

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Programa Macro de Investigación

SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Efecto de diferentes tratamientos de grabado en propiedades mecánicas y de superficie de un material cerámico para CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio

Director (a) de Seminario

Dr. Fabián Murillo Gómez

Sustentantes:

Natalia González Vargas

José Roberto Sauma Montes de Oca

Cristina Vargas Vargas

José Roberto Hernández Víquez

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio Brenes, Costa Rica

San José, Costa Rica

Año 2019

HOJA DE APROBACIÓN MEMORIA

SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Nombre del proyecto: Efecto de diferentes tratamientos de grabado en propiedades mecánicas y de superficie de un material cerámico para CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio

Sustentantes:

Fecha: 11 de diciembre del 2019

Nombre:

Carné

Firma

Natalia González Vargas

B02787

José Roberto Hernández Víquez

B33338

José Roberto Sauma Montes de Oca

B46575

Cristina Vargas Vargas

B06689

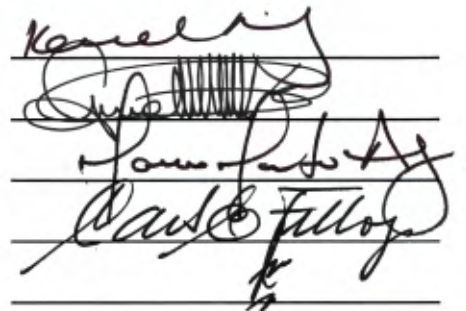


Miembros del Tribunal

Nombre:

Firma:

Karel Ramirez
Guillermo Knudsen
Mauricio Montero Aguilar
Carlos E Filloz
Fabian Munillo G.



Dedicatoria

Este proyecto está dedicado a nuestros familiares cercanos, quienes a lo largo de la carrera han estado a nuestro lado brindándonos apoyo, siendo nuestros pilares día con día, para así llegar a ser lo que somos hoy, queremos dedicarles este escrito como muestra de cariño y agradecimiento por todo el esfuerzo y sacrificios que han tenido que hacer a lo largo de estos años.

Reconocimientos

El presente trabajo no se hubiera logrado sin el apoyo, la coordinación y directriz por parte del Dr. Fabián Murillo, quien siempre tuvo la disposición de ayudar y guiarnos, además de hacer que las reuniones fueran amenas. El Dr. Fabián Murillo fue el gestor de los trámites para lograr las visitas al CICIMA y LANOTEC, donde se realizaron diferentes pruebas para el material en estudio. Junto con el Dr. Fabián Murillo también queremos agradecer a la Dra. Isabel Ferreto, quien nos ayudó con la prueba de rugosidad realizada en el CICIMA. Al Dr. Daniel Chavarría, quien nos permitió el acceso al LANOTEC para observar las muestras en el microscopio de barrido. También agradecer al Dr. David Lafuente, quien nos proporcionó el equipo para cortar los bloques de *Vita Suprinity* y también la maquinaria para realizar la fractura de dichas barras.

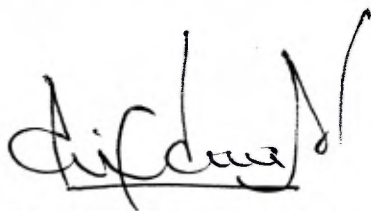
Lunes 18 de noviembre del año 2019

Universidad de Costa Rica
Facultad de Odontología
Programa Macro de Investigación

A quien interese:

Por este medio hago constar que yo, Esteban Piedra Matamoros, cédula 1-1135-0365, de profesión Filólogo Español y con maestría en Lingüística de la Universidad de Costa Rica, he realizado el trabajo de corrección de estilo y gramatical del documento, producto del seminario de graduación que lleva por título *Efecto de diferentes tratamientos de grabado en propiedades mecánicas y de superficie de un material cerámico para CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio*. El proyecto cuenta con 71 páginas aproximadamente y fue realizado por los estudiantes: Natalia Gonzáles Vargas, José Roberto Sauma Montes de Oca, Cristina Vargas Vargas y José Roberto Hernández Víquez, con el fin de optar por el grado de licenciatura en Odontología de la Universidad de Costa Rica, ciudad universitaria Rodrigo Facio.

Agradezco de antemano su atención. Se despide,



M.L. Esteban Piedra Matamoros

Cédula: 1-1135-0365

Índice general

Índice de tablas	vii
Índice de figuras	viii
Resumen	ix
Capítulo I	1
1.1 Introducción y antecedentes	1
1.2 Justificación	6
1.3 Planteamiento del problema	7
1.4 Objetivo General	8
1.4.1 Objetivos Específicos	8
Capítulo II. Marco Teórico	8
2.1 Cerámicas odontológicas: Tipos, clasificación y uso clínico.	8
2.2 Métodos de procesamiento de restauraciones cerámicas: principalmente colado, prensado y CAD/CAM.	12
2.3 Materiales CAD/CAM: Tipos, propiedades generales y usos clínicos principales.	14
2.4 Disilicato de litio: Propiedades, usos y desempeño.....	16
2.5 Silicato de litio reforzado con zirconio: Propiedades y usos y desempeño según literatura	18
2.6 Adhesión de restauraciones cerámicas: importancia, tratamientos de superficie según grupo de materiales.....	20
2.7. Efecto de los tratamientos de superficie en las propiedades mecánicas de cerámicas vítreas.....	23
2.8 Metodologías para medir propiedades de superficie y mecánicas en cerámicas: rugosidad y flexión.....	24
Capítulo III. Métodos de Trabajo	26
3.1 Preparación de las muestras.	26
3.2 Tratamientos de superficie.....	27
3.3 Evaluación de rugosidad.....	28
3.4 Evaluación de morfología de superficie	28
3.5 Flexión uniaxial de 3 puntos.....	29
3.6 Patrón de fractura	30
Capítulo IV. Desarrollo	31
4.1 Resultados	31
4.1.1 Rugosidad.....	31

4.1.2 Flexión uniaxial de tres puntos	33
4.1.3 Morfología de superficie.....	37
4.1.4 Patrón de fractura	37
4.2 Discusión	38
4.3 Conclusiones	44
Capítulo V.	44
5.1 Cronograma de actividades	44
5.2 Bitácora.....	46
5.3 Factores facilitadores/obstáculos y dificultades	47
5.4 Referencias Bibliográficas.....	48
5.5 Anexos	54

Índice de tablas

Tabla 1. Resultado de la prueba ANOVA de 1 factor para los datos de rugosidad.	32
Tabla 2. Rugosidad de perfil promedio (Pa) y desviación estándar (μm) producida en el material cerámico por los distintos protocolos de grabado con HF.	33
Tabla 3. Resultado de ANOVA para los datos de flexión uniaxial.	34
Tabla 4. Resistencia a flexión uniaxial promedio y desviación estándar obtenidas por los grupos estudiados.	34
Tabla 5. Parámetros de Weibull obtenidos por los grupos estudiados con sus respectivos intervalos de confianza.....	35

Índice de figuras

Figura 1. Esquema con la clasificación de los materiales cerámicos actuales sugerida por Gracis y colaboradores.....	10
Figura 2. Tabla con la mayoría de materiales CAD/CAM comercialmente disponibles y sus datos relativos a fabricante, composición y uso clínico.....	16
Figura 3. Prueba de flexión uniaxial de tres puntos.....	25
Figura 4. Prueba de flexión uniaxial de cuatro puntos.....	25
Figura 5. Prueba de flexión biaxial bola sobre 3 bolas.	26
Figura 6. Morfología de superficie de la cerámica reforzada por silicato de litio y zirconio (Vita Suprinity-ZLS) tratada con los distintos protocolos de grabado.....	37
Figura 7. Representación del patrón de fractura típico de cada grupo	38
Gráfico 1. Resultado del análisis de normalidad de los datos de rugosidad.	31
Gráfico 2. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas para los datos de rugosidad.	32
Gráfico 3. Resultado del análisis de normalidad de los datos de flexión uniaxial....	33
Gráfico 4. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas para los datos de flexión uniaxial.....	34
Gráfico 5. Parámetros de Weibull de los grupos estudiados.....	36
Gráfico 6. Módulo de Weibull de cada uno de los grupos experimentales estudiados.....	36

Resumen

El siguiente trabajo pretende investigar el efecto de diferentes protocolos de grabado con ácido fluorhídrico (HF) en las propiedades mecánicas y de superficie de una cerámica CAD/CAM reforzada por silicato de litio y zirconio, para determinar el protocolo más confiable. Se confeccionaron muestras y se dividieron en cinco grupos de tratamiento: Control (sólo lija #600), HF5%20s, HF5%60s, HF10%20s y HF10%60s. Muestras en forma de bloque fueron analizadas (n=5) con un perfilómetro para obtener su rugosidad promedio (Pa) y en un microscopio electrónico de barrido (MEB), su morfología de superficie. Muestras en forma de barra (n=20) fueron sometidas a la prueba de flexión uniaxial de tres puntos en una máquina de ensayos universal, a 1 mm/min. Los fragmentos fueron analizados fractográficamente. Los datos de ambas variables fueron analizados estadísticamente con las pruebas de ANOVA de 1 factor y Tukey. Los datos de resistencia a flexión fueron analizados además con la estadística de *Weibull* para obtener su confiabilidad. El protocolo de grabado fue significativo para la rugosidad, siendo los grupos C y HF10%20s los que produjeron la mayor rugosidad de superficie, mientras que el grupo HF5%60s produjo la menor rugosidad estadísticamente. Para la resistencia a flexión, el factor no fue significativo, sin embargo, sí hubo diferencias significativas en el módulo de *Weibull*, siendo el más confiable HF5%60s y los menos confiables los tratamientos con HF10%. El tratamiento más confiable, en términos de propiedades mecánicas y que también produjo la menor rugosidad promedio y las alteraciones más tenues en la superficie del material, fue el tratamiento HF5%60s, mientras que los más agresivos y menos confiables en estos términos fueron los grupos C y los tratados con HF10%.

Capítulo I

1.1 Introducción y antecedentes

Las cerámicas dentales son materiales restauradores indirectos que debido a sus propiedades estéticas y biomecánicas tienen posibilidades de presentar una apariencia natural y ser altamente biocompatibles, lo que las convierte en la opción de escogencia para muchas situaciones clínicas en la odontología restauradora moderna. Al ser los materiales cerámicos materiales inorgánicos, cristalinos, vítreos y altamente resistentes, es inviable utilizarlos en tratamientos dentales directos y deben ser utilizados para confeccionar prótesis dentales de forma indirecta mediante diversos procesos que ocurren fuera de la cavidad oral. Estos procesos han evolucionado a lo largo de los años, desde procedimientos manuales sumamente complejos en cuanto a la destreza necesaria para ejecutarlos, como las técnicas de colado e inyectado, hasta los actuales procedimientos que involucran la tecnología digital.

El desarrollo de la tecnología de diseño, manufactura y fabricación asistidos por computador (CAD/CAM por sus siglas en inglés) ha permitido ofrecer una alta calidad, precisión y simplicidad en el proceso de confección de restauraciones protésicas produciendo restauraciones cerámicas con pocos defectos y ajuste excelente debido a que estas son talladas por máquinas automatizadas, en bloques de cerámica preparados industrialmente, lo que redundará en materiales con pocos defectos internos y un proceso altamente preciso.^{1,4} Este proceso sin duda ha revolucionado la forma de confeccionar las restauraciones indirectas, por lo que actualmente su uso se encuentra generalizado mundialmente, razón por la cual, los materiales para restauraciones indirectas (cerámicos, metálicos y poliméricos) se fabrican en su

mayoría en presentaciones comerciales aptas para el uso con estos sistemas, conocidos como materiales para CAD/CAM. El grupo de materiales CAD/CAM que ha tenido un mayor desarrollo en los últimos años está compuesto precisamente por los materiales cerámicos CAD/CAM e incluso se han desarrollado nuevos tipos de cerámicas odontológicas exclusivamente en presentación de bloques para uso exclusivo con tecnologías CAD/CAM.³

Los materiales cerámicos CAD/CAM se clasifican según su composición en dos grandes grupos: las cerámicas con alto contenido de matriz vítrea (cerámicas vítreas) y las cerámicas policristalinas (sin contenido de matriz vítrea y principalmente compuestas por cristales a base de óxidos metálicos). Debido al alto contenido de vidrio, este primer grupo posee mejores propiedades ópticas y estéticas, sin embargo presenta propiedades mecánicas inferiores comparadas con las cerámicas policristalinas. Derivado del desarrollo de nuevos materiales para CAD/CAM mencionado anteriormente, las cerámicas vítreas han sufrido varias modificaciones, tales como reforzamiento con contenido cristalino metálico o vítreo para mejorar sus propiedades mecánicas, o el infiltrado con polímeros que buscaba una disminución en la tasa de crecimiento de grietas, mejor absorción de impactos y menor rigidez.⁵ Estas nuevas cerámicas vítreas han posibilitado nuevas opciones de tratamiento más estéticas y resistentes, menos invasivas y más predecibles debido al mejoramiento de sus características.⁴

Sin duda, la cerámica vítrea reforzada por disilicato de litio ha destacado entre los materiales disponibles para confeccionar restauraciones monolíticas libres de metal, por combinar un excelente rendimiento estético y mecánico a la vez, presentando tasas de éxito de alrededor de 95% por hasta 10 años de seguimiento.⁴ Debido a que cuando se desarrollan nuevos materiales, las empresas los protegen con patentes

que duran hasta 30 años en algunos casos, es que los competidores comerciales se ven obligados a buscar alternativas propias que les permitan cubrir esos sectores del mercado. Así, como respuesta al desarrollo de la cerámica vítrea reforzada por disilicato de litio por parte de la casa comercial Ivoclar Vivadent, el fabricante de materiales dentales VITA Zahnfabrik, desarrolló recientemente un nuevo material que pudiera competir con el disilicato de litio. Este material es promocionado por su fabricante como una cerámica vítrea a base de silicato de litio reforzada con zirconio (8%-12%) y fue bautizado con el nombre de Suprinity. Este producto promete características muy similares al disilicato de litio y ofrece además una mejora en sus propiedades mecánicas debido a la adición de zirconio.³ Siempre que un material nuevo es lanzado al mercado, es responsabilidad de los investigadores en materiales dentales estudiarlo a fondo con el fin de obtener información que guíe a los usuarios clínicos a obtener el mejor rendimiento del mismo en sus tratamientos dentales por medio de la aplicación de los protocolos de uso más idóneos, además de comprobar de forma independiente si el material efectivamente cumple con todas las características que el fabricante pregona. Por ello, es de inmenso interés académico y clínico realizar estudios sobre este tipo de materiales que ofrezcan información sobre todos los factores involucrados en su uso, para conocer a profundidad sus características reales, pues de ellas depende el tipo de tratamiento en el que pueda ser empleado y el éxito clínico a largo plazo que este pueda tener. Además, al ser este material una nueva clase de material cerámico que mezcla ambos grupos (cerámica vítrea y policristalina), aún existen dudas sobre el protocolo más adecuado para su manejo clínico y cementación adhesiva, pues hasta ahora estos protocolos se han dividido en dos opciones diferentes, una para cada grupo específico.

