



## TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN

En vista de la obtención del grado de  
**LICENCIATURA EN ODONTOLOGÍA**

Otorgado por

**UNIVERSIDAD DE COSTA RICA**

---

### **Presentado y defendido por**

Félix Castillo Aragón B31529  
Kristhel Ramírez Bejarano B25387  
Adrián Ramos Madriz B15366  
Maycol Rivera Álvarez B65871  
Gina Salazar Carrillo B26096  
Enrique Sandoval Rodríguez B36527

### **El día**

Miércoles 14 de diciembre del 2022

### **Título**

Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM

---

### **Comité Asesor**

Fabián Murillo Gómez (Director/a)

Federico Murillo Alvarado (Asesor/a)

Luis Adrián Herrera Ocampo (Asesor/a)

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio Brenes, San José, Costa Rica



## HOJA DE APROBACIÓN DE LA MEMORIA PARA LA DEFENSA PÚBLICA

### Seminario de graduación.

Nombre del proyecto: Efecto de diferentes métodos de para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM

#### Sustentantes

Nombre	Número de carné	Firma
Félix Castillo Aragón	B31529	
Kristhel Ramírez Bejarano	B25387	
Adrián Ramos Madriz	B15366	
Maycol Rivera Álvarez	B65871	
Gina Salazar Carrillo	B26096	



Enrique Sandoval Rodríguez	B36527	
----------------------------	--------	--

**Miembros del Comité Asesor**

<b>Nombre</b>	<b>Firma</b>
Fabián Murillo Gómez (Director)	
Federico Murillo Alvarado (Asesor 1)	
Luis Adrián Herrera Ocampo (Asesor 2)	



### HOJA DE APROBACIÓN DE LA MEMORIA PARA LA DEFENSA



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SEDE RODRIGO FACIO BRENES  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante **Castillo Alarcón Félix**, carné No. **B31529**, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: "*Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.*" el día **14 de diciembre de 2022**.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado

No aprobado

Se le concede aprobación con distinción

Nombre	Firma	No. Cédula
Castillo Alarcón Félix Sustentante		115880498
<b>TRIBUNAL EXAMINADOR</b>		
Dr. Fabián Murillo Gómez Director		113070372
Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo Asesor		1-1185-0442
Dr. Federico Murillo Alvarado Asesor		3-0364-0280
Dra. Sylvia Gudiño Fernández Representante Externa		104970982
Dr. Francisco Jiménez Bolaños Vicedecano		110730252



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA SEDE RODRIGO FACIO BRENES FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante Ramírez Bejarano Kristhel, carné No. B25387, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: " Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM." el día 14 de diciembre de 2022.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado X

No aprobado \_\_\_\_\_

Se le concede aprobación con distinción \_\_\_\_\_

Nombre	Firma	No. Cédula
Ramírez Bejarano Kristhel Sustentante		6-0418-0526
<b>TRIBUNAL EXAMINADOR</b>		
Dr. Fabián Murillo Gómez Director		113070372
Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo Asesor		1-1185-0442
Dr. Federico Murillo Alvarado Asesor		3-0364-0280
Dra. Sylvia Gudiño Fernández Representante Externa		104970982
Dr. Francisco Jiménez Bolaños Vicedecano		110730252



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SEDE RODRIGO FACIO BRENES  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante **Ramos Madriz Adrián**, carné No. **B15366**, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: "*Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.*" el día **14 de diciembre de 2022**.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado X

No aprobado \_\_\_\_\_

Se le concede aprobación con distinción \_\_\_\_\_

Nombre	Firma	No. Cédula
<b>Ramos Madriz Adrián</b> Sustentante		115320131
<b>TRIBUNAL EXAMINADOR</b>		
Dr. Fabián Murillo Gómez Director		113070372
Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo Asesor		1-1185-0442
Dr. Federico Murillo Alvarado Asesor		3-0364-0280
Dra. Sylvia Gudiño Fernández Representante Externa		104970982
Dr. Francisco Jiménez Bolaños Vicedecano		110730252



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SEDE RODRIGO FACIO BRENES  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante **Rivera Álvarez Maycol**, carné No. **B65871**, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: "*Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.*" el día **14 de diciembre de 2022**.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado   X  

No aprobado           

Se le concede aprobación con distinción           

Nombre	Firma	No. Cédula
<b>Rivera Álvarez Maycol</b> Sustentante		<u>304930943</u>
<b>TRIBUNAL EXAMINADOR</b>		
Dr. Fabián Murillo Gómez Director		<u>1-1307-0372</u>
Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo Asesor		<u>1-1185-0442</u>
Dr. Federico Murillo Alvarado Asesor		<u>3-0364-0280</u>
Dra. Sylvia Gudiño Fernández Representante Externa		<u>104970982</u>
Dr. Francisco Jiménez Bolaños Vicedecano		<u>110730252</u>



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SEDE RODRIGO FACIO BRENES  
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante **Salazar Carrillo Gina**, carné No. **B26096**, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: "*Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.*" el día **14 de diciembre de 2022**.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado   A  

No aprobado \_\_\_\_\_

Se le concede aprobación con distinción \_\_\_\_\_

**Nombre**

**Firma**

**No. Cédula**

**Salazar Carrillo Gina**

115790668

**Sustentante**

**TRIBUNAL EXAMINADOR**

**Dr. Fabián Murillo Gómez**

1-1307-0322

**Director**

**Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo**

1-1185-0442

**Asesor**

**Dr. Federico Murillo Alvarado**

3-0364-0280

**Asesor**

**Dra. Sylvia Gudiño Fernández**

104970982

**Representante Externa**

**Dr. Francisco Jiménez Bolaños**

110730252

**Vicedecano**



UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SEDE RODRIGO FACIO BRENES  
FACULTAD DE ODONTOLÓGIA

Acta de Defensa Pública, modalidad Seminario de Graduación

Se informa que la estudiante **Sandoval Rodríguez Enrique**, carné No. **B36527**, postulante a obtener el grado de Licenciatura en Odontología, ha realizado la Defensa Pública de su Trabajo Final de Investigación titulado: *"Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM."* el día **14 de diciembre de 2022**.

El resultado de dicha defensa fue:

Aprobado   X  

No aprobado \_\_\_\_\_

Se le concede aprobación con distinción \_\_\_\_\_

Nombre	Firma	No. Cédula
<b>Sandoval Rodríguez Enrique</b> Sustentante		5 0399 0865
<b>TRIBUNAL EXAMINADOR</b>		
Dr. Fabián Murillo Gómez Director		1-1307-0372
Dr. Luis Adrián Herrera Ocampo Asesor		1-1185-0442
Dr. Federico Murillo Alvarado Asesor		3-0360-280
Dra. Sylvia Gudiño Fernández Representante Externa		104970982
Dr. Francisco Jiménez Bolaños Vicedecano		110730252



## **DEDICATORIA**

El presente trabajo investigativo lo dedicamos principalmente a Dios, por darnos fuerza para continuar en este proceso de obtener uno de nuestros anhelos más deseados.

A nuestros familiares, por su amor, trabajo y sacrificio en todos estos años, por el apoyo moral que nos brindaron a lo largo de esta etapa de nuestras vidas: gracias a ustedes hemos logrado llegar hasta aquí y convertirnos en lo que somos hoy.

Agradecemos a nuestros docentes de la Facultad de Odontología, de la Universidad de Costa Rica, por haber compartido sus conocimientos a lo largo de la preparación de nuestra profesión.

A todas las personas que nos han apoyado y brindado su confianza, logrando que concluyamos nuestros estudios con éxito.

**Carta de aprobación del filólogo**

San José, 24 de noviembre de 2022

Señores y señoras

Universidad de Costa Rica

Yo, Byron Alberto Ramírez Agüero, mayor, soltero, filólogo y editor literario de profesión, asociado a la Asociación Costarricense de Filólogos, portador de la cédula de identidad número 1-1676-0899, hago constar que he revisado el Trabajo final de graduación de los estudiantes Félix Castillo Aragón, Kristhel Ramírez Bejarano, Adrián Ramos Madriz, Maycol Rivera Alvarez, Gina Salazar Carrillo y Enrique Sandoval Rodríguez, cuyo título es “Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM” para optar por título en Licenciatura en Odontología

Han sido revisados los aspectos relacionados con estructura gramatical, acentuación, ortografía, puntuación y vicios del lenguaje presentes en el texto. Por consiguiente, se considera que, desde el punto de vista filológico, el presente trabajo se encuentra listo para utilizarse en los trámites formales que el estudiante considere apropiados.

Atentamente:



Byron Alberto Ramírez Agüero

Carné 5679

116760899



ramirezagueroby@gmail.com

## Índice

<b>RESUMEN</b> .....	<b>14</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>16</b>
<b>Parte I</b> .....	<b>18</b>
<b>Marco Teórico</b> .....	<b>18</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>19</b>
<b>MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>21</b>
<b>Capítulo I: Materiales utilizados en odontología para restauraciones en CAD/CAM ...</b>	<b>21</b>
<b>Capítulo II: Efecto sobre las restauraciones CAD/CAM debido a los ajustes oclusales realizados clínicamente.</b> .....	<b>34</b>
<b>Capítulo III: Principales métodos para análisis de materiales dentales</b> .....	<b>40</b>
<b>Parte II</b> .....	<b>43</b>
<b>Marco Metodológico</b> .....	<b>43</b>
<b>PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN</b> .....	<b>44</b>
<b>Pregunta de investigación</b> .....	<b>44</b>
<b>Objetivos</b> .....	<b>44</b>
<b>Metodología</b> .....	<b>45</b>
<b>Análisis estadístico</b> .....	<b>47</b>
<b>Parte III</b> .....	<b>49</b>
<b>Resultados</b> .....	<b>49</b>
<b>RESULTADOS</b> .....	<b>50</b>
<b>Parte IV</b> .....	<b>56</b>
<b>Discusión y conclusiones</b> .....	<b>56</b>
<b>DISCUSIÓN</b> .....	<b>57</b>



<b>Conclusiones.....</b>	<b>62</b>
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>63</b>

## RESUMEN

**Objetivo General.** Analizar el efecto de diferentes métodos de ajuste oclusal/acabado en propiedades físicas, la resistencia a flexión de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.

**Metodología.** Se utilizaron dos materiales cerámicos CAD/CAM (E.max CAD, Ivoclar Vivadent y Suprinity, VITA Zahnfabrik) y dos materiales resinosos CAD/CAM (LAVA Ultimate, 3M ESPE y Crios Brilliant, Coltène/Whaledent AG), de cada material se hicieron 45 barras (N= 180) según la ISO 6872, divididos en 3 grupos; el primero se trató con lija 600 (simulación del maquinado) previo a la cristalización en los materiales cerámicos, segundo con lija 600 (previo a la cristalización) y 320 (simulación de broca de diamante de banda amarilla) y el tercero con lija 600 (previo a la cristalización), 320 y hules de pulido. Los materiales cerámicos fueron cristalizados de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Se sometieron a pruebas de resistencia a la flexión obteniendo, además de esta variable, el módulo de elasticidad. Los datos de resistencia a la flexión fueron analizados estadísticamente con las pruebas de ANOVA de 2 vías y Tukey; por su parte, los de módulo de elasticidad fueron analizados con la prueba de Kruskal-Wallis.

**Resultados.** Sobre la resistencia a la flexión, ANOVA indicó que solo el factor material fue estadísticamente significativo ( $p=0.0001$ ). La comparación entre los grupos de material (Tukey) reveló que el disilicato de litio obtuvo valores mayores al silicato de litio con zirconia y este fue estadísticamente superior a los materiales resinosos, siendo mayor entre ellos la resina compuesta convencional (Crios). En cuanto al módulo de elasticidad, también solo el factor material fue estadísticamente significativo ( $p=0,0001$ ), siendo los materiales cerámicos



similares entre sí y mayores a los de las resinas que también fueron similares entre sí. En cuanto a los tratamientos de ajuste superficial, no fue reportada significancia estadística en ninguna de las variables.

**Conclusión.** Los materiales cerámicos son más resistentes a la fractura que los materiales resinosos.

**Palabras clave:** Diseño asistido por computadora, Odontología, Pruebas de materiales, Cerámicas, Resinas compuestas.

## ABSTRACT

**Objective.** To analyze the effect of different occlusal adjustment/finishing methods on physical properties, flexural strength of ceramic and resinous CAD/CAM materials.

**Methods.** Two CAD/CAM ceramic materials (E. max CAD, Ivoclar Vivadent and Suprinity, VITA Zahnfabrik) and two CAD/CAM resin materials (LAVA Ultimate, 3M ESPE and Crios Brilliant, Coltène/Whaledent AG) were used. 45 bars (N= 180) were made from each material according to ISO 6872, divided into 3 groups, the first was treated with 600 grit sandpaper (machining simulation) prior to crystallization on ceramic materials, second with 600 grit sandpaper (prior to crystallization) and 320 (yellow band diamond drill simulation) and the third with 600 grit sandpaper (prior to crystallization), 320 and polishing rubbers. The ceramic materials were crystallized according to the manufacturer's instructions. They were subjected to flexural strength tests, obtaining, in addition to this variable, the modulus of elasticity. The flexural strength data were statistically analyzed with the 2-way ANOVA and Tukey tests, and the modulus of elasticity data were analyzed with the Kruskal-Wallis test.

**Results.** On flexural strength, ANOVA indicated that only the material factor was statistically significant ( $p=0.0001$ ). The comparison between the material groups (Tukey) revealed that lithium disilicate obtained higher values than lithium silicate with zirconia and this was statistically superior to the resinous materials, being higher among them the conventional composite resin (Crios). As for the modulus of elasticity, also only the material factor was statistically significant ( $p=0.0001$ ), being the ceramic materials similar to each other and higher



than those of the resins which were also similar to each other. As for the surface adjustment treatments, no statistical significance was reported for any of the variables.

**Conclusion.** Ceramic materials are more resistant to fracture than resinous materials

**Keywords:** Computer Aided Design, Dentistry, Material Testing, Ceramics, Composite Resins.



UNIVERSIDAD DE  
COSTA RICA

**FOd** Facultad de  
**Odontología**

**Parte I**  
**Marco Teórico**

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la estética y la función de las restauraciones dentales han tenido gran influencia por parte de la tecnología. La ciencia ha ayudado a simplificar, automatizar y mejorar el rendimiento de los tratamientos odontológicos. Las tecnologías de diseño y manufactura de estructuras, asistidas por computadora (CAD/CAM por sus siglas en inglés), son un ejemplo de este vínculo entre desarrollo tecnológico y procedimientos clínicos odontológicos, las cuales son aplicadas tanto a nivel clínico como en los laboratorios dentales<sup>1</sup>.

Este tipo de técnicas han ganado mucha relevancia en el campo de la odontología y ha llegado a mejorar los procesos restaurativos por medio de la automatización de los procesos y mejorando aspectos de la restauración final como la estética, precisión del ajuste y dureza, entre otros. Los escáneres intraorales han mejorado mucho con el tiempo siendo ahora más rápidos, con mayor precisión y cada vez más pequeños para facilitar su uso, así como también han mejorado la apariencia del software haciéndolos más amigables con el usuario<sup>1</sup>.

Sin embargo, estos nuevos métodos traen consigo algunas dudas sobre aspectos importantes del éxito clínico de las restauraciones, como su comportamiento adhesivo y mecánico una vez puesta la restauración en servicio en boca. Esto debido principalmente a que los materiales utilizados con esta tecnología son específicos para tal fin y en muchos casos se han desarrollado recientemente y de forma exclusiva para su uso con esta. Es sabido que estos materiales son especialmente diseñados para tener un proceso de manufactura con fresado computarizado, teniendo en cuenta las particularidades oclusales de cada caso, al recolectar por medio de un escaneo, información digital de las estructuras orales<sup>2</sup>.



Otro punto a tomar en cuenta es el hecho de que, por factores técnicos de los equipos o incluso por nociones de procedimiento, la información que se obtiene por medio del escaneo intraoral no siempre es 100% exacta, por lo que muchas veces es aún necesario realizar ajustes oclusales para adaptar mejor estas restauraciones a la oclusión del paciente, siendo que este proceso puede perjudicar el comportamiento de algunos de estos materiales, en mayor o menor medida dependiendo de su composición. Este efecto ha sido reportado, sin embargo, no está del todo claro aún<sup>2</sup>.

Por esto, es de nuestro interés investigar la resistencia de estos materiales ante ajustes oclusales clínicos rutinarios con instrumentos de uso rutinario y su posterior comportamiento en términos de propiedades mecánicas. Conocer esta información es valiosa para mejorar el rendimiento, predictibilidad y, por lo tanto, la calidad de los tratamientos realizados con este tipo de materiales.

## MARCO TEÓRICO

### Capítulo I: Materiales utilizados en odontología para restauraciones en CAD/CAM

Los sistemas CAD/CAM han alcanzado una alta popularidad en los últimos años, utilizándose en diversos procedimientos dentales, por tal razón es muy importante conocer las propiedades de estos materiales <sup>3</sup>. En términos generales, los materiales para tecnologías CAD/CAM están compuestos de los mismos grandes grupos de materiales indirectos existentes desde hace décadas a saber metales, polímeros y cerámicas. Sin embargo, su formato en lingotes o discos previamente procesados les confieren propiedades diferentes a los formatos tradicionales<sup>4</sup>,

En el grupo de los polímeros las resinas compuestas están constituidas por un relleno inorgánico incrustado en una matriz de resina orgánica. Las resinas compuestas indirectas en forma de bloques fresables prepolimerizados se procesan y polimerizan extraoralmente, mejorando algunas propiedades como la contracción por polimerización y las propiedades mecánicas. Este material requiere pocos pasos de post-procesamiento y son utilizados para carillas, inlays, onlays y coronas <sup>3</sup>.

#### 1. Resinas convencionales en bloque para CAD/CAM

Las resinas utilizadas para CAD/CAM presentan una estructura conformada por una matriz polimérica y rellenos que pueden ser: orgánicos, inorgánicos o compuestos <sup>5</sup>. Algunas de las características de estos tipos de resinas y por lo cual son muy utilizadas para restauraciones son: su estabilidad que permite un fresado muy optimizado, estética de calidad

y una buena estabilidad en el color de la restauración y un menor costo comparado con otros materiales.

Sin embargo, uno de los aspectos poco favorables para las resinas para CAD/CAM es su número limitado de enlaces libres carbono-carbono-doble en la superficie, lo que nos indica que para obtener una buena unión de la restauración se necesita de un tratamiento previo de la superficie del material <sup>6</sup>.

### **1.1 Resina Brilliant Crios**

Dentro del campo de la odontología restauradora y estética, contamos con las resinas que han adquirido gran popularidad en las últimas décadas. En este trabajo, nos vamos a enfocar en los bloques de resina Brilliant Crios que son una alternativa, en la odontología computarizada.

Los bloques BRILLIANT Crios es un composite reforzado para la fabricación de restauraciones definitivas indirectas utilizando un proceso de tallado CAD/CAM. Este material permite realizar restauraciones individuales estéticas tanto en el sector anterior como posterior. Esto incluye todas las indicaciones convencionales como inlays, onlays, coronas y carillas. Tantas aplicaciones de esta resina se pueden suponer a su módulo de elasticidad, similar a la de la dentina del diente natural <sup>7</sup>.

La composición multimodal del vidrio dental (vidrio de bario Tamaño < 1,0  $\mu\text{m}$ ) y el sílice amorfo (Tamaño < 20 nm) en combinación con una matriz de resina de refuerzo hacen de BRILLIANT Crios el material ideal para restauraciones definitivas unitarias <sup>8</sup>.

A diferencia de los materiales cerámicos puros, los composites para CAD/CAM siempre se deben cimentar de forma adhesiva <sup>8</sup>. A esto se le suma que el fabricante también expresa que los cementos también incluyen materiales como el fosfato de zinc y los cementos de ionómeros de vidrio o los cementos de ionómeros de vidrio reforzados con resina. Estos cementos no son adecuados para asegurar una adhesión permanente para una restauración CAD/CAM de composite <sup>8</sup> y que los más indicados para estas restauraciones son los cementos de resina. Esta afirmación también se ve en el estudio de Konstantino y cols. en la cual expresan que las restauraciones indirectas realizadas con materiales compuestos CAD/CAM se adhieren a las superficies dentales mediante cementos de resina. El aumento de la fuerza de adhesión entre las restauraciones indirectas CAD/CAM y el cemento de resina es esencial para mejorar la resistencia a la fractura y preservar la integridad marginal de las restauraciones <sup>9</sup>.

En cuanto al acondicionamiento de esta resina, debemos tener claro que dentro de la composición de la resina en bloque Crios, está presente el sílice <sup>8</sup>. Este componente, más las partículas de bario, tienen una interacción diferente con el grabado con ácido fluorhídrico. En particular, durante el tratamiento con ácido fluorhídrico, las partículas de SiO<sub>2</sub> se disuelven formando una superficie rugosa deseable, pero las partículas de vidrio de Ba podrían no disolverse completamente y, por lo tanto, el uso de una imprimación de material adecuada, la cual también reacciona con las partículas de Bario, puede conducir a una mejor superficie de adhesión <sup>10</sup>. Esto coincide con lo que dice Thomas y colaboradores (2019), cuando describen que la aplicación de silano tiende a disminuir la fuerza de adhesión de las resinas compuestas CAD/CAM <sup>9</sup>. También dicen que para las resinas compuestas CAD/CAM cuyos fabricantes no recomiendan un paso adicional de pretratamiento de la superficie con silano (es decir,

Brilliant Crios); la silanización además del protocolo recomendado no tuvo un efecto significativo en la fuerza de adhesión en el estudio realizado <sup>9</sup>.

Características como la adhesión adecuada a los materiales restauradores de composite CAD/CAM, han sido ampliamente estudiados. Se ha demostrado que es necesario realizar tratamientos previos mecánicos o químicos en las superficies adheridas. Las uniones químicas entre el cemento de resina y el material restaurador a base de resina, así como la aplicación de imprimaciones para humedecer las superficies de resina polimérica, mejoran significativamente la unión adhesiva<sup>11</sup>. Además, los pretratamientos micromecánicos, principalmente mediante el uso de ácido fluorhídrico o el arenado con partículas de óxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), también pueden mejorar la adhesión de las superficies. La modificación de la superficie conseguida mediante la aplicación de ácido fluorhídrico o el chorro de arena con partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> crea una superficie microretentiva que permite el enclavamiento mecánico del cemento de resina. Además, se ha introducido un método triboquímico que comprende el chorro de arena con partículas recubiertas de sílice en lugar de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> puro, lo que conduce a una adhesión química adicional mediante el incremento <sup>11</sup>.

Características como el pretratamiento y cementación de la superficie han sido ampliamente estudiadas y a la vez son los principales enfoques que se le han dado a los materiales, en comparación, a los tratamientos en sus superficies en menor medida. Lo que sí está claro es que la odontología digital se ha introducido fuertemente y se ha convertido en un nuevo reto para los odontólogos.

Las cerámicas dentales pueden alcanzar excelentes propiedades estéticas, además su biocompatibilidad y durabilidad las hace una opción clara para prótesis dentales fijas. Los

sistemas CAD/CAM han facilitado el uso de estos materiales para restauraciones totalmente cerámicas en varios escenarios clínicos, pues en la actualidad existen diferentes tipos de cerámicas que se pueden usar en el sistema CAD/CAM <sup>12</sup>:

## **1.2. Cerámicas con matriz resinosa**

Existen dos tipos principales de materiales que mezclan cerámicas con resinas. Los bloques que contienen una matriz de polímeros reforzada con alto contenido de partículas de relleno cerámico (aproximadamente 80%), llamados resinas nanocerámicas; y los bloques que son una base o matriz cerámica, infiltrada con polímero líquido, siendo este último más resistente al desgaste y que se denominan cerámicas infiltradas por polímero resinosa. El primer tipo son en esencia bloques de resina compuesta, pues son materiales compuestos por una matriz orgánica y relleno inorgánico, como cualquier resina compuesta. Sin embargo, los autores han introducido diferentes términos para definir este material y separarlo un poco del grupo de las resinas compuestas convencionales por poseer, según ellos, muy alto porcentaje de relleno. No obstante, varias resinas convencionales alcanzan también porcentajes similares.

Este material se comporta esencialmente como una resina compuesta, pero al ser un bloque prepolimerizado al 100% a presión y al tener un alto porcentaje de relleno cerámico, adquiere propiedades mecánicas superiores a las de las resinas convencionales, además su alto contenido de relleno nanocerámico le puede proveer mejor pulido. El segundo tipo sería lo contrario, pues son principalmente un bloque de cerámica feldespática completamente cristalizada que, al ser naturalmente porosos, se infiltran en esos espacios con matriz resinosa. Eso le confiere al material mayor flexibilidad comparada con las cerámicas a base únicamente



de feldespatos, sin embargo, esta infiltración resinosa también le confiere mayor opacidad. Los bloques de resina nanocerámica se recomiendan para carillas, inlays/onlays, mientras que los bloques de cerámica con infiltración de polímeros también se recomiendan para coronas individuales<sup>13</sup>.

Dado que son materiales con contenido resinoso además de cerámico, estos poseen alta resistencia a la fatiga, características de fresado favorables con márgenes más suaves, no requieren cristalización ni sinterización térmica y se requiere de un pulido manual después del fresado<sup>13</sup>.

## **2. Cerámica a base de silicatos**

Estas cerámicas contienen una matriz vítrea a base de silicatos. Algunas pueden tener también contenido cristalino como refuerzo entremezclado con la matriz y otras están prácticamente compuestas de matriz vítrea únicamente. El contenido vítreo hace que estos materiales sean bastante translúcidos, lo que los hace ideales para restauraciones de dientes en zonas estéticas, pero a su vez son frágiles, y las que no poseen refuerzo cristalino poseen una baja resistencia a la fractura en general. Sin embargo, dentro de este grupo también se encuentran las cerámicas vítreas reforzadas con cristales sintéticos a base de óxidos metálicos que, a partir de esa combinación, se obtiene un material ideal entre alta estética y altas propiedades mecánicas, aunque como toda cerámica, siguen siendo más frágiles que los materiales poliméricos<sup>13</sup>.



### ***2.1 Cerámica feldespática***

La porcelana o cerámica feldespática tradicional ofrece excelentes características ópticas para restauraciones estéticas, pero es muy frágil y no muy resistente. Sin embargo, siguiendo el mismo principio antes mencionado, la versión para CAD/CAM de estos materiales es más resistente que su origen pues no es feldespato puro, sino que posee un refuerzo de otros compuestos. Se recomienda para restauraciones fresables como carillas, inlays, onlays y coronas de anteriores. Ensayos clínicos han demostrado una tasa de éxito para bloques CAD/CAM feldespáticos entre los 84% y 95% en un periodo de 9 - 18 años, siendo la principal causa de fracaso la fractura de la restauración <sup>14</sup>.

### ***2.2 Cerámica reforzada con leucita***

Las cerámicas reforzadas con leucita tienen características muy buenas para las zonas estéticas, pero su resistencia no aumentó considerablemente en comparación con la feldespática sin refuerzo, por lo que no es ideal para zonas de mucha fuerza oclusal. Son compuestas por una base de cerámica feldespática con el refuerzo de cristales de leucita, un cristal natural también compuesto por una base silícea<sup>14</sup>.

### ***2.3 Cerámica de disilicato de litio***

Este material surgió como una evolución a la cerámica vítrea a base de leucita, pero utilizando un cristal sintético, el disilicato de litio. Inicialmente, al igual que la leucita, se lanzó en presentación de lingotes para inyección/prensado, luego, con el desarrollo de la tecnología CAD/CAM, se comenzó a fabricar en formato de bloques fresables con esta tecnología. Este material es el punto medio entre alta estética y excelentes propiedades mecánicas, gracias a la



combinación de una matriz vítrea (30%) y los cristales que también poseen cierta translucidez pero que su principal virtud se encuentra en su forma fusiforme, la cual, por su ordenamiento microestructural aleatorio, provee una alta resistencia mecánica al material. Los bloques cerámicos de disilicato de litio se pueden considerar entonces exitosos, principalmente en áreas de carga oclusal de moderada a alta, mientras mantienen a su vez óptimas propiedades estéticas, haciéndolos la cerámica de elección para carillas, inlays/onlays, coronas individuales, e incluso prótesis fija múltiple de hasta 3 unidades. Se fresan en húmedo en una fase de pre-cristalizada (bloque morado), para facilitar este proceso. Luego se cristaliza en un horno para cerámicas a una temperatura máxima aproximada de 830-850°C que provoca una maduración de los cristales y matriz vítrea. Posterior a la cristalización puede efectuarse pulido manual con hules abrasivos especiales para cerámicas vítreas o bien si es necesario ser caracterizado con tintes vítreos y aplicación de glaseado seguido de un nuevo proceso térmico especial para este efecto<sup>14</sup>.

Su característica principal es una excelente combinación de alta resistencia mecánica con propiedades ópticas que mimetiza la estructura natural de una pieza dental por lo que es el material a elección para casos en la región anterior (junto con la cerámica feldespática) aunque también es capaz de ser utilizado con éxito en restauraciones unitarias del sector posterior. Su resultado estético predecible y sus bajas tasas de fractura lo hacen un material de elección para la mayoría de situaciones clínicas, lo que se refleja en su amplio éxito en años recientes <sup>14</sup>.

#### ***2.4 Cerámica de silicato de litio reforzada con zirconia***

Como parte de la evolución de materiales en odontología, han surgido una gran variedad de biomateriales restauradores, brindando una gama de opciones para que el clínico pueda escoger un material que sea ideal según el requerimiento y necesidad de tratamiento.

En el 2016 surge este material de la compañía VITA Zahnfabrik con el producto VITA Suprinity® PC como producto para una nueva generación de cerámicas vítreas, agregando al disilicato de litio en su composición 15-21% de óxido de litio 56-64% de óxido de silicio y un refuerzo 8-12% de óxido de zirconio al disilicato de litio, teniendo así un material altamente estético y altamente resistente con una resistencia significativa; resistencia media superior a la de una cerámica de disilicato de litio, con indicaciones por parte del fabricante para realización de carillas, incrustaciones y coronas en todo tipo de diente <sup>15.16</sup>.

Como se mencionó, dentro de los derivados de la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconia, esta contiene casi un 10% de zirconia en peso y que ha sido lanzada recientemente para combinar las propiedades positivas de los materiales de silicato de litio y de zirconia para conseguir tanto una mayor resistencia a la flexión como propiedades estéticas <sup>16</sup>.

En el estudio de Mostafa y col, se muestra que el grupo vita suprinity mostró una resistencia media a la fractura estadísticamente significativa mayor que el IPS emax, para restauraciones posteriores. Las partículas de zirconia se incorporan para reforzar la estructura cerámica donde actúan como agentes nucleantes disueltos en la matriz vítrea que provoca la interrupción de la fisura <sup>17</sup>.

Los resultados que muestran autores como Elsaka y Elnaghy (2015), refieren que Vita Suprinity presenta una resistencia a la fractura significativamente mayor, así como los autores previos describieron, pero también comprueban que el silicato de litio reforzado con zirconio tiene una mayor tenacidad a la fractura, un módulo elástico y una mayor dureza que IPS e.max CAD y lo atribuyeron a la estructura cristalina fina y homogénea de VITA suprinity en comparación con los cristales en forma de aguja de grano fino incrustados en una matriz vítrea en IPS e.max CAD. Además, la mayor resistencia a la fractura de VITA suprinity en comparación con la vitrocerámica IPS e.max CAD podría atribuirse también a la incorporación del relleno de circonio a la composición de VITA suprinity. La matriz de vidrio está reforzada, sin enturbiarse por las partículas de circonio disueltas, lo que le confiere una mayor resistencia a la fractura <sup>18</sup>.

En restauraciones de contorno completo, como coronas con Vita Suprinity, estas tienen mayor resistencia a la fractura que las IPS e.max CAD, esto debido a la microestructura del material. La fuerte unión entre la cerámica de vidrio y el cemento de resina puede deberse a: El mecanismo dominante es que las moléculas de silano pueden reaccionar con el agua para formar tres grupos silanol (-Si-OH) a partir de los correspondientes grupos metoxi (-Si-O-CH<sub>3</sub>). A continuación, los grupos silanol reaccionan continuamente con la superficie vitrocerámica para formar una red de siloxano (-Si-O-Si-O-). El pretratamiento adicional con silano contribuye a formar una capa uniforme y funcional que es beneficiosa para la adhesión de la resina al sustrato de vidrio. Posterior a esto, los extremos monoméricos del silano pueden reaccionar con los grupos de metacrilato de las resinas compuestas a través de la polimerización libre, principalmente porque los monómeros de silano contienen enlaces C=C. Por lo tanto, el



silano crea un puente entre el sustrato de vidrio y los cementos de resina compuesta. A través de la polimerización entre el silano y el monómero de metacrilato, y entre el monómero de metacrilato y otro monómero de metacrilato se forma una fuerte unión entre el sustrato de vidrio y la resina <sup>17,19</sup>.

Como punto importante, los materiales a base de disilicato de litio / silicato de litio con (ZrO<sub>2</sub>), como la mayoría de las cerámicas, para exponer al máximo sus propiedades, estas al momento de su cementación adhesiva, tiene que ser lo más cuidadosa no generar alteraciones en el comportamiento de los materiales mencionados <sup>17</sup>.

Todavía faltan estudios que avalen más las propiedades mecánicas del suprinty, para los diferentes usos clínicos de este material, sin embargo, esta nueva clasificación de cerámicas vítreas, se muestran como una buena opción restauradora.

### **3. Cerámica a base de óxidos metálicos o policristalina**

Este tipo de materiales cerámicos se caracterizan por la ausencia de contenido vítreo silíceo, en su defecto están formados por un conglomerado de cristales a base de óxidos metálicos principalmente de aluminio y zirconio, densamente agrupados, lo que les confiere a estos materiales propiedades características que se resumen en una mayor opacidad y resistencia mecánica que las cerámicas vítreas. La cerámica a base de óxido de aluminio (alúmina) se ha dejado de utilizar, pues la cerámica a base de dióxido de zirconio (zirconia) se ha desarrollado en gran medida, ofreciendo múltiples opciones para diferentes escenarios clínicos <sup>13</sup>.

### *3.1 Cerámica de óxido de zirconio*

Las cerámicas a base de dióxido de zirconio se presentan para tecnologías CAD/CAM en bloques, lingotes o discos compuestos por estructuras policristalinas altamente densas, lo que le confiere a este material excelentes propiedades mecánicas. Este material, como la mayoría de los utilizados en odontología no es original de esta área, se ha utilizado anteriormente en otro tipo de industrias, pues su extracción es relativamente sencilla y barata. En sus inicios como material odontológico, el material poseía una serie de problemas físicos, propios de su composición, pues al ser un material a base de óxidos metálicos presenta ciertas características y comportamiento microestructural, relativo a cambios de fase cristalina según la temperatura.

La fase cristalina a temperatura ambiente (luego de enfriarse posterior al proceso térmico de sinterización) que presentaba era en su mayoría monoclinica. Este cambio de fase cristalina tetragonal (a altas temperaturas) a fase monoclinica, le generaba una expansión dimensional que producía apertura de microfracturas y una consecuente baja en su tenacidad de fractura<sup>8</sup>. Es por esto que los fabricantes le agregaron trióxido de Itrio como estabilizador para mantener la fase cristalina tetragonal e incluso cúbica aun cuando el material se enfriara, y se mantuviera de esa forma a temperatura ambiente. Esto generó que surgieran varios tipos de zirconia, dependiendo de la cantidad de estabilizador que se les incluyera en su composición. La cantidad de partida fue de 3 mol, pero posteriormente se observó que, aumentando esta cantidad, el material perdía resistencia y ganaba translucidez. Así, la zirconia actualmente posee varios tipos (I-IV) de acuerdo a su cantidad de trióxido de Itrio. La composición convencional de policristales de zirconia estabilizada con 3 moles de itrio (3Y-PSZ) presenta



resistencias a la flexión de alrededor de 1200 MPa. Este material presenta también una alta opacidad por lo que no es recomendado en zonas estéticas, pero debido a su altísima resistencia, es indicado para restauraciones que requieran alta demanda mecánica, como prótesis fija múltiple en posterior y de varias unidades, infraestructuras para rehabilitaciones completas, o incluso restauraciones indirectas unitarias en sector posterior con sobrecarga oclusal importante<sup>14</sup>.

Estas cerámicas también poseen cierta combinación de cristales de óxido de aluminio, dependiendo del tipo y fabricante. De esta forma, la zirconia más translúcida/estética posee una cantidad mayor de itria (5 moles) y se redujo el contenido de alúmina, resultando en más cristales de fase cúbica (55%) dentro de la estructura, lo que permite que se transmite más luz, pero con la desventaja que aumentaba su fragilidad y bajaba su resistencia a fractura (alrededor de 600 MPa) <sup>14</sup>.

Así, las cerámicas a base de óxido de zirconia poseen alrededor de 4 categorías que difieren en la cantidad de Itrio y alúmina, por lo que las que poseen menor cantidad (3 mol) son altamente resistentes y opacas, y las que poseen mayor cantidad son menos resistentes y más translúcidas. Siguiendo este racional es que se escoge una opción de estas dependiendo de la demanda mecánica y estética del caso a tratar<sup>17</sup>.

## **Capítulo II: Efecto sobre las restauraciones CAD/CAM debido a los ajustes oclusales realizados clínicamente.**

Idealmente, al recibir, probar y cementar una restauración que ha sido diseñada y manufacturada de manera computarizada, no debería haber gran necesidad de realizar ajustes oclusales para optimizar la función de las restauraciones. Sin embargo, en algunos casos es necesario hacer pequeños ajustes después de evaluar la función de oclusión. En muchos casos, se ajusta la restauración inclusive después de realizar el glaseado y pulido de laboratorio. Por lo tanto, es de interés clínico determinar si los ajustes oclusales que se realizan al evaluar la función de una nueva restauración afectan las propiedades físicas del material en términos de resistencia a la flexión y dureza. Un punto clave es conocer que existen muchos kits o sets de pulido o ajuste con diferentes pasos y que existen en el mercado una gran variedad de estos por lo que es un procedimiento clínico que no está estandarizado.

Para garantizar el éxito clínico a largo plazo de los materiales dentales, un punto importante es que presenten superficies lisas, como también pulidas; este factor es importante porque ayuda a mantener la estética de las restauraciones, minimizan la adhesión bacteriana, la fatiga, el astillado o fractura y mejoran la resistencia a la flexión. Asimismo, las superficies lisas se desgastan menos y, por lo tanto, prolongan la longevidad de la restauración. Sin embargo, los efectos provocados por la manipulación de la superficie de las restauraