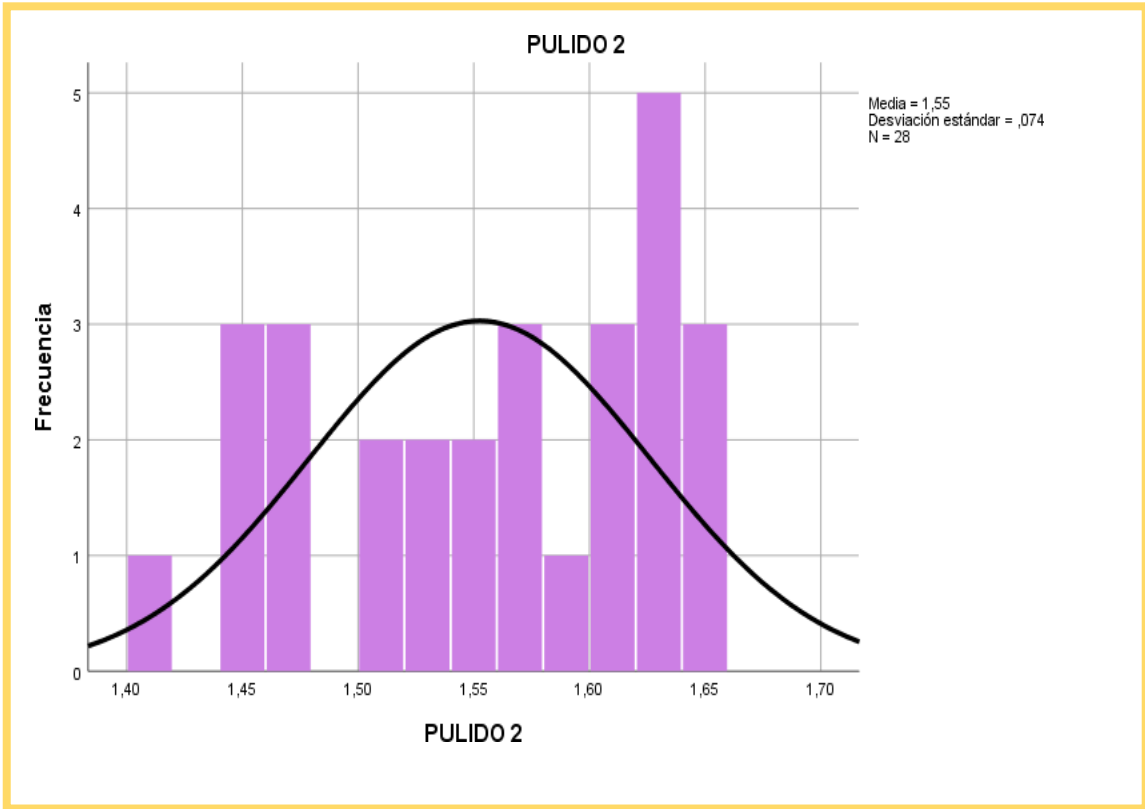


Figura 33: Histograma de Frecuencias Sistema Jota

Tabla 18. RESULTADOS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS ULTRADENT (μm).

Estadísticos Descriptivos Media					
		GLACEADO ULTRADEN T	FRESADO ULTRADEN T	PULIDO 1 ULTRADEN T	PULIDO 2 ULTRADEN T
Número de Datos	Válido	28	28	28	28
	Perdidos	1	1	1	1
	Media	0.3832	2.0814	1.6550	0.6193
	Mediana	0.3750	2.0550	1.6500	0.00638
	Desv. Desviación	0.03722	0.09579	0.05110	0.03377
	Mínimo	0.32	1.89	1.53	0.57
	Máximo	0.48	2.29	1.75	0.69

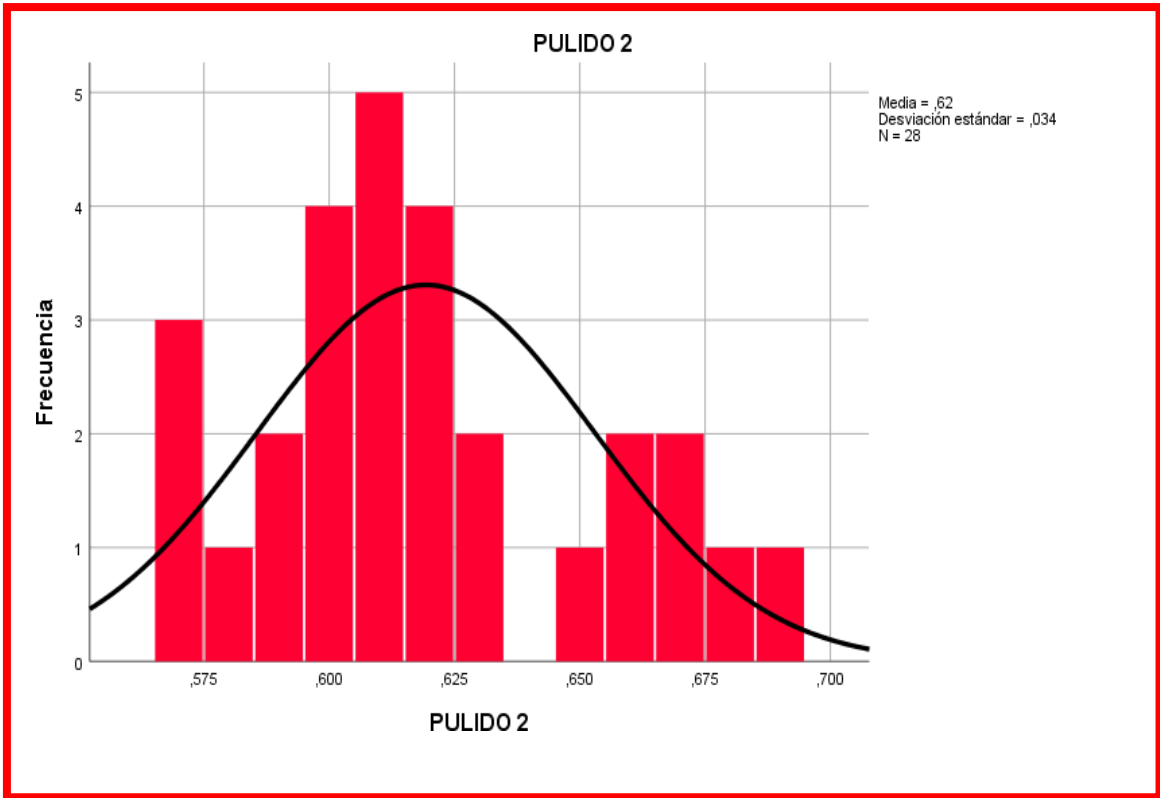


Figura 34: Histograma de Frecuencias Sistema Ultradent

Tabla 19. RESULTADOS ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS EVE (μm).

		Estadísticos Descriptivos Media				
		GLACEADO EVE	FRESADO JEVE	PULIDO 1 EVE	PULIDO 2 EVE	PULIDO 3 EVE
Número de Datos		28	28	28	28	28
		1	1	1	1	1
Media		0.3914	2.0868	1.7643	1.6739	1.4936
Mediana		0.3900	2.1300	1.7600	1.6750	0.08586
Desv. Desviación		,03729	,11554	,06624	,06724	,08586
Mínimo		,33	1.82	1.76	1, 53	1.25
Máximo		0.48	2.25	0.10102	1.82	1.61

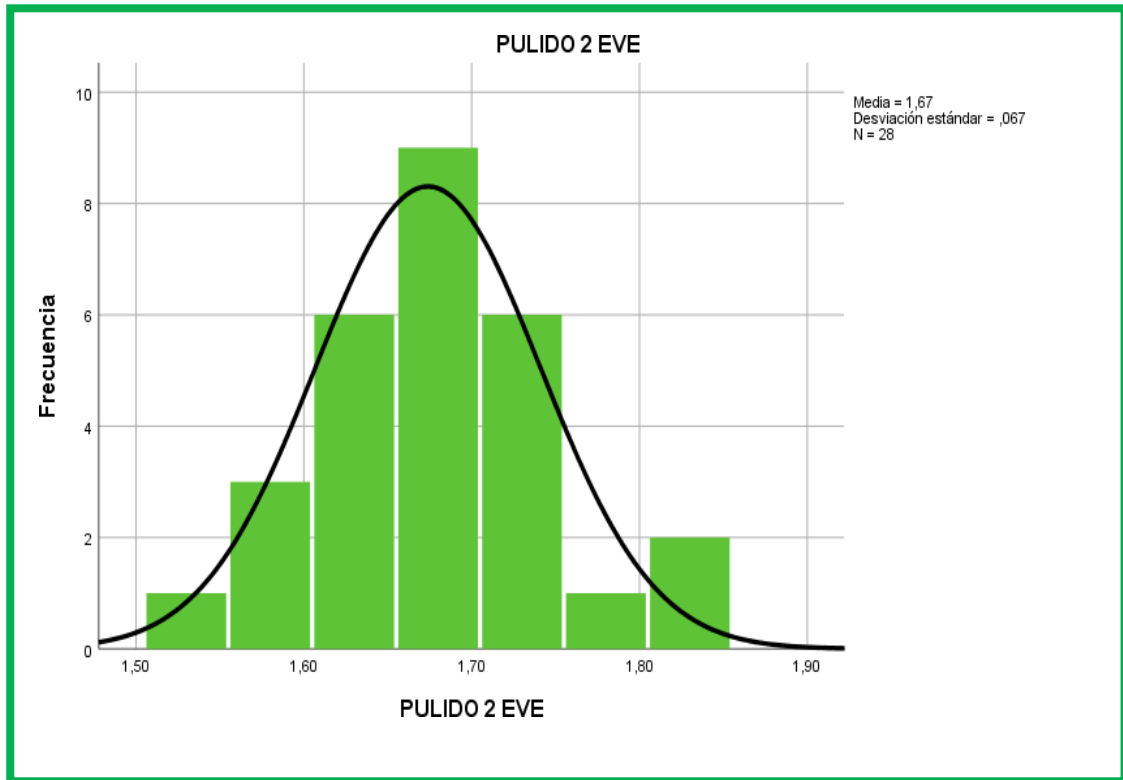


Figura 35: Histograma de Frecuencias Sistema Eve

Interpretación: En las tablas anteriores. Se confirma la importante dispersión de valores dentro de cada grupo, salvo para Ultradent, para conocer qué grupo presentó mayor rugosidad en la superficie, se tomó en cuenta los datos descriptivos que emitieron las siguientes Medias. El sistema ULTRADENT en glaseado $0.3832\mu\text{m}$ es menor al sistema JOTA $0.3921\mu\text{m}$ y al sistema EVE $0.3914\mu\text{m}$, en el fresado el sistema ULTRADENT $2.0814\mu\text{m}$ es menor al sistema JOTA $2.0882\mu\text{m}$ y al sistema EVE $2.0868\mu\text{m}$, en el pulido 1 del sistema ULTRADENT $1.6550\mu\text{m}$ es menor al sistema JOTA $1.7182\mu\text{m}$ y al sistema EVE $1.7643\mu\text{m}$, en el pulido 2 el sistema ULTRADENT $0.6193\mu\text{m}$ es menor μm al sistema JOTA $1.5525\mu\text{m}$ y al sistema EVE $1.6739\mu\text{m}$, en el Grupo pulido 3 se presente únicamente dos sistemas JOTA $0.8596\mu\text{m}$ y EVE con un valor de $1.4936\mu\text{m}$ que son valores mayores al pulido 2 del sistema ULTRADENT con un valor $0.6193\mu\text{m}$. Con respecto a los gráficos de los Histogramas de frecuencias podemos observar que existe una diferencia significativa ya que los valores se salen de la curva de la normalidad

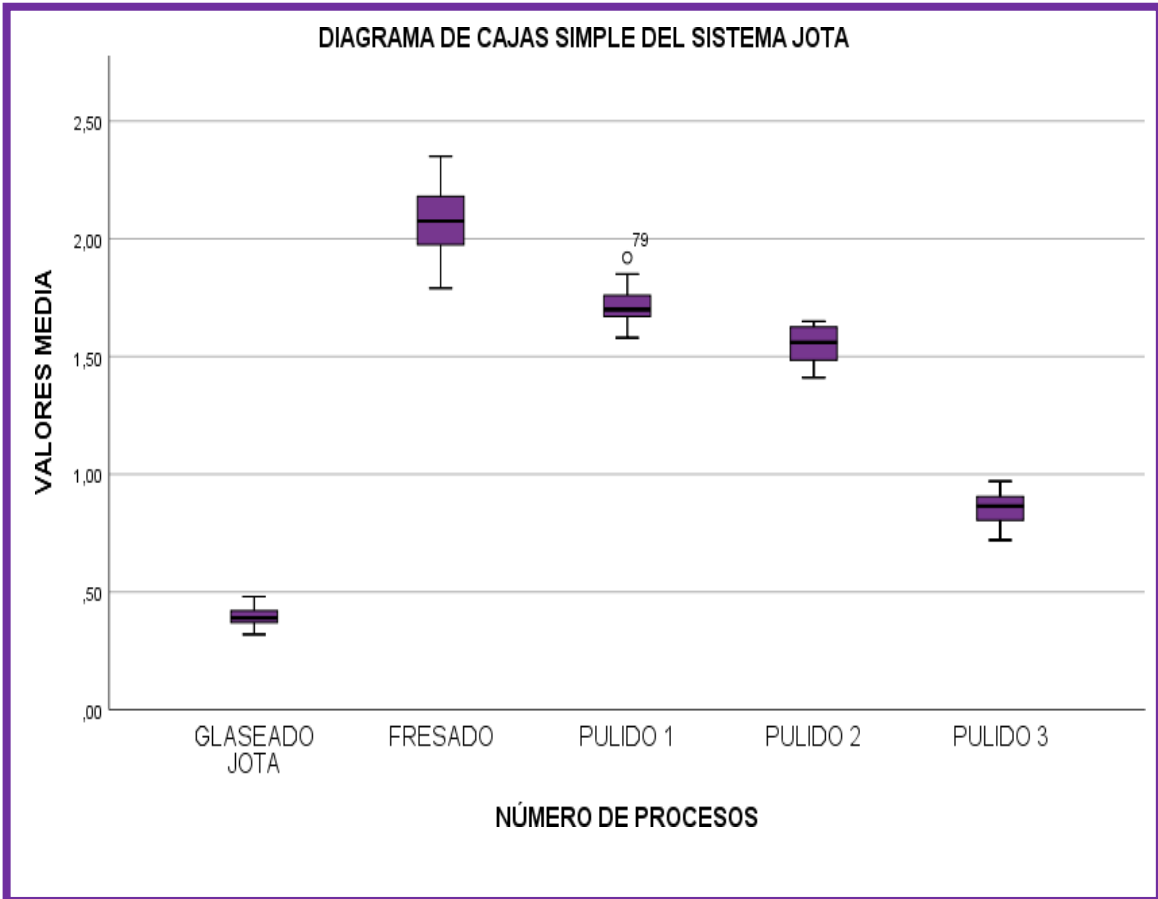


Figura 36: Diagrama de Caja y Bigotes Sistema Jota

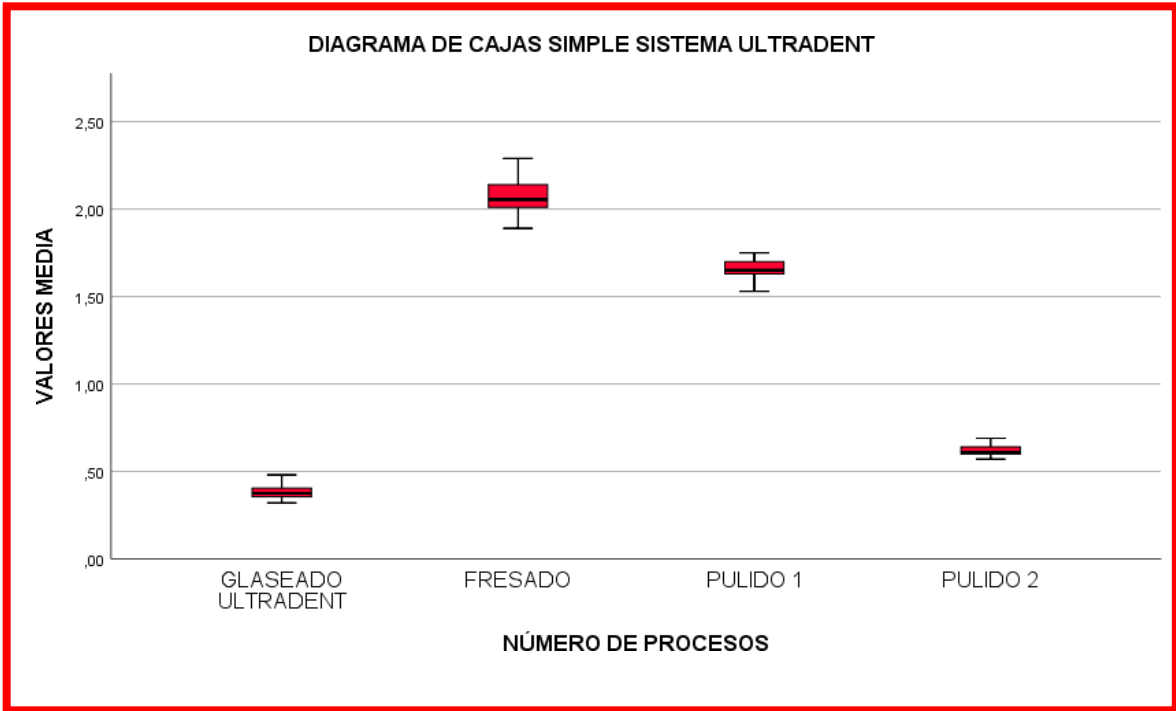


Figura 37: Diagrama de Caja y Bigotes Sistema Ultradent

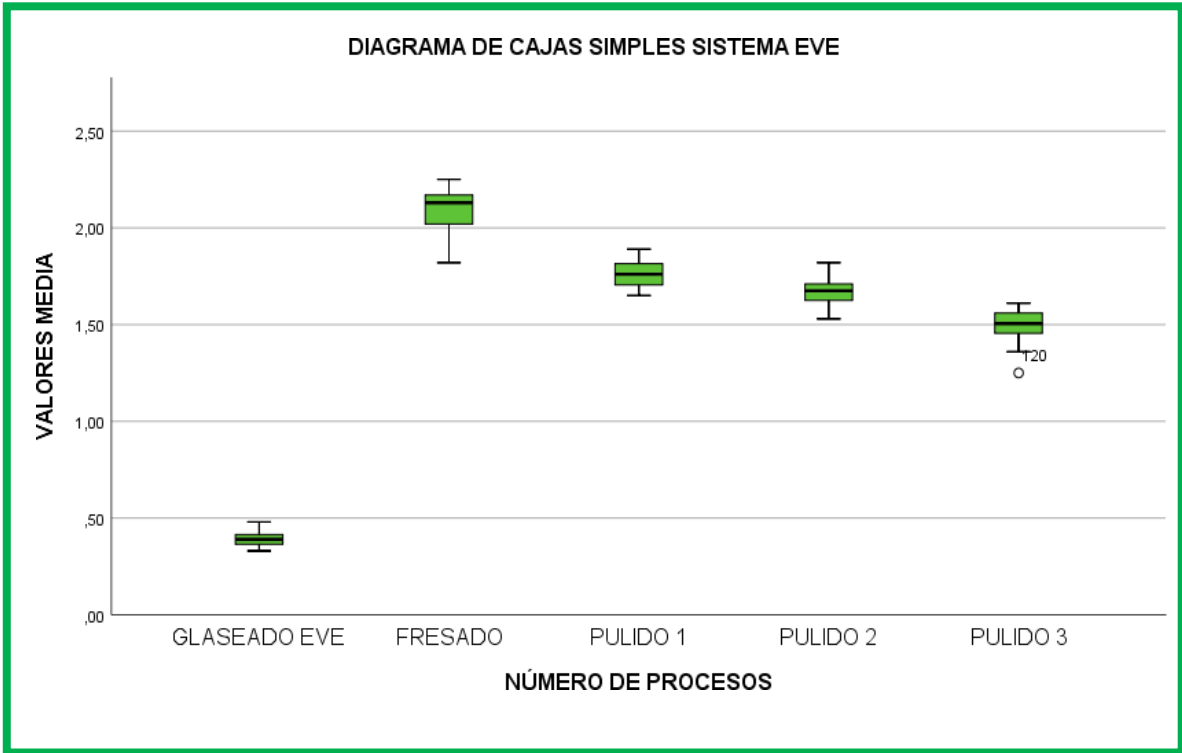


Figura 38: Diagrama de Caja y Bigotes Sistema Eve

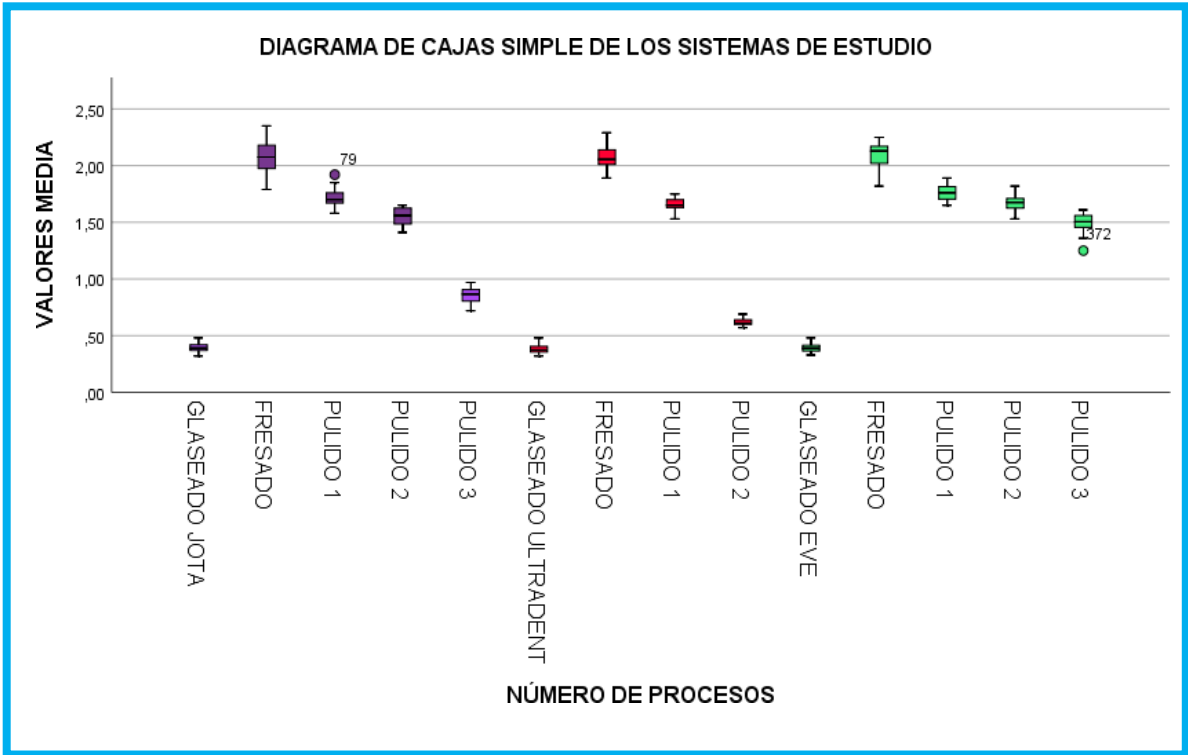


Figura 39: Diagrama de Caja y Bigotes de los Procesos

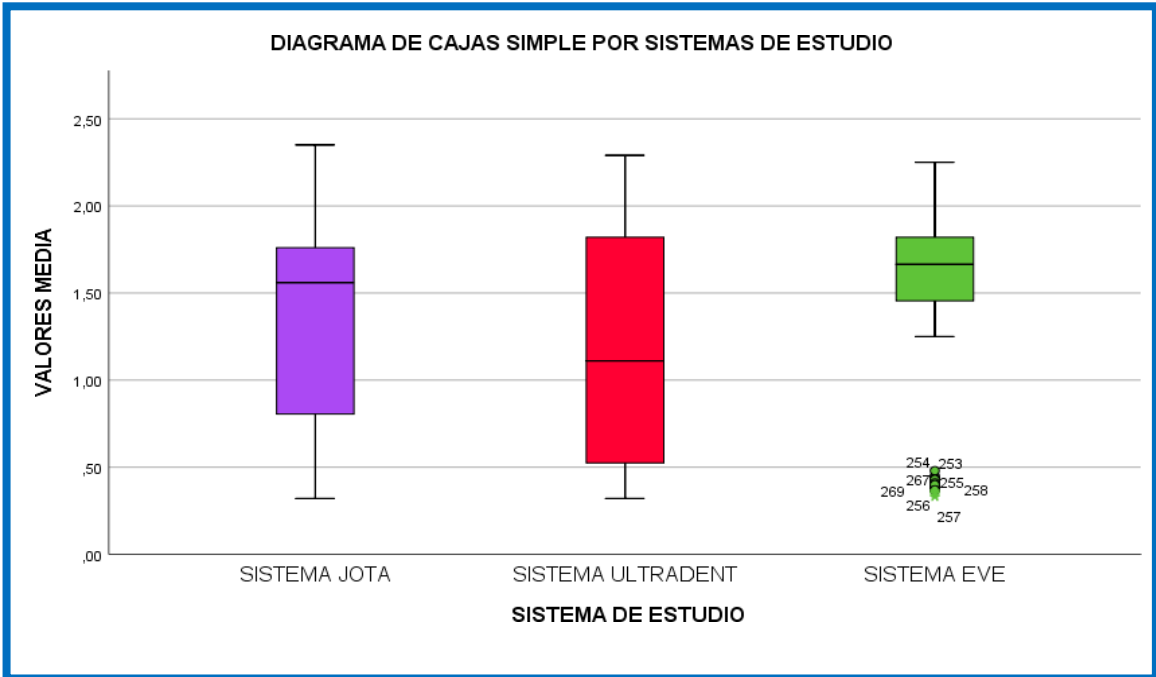


Figura 40: Diagrama de Caja y Bigotes de las Marcas de Estudio

Interpretación: En atención a la dispersión y distribución de valores dentro de cada sistema y por marca de estudio, según los gráficos de caja y bigotes el test de normalidad fue necesario.

Tabla 20. RESULTADO DEL RESÚMEN DE PROCESAMIENTO DE CASOS PARA LA NORMALIDAD

Resumen de procesamiento de casos						
NÚMERO DE PROCESOS		Casos				
		Válido		Perdidos		Total
		Porcentaje	Porcentaje	Porcentaje	Porcentaje	
PROCESOS DEL LOS SISTEMAS DE ESTUDIO	GLASEADO JOTA	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	FRESADO	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 1	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 2	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	GLASEADO ULTRADENT	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	FRESADO	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 1	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 2	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	GLASEADO EVE	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	FRESADO	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO1	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 2	100,0%	0	0,0%	28	100,0%
	PULIDO 3	100,0%	0	0,0%	28	100,0%

Interpretación: De acuerdo a los resultados obtenidos vemos que (gl.) indica que es una muestra pequeña, ($n < 50$) por tal motivo vamos a utilizar Shapiro Wilk, el valor de significación (Sig.), de todas las muestras son superiores ($n > 0.05$) con el 95% nivel de confiabilidad, esto quiere decir que las muestras provienen de una población con distribución Normal, aceptamos hipótesis Nula, Se direcciona el estudio a un análisis comparativo con pruebas paramétricas, en este caso

ANOVA y Test de Tukey.

Tabla 21. RESULTADOS DE LA PRUEBA DE NORMALIDAD PARA LOS PROCESOS DE ESTUDIO

Pruebas de normalidad							
NÚMERO DE PROCESOS		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	Gl	Sig.	Estadístico	Gl	Sig.
PROCESOS DE LOS SISTEMAS DE ESTUDIO	GLASEADO JOTA	,091	28	,200*	,976	28	,755
	FRESADO	,069	28	,200*	,980	28	,855
	PULIDO 1	,125	28	,200*	,957	28	,296
	PULIDO 2	,133	28	,200*	,927	28	,051
	PULIDO	,099	28	,200*	,969	28	,556
	GLASEADO ULTRADENT	,139	28	,179	,964	28	,427
	FRESADO	,132	28	,200*	,963	28	,420
	PULIDO 1	,134	28	,200*	,970	28	,582
	PULIDO 2	,170	28	,037	,937	28	,093
	GLASEADO EVE	,085	28	,200*	,979	28	,834
	FRESADO	,182	28	,019	,941	28	,116
	PULIDO1	,115	28	,200*	,952	28	,223
	PULIDO 2	,104	28	,200*	,981	28	,876
	PULIDO 3	,101	28	,200*	,940	28	,112
*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.							
a. Corrección de significación de Lilliefors							

Interpretación: Contiene el estadístico de Levene nos permite contrastar la hipótesis de igualdad de varianzas poblacionales. Si el nivel crítico (sig.) es menor o igual que ($n < 0,05$), debemos rechazar la hipótesis de igualdad de varianzas. Si es mayor ($n > 0,05$), aceptamos la hipótesis de igualdad de varianzas, de acuerdo a los resultado obtenidos para los procesos, no existe igualdad de varianzas poblacionales, se retrasa la hipótesis nula.

Tabla 22. MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL POR PROCESO

Tabla 6. Media y desviación estándar de la rugosidad superficial por grupo

ORD	PROCESO	MARCA	MEDIA	N	MEDIA/DESV. ESTANDAR (μM)
1	GLASEADO	JOTA	,3921	28	0.3921 ± 0.038
2	FRESADO	JOTA	2,0882	28	2.0882 ± 0.146
3	PULIDO 1	JOTA	1,7182	28	1.7182 ± 0.080
4	PULIDO 2	JOTA	1,5525	28	1.5525 ± 0.737
5	PULIDO 3	JOTA	,8596	28	0.8596 ± 0.068
6	GLASEADO	ULTRADENT	,3832	28	0.3832 ± 0.037
7	FRESADO	ULTRADENT	2,0814	28	2.0814 ± 0.095
8	PULIDO 1	ULTRADENT	1,6550	28	1.6550 ± 0.051
9	PULIDO 2	ULTRADENT	,6193	28	0.6193 ± 0.033
10	GLASEADO	EVE	,3914	28	0.3914 ± 0.372
11	FRESADO	EVE	2,0868	28	2.0868 ± 0.115
12	PULIDO 1	EVE	1,7643	28	1.7643 ± 0.662
13	PULIDO 2	EVE	1,6739	28	1.6739 ± 0.672
14	PULIDO 3	EVE	1,4936	28	1.4936 ± 0.085
TOTAL				392	1.3400 ± 0.64533

Interpretación: En la tabla 22. El valor de la Media más bajo fue el obtenido en el Kit de pulido Ultradent: 0,6193 ± 0,033 um, seguido por el Kit de pulido Jota: 0,08596 ± 0,737 um, el kit de pulido Eve 1.4936 ± 0,6453 um. Los valores antes mencionados hacen referencia al último pulido 2 de cada sistema

MEDIAS Y DESVIACIÓN ESTANDAR DE LOS PROCESOS DE ESTUDIO

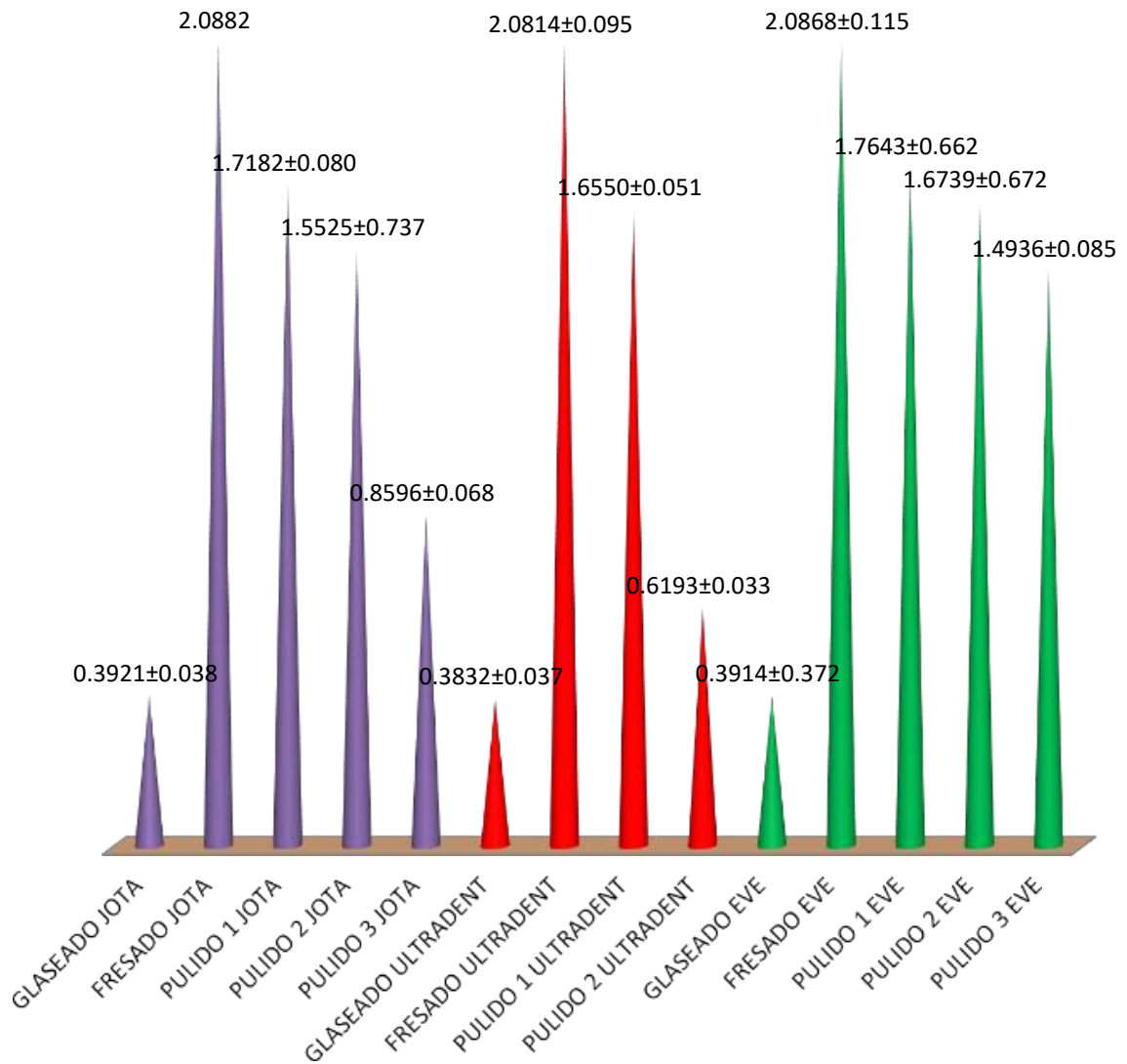


Figura 41: Medida de la Rugosidad Superficial por Proceso

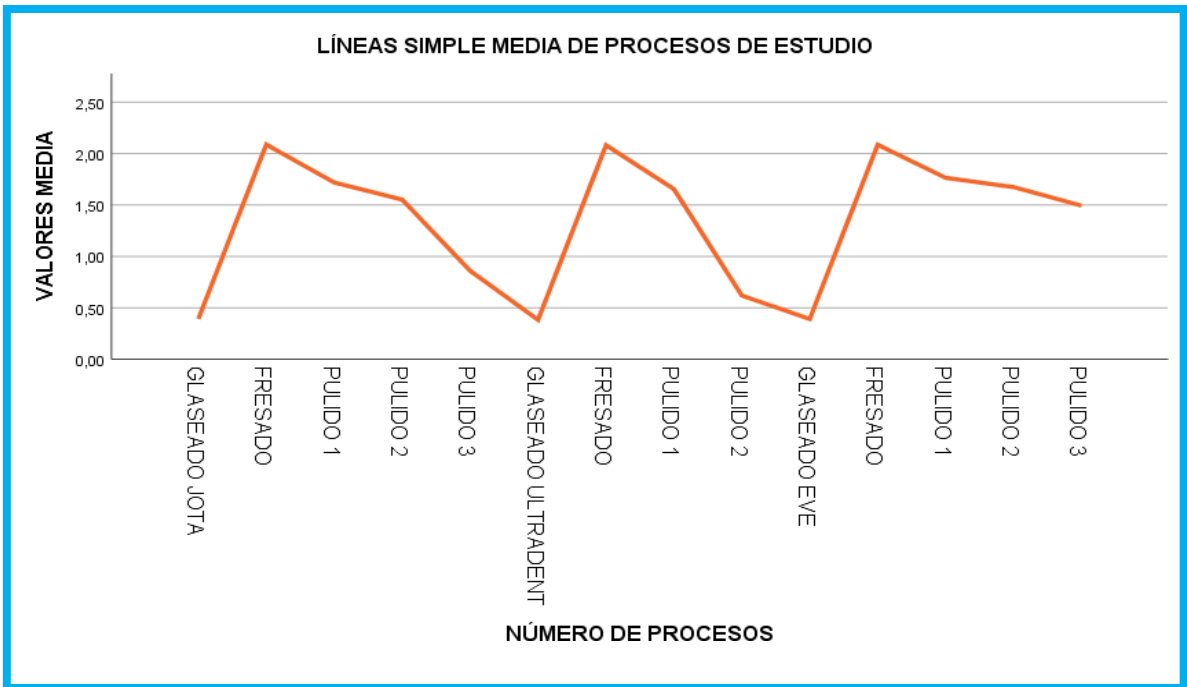


Figura 42: Estadístico de las Medidas de los Procesos de Estudio

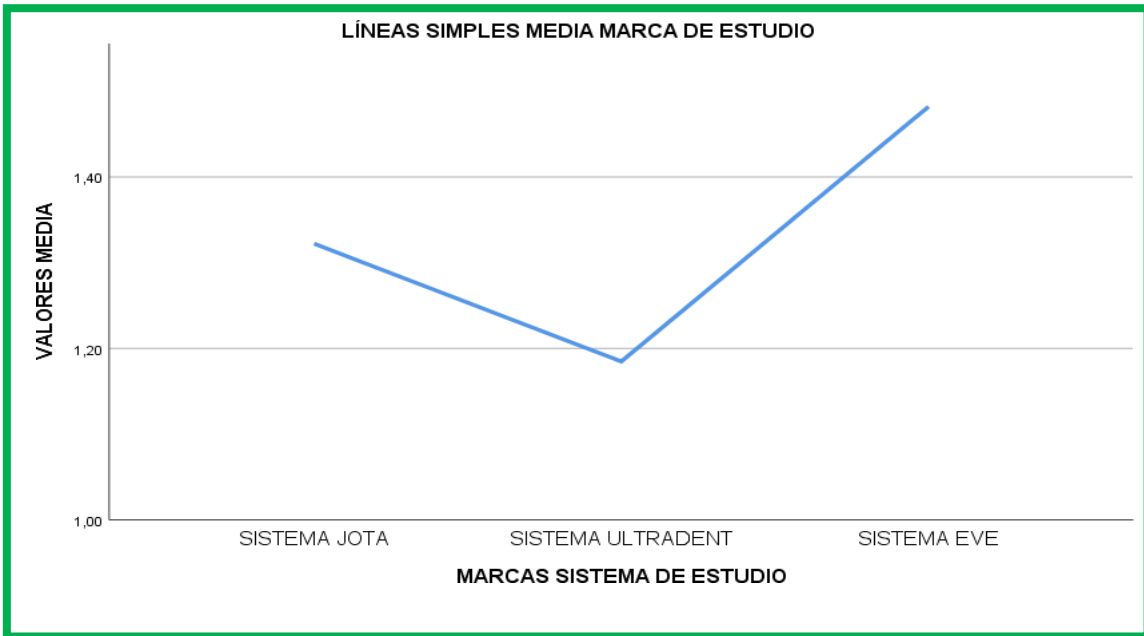


Figura 43: Estadístico de las Medidas por Marca

Interpretación: El siguiente paso nos lleva a la figura 43. De ANOVA para los procesos del estudio, con su nivel de significación. Si el nivel de significación (sig.) intraclass es menor o igual que 0,05 ($n < 0.05$) rechazamos la hipótesis de igualdad de medias, si es mayor ($n > 0.05$) aceptamos la igualdad de medias, es decir, no existen diferencias significativas entre los grupos.

La prueba de ANOVA para los procesos utilizados en el estudio, nos indica que existe un nivel de significancia del 0,0001 que demuestra que las medias de las muestras investigadas no son iguales, en otras palabras, las diferencias en los resultados son estadísticamente significativos.

Tabla 23. RESULTADO DE LA PRUEBA ANOVA PARA LAS MARCAS DE ESTUDIO

ANOVA PARA LOS SISTEMAS DE ESTUDIO					
PROCESOS SISTEMAS	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	5,568	2	2,784	6,886	,000
Dentro de grupos	157,265	389	,404		
Total	162,832	391			

Interpretación: El siguiente paso nos lleva a la tabla 19. De ANOVA de las Marca de Estudio, con su nivel de significación. Si el nivel de significación (sig.) intraclass es minúsculo o semejante que el valor 0,05 ($n < 0.05$) inmediatamente rechazamos la hipótesis de igualdad de medias, si es mayor ($n > 0.05$) admitimos la equivalencia de medias, es decir, no existen discrepancias significativas entre grupos evaluados. La prueba ANOVA para Marcas de Estudio, muestra que hay nivel de significancia del 0,0001 que manifiesta que las medias de las muestras indagadas no son iguales, se confirma la diferencia, en los resultados son estadísticamente significativos, tanto en los procesos con en marcas de estudio.



Sangolquí, 2019-10-21

El suscrito, EDWIN HERNÁN TAYUPANTA MENA con número de RUC: 1708248628001 Metrologo Académico representante Técnico de la Empresa "METROLOGO MEDIDAS" con número de solicitud a la Superintendencia de Compañías 7688249.

CERTIFICA

Que el DR. MARCELO SANTIAGO HIDALGO ORDONEZ, con cedula de identidad 1104998750 estudiante del Postgrado de la Especialidad Médica en Rehabilitación Oral de la Universidad de las Américas (UDLA), ha realizado las Mediciones de Rugosidad en Muestras de Cerámica de Disilicato de Litio, en el Equipo Rugosímetro Digital SRT 6200 Portable Surface Roughness, el 20 de septiembre la prueba piloto y el 14,15,16,17 y 18 de octubre del 2019 las pruebas en los diferentes procesos : Glaseado, Fresado, Pulido 1, Pulido 2 y Pulido 3, en total se realizaron 1960 mediciones de Rugosidad Superficial Ra en (μm) ,requisito necesario para la elaboración de su tema de tesis.

"EFICACIA DE TRES SISTEMAS DE PULIDO DESPUÉS DE LA ASPERIZACIÓN DE LA CERÁMICA DE DISILICATO DE LITIO. ESTUDIO IN VITRO"

El DR. MARCELO SANTIAGO HIDALGO ORDONEZ, puede hacer uso del presente certificado según convenga a sus intereses.

ATENTAMENTE

EDWIN TAYUPANTA MENA
METROLOGO ACADÉMICO
C.I.1708248628
GR.1005-03-350432

Edwin Hernán Tayupanta Mena
Servicios Profesionales para Educación Superior
RUC: 1708248628001
RG. 1005-03-350432

INSIZE

Tel.: (593-02) 3529920 / Cel.: 0992718167 / Código postal: 171103 / Email: chtayupanta@espe.edu.ec
Sangolquí – Ecuador

Edwin Hernán Tayupanta Mena
Servicios Profesionales para Educación Superior
RUC: 1708248628001
RG. 1005-03-350432

Figura 44: Certificado de pruebas de medición de rugosidad superficial realizadas en el laboratorio de Metrología de la empresa "Metrólogo Medidas".