Además de la importancia que le brindan sus propiedades mecánicas, los materiales cerámicos tienen la capacidad de ser adheridos a la estructura dental por medio de materiales intermediarios y así lograr un conjunto unitario entre la restauración y la estructura dental por medio de un material intermediario (cemento).⁷

La adhesión del tejido dental con materiales resinosos está ampliamente estudiada y se han descrito en la literatura varias técnicas que han logrado resultados bastante predecibles a lo largo de los años. Sin embargo, la adhesión de materiales resinosos con materiales cerámicos ha sido un reto para la odontología moderna, pues al ser estos últimos materiales inorgánicos (a diferencia de los materiales resinosos que son en su mayoría de naturaleza orgánica), no existe una afinidad natural entre ambos, por lo que se requieren acciones muy específicas que fomenten la adhesión entre ellos.³ La diferencia en composición de los distintos materiales cerámicos hace que los tratamientos de superficie sean específicos para cada tipo de material. De esta forma, el abordaje para lograr retención mecánica y adhesión química entre el cemento resinoso y el material cerámico es diferente para cada grupo.⁵

En odontología, la adhesión entre un material y otro diferente puede mejorarse produciendo rugosidades en el sustrato. En los materiales cerámicos, esto genera un aumento de su energía libre de superficie.⁸ En el caso de las cerámicas vítreas, la superficie de la cerámica (intaglio) puede modificarse químicamente mediante el uso de ácido fluorhídrico (HF, por sus siglas en inglés). Un mayor tiempo de exposición y concentración de ácido aumenta la cantidad de matriz vítrea removida y un exceso en esta exposición podría influir negativamente en la adhesión a largo plazo y las propiedades mecánicas de las restauraciones cerámicas.⁴ concentración del ácido y su tiempo de aplicación. Han sido recomendados diferentes parámetros en estos términos, lo que hace fundamental conocer el protocolo idóneo para cada material,

que fomente una máxima adhesión entre el material cerámico y el cemento resinoso pero sin remover tanta matriz vítrea del material que lo llegue a debilitar, como se ha comprobado en estudios previos.⁵

Otra acción indirecta del HF es generar más grupos hidroxilo en la superficie cerámica, los cuales son necesarios para establecer una unión química entre el cemento resinoso y la cerámica, a través de agentes de acoplamiento químico capaces de unificar materiales orgánicos e inorgánicos, como los silanos.¹ Por otra parte, las cerámicas policristalinas por carecer de matriz vítrea no son sensibles al ácido fluorhídrico, por lo que su retención mecánica se debe lograr por medio de la abrasión con partículas de óxido de aluminio y el empleo de soluciones químicas que contengan monómeros fosfatados ácidos, como el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP) para lograr adhesión química de este material con el cemento resinoso.²

Sin embargo, el paso que produce rugosidades en la superficie de las cerámicas vítreas, es el que ha desatado más controversia en cuanto al adecuado tiempo y concentración de aplicación no sólo por su eficiencia en promover la adhesión de estos materiales con el cemento resinoso, sino por su efecto en las propiedades mecánicas de estos materiales. Este químico reacciona con el silicio presente en toda matriz vítrea de las cerámicas de este grupo y lo remueve de la superficie del material. El grado de remoción del mismo depende del tiempo y concentración y esta disolución se da no sólo de forma superficial como también en profundidad, como se ha comprobado previamente.¹⁸ Este factor hace que sea importante definir un protocolo de grabado con HF que, además de promover la adhesión, no debilite la estructura interna del material. Se han realizado varios estudios en esta línea, con los materiales cerámicos más tradicionales⁹, sin embargo, algunos de los materiales más recientes

no han sido probados en este sentido, tal es el caso de la cerámica vítrea reforzada por silicato de litio y zirconio, sobre la cual además surgen dudas acerca de cómo reaccionará el material ante la utilización de HF debido a la presencia de zirconio, hecho inédito hasta ahora. ²²

De esta manera, se observa que el odontólogo clínico tiene a disposición una amplia gama de opciones para realizar los tratamientos de superficie a los diferentes materiales indirectos disponibles para CAD/CAM, tornándose el manejo clínico de los mismos un acto complejo, el cual puede generar consecuencias negativas en el éxito de los tratamientos si el operador desconoce el efecto que genera cada paso clínico que realiza al manipular sus materiales, sobre todo aquellos más recientes.

1.2 Justificación

Debido al reciente lanzamiento de nuevos materiales cerámicos para uso con tecnologías CAD/CAM como lo es el silicato de litio reforzado por zirconio (*VITA Suprinity*), aunado al hecho de existir poca información científica disponible en la literatura universal respecto al efecto de diferentes protocolos clínicos como lo son los tratamientos de superficie en las propiedades mecánicas de estos materiales, es que se hace necesario realizar trabajos de investigación independiente como este, de los que se pueda extraer información útil que ayude a la comunidad odontológica a entender el comportamiento de este tipo de material ante diferentes tratamientos clínicos necesarios para lograr una cementación adhesiva exitosa. Adicionado a lo anterior, el presente trabajo toma especial relevancia pues la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica trabaja casi en un 90% con materiales cerámicos CAD/CAM en su oferta de restauraciones indirectas por medio de laboratorios externos e incluso también por producción interna incipiente pues se cuenta con

equipos de tecnologías CAD/CAM en la institución, siendo estos materiales a estudiar opciones reales que tiene la facultad en su búsqueda por ofrecer tratamientos mejores y más duraderos.

1.3 Planteamiento del problema

La odontología emplea diariamente una gran cantidad de materiales, los cuales van evolucionando con el transcurrir del tiempo. Gran parte de estos materiales es utilizado para confeccionar prótesis fijas como los son coronas, puentes e incrustaciones, los cuales, al ser tratamientos de gran complejidad, se les debe estudiar minuciosamente. El lanzamiento de nuevos materiales (como el caso del silicato de litio reforzado por zirconio) genera un reto para los odontólogos, pues dependen de la información inicial que provea el fabricante, que infelizmente muchas veces se centra en fines comerciales por encima del desempeño de los mismos. Esta falta de información concreta y verídica, sumada a la escasa información inicial disponible en la literatura que provenga de fuentes independientes a los fabricantes, debido a su reciente lanzamiento, genera alto riesgo en cuanto a una inadecuada utilización de estos materiales por parte de los clínicos, por lo que es fundamental en estos casos, entender su comportamiento real ante distintos escenarios clínicos y así conocer cuáles son sus mejores posibilidades de uso. Ante esto y tomando en cuenta las dos concentraciones comerciales con mayor disponibilidad en el mercado y los dos principales tiempos de aplicación sugeridos por los fabricantes para tratar las distintas cerámicas vítreas, surgen las siguientes preguntas: ¿La variación de estos dos parámetros de grabado con HF afectan las propiedades mecánicas y de superficie de la cerámica CAD/CAM reforzada por silicato de litio y zirconio? y si fuera

así, ¿cuál protocolo es el más favorable en términos de mantener las propiedades mecánicas del material en cuestión?

1.4 Objetivo General

Analizar el efecto de diferentes tratamientos de superficie en propiedades mecánicas y de superficie de un material cerámico CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio para conocer el más confiable.

1.4.1 Objetivos Específicos

- 1) Determinar el efecto de diferentes protocolos de grabado con HF en la rugosidad superficial de un material cerámico CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio.
- 2) Observar cualitativamente el efecto de diferentes protocolos de grabado con HF en la morfología superficial de un material cerámico CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio.
- 3) Evaluar el efecto de diferentes protocolos de grabado con HF en la resistencia a la flexión, confiabilidad y patrón de fractura de un material cerámico CAD/CAM reforzado por silicato de litio y zirconio.

Capítulo II. Marco Teórico

2.1 Cerámicas odontológicas: Tipos, clasificación y uso clínico.

La odontología actual cuenta con diferentes materiales restaurativos, sin duda alguna uno de los más utilizados es la cerámica, esta se divide en tres tipos según Gracis y colaboradores: las que poseen alto contenido de matriz vítrea, las policristalinas y las que poseen matriz resinosa.¹⁴

Una clasificación clara basada en la composición de las cerámicas no sólo va a facilitar la comunicación y educación de los usuarios, sino que va ayudar al clínico a determinar su mejor indicación a partir del conocimiento de las fortalezas y limitaciones de ese material, pues estas están basadas en sus componentes.

Las cerámicas con matriz vítrea no poseen gran cantidad de óxidos metálicos, y a pesar de que también son inorgánicas, las características inherentes de sus componentes hacen que posean altas propiedades ópticas, sin embargo, sus propiedades mecánicas no son tan altas comparadas con otro tipo de cerámicas. Las cerámicas policristalinas también son inorgánicas, pero no poseen alto contenido de matriz vítrea pues la mayoría de sus componentes son a base de óxidos metálicos como el óxido de aluminio y el óxido de zirconio. Esta composición le confiere una alta capacidad de resistencia y propiedades mecánicas, pero a su vez debido a la alta opacidad propio de los óxidos metálicos, no posee altas propiedades ópticas. Por último, las cerámicas con matriz resinosa son aquellas que además de poseer un alto porcentaje de cerámica inorgánica (de forma continua reticulada o de forma discontinua como refuerzo), poseen también en su composición algún grado de matriz polimérica o contenido resinoso orgánico. Este último grupo presenta materiales cerámicos infiltrados con polímeros, o materiales poliméricos reforzados con alto contenido de material cerámico en formato de partículas de refuerzo. Debido a su contenido resinoso, estos materiales poseen un menor módulo de elasticidad que cualquier otra cerámica lo que los hace más flexibles, pero a la vez el contenido orgánico le brinda una mayor opacidad que la que pueden presentar las cerámicas vítreas. ¹⁴

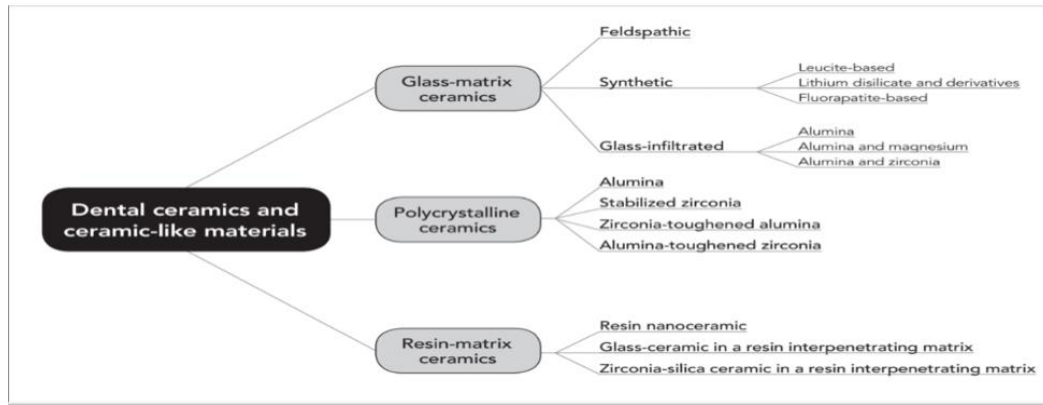


Figura 1. Esquema con la clasificación de los materiales cerámicos actuales sugerida por Gracis y colaboradores.

Fuente: Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative mate

En la imagen anterior se observa cómo las tres principales familias antes mencionadas se dividen en subfamilias y estas subfamilias también pueden incluir varios tipos dentro de ellas. La clasificación está basada principalmente en la composición predominante del material; y con base en esto, se deduce también de forma general algunas de las principales propiedades de ese grupo de materiales como lo son la dureza, resistencia a la fractura resistencia a la flexión, capacidades de reflexión de la luz, flexibilidad, etc. Esto le permite tanto al técnico dental como al clínico tener más claro qué tipo de material puede emplear en una determinada restauración. Claro que cada marca específica de material posee sus indicaciones particulares de uso, definidas por el propio fabricante.

Derivado de esta clasificación, se observa que las cerámicas vítreas pueden ser totalmente compuestas por una matriz producida por procesos térmicos específicos (cerámica feldespática o porcelana), además de existir un grupo dentro de este tipo de materiales que son reforzados con una fase cristalina, principalmente compuesta por elementos metálicos o vítreos de alta densidad, lo que hace que las cerámicas vítreas mantengan buenas propiedades ópticas, pero mejorando su rendimiento mecánico. Entre las cerámicas vítreas reforzadas con cristales sintéticos, se

encuentra la cerámica a base de leucita, reforzada por silicatos de litio (silicato y disilicato de litio) y a base de fluorapatita. En esta clasificación se agregan también como cerámicas vítreas las cerámicas de óxidos metálicos infiltradas por vidrio, sin embargo, este tipo de cerámicas no constituye un tipo específico de composición (pues su composición es policristalina y no vítrea) sino más bien un método laboratorial de procesamiento, por lo que no se deben considerar como un tipo de cerámicas aparte de los ya mencionados. Por otra parte, dentro de las cerámicas policristalinas se encuentran las cerámicas a base de óxido de aluminio (alúmina) y óxido de zirconio (zirconia) que son un denso conglomerado de cristales de estos óxidos unidos íntimamente entre sí. Además de existir de forma individual, existen cerámicas que combinan ambas (alúmina y zirconia) en diferentes proporciones. Por último, las cerámicas con matriz resinosa se consideran las llamadas nano-cerámicas (aunque en realidad este material es una resina compuesta con un alto contenido de relleno cerámico) y las cerámicas infiltradas por polímeros.

A partir de este tipo de clasificaciones se puede conocer la indicación clínica general de cada grupo a partir de sus propiedades inherentes. Así, las cerámicas con matriz vítrea se recomiendan para trabajos en el sector anterior, donde la demanda estética es alta pero no así la demanda mecánica, aunque las cerámicas vítreas reforzadas reúnen un adecuado equilibrio entre ambas capacidades. Por el contrario, en situaciones clínicas de alta exigencia mecánica se recomiendan las cerámicas policristalinas que tienen características aptas para rendir adecuadamente en este tipo de situaciones y cómo estas zonas por lo general no encierran altos requerimientos estéticos, este factor no sería un problema mayor en este tipo de casos. Por último, las cerámicas infiltradas por polímeros, al tener un módulo de elasticidad más cercano al de la pieza dental, son indicadas especialmente para

restauraciones que se encuentren total o parcialmente limitadas por paredes de tejido dental en el caso de cavidades para incrustaciones, pues mezclan las propiedades de alta resistencia y estética de los materiales cerámicos, con la resiliencia de las resinas compuestas. Sin duda, esta amplia gama de características y posibilidades hace que el clínico posea diversas opciones que se puedan adaptar a las necesidades clínicas de diferentes tipos de tratamientos restaurativos.

2.2 Métodos de procesamiento de restauraciones cerámicas: principalmente colado, prensado y CAD/CAM.

La actual y creciente demanda por restauraciones dentales más estéticas, rápidas, convenientes y eficientes de confección, ha llevado a una evolución a través de los años en el desarrollo de nuevos modelos de procesamiento de las cerámicas. Al día de hoy se cuentan principalmente con los siguientes métodos de procesamiento de las cerámicas: técnica de condensación manual (la cerámica en forma de polvo es mezclada con agua y es condensada manualmente en un modelo de trabajo), técnica de prensado/inyectado (un patrón de cera es confeccionado y colocado dentro de un material refractario que copia su forma, luego la cera es derretida y en el espacio dejado por ella es vertido el material cerámico que a partir de un bloque pre-fabricado es derretido e inyectado dentro del molde) y técnica realizada por medio del sistema CAD/CAM (se realiza un escaneo digital del modelo de trabajo o del tejido dental y con ayuda de un *software* de computadora se realiza un diseño digital que posteriormente es asimilado y producido por una máquina automatizada de fresado). Debido a los intereses específicos de este trabajo, se abordan principalmente las técnicas que trabajan con bloques pre-fabricados del material (prensado/inyección y CAD/CAM).

Las cerámicas de determinada composición pueden llevarse mediante calentamiento a un estado líquido fundido y trabajarse mediante la técnica de prensado/inyección. En 1987, Wohlwend presentó un sistema basado en el prensado de cerámica de leucita en estado viscoplástico. El procedimiento fue implementado técnicamente por la firma Ivoclar en la forma del IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Las cerámicas vítreas a base de leucita utilizadas en este método están indicadas para inlays, onlays, carillas y coronas parciales fijados adhesivamente, y en algunos casos también para coronas completas.²⁵ Las estructuras se modelan en cera y los lingotes de disilicato de litio se prensan con calor en un molde dentro del horno de cerámica para obtener la forma deseada después del fundido de la cera.²⁴

Una alternativa más moderna es el método CAD/CAM que se refiere al diseño y la fabricación, asistidos por computadora, que ofrece buena estética, resistencia a la fractura y precisión en el ajuste. Este tipo de tecnología ofrece ventajas versátiles tales como ahorro en el tiempo de trabajo, así como la limitación de posibles fuentes de error. Además, su éxito se basa en la longevidad de las restauraciones fabricadas debido a que los materiales están previamente procesados y de que la digitalización de la odontología moderna permite el ahorro en ciertos materiales y evita algunos pasos clínicos tradicionales de estos procesos.²⁶

Este sistema controlado por ordenador consta de tres fases: digitalización, diseño y manufactura. Gracias a la digitalización se registra tridimensionalmente la preparación dentaria. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un láser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar impresiones). Estos datos se transfieren a un ordenador que se realiza el diseño con un *software* especial. Concluido el diseño, el ordenador transfiere las instrucciones a

la unidad de fresado, que inicia de forma automática el tallado mecanizado de la estructura cerámica.²⁵

2.3 Materiales CAD/CAM: Tipos, propiedades generales y usos clínicos principales.

Existen una gran cantidad de materiales CAD/CAM en la actualidad. Wendler, Belli y colaboradores, caracterizaron de forma específica ejemplares de todos los tipos de materiales cerámicos disponibles en el mercado para uso con tecnologías CAD/CAM.⁹⁻¹⁰ En esta serie de estudios se determinaron las composiciones específicas, las propiedades mecánicas y las constantes de interés inherentes a cada uno de esos materiales, con el fin de proporcionar información real de fuentes de investigación independientes sobre las características básicas de estos materiales. Se identificaron los siguientes tipos de materiales cerámicos: cerámica feldespática reforzada (Mark II, VITA), cerámica a base de leucita (IPS Empress, Ivoclar Vivadent), cerámica reforzada por disilicato de litio (IPS E.max, Ivoclar Vivadent), cerámicas reforzadas por silicato de litio y zirconio (Celtra Duo, Dentsply; Suprinity, VITA), cerámica infiltrada por polímero (Enamic, VITA), resina compuesta “nanocerámica” (Lava Ultimate, 3M ESPE y una cerámica a base de óxido de zirconio (E.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent).

Las principales características conocidas y pregonadas por los fabricantes fueron determinadas en estos estudios, por ejemplo, se comprobó que la resistencia a flexión máxima fue obtenida por el material a base de óxido de zirconio, seguidas por las cerámicas reforzadas por silicatos de litio y derivados, luego por la cerámica a base de leucita, la cerámica infiltrada por polímero y por último la nanocerámica y la feldespática. También se determinó que la cerámica policristalina posee el más alto módulo de elasticidad lo que comprueba su alta rigidez en comparación con las

cerámicas vítreas en general y mucho más respecto a las cerámicas que poseen matriz resinosa.⁹⁻¹⁰

En cuanto a la composición, es interesante mencionar las situaciones de los materiales de más reciente lanzamiento. Por ejemplo, se comprobó en la cerámica infiltrada por polímero (Enamic), la existencia de ambos materiales en un sistema de dos redes entrelazadas, ubicándola como un intermedio entre una resina compuesta de alta densidad y una cerámica feldespática reforzada en términos de sus propiedades ópticas y mecánicas. Y en las cerámicas reforzadas por silicato de litio y zirconio, la presencia de dos tipos de cristal, uno esférico y otro fusiforme, además de la presencia de fosfato en uno de esos cristales, sin embargo, no se pudo detectar la presencia de zirconio cristalino como parte estructural del material y solamente se pudo hallar en forma de relleno como zirconio pulverizado.⁹⁻¹⁰

Con este tipo de trabajos de investigación se pueden conocer las propiedades reales de estos materiales con el fin de determinar su mejor uso clínico, como se detalla a continuación:

- Emax ZirCAD: coronas individuales o restauraciones de 3-12 piezas.
- Emax CAD: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores (para piezas dentales o implantes) puentes de tres unidades hasta premolares.
- Celta Duo: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores
- Suprinity: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores
- Vitablock Mark II: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores.
- Empress CAD: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores
- Enamic: Carillas, inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores
- Lava Ultimate: Carillas, inlays, onlays

Table 1 – Evaluated materials, their manufacturers, material class and clinical indication.			
Material	Manufacturer	Class/terminology	Clinical indication ^a
e.max ZirCAD	Ivoclar-Vivadent	3 mol% Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals (3Y-TZP)	Framework for single- and multi-unit (3–12 elements) fixed-partial dentures.
e.max CAD	Ivoclar-Vivadent	Lithium disilicate (LS ₂) glass-ceramic	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns; anterior and posterior implant abutments; three-unit bridges up to premolars; overlay veneers for multi-unit frameworks.
Celtra Duo	Dentsply DeTrey	Fully-sintered lithium silicate/phosphate (LSP) glass-ceramic	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns.
Suprinity	VITA Zahnfabrik	Pre-sintered lithium silicate/phosphate (LSP) glass-ceramic	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns.
Vitablocs Mark II	VITA Zahnfabrik	Feldspar-reinforced aluminosilicate glass (FAG)	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns; overlay veneers for multi-unit frameworks.
Empress CAD	Ivoclar-Vivadent	Leucite-based glass-ceramic (LG)	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns.
Enamic	VITA Zahnfabrik	Polymer-infiltrated reinforced-glass network (PIRGN)	Veneers; inlays; onlays; anterior and posterior crowns.
Lava ultimate	3M ESPE	Nano-particulate pre-polymerized resin composite (RC)	Veneers; inlays; onlays.

^a Clinical indication as given by the manufacturer.

Figura 2. Tabla con la mayoría de materiales CAD/CAM comercialmente disponibles y sus datos relativos a fabricante, composición y uso clínico.

Fuente: Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM material

2.4 Disilicato de litio: Propiedades, usos y desempeño

Las restauraciones de cerámica de disilicato de litio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) son uno de los sistemas cerámicos monolíticos que han ido ganando popularidad, ya sea para fabricar coronas individuales anteriores o posteriores y como restauraciones de cobertura parcial debido a las propiedades físicas y ópticas superiores que presenta, las restauraciones elaboradas con este tipo de material se llevan a cabo por un proceso de fabricación con compresión térmica o a través del sistema CAD / CAM. La resistencia a la flexión de IPS e.max para CAD/CAM es de aproximadamente 360 MPa, mientras que en su versión para prensado/inyección es aproximadamente 400 MPa.¹³

En el estudio realizado por Goujat se aprecia que el IPS e.max CAD posee unas propiedades mecánicas buenas para el uso clínico, eso a pesar de que en este estudio se trabajó con muestras no cocinadas, los resultados obtenidos demuestran

que el IPS e.max CAD posee mejor resistencia a la fractura, mayor módulo de elasticidad y dureza que los polímeros infiltrados y resinas nanocerámicas.³⁶

Uno de los factores claves para el éxito clínico de las cerámicas vítreas a largo plazo es la unión entre estas y el cemento resinoso, también el tipo de cerámica que se utilice y las diferentes variables que influyen en el grabado de la superficie de la cerámica. El grabado ácido se relaciona directamente con un aumento de la superficie de contacto y de la mejora de la interacción que se da entre el agente de fijación y la cerámica. La superficie del e.max se debe tratar 20s con ácido fluorhídrico al 5%. Para que los cementos de resina se filtren por completo en las irregularidades de la superficie de la cerámica se necesita suficiente humectabilidad, para ello se recomienda el uso de silano, con este, las cerámicas de vidrio pueden unirse adhesivamente por medio de enlaces químicos al cemento de resina mejorando la durabilidad y la resistencia de la unión.¹⁵

Al alterarse la superficie de un material como lo es la cerámica vítrea se puede dar una mejora en la superficie de unión. El ácido fluorhídrico es un agente modificador de superficie de este tipo de cerámicas, este expone los cristales dando como resultado microporosidades en la superficie del material, proporcionando así una mayor área de superficie, una mejora calidad de unión y mejor contacto entre el material de restauración y el cemento de resina.¹⁵

Un estudio que se llevó a cabo por Munhoz y colaboradores, evaluó el efecto de diferentes tratamientos de superficie cerámica sobre la carga de falla por fatiga del disilicato de litio cementada adhesivamente a un material análogo de dentina señala que el tratamiento con ácido fluorhídrico y silano poseen los valores más altos de carga de falla por fatiga y mejores resultados de adhesión.³³

El silano es responsable de que se lleve a cabo la adhesión química entre la matriz inorgánica de la vitrocerámica y la matriz orgánica del cemento de resina, esto lo hace a través de enlaces de siloxano. Aparte de lograr que se dé la adhesión química y que aumente la humectabilidad del cemento de resina en la superficie cerámica, también se ha demostrado que reduce el ángulo de contacto. La fuerte adhesión entre los sustratos dentales y cerámicos mejora la distribución del estrés de las fuerzas de masticación, logrando así una mayor resistencia mecánica al fallo. Para lograr que se lleve a cabo esa fuerte adhesión, se sabe que un equilibrio entre el enclavamiento micromecánico adecuado asociado con una posible interacción química como lo es la aplicación de un agente como el silano es de carácter obligatorio, considerándose como protocolo estándar de oro el grabado con ácido fluorhídrico y silano. ³³

2.5 Silicato de litio reforzado con zirconio: Propiedades y usos y desempeño según literatura

Recientemente se ha introducido al mercado una cerámica vítrea de silicato de litio reforzado con zirconio (*Vita Suprinity*; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemania). Esta, según el fabricante combina las características positivas del material de zirconia (ZrO_2) y la cerámica de vidrio.

La microestructura presente en el *Vita Suprinity* es de monosilicato de litio y silicato de aluminio, además de estos dos también presenta zirconio tetragonal, estos componentes son obtenidos al someter el material a una prueba de rayos X con análisis de difracción.²⁷

Las partículas de zirconio se incorporan para reforzar la estructura cerámica por interrupción de grietas. La estructura que se obtiene después de la cristalización

exhibe propiedades mecánicas mejoradas y cumple los requisitos de estética más altos.²¹

Vita Suprinity se encuentra compuesto por una matriz de vidrio sintético con cristales de zirconia (56 - 64% de dióxido silicio, 15 - 21% de óxido de litio, 8 - 12% zirconio, y otros componentes). De acuerdo con el fabricante, estos cristales son pequeños y están distribuidos de manera homogénea por toda la microestructura, lo que le confiere buen acabado de superficie y mejora su fuerza.²³ La forma de estos cristales es importante pues estos son más largos y redondeados que los que posee el disilicato de litio, que además posee zonas cargadas donde se supone estaría el zirconio pero, esto no es así.²⁷

Este nuevo material presenta muy buenas propiedades ópticas y mecánicas, y cuenta con una resistencia a la flexión de aproximadamente 440 MPa y ha sido considerado para utilizarse en restauraciones monolíticas completas.²² En lo que respecta a las propiedades ópticas del *Vita Suprinity*, este posee un valor y un croma mayor por ende este material posee un color más amarillento que los demás. Eso sí, al ser una cerámica bastante estable posee mejores propiedades ópticas y de estabilidad de color respecto a los materiales con base de resina.²⁸

El *Vita Suprinity* fue comparado en un estudio reciente con la cerámica de vidrio de disilicato de litio (IPS e.max CAD) para evaluar y comparar las propiedades mecánicas de ambos materiales. Se demostró que la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio posee propiedades mecánicas más altas (tenacidad a la fractura, resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y dureza) en comparación con la cerámica de disilicato de litio. En este estudio también se reveló que, según la distribución de *Weibull*, *Vita Suprinity* es un material de uso confiable a nivel clínico, también se llegó a la conclusión de que IPS e.max CAD presenta un módulo de

elasticidad más bajo en comparación al *Vita Suprinity*.²¹ En cuanto a su uso clínico, se recomienda especialmente para la fabricación de restauraciones onlays, inlays, coronas del sector anterior y posterior, carillas dentales, coronas de cobertura parcial y restauraciones para implantes de una sola pieza.²¹

2.6 Adhesión de restauraciones cerámicas: importancia, tratamientos de superficie según grupo de materiales

Actualmente, la preparación del diente se realiza lo más conservadoramente posible, esto gracias a los avances referentes a la adhesión, que ha encontrado un buen balance en las capacidades que brindan la adhesión mecánica en conjunto con la química, que actuando juntas brindan una unión estable entre el material y el tejido dental a través del tiempo.

En cuanto a los tratamientos que reciben los materiales cerámicos, esto va a depender de la familia a la cual pertenecen, pues no todos los tratamientos de superficie son iguales. En lo que respecta a la familia de las cerámicas policristalinas estas van a requerir de un arenado y del uso de MDP para tener la adhesión al cemento resinoso (que a su vez se puede adherir al tejido dental).²⁹

Las cerámicas policristalinas han tomado gran importancia en la odontología actual y bien lo menciona Jeffrey J. Thompson y colaboradores en su artículo de *Adhesión de zirconio y materiales no silanizados. ¿Dónde estamos ahora?*, en el cual hace referencia de la importancia que ha tomado este material en el campo protodónico, con el detalle de que el tratamiento de superficie de este para tener una adecuada adhesión ha sido algo difícil.²⁹

En el artículo mencionado se habla de diferentes métodos tratantes para las cerámicas policristalinas, como abrasión con instrumentos rotatorios utilizando brocas de diamante y arenado con óxido de aluminio.

De los cuatro tratamientos mencionados, el que mostró mejor comportamiento fue la del arenado en la cual se logra observar cómo el material, a pesar de que puede sufrir una transformación de la fase tetragonal a monoclinica produciendo un debilitamiento del material si no se usan los parámetros adecuados, es el que mejor logra rugosidades y aumento de superficie necesarios para mejorar la adhesión del material al cemento resinoso.

Una vez arenado, se procede a colocar un agente químico que en este caso, el que toma ese rol protagónico y es el llamado a ser utilizado es el 10-MDP, el cual va a interactuar con el zirconio tal y como lo menciona Noriyuki Nagaoka, provocando que haya una mejoría considerable en la adhesión de este mediante enlaces iónicos y también de hidrógeno que se forman entre la molécula del MDP y los iones metálicos que conforman el material.²⁰ Respecto a la cerámicas pertenecientes a la familia de matriz vítrea, estas poseen un tratamiento diferente a las de la familia de las cerámicas policristalinas, en estas la implementación del ácido fluorhídrico sí posee relevancia junto con la utilización de silano.²⁰

En cuanto a la utilización de ácido fluorhídrico, es importante saber que existen diferentes porcentajes de este, y que estos afectan el material al igual que el tiempo durante el cual se dejen en la superficie del material como demostró Murillo-Gómez en un trabajo previo, donde se logra apreciar la penetración que posee el ácido fluorhídrico en diferentes condiciones de aplicación, observando así que el ácido fluorhídrico en una concentración de 10% colocado por un minuto va a ocasionar una mayor remoción de la fase vítrea del material que en menores tiempos de colocación

y concentraciones, lo cual retira parte de la estructura interna del material pudiendo producir un debilitamiento del mismo.¹⁸

Por ende, es importante tomar estas dos variables en consideración a la hora de aplicar el ácido fluorhídrico que, si bien va a ocasionar un aumento en la superficie gracias a la rugosidad que este provoca, es necesario tener presente que no se quiere debilitar más de la cuenta el material sino regularizar este después de ser fresado y producir algunas rugosidades, pero de forma controlada.¹⁸

Murillo-Gómez también menciona que la aplicación de silano sobre la superficie tratada va a funcionar como un puente entre el material tratado y el cemento a utilizar uniendo estos dos químicamente mediante dos grupos funcionales. Esta unión química provoca que las capas sean muy uniformes por ende produce una unión bastante fuerte y resistente entre materiales.²

En lo que respecta al protocolo a seguir con el disilicato de litio, el fabricante menciona que se debe grabar por 20 segundos para generar superficies de retención en las restauraciones de cerámica, y posteriormente se potencia el efecto de unión entre el cemento de resina y la superficie de la cerámica por medio de la silanización.³⁰

Por otro lado, el protocolo a seguir para el silicato fosfato de litio sería grabar la superficie de la cerámica con ácido fluorhídrico al 5% durante 60 segundos, después se elimina el ácido fluorhídrico con un fuerte chorro de agua pulverizada y sus residuos se limpian con un baño ultrasónico o un agente limpiador. Para mejorar la unión adhesiva de forma química se recomienda utilizar silano también. En caso de utilizar un silano, debe observarse el procedimiento siguiente: antes de aplicar el silano debe secarse la superficie de cerámica con alcohol al 98 %. La superficie debe estar completamente seca para permitir una silanización segura. El silano debe actuar

durante un minuto. Después debe aplicarse aire para que solo quede una película muy fina. ³¹

2.7. Efecto de los tratamientos de superficie en las propiedades mecánicas de cerámicas vítreas

Un aspecto importante a tomar en cuenta para que este tipo de restauraciones tenga éxito es establecer una adecuada adhesión entre el sustrato y el adherente. El protocolo estándar para la unión de resina a la cerámica de vidrio es el grabado con ácido fluorhídrico (HF), seguido de la aplicación de un agente de unión llamado silano. El grabado con HF puede variar en tiempo y concentración y se ha demostrado que esto puede cambiar la micromorfología de la superficie de la cerámica de vidrio (provocar defectos superficiales) y dañar su infraestructura o incluso afectar la adhesión con el cemento resinoso debido a un exceso en la disolución de matriz vítrea lo que provoca rugosidades más finas y profundas dificultando la infiltración posterior del cemento resinoso. ²²

Aunque el tratamiento de superficie del material está relacionado con un mejor potencial adhesivo, el sobregrabado se considera perjudicial para la resistencia a la fractura del material.

Un estudio previo tuvo como objetivo aclarar y comparar el efecto de diferentes concentraciones de HF y el tiempo de grabado sobre las características de la superficie y la carga de falla por fatiga de una cerámica reforzada por disilicato de litio y zirconio (suprinity) cementada a un análogo de dentina. ²²

Con este estudio llegaron a la conclusión de que para la mejora de la carga por falla de fatiga, el pretratamiento de grabado ácido de HF al 10% durante 60s hasta 90s es el adecuado, seguido de la aplicación de un adhesivo que contiene silano y MDP

lograron los mejores resultados y además, el grabado con HF al 5%, independiente del tiempo (30 s, 60 y 90 s), no mostró cambios significativos en el comportamiento de fatiga de la cerámica de silicato de litio reforzado con zirconio. ²²

A su vez, la formación de una superficie con una topografía apropiada para una correcta adhesión a largo plazo va a depender también de la concentración del ácido utilizado. ²²

Ramakrishnaiah (2016) afirma que la concentración del ácido no tiene grandes efectos en un escenario clínico ya que está predeterminado por su fabricante, sin embargo, el tiempo clínico del grabado ácido puede variar significativamente, aumentando la rugosidad de la superficie. El grabado ácido altera la topografía de la superficie, creando micro y nano porosidades, las cuales varían en profundidad y ancho, esto aumenta el área de unión micromecánica. ¹

Strasser (2018) concluye en su estudio de tratamiento de superficies que las cerámicas vítreas (incluyendo silicato de litio reforzado con zirconio) tienen una preparación de superficie óptima cuando utilizan HF el tiempo adecuado. ²⁶

2.8 Metodologías para medir propiedades de superficie y mecánicas en cerámicas: rugosidad y flexión.

La flexión se puede medir tanto uniaxial o biaxial. Entre las pruebas uniaxiales existen la flexión en tres puntos o en cuatro puntos. Como se observa en la figura 3, la flexión en cuatro puntos coloca dos puntos como base para sostener la muestra y otros dos ejercen fuerza sobre la muestra hasta fracturarlo. De forma similar actúa la de tres puntos, donde dos puntos sostienen la muestra y un tercer punto realiza la fuerza sobre la muestra. ¹⁰



Figura 3. Prueba de flexión uniaxial de tres puntos.

Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

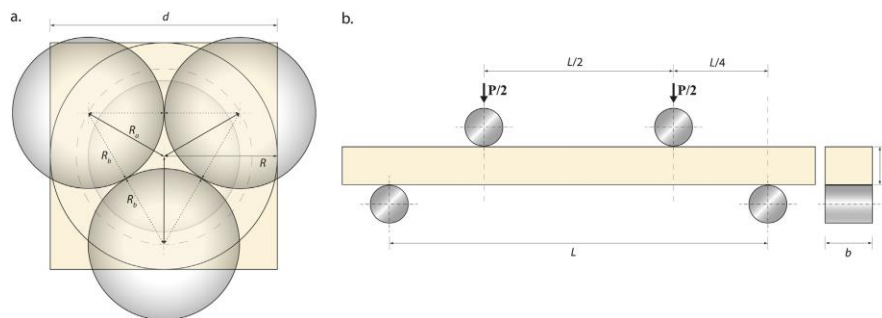


Figura 4. Prueba de flexión uniaxial de cuatro puntos.

Fuente: Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater 2017; 33:99-109

La flexión biaxial ejerce fuerza sobre dos dimensiones. Se puede llevar a cabo con una prueba de bola sobre tres bolas, donde se coloca una bola de soporte, sobre ella la muestra (puede ser circular o rectangular, y sobre la muestra se colocan tres que ejercen la fuerza sobre la muestra hasta que se fracture. ¹⁰

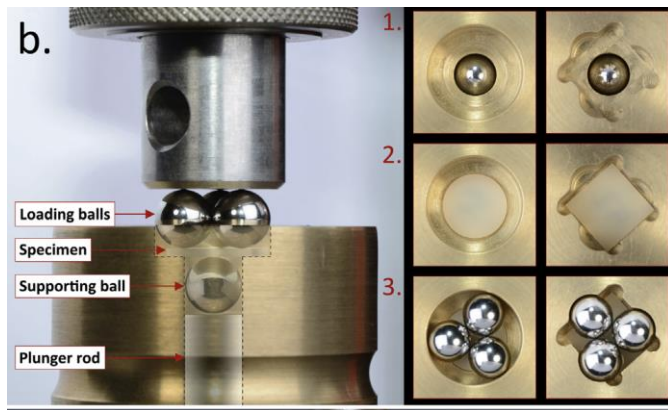


Figura 5. Prueba de flexión biaxial bola sobre 3 bolas.

Fuente: Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater 2017; 33:99-109.

Un parámetro importante es la rugosidad de la superficie protésica, se requiere una rugosidad superficial mínima la cual está garantizada por el pulido posterior al CAD/CAM. Dicha rugosidad de la superficie debe ser lograda directamente después del fresado optimizando los parámetros. Sin embargo, la superficie a unirse debe ser lo suficientemente áspera para garantizar la unión. Los materiales juegan un rol importante particularmente en la integridad de la superficie y su rugosidad. La rugosidad de la superficie no solo afecta la respuesta de los tejidos blandos y la acumulación de placa, sino también las retenciones micromecánicas del cemento sobre la superficie del intaglio de la restauración. Por lo tanto, se requiere una rugosidad específica en la unión o en la superficie externa.³²

Capítulo III. Métodos de Trabajo

3.1 Preparación de las muestras.

Se utilizaron bloques de cerámica de silicato-fosfato de litio reforzado con zirconio (*Vita Suprinity*, Vita Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany), los cuales se cortaron con la ayuda de una cortadora de precisión (Isomet 1000, Buehler, Chicago, IL, EUA) utilizando un disco diamantado de 0,35 mm de grosor para obtener 100 barras con la

medida de aproximadamente 4 x 1,2 x 14mm cada una (según la ISO 6872) y 25 cubos de aproximadamente 4 x 4 x 4mm. Todas las barras y cubos obtenidos fueron controlados con un calibrador digital para cumplir con las medidas indicadas. Posteriormente, las muestras fueron cristalizadas en un horno para sinterizado de cerámicas vítreas siguiendo las indicaciones del fabricante (400°C por 4-8 min y ascenso de 55°C/min hasta 840°C, por 8 min y luego en vacío por 8 min y descenso final a 680°C). Una vez realizado este proceso, las medidas fueron corroboradas nuevamente y las muestras fueron reservadas para el tratamiento de superficie.

3.2 Tratamientos de superficie

Todas las barras y cubos obtenidos fueron regularizados usando una lija de agua #600 (con el fin de simular el efecto producido por las brocas del sistema CAD/CAM) solamente por la cara a tratar. Las muestras se distribuyeron en partes iguales en cinco grupos de tratamiento (barras: n=20, cubos: n=5). Los grupos fueron: 1. Control: Las muestras no recibieron ningún tratamiento más que la regularización con lija; 2. HF5%20s: Se trataron con ácido fluorhídrico al 5% por 20 segundos; 3. HF5%60s: Se trataron con ácido fluorhídrico al 5% por 60 segundos; 4. HF10%20s: Se trataron con ácido fluorhídrico al 10% por 20 segundos; 5. HF10%60s: Se trataron con ácido fluorhídrico al 10% por 60 segundos. El ácido en todos los grupos fue retirado con abundante agua por el doble del tiempo durante el cual se dejó actuar, además se limpiaron con una solución limpiadora para cerámicas a base de óxido de zirconio según las indicaciones del fabricante (Ivoclean, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Por último, las muestras fueron lavadas y colocadas en el ultrasónico con agua destilada durante 5 min. Después de tratados, las 20 barras por grupo se reservaron para la prueba de flexión y los cinco cubos por grupo se reservaron para

las pruebas de rugosidad de superficie y de morfología con microscopio electrónico de barrido.

3.3 Evaluación de rugosidad

Los cubos reservados para este fin ((n=5), el tamaño de la muestra fue calculado con la prueba para cálculo amostral, utilizando parámetros basados en literatura previa, fueron evaluados en términos de su rugosidad de superficie con ayuda de un perfilómetro de contacto (Dektak XT, Bruker, Billerica, MA, EUA). Se realizaron barridos estándar con una punta de 2 μm en un rango de 524 μm midiendo picos y valles juntos en líneas de aproximadamente 3000 μm de longitud en 60 segundos a una resolución de 0,14 $\mu\text{m}/\text{pt}$. A cada cubo se le realizaron cinco mediciones, de las que se extrajo un promedio asignado a cada uno de los cuerpos de prueba. Del análisis anterior se registró únicamente la rugosidad de perfil promedio (Pa), posteriormente se realizó el análisis estadístico con los promedios obtenidos para cada espécimen (n=5), aplicando la prueba ANOVA de un factor, previa comprobación de los supuestos para análisis paramétricos (normalidad y homogeneidad de varianzas) y posteriormente las diferencias estadísticas entre los grupos fueron analizadas con la prueba de comparación múltiple de Tukey a un nivel de significancia del 95%.

3.4 Evaluación de morfología de superficie

Los mismos cubos utilizados en la prueba de rugosidad fueron después utilizados para la evaluación de morfología de superficie con la ayuda de un microscopio electrónico de barrido (Jeol 5000, Japón). Las muestras fueron recubiertas con una aleación en polvo de oro-paladio, fueron colocadas en *stubs* de aluminio con cinta de carbono y llevadas al microscopio trabajando a 15kV a una distancia de trabajo de

20mm. Se obtuvieron imágenes con magnificaciones de 100x, 500x, 2000x y 5000x para la evaluación de la configuración morfológica producida por cada protocolo de grabado ácido. Para facilidad de presentación de los resultados, se escogieron las imágenes con mayor aumento (5000x).

3.5 Flexión uniaxial de 3 puntos

Los especímenes obtenidos por grupo (n=20) fueron sometidos a la prueba de flexión uniaxial de tres puntos utilizando una máquina universal para pruebas mecánicas (H10 KS, Tinius Olsen, Horsham, PA, EUA). Las muestras fueron colocadas en dispositivos especiales que cumplen las especificaciones y siguiendo los lineamientos descritos en la ISO 6872.²⁷ La carga compresiva fue aplicada con una punta cilíndrica de acero en el centro de la barra sostenida por dos apoyos iguales al que ejercía la carga, a una velocidad de 1 mm/min hasta lograr la fractura. Los fragmentos fracturados fueron reservados, rotulados e identificados para su posterior análisis de fractografía. Los valores de carga necesaria para fracturar la muestra que proveía el equipo fueron registrados y utilizados para calcular la resistencia a flexión uniaxial de tres puntos siguiendo la fórmula establecida en la ISO 6872 que sigue a continuación:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2wb^2}$$

Sobre la fórmula anterior, las variables se describen de la siguiente forma: *P*: Carga de fractura en Newtons; *l*: distancia entre los centros de los apoyos de la muestra; *w*: altura de la muestra en mm; *b*: grosor de la muestra en mm.

Una vez calculada la resistencia a flexión de cada muestra, se procedió con el análisis estadístico de los mismos que constó de dos partes. Primero se trabajó con los promedios de cada grupo para aplicar la prueba estadística ANOVA de un factor para determinar la influencia del factor protocolo de grabado en los resultados promedio

de resistencia a flexión. Al igual que para el análisis de datos de rugosidad, se comprobó previamente la viabilidad de usar esta prueba mediante la comprobación de normalidad y homogeneidad de varianzas. Como segundo análisis estadístico, se utilizó el análisis estadístico de *Weibull*, con el fin de conocer la confiabilidad de cada tratamiento a través de la obtención de sus dos parámetros (módulo de *Weibull* o forma y de la resistencia característica o escala). Todos los análisis estadísticos de ambas variables (rugosidad y resistencia a flexión) se realizaron con un grado de confianza del 95% y utilizando el *software* Minitab 18 (Minitab Inc., State College, PA, EUA). La fórmula utilizada para el análisis estadístico de *Weibull* es la siguiente:

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

Donde P_f es la probabilidad de falla y está definida por:

$$P_f = \frac{k}{N + 1}$$

Sobre la fórmula anterior, las variables se describen: k : rango en fuerza de menor a mayor, N : denota el número de especímenes del grupo, m : parámetro de forma (Módulo de *Weibull*), σ : es la fuerza flexural con un P_f dado, σ_0 : es la fuerza característica.

3.6 Patrón de fractura

Los fragmentos fracturados producto de la prueba de flexión, fueron analizados en un microscopio óptico digital con base en los lineamientos establecidos por la Academia de Materiales Dentales para fractografía de cerámicas odontológicas.³⁸

Capítulo IV. Desarrollo

4.1 Resultados

4.1.1 Rugosidad

Los datos de rugosidad cumplieron los requisitos para ser analizados mediante el análisis paramétrico ANOVA de un factor: normalidad (Anderson-Darling, $p=0,484$) y homogeneidad de varianzas (Bartlett, $p=0,170$) (Gráficas 1-2). ANOVA reveló que el factor protocolo de grabado con HF fue significativo ($p<0,001$) e influyó en la rugosidad promedio obtenida (Tabla 1). La prueba de Tukey demostró diferencias significativas entre los diferentes protocolos de grabado (Tabla 2).

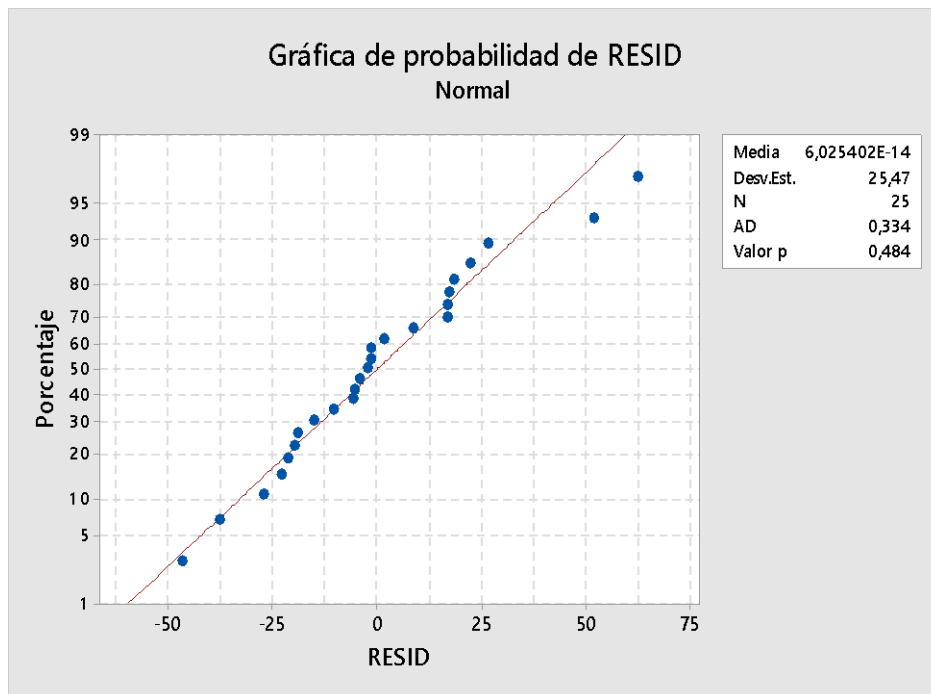


Gráfico 1. Resultado del análisis de normalidad de los datos de rugosidad.

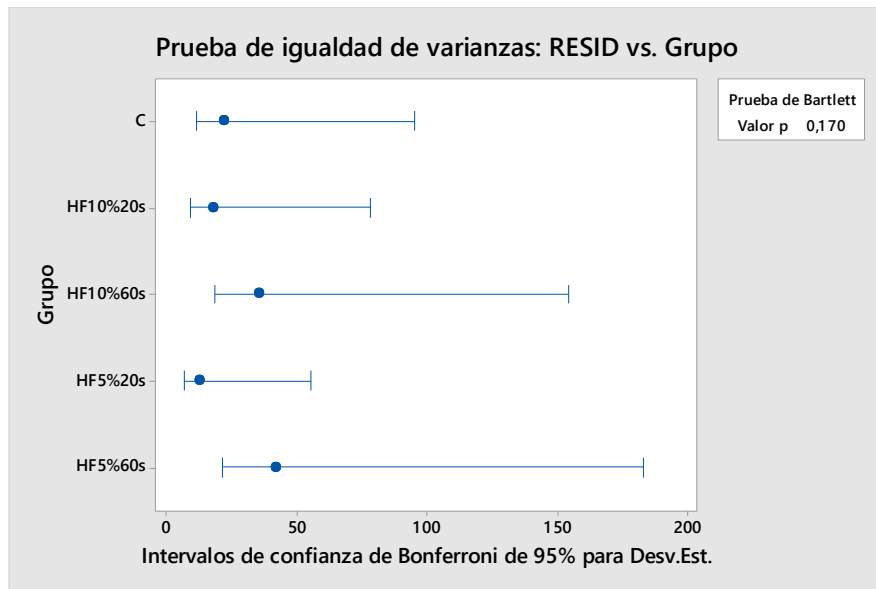


Gráfico 2. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas para los datos de rugosidad.

Tabla 1.

Resultado de la prueba ANOVA de 1 factor para los datos de rugosidad.

Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Grupo	4	501082	125270	160,91	0,000
Error	20	15571	779		
Total	24	516652			

El grupo control presentó la mayor rugosidad entre los grupos estudiados. La menor rugosidad fue producida en el material cuando se aplicaron los tratamientos con HF al 5% (HF5%60 y HF5%20s).

Tabla 2.

Rugosidad de perfil promedio (Pa) y desviación estándar (μm) producida en el material cerámico por los distintos protocolos de grabado con HF.

Grupo	Pa (μm)
C	475,45 (21,56) A
HF5%20s	113,07 (12,54) CD
HF5%60s	89,75 (41,53) D
HF10%20s	256,29 (17,76) B
HF10%60s	147,12 (35,07) C

Nota: Letras diferentes significan diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0,05$).

4.1.2 Flexión uniaxial de tres puntos

Los datos cumplieron con los supuestos de análisis paramétricos (Gráficos 3 y 4), por lo que se pudo utilizar la prueba de ANOVA de un factor. Dicha prueba reveló que el factor protocolo de grabado no fue significativo con los valores de resistencia a flexión (Tablas 3 y 4), por lo que los promedios entre los grupos no mostraron diferencias significativas entre ellos.

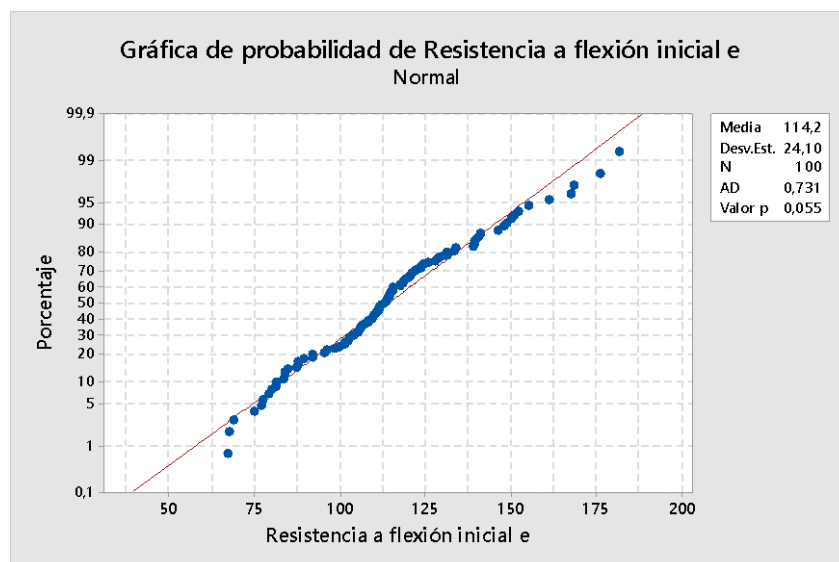


Gráfico 3. Resultado del análisis de normalidad de los datos de flexión uniaxial.

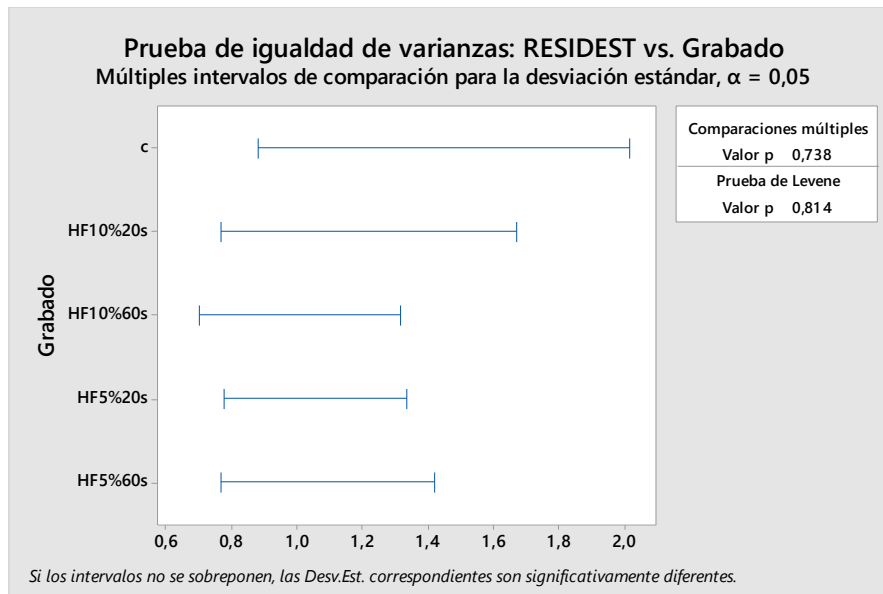


Gráfico 4. Resultados de la prueba de homogeneidad de varianzas para los datos de flexión uniaxial.

Tabla 3.

Resultado de ANOVA para los datos de flexión uniaxial.

Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Grabado	4	2076	519,0	0,89	0,473
Error	95	55405	583,2		
Total	99	57481			

Tabla 4.

Resistencia a flexión uniaxial promedio y desviación estándar obtenidas por los grupos estudiados.

Grupo	Resistencia a flexión uniaxial (MPa)
C	112,24 (29,12)
HF5%20s	116,38 (22,25)
HF5%60s	121,89 (22,81)
HF10%20s	112,08 (24,74)
HF10%60s	108,58 (20,99)

Nota: No hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Tabla 5.

Parámetros de Weibull obtenidos por los grupos estudiados con sus respectivos intervalos de confianza.

Grupo	Forma (m)	Escala (σ_0)
C	2,78 (2,04-3,79) B	130,43 (110,35-154,16)
HF5%20s	6,70 (4,65-9,65) A	129,14 (119,79-139,22)
HF5%60s	5,63 (3,97-7,99) A	132,27 (121,27-144,28)
HF10%20s	4,69 (3,39-6,48) AB	122,53 (110,68-135,65)
HF10%60s	2,73 (1,96-3,79) B	129,53 (108,82-154,18)

Nota: Letras diferentes significan diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0,05$).

Sin embargo, al analizar los parámetros del análisis estadístico de *Weibull*, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los módulos o forma de los grupos control y HF10%60s y los tratamientos que emplearon HF al 5%, siendo estos últimos los tratamientos más confiables y los primeros los menos confiables de los tratamientos estudiados (Tabla 5, Gráficos 5 y 6). Con respecto a la resistencia característica o escala, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 5).

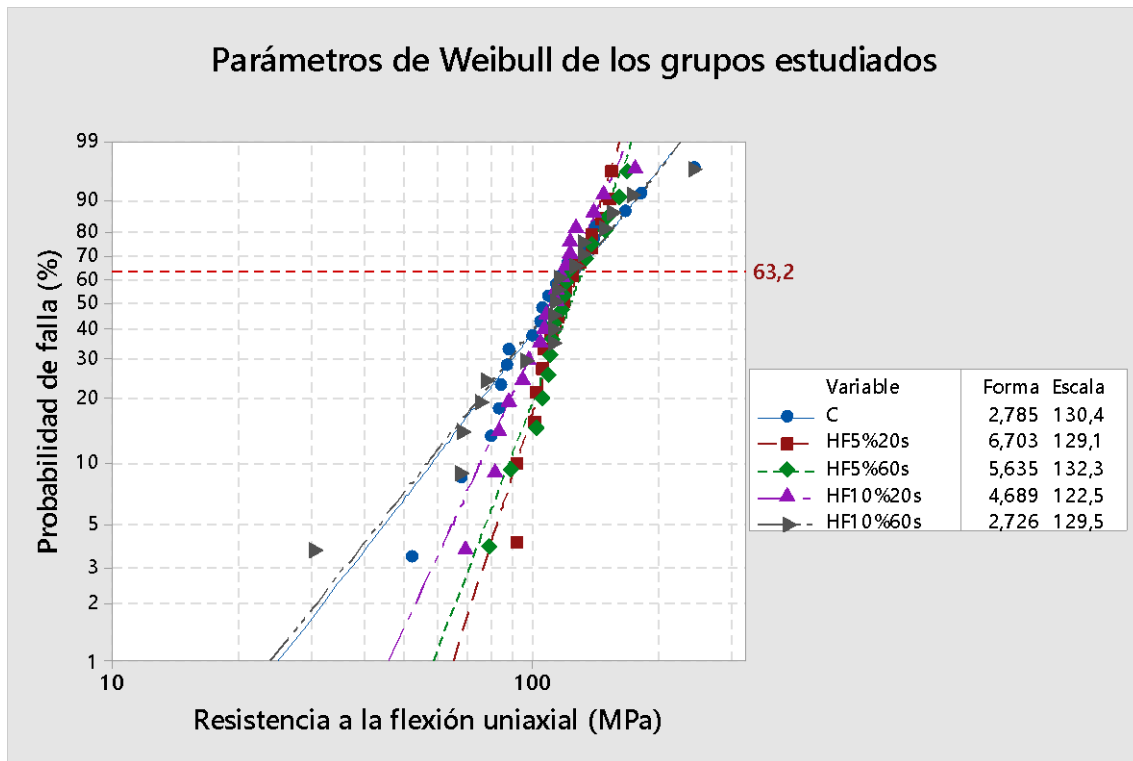


Gráfico 5. Parámetros de Weibull de los grupos estudiados.

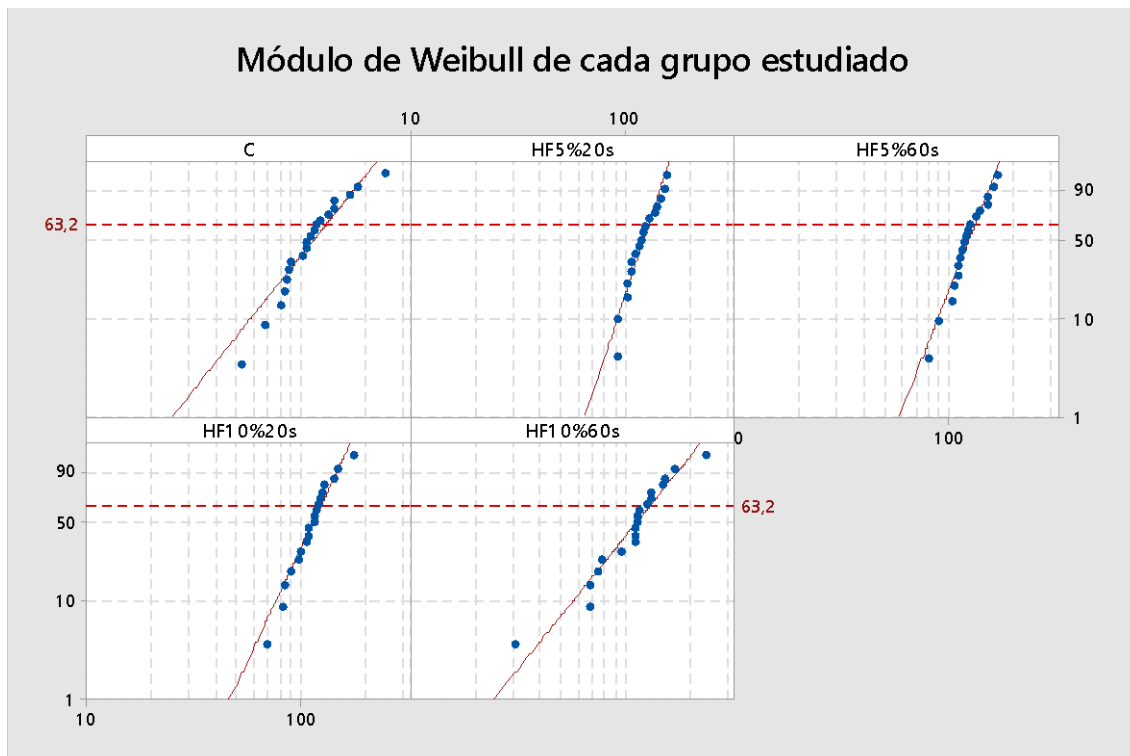


Gráfico 6. Módulo de Weibull de cada uno de los grupos experimentales estudiados.

4.1.3 Morfología de superficie

Con el análisis del microscopio de barrido, se observa que la muestra tratada solamente con la lija tiene una superficie mucho más irregular que si se compara con las demás. Las que fueron tratadas con HF 5% 20s y HF 10% 60s tienen una superficie un poco más regular pero aun así se observan concentraciones de zonas más oscuras. La muestra tratada con HF 5% 60s es en la que se observa la superficie más regular de todas. Y la que se trató con HF 10% por 20s, se pueden apreciar zonas oscuras de gran tamaño y mayor cantidad. Estos resultados se observan en la figura 6.

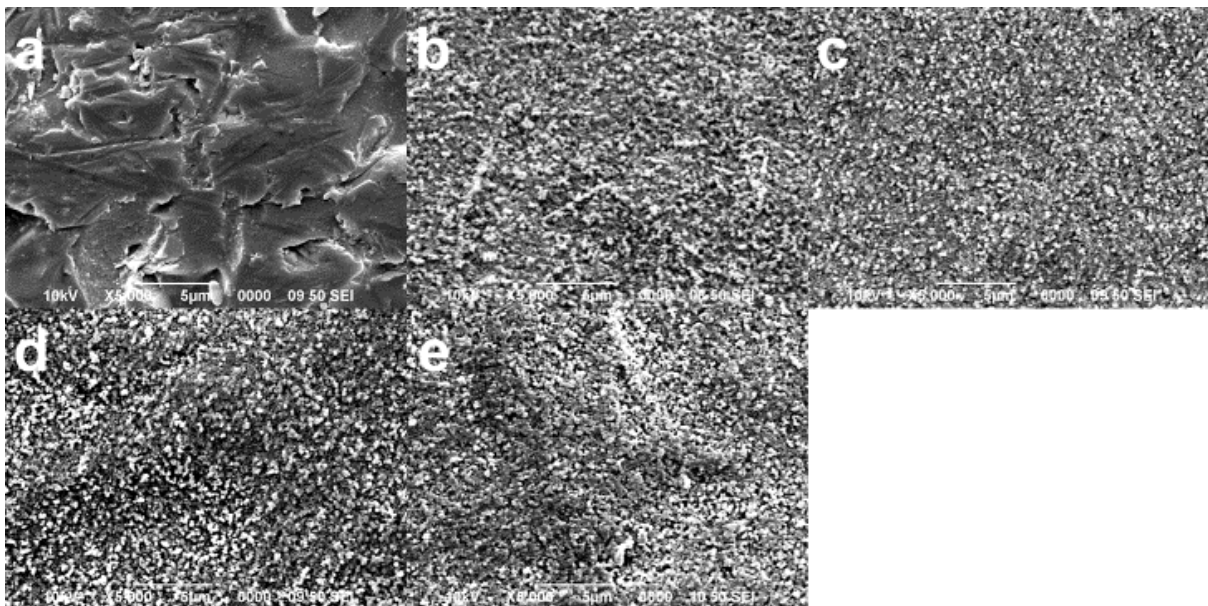


Figura 6. Morfología de superficie de la cerámica reforzada por silicato de litio y zirconio (Vita Suprinity-ZLS) tratada con los distintos protocolos de grabado: a) Control, b) HF5%20s, c) HF5%60s, d) HF10%20s, e) HF10%60s.

4.1.4 Patrón de fractura

Se determinó que los grupos control y HF10%60s originaron la mayoría de sus fracturas en defectos producto del tratamiento de superficie, no así en los demás grupos.

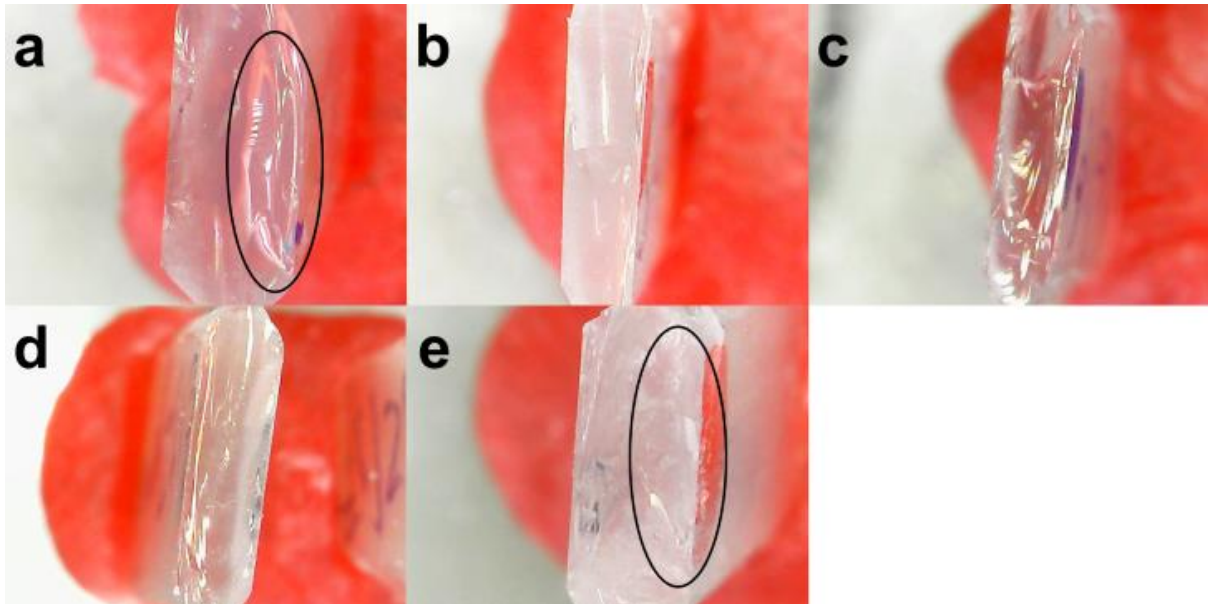


Figura 7. Representación del patrón de fractura típico de cada grupo: a) Control (se observan las líneas guía de fractura indicativo de origen en un defecto profundo en la superficie tratada), b) HF5%20s (no se observan líneas guía, origen fue uniforme), c) HF5%

4.2 Discusión

El análisis estadístico reveló que el factor protocolos de grabado influyó significativamente en los resultados de rugosidad obtenidos, por ende, existen diferencias significativas entre los grupos de tratamientos estudiados ($p < 0,05$). Al ser este un trabajo experimental de tipo factorial, se establece de forma implícita una hipótesis nula estadística que consiste en suponer que el factor a estudiar no influye en los resultados. En este caso, para la variable rugosidad se debe rechazar tal hipótesis nula porque se comprobó que los resultados fueron afectados por los distintos tratamientos realizados.

La comparación múltiple entre los grupos mostró que los grupos control y HF10%20s produjeron los valores mayores de rugosidad. Esto se explica mediante el hecho de que ambos tratamientos produjeron los defectos más profundos, agudos e irregulares en términos de la superficie estudiada. En el caso del grupo control, las muestras

fueron tratadas únicamente con lija #600 para simular la acción de la broca del equipo CAD/CAM en las caras de la restauración. De esta forma, estos defectos se detectaron como profundos en el análisis de morfología de superficie (Figura 6). De la misma manera, se observó que HF10%20s produjo defectos irregulares y profundos en la superficie del material. Esto se debió a que el HF 10% es un ácido agresivo en su acción con la matriz vítrea de la cerámica vítrea, por lo que disuelve en profundidad rápidamente, sin embargo, los 20 segundos no son suficientes como para que el grabado sea uniforme, como sí ocurrió en los tratamientos que utilizaron HF por 60 segundos. Esto apoya el hecho de que el tratamiento HF5%60s fue el que produjo la menor rugosidad, pues el HF5% al ser menos agresivo, graba menos en profundidad y al estar más tiempo en contacto con la cerámica (60 segundos), puede realizar una uniformización tenue de la superficie, lo cual en 20 segundos no lo puede hacer y tampoco cuando se usa un ácido agresivo como el de 10%. Lo anterior se ha reportado en estudios previos.^{5, 15, 16, 18}

Para analizar los datos de flexión, se utiliza igualmente el análisis estadístico de la varianza (ANOVA) y se trabaja con promedios. En este caso, se determinó que el factor no fue significativo, por lo que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Debido a que cuando se realizan fracturas de materiales frágiles como las cerámicas odontológicas, la variación que se espera en los resultados es muy alta cuando se trabaja con promedios, es común utilizar otro tipo de análisis estadístico que provea información más específica sobre lo que se conoce en Ingeniería de Materiales como confiabilidad. Este análisis no trabaja con promedios y más bien utiliza los valores para calcular dos parámetros específicos a través de una fórmula desarrollada para tal fin. Este proceso se llama, análisis de confiabilidad de *Weibull*.³⁴ El análisis de confiabilidad de *Weibull* dice qué tan

confiable es un tratamiento o grupo sobre otro al analizar qué tan diferentes son los números que forman un grupo específico. Permite comparar parámetros y así graficarlos: forma y escala. La forma es un número que mide qué tan confiable es un grupo, entre mayor este número, más confiable (menos dispersos los valores) es ese tratamiento o grupo. En la gráfica, la forma se ve con la inclinación de la línea de cada grupo, o sea entre más vertical sea la línea, es más confiable y entre más horizontal la línea, es menos confiable. En el caso de la cerámica estudiada, según los resultados obtenidos, se puede determinar que los grupos tratados con HF5% tanto a 20s como a 60s poseen la mayor confiabilidad, ya que sus valores fueron mayores al grupo control y al grupo tratado con HF10% por 60s, apreciándose una diferencia significativa entre los grupos.

El otro parámetro que se evalúa es la escala o resistencia característica, que mide qué tan resistente es el grupo. En la gráfica se representa según la ubicación de la línea en el eje X (horizontal), o sea entre más a la derecha del gráfico esté, más resistente ese grupo y por el contrario entre más a la izquierda esté, menos resistente es ese grupo. Ayuda a la vez a predecir a cuánta resistencia a flexión máxima resistiría un determinado porcentaje de los especímenes del grupo. O sea, el gráfico representa en el eje Y, el porcentaje de los especímenes que se pueden fracturar a un determinado punto de resistencia a flexión (eje X). Entonces, la escala es el valor de resistencia a flexión al cual se habrán fracturado el 63,2% de los especímenes de ese grupo. Ese porcentaje está ya definido arbitrariamente por el inventor de la prueba y es una forma de estimar el valor de resistencia máximo que podría resistir la mayoría de los especímenes por grupo. Para la cerámica estudiada según los resultados obtenidos, se observa que los grupos tratados con HF5% tanto a 20s como a 60s poseen una mayor resistencia característica que el grupo control y el grupo tratado

con HF10% por 60s. Sin embargo, esta diferencia es únicamente numérica y no estadísticamente significativa, lo que coincide con el resultado obtenido en el análisis de la varianza. En la estadística de *Weibull*, las diferencias estadísticas se determinan al analizar los intervalos de confianza y se considera estadísticamente diferente si los rangos similares de dos intervalos de confianza se traslapan en algún punto.³⁴

Como se mencionó antes, el tratamiento con lija previo al grabado ácido tuvo como objetivo simular lo que las brocas de diamante utilizadas en el sistema CAD/CAM le pueden provocar al material, antes de que este pase por el proceso de tratamiento de superficie para su posterior cementado. Con las imágenes obtenidas en el microscopio electrónico de barrido, se logra determinar que estas son bastante agresivas, como se observa en la muestra control (Figura 5). Al rozar sobre el material, van a desacomodar la matriz vítrea líquida que se encuentra sobre los cristales de silicato de litio, formándose una extensión muy irregular (defectos) o discontinua con huecos (espacios vacíos), los cuales representan centros de acumulación de tensiones, debilitando la zona que a su vez facilita el fallo, generando la fractura.³⁵ Esta es la razón del porqué los valores de resistencia a fractura y confiabilidad fueron bajos para el grupo control.

En cuanto a los especímenes con HF5%20s y HF10%60s, el primero a pesar de tener una concentración más amigable para con el material, no posee el tiempo necesario para regularizar, nivelar y eliminar depresiones al comerse la matriz para conseguir un cambio superficial significativo. El segundo sí lo hace, pero al ser tan agresivo, profundiza a mayor velocidad la falla que ya se tenía, sin lograr la regularización. Entre ambos el más confiable es el primero pero menos que el HF5%60s y el menos confiable y resistente de todos es el HF10%60s.

Como se mencionó antes, la cerámica *Vita Suprinity* consiste en una estructura de finas partículas que contienen silicato de litio, una matriz vítrea y según el fabricante se incluyen también como refuerzo extra, cristales de zirconio altamente dispersos por todo el material.²³ Al ser condicionada con ácido fluorhídrico, esa matriz es sometida a un proceso de disolución selectiva y exposición de los cristales. Por lo que el tiempo de exposición al grabado y la concentración van a alterar significativamente la morfología superficial creando poros o defectos de profundidad y tamaño variable.¹⁻

22-26

En el caso de los grupos grabados con HF5%, se observó una microestructura más uniforme que el grupo control y que los tratados con HF10% (Figura 5), ya que el ácido lo que va a hacer es regularizar aquellos huecos que dejó la broca o en el caso de nuestro grupo control, las marcas de la lija.

El mayor problema de los tratamientos más agresivos (HF10%) y por lo que los resultados son tan distintos a los grupos tratados con HF5%, es que el ácido empieza a actuar desde donde entró a la superficie, por ello es que la muestra HF10%20s (Figura 5) es en la que se logran observar más espacios vacíos, ya que a pesar de que tiene una mayor concentración para actuar más rápido, el tiempo que se mantiene sobre la superficie es muy poco, acrecentando los defectos que ya tenía el material. Esto también se comprobó con el análisis fractográfico (figura 6), pues se detectaron líneas de inicio de fractura alrededor de defectos profundos en los grupos C y HF10%60s, lo que indica que estos defectos profundos e irregulares funcionaron como centro de concentración de tensiones y dieron inicio a las fallas.⁹

En cambio, la muestra con HF5%60s (Figura 5) al ser un ácido más tenue por su baja concentración, no va a ser tan agresivo a pesar de permanecer un tiempo más prolongado. Este factor tiempo es lo que le permite modelar un área y tornarla menos

tortuosa que las demás, siendo el de mayor confiabilidad y resistencia. Según la literatura, esta es la concentración y tiempo que recomienda el fabricante para el tratamiento de este tipo de material, lo que compete con los resultados obtenidos.²²

Los materiales cerámicos tratados con el sistema CAD/CAM son alterados en su superficie por las brocas utilizadas y para lograr su regularización es necesario un tratamiento adecuado de la misma, mejorando su adhesión y propiedades físicas en general. Una vez concluida la comparación entre todas las muestras, es evidente que el ácido en una concentración menor como tratamiento de superficie y en un tiempo considerable (en este caso específico 60s) es mucho más favorable para lograr un área menos sinuosa y más regular. Se considera a la vez pertinente para futuros estudios, realizar la valoración del efecto que pudiera tener la aplicación del HF al 5% sobre la superficie, pero en un tiempo intermedio entre 20s y 60s. Para estudios posteriores, se recomienda repetir el mismo protocolo con los mismos grupos utilizados, pero comparándolo con otro tipo de material como lo es el disilicato de litio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), el cual se tenía contemplado utilizar en este proyecto, sin embargo, por falta de equipo necesario no se logró obtener y preparar las muestras requeridas para ello. De igual manera, en el planteamiento original se consideraba utilizar un primer autograbante de reciente lanzamiento como alternativa al tratamiento grabador, lo cual no fue posible porque el proveedor sufrió problemas de importación, por lo que sería interesante incluirlo en estudios futuros sobre este tema.

4.3 Conclusiones

- Los grupos control y los tratados con ácido fluorhídrico al 10% fueron los que mostraron defectos más agresivos en su superficie, rugosidad promedio mayor y valores de confiabilidad más bajos.
- Las marcas que deja una broca sobre la superficie de un material cerámico afectan de manera negativa la resistencia a la flexión si no se tratan con ácido fluorhídrico.
- Las muestras tratadas con ácido fluorhídrico al 10% producen patrones de grabado agresivos.
- El ácido fluorhídrico al 5% por 20s no cuenta con suficiente tiempo para regularizar y nivelar la superficie del material.
- El ácido fluorhídrico al 5% por 60s fue el que mostró los resultados de propiedades mecánicas más confiables y menor rugosidad promedio, ya que este regulariza y nivela la superficie del material.
- El patrón de fractura es influenciado por los defectos generados del tratamiento de superficie en los grupos control y el tratado con HF al 10% durante 60s.

Capítulo V.

5.1 Cronograma de actividades

Fecha	Actividad	Responsables
15/03/2019	Primera reunión grupal, discusión del programa y clase teórica.	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
29/03/2019	Segunda reunión grupal, clase teórica y exposición de artículos.	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
12/04/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma,

		Cristina Vargas y José Roberto Hernández
26/04/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, Natalia González y Cristina Vargas.
03/05/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, José Roberto Sauma y José Roberto Hernández
17/05/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
06/06/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, Cristina Vargas y José Roberto Sauma
07/08/2019	Preparación de muestras, corte de bloques de <i>Vita Suprinity</i> .	Dr. Murillo, Natalia González y José Roberto Hernández.
12/08/2019	Preparación de muestras, lijado de barras. Tratado de barras	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
19/08/2019	Preparación de muestras, lijado de barras. Tratado de barras	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
23/08/2019	Lectura en MEB	Dr. Murillo, Cristina Vargas y José Roberto Sauma
26/08/2019	Conteo de barras y regularización de las barras.	Dr. Murillo, Natalia González y José Roberto Sauma
05/09/2019	Visita al CICIMA, prueba de rugosidad.	Dr. Murillo y Cristina Vargas
13/09/2019	Fractura de barras	Natalia González y José Roberto Hernández
20/09/2019	Fractura de barras	Natalia González y José Roberto Hernández
27/09/2019	Reunión para discusión de resultados.	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
20/10/2019	Revisión de trabajo escrito	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
30/10/2019	Revisión de trabajo escrito	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández
04/11/2019	Entrega de trabajo escrito	Dr. Murillo, Natalia González, José Roberto Sauma, Cristina Vargas y José Roberto Hernández

5.2 Bitácora

En el mes de marzo se realizaron dos reuniones que tuvieron como finalidad conocer sobre los materiales a utilizar, términos y la maquinaria a utilizar, además de que también se realizó la exposición de una revisión bibliográfica.

En lo que respecta al mes de abril, mayo y junio, lo que se procedió a realizar fue el corte de los bloques de *Vita Suprinity* en barras, esto gracias a un disco de 0.36mm de grosor y la utilización de una máquina que permitía colocar el grosor deseado para la obtención de cada una de las barras. El cortado es un proceso delicado y lento que se realiza con mucho cuidado, en el último día de corte el disco se fracturó, no obstante, ese no fue mayor problema pues ya se había cortado la totalidad de las barras.

En el mes de agosto se realizaron diferentes reuniones en las cuales se ejecutaron diferentes actividades, primeramente se lijaron los bordes irregulares de las barras, además que las barras fueron tratadas con ácido fluorhídrico de 5% y 10% a dos tiempos 20s y 60s posterior a esto fueron colocadas en el ultrasónico por 5 minutos para la limpieza de estas (esto en cuanto a las que fueron utilizadas para el microscopio de barrido y para el perfilómetro), se utilizaron unas barras para ser llevadas al microscopio de barrido y así obtener una imagen aumentada y clara de lo que el ácido fluorhídrico le realiza al material. Una vez obtenido el resultado, el Dr. Fabián Murillo realizó una reunión para mostrar estos y así explicar el factor más importante entre el tiempo y el porcentaje. Las barras fueron contadas y clasificadas para así facilitar la prueba de fractura.

En el mes de setiembre se realizaron varias reuniones; una de las más importante fue la visita a CICIMA, donde se llevaron los bloques ya tratados con ácido fluorhídrico tanto al 5% como al 10% para así poder observar la rugosidad del material.

En este mes de setiembre, la finalidad de las reuniones fue el fracturar las barras que estaban tratadas con ácido fluorhídrico y otras que no que fungen como control, todas las barras fueron fracturas mediante la técnica uniaxial de tres puntos.

Terminando el mes de septiembre se realizó una última reunión donde el Dr. Fabián Murillo dedicó dos horas a la explicación de los resultados de la fractografía y también sobre valores estadísticos y de confiabilidad, los cuales van a ser utilizados en el trabajo escrito.

En lo que respecta al mes de octubre, lo principal fue el trabajo escrito, enviarlo para que el Dr. Fabián Murillo lo revisara y así enviara las correcciones de este.

Por último, el día 4 de noviembre se envía el trabajo final con todas las correcciones pertinentes.

5.3 Factores facilitadores/obstáculos y dificultades

Facilitadores:

- Contar con un docente guía investigador.
- Laboratorio de prostodoncia.
- Equipo con el que cuenta la facultad de odontología.
- Ingreso económico por parte de la facultad para proyectos de investigación.
- Donación de bloques de *VITA Suprinity*.
- Préstamo de perfilómetro por parte del CICIMA.
- Préstamo del microscopio electrónico de barrido por parte LANOTEC.

Dificultades:

- Horario de estudiantes, ya que al inicio se encontraban realizando el externado clínico.
- Se fracturó un disco de corte, por lo que no se pudieron confeccionar las muestras del otro material que se iba a utilizar.
- No se pudo utilizar uno de los *primers* contemplados al inicio para el tratamiento ya que el proveedor enfrentó problemas de importación y no lo pudo entregar.
- Acceso y uso de laboratorios fuera de la facultad era limitado.

5.4 Referencias Bibliográficas

1. Ramakrishnaiah R., Alkheraif A., Devang D., Matinlinna J., Vallitu P. 2017. The Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Surface Micromorphology, Roughness, and Wettability of Dental Ceramics
2. Murillo F., De Goes., Rueggeberg F. 2017. Short- and Long-Term Bond Strength Between Resin Cement and Glass Ceramic Using a Silane-Containing Universal Adhesive. *Operative Dentistry*, 42-5, 514-525
3. Sato TP., Anami LC., Melo RM., Valandro LF., Bottino MA. 2016. Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Operative Dentistry*, 41-3, 284-292.
4. Prochnow C., Borin A., Guilardi LF., Rochoa G., Lima T., Cícero M., Kleverlaan C., Valandro L. 2018. Hydrofluoric acid concentrations: Effect on the cyclic load-to-failure of machined lithium disilicate restorations. *Vol 34-9*, 255-263

5. Murillo F., De Goes M. 2019. Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage.
6. De Carvalho Ramos N., Bastos Campos TM., Siqueira de La Paz I, João Paulo Barros Machadoc, Marco Antonio Bottino, Paulo Francisco Cesar, Renata Marques de Melo. 2016. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. Vol 32, 870-878.
7. Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dent Mater 2014;30: e147-62.
8. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. Dent Mater 2012; 28:467-77.
9. Prochnow C., Borin A., Guilardi LF., Rochoa G., Lima T., Cícero M., Kleverlaan C., Valandro L. 2018. Hydrofluoric acid concentrations: Effect on the cyclic load-to-failure of machined lithium disilicate restorations. Vol 34-9, 255-263 Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Dent Mater 2017; 33:84-98.
10. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater 2017; 33:99-109.
11. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided design/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: A 3-year clinical study. Int J Prosthodont 2010; 23:223-30.
12. Kollmuss M, Kist S, Goeke JE, Hickel R, Huth KC. Comparison of chairside and laboratory CAD / CAM to conventional produced all-ceramic crowns regarding morphology, occlusion, and aesthetics. Clin Oral Investig 2016:791-7.

13. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2019;121:124-128.
14. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2016; 28:227-35.
15. Sundfeld Neto D, Naves L, Costa A, Correr A, Consani S, Borges G, et al. The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of glass ceramics to a resin cement. *Oper Dent* 2015; 40:470-9.
16. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent* 2010; 35:420-7.
17. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res* 2017;62:75-83.
18. Murillo-Gómez F, Palma-Dibb RG, De Goes MF. Effect of acid etching on tridimensional microstructure of etchable CAD/CAM materials. *Dental Materials* 2018;34:944-955.
19. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials* 2018;34:13-28.
20. Noriyuki N, Kumiko Y, Victor P, Yoshiyuki T, Masao I, Yasuhiro Y, Bart Van M & Satoshi H. 2017. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Scientific Report* 7. 455663.

21. Elsaka S., Elnaghy A. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *dental materials* 32 (2016) 908–914
22. Monteiro, J., Oliani, M., Guilardi, L., Prochnow, C., Rocha Pereira, G., Bottino, M., de Melo, R., & Valandro, L. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 77 (2018) 375-382
23. Ramos, Nathalia & Campos, Tiago & Paz, Igor & Machado, João & Bottino, Marco & Cesar, Paulo & Melo, Renata. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*. 32 (2016) 870-878
24. Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Brazilian Oral Research* 2018;32: e001.
25. Kurbad, A. La combinación de las tecnologías CAD/CAM y de prensado para la confección de restauraciones de cerámica sin metal. *Quintessence técnica (ed. esp.)*. 20 (2009) 599-609.
26. Strasse T, Preis V, Behr M y Rosentritt M. (2018). Roughness, surface energy and damage of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical Oral Investigation*.
27. Carvalho N, Bastos T, Siqueira P, Barros J, Antonio M, Francisco P y Marques R. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. (2016). *The Academy of dental material article published by Elseiver*.
28. Kilinc H y Turgut S. Optical behavior of estetic CAD/CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. (2018). *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

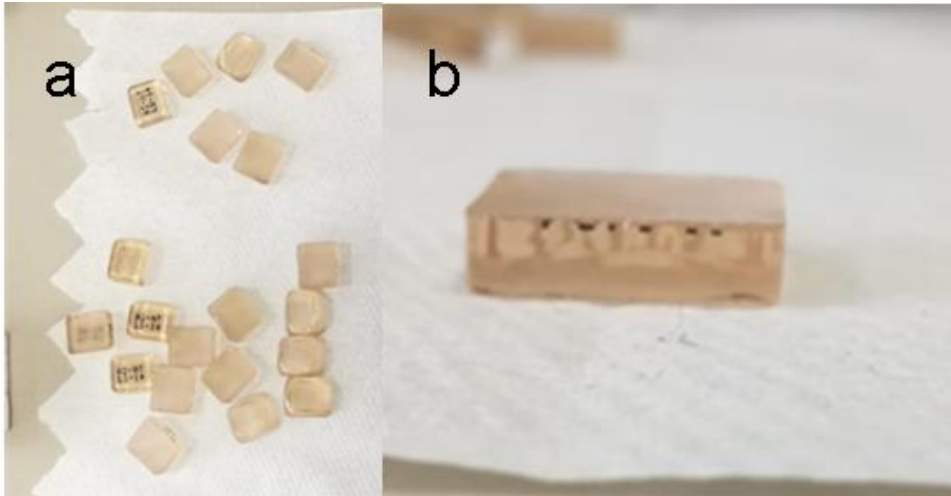
29. Thompson J, Stoner B, Piascik J y Smith R. Adhesion/Cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are now? (2011). The Academy of dental material arycle published by Elsevier.
30. Ivoclar Vivadent [Internet]. 2014-2019. Recuperado de: <https://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-odontologo/cementacion-y-cuidados-posteriores> revisado el día: 12-10-19.
31. Biodental [Internet]. Jun 2017. Recuperado de: http://www.biodental.com.ar/home/wpcontent/uploads/2014/10/VITA_11_SUPRINITY.pdf revisado el día: 12-10-19.
32. D Sundfeld N, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, Correr L, Sobrinho. The Effect of Hydrofluoric Acid Concentration on the Bond Strength and Morphology of the Surface and Interface of Glass Ceramics to a Resin Cement Operative Dentistry. 2015, 40-5, 470-479
33. Munhoz M, Prochnowa C, Borin A, Kalil G, De Lima TA, Pivetta M, Valandro LF. Fatigue failure load of an adhesively-cemented lithium disilicate glass-ceramic: Conventional ceramic etching vs etch & prime one step primer. Dental materials 34 (2018) 1134-1143
34. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. Dent. Mater. (2010) 26,135-147.
35. Fraga, S., Valandro, L.F., Bottino, M.A., & May, L.G. Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass-ceramic? Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials. (2015). 31 7, e131-40.

36. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D y Grosogeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD/CAM block material. (2018). Journal of Prosthetic Dentistry.
37. ISO 6872. Dentistry-ceramic materials. Geneva. (2008).
38. Scherrera S, Lohbauer U, Della Bonac A, Vichid A, Tholey M, Kellyf JR, Van Noort R, Cesarh PF. ADM guidance Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. Dental Materials. 33 (2017) 599-620.

5.5 Anexos

Anexo 1

Muestras obtenidas del corte de los bloques de *Vita Suprinity* (a y b).



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 2

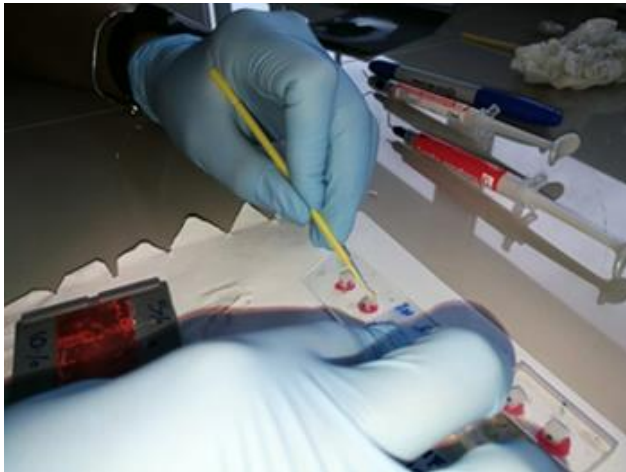
Cortes en barra de las muestras de *Vita Suprinity* para la prueba de flexión.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 3

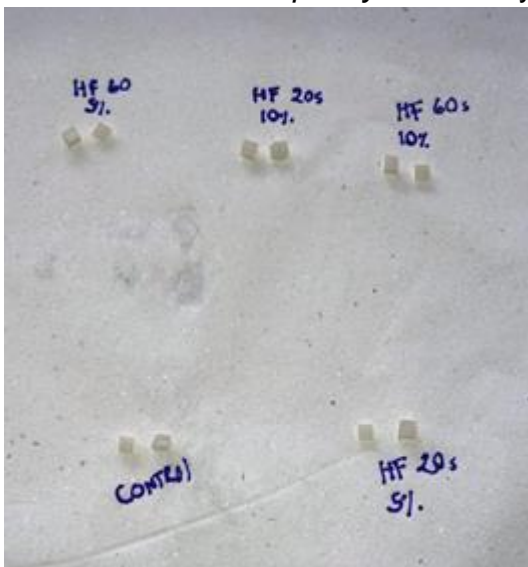
Tratamiento con ácido fluorhídrico en distintas concentraciones a las muestras de *Vita Suprinity*.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 4

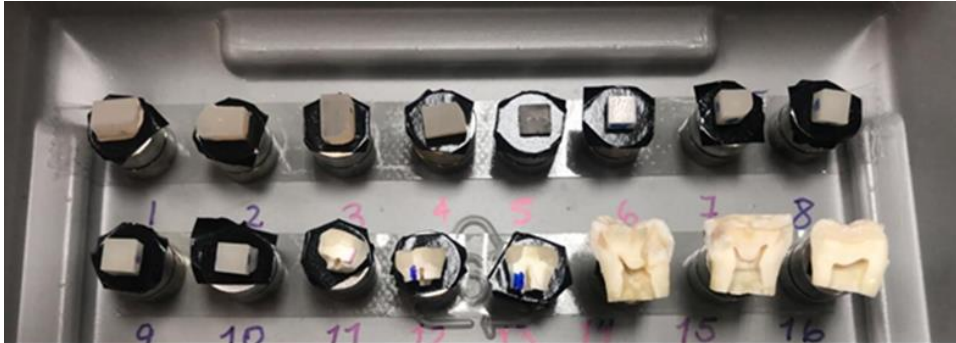
Muestras de *Vita Suprinity* cortadas y grabadas para prueba de rugosidad.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 5

Muestras de *Vita Suprinity* cristalizadas y con tratamiento ácido colocadas en los dispositivos para análisis en el microscopio electrónico de barrido (Jeol 5000, Japón).



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 6

Parámetros para cristalización del material *Vita Suprinity*.

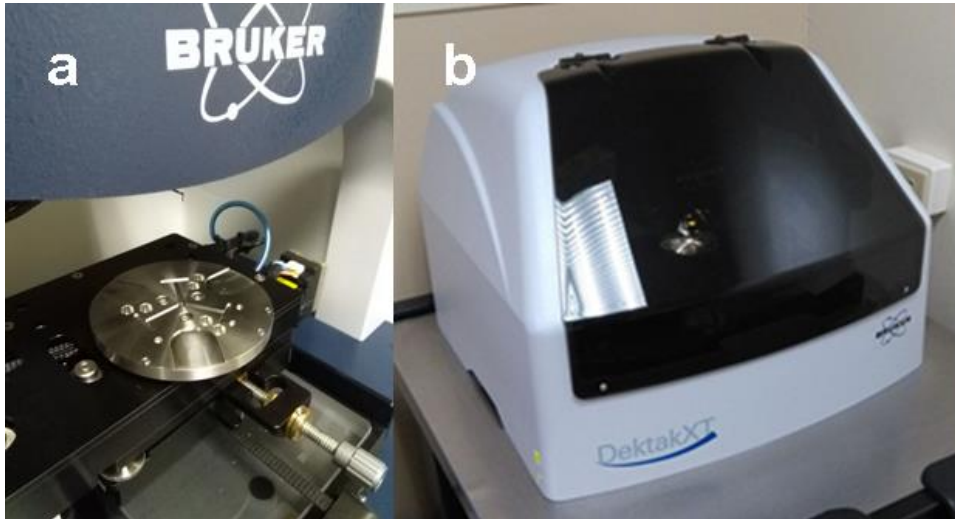
Crystallization							
Predr °C	→ min	↘ min	↗ °C/min	Temp aprox °C	→ min	Vac min	↘ °C
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680*

* The long cooling must always be carried out with the furnace chamber closed. Crystallization firing parameters for Programat furnaces see VITA SUPRINITY working instructions no 1951

Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 7

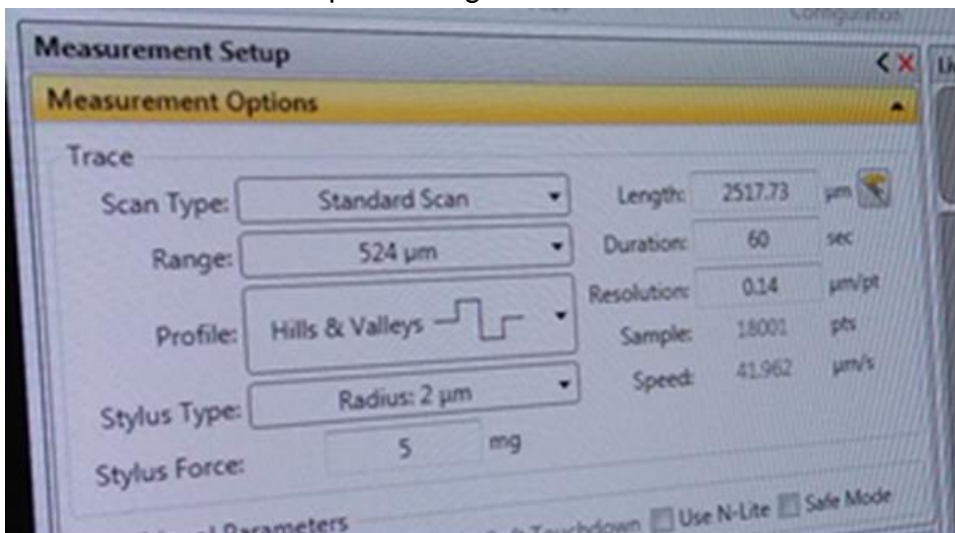
Equipo utilizado para la evaluación de la rugosidad: a) plataforma y punta para la lectura de las muestras b) Perfilómetro de contacto (Dektak XT, Bruker, Billerica, MA, EUA).



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 8

Parámetros de lectura para la rugosidad de las muestras.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 9

Concentraciones de ácido utilizadas para el tratamiento de superficie.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 10

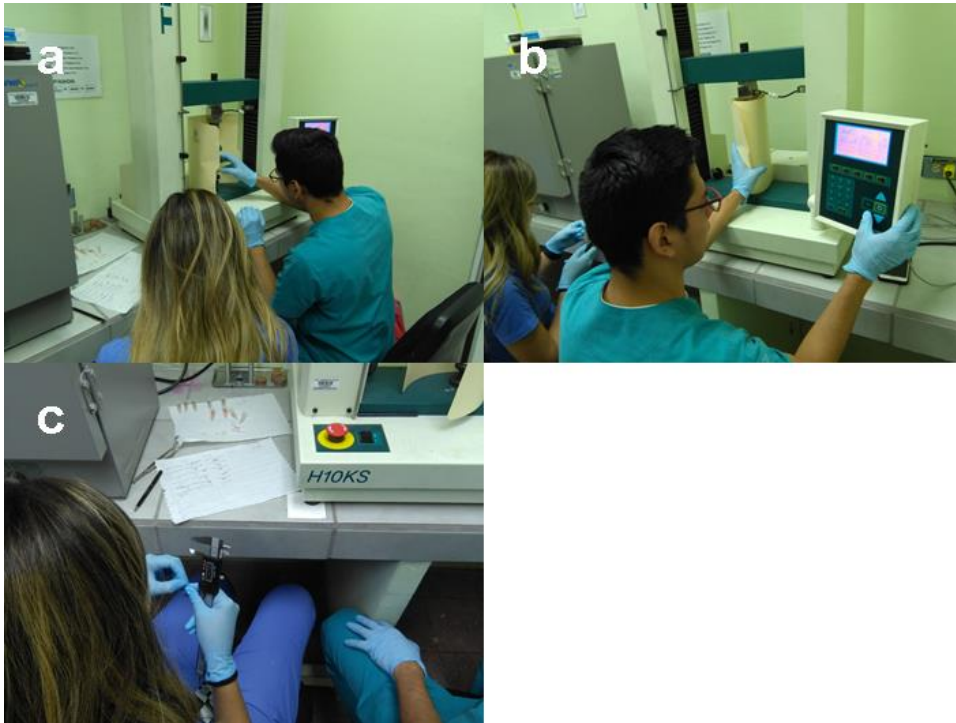
Equipo y parámetros utilizados para la prueba de flexión.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 11

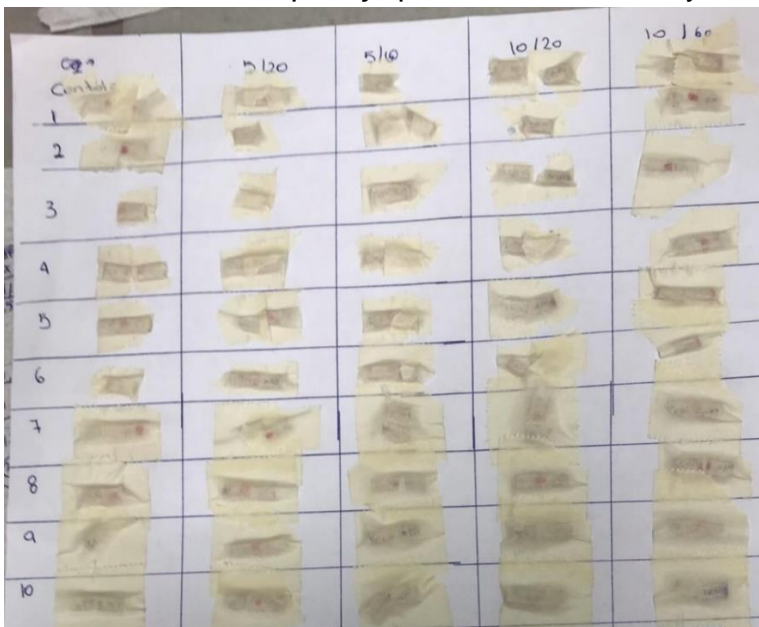
Estudiantes realizando la prueba de flexión: a) Colocación de las muestras en el equipo, b) Fractura de las muestras, c) Medida de las muestras luego de la fractura.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 12

Muestras de *Vita Suprinity* quebradas, medidas y clasificadas en grupos de estudio.



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.

Anexo 13

Equipo utilizado para el corte de las muestras *Vita Suprinity* (cortadora de precisión Isomet 1000, Buehler, Chicago, IL, EUA).



Fuente: Fotografía tomada por los estudiantes a cargo del proyecto de investigación.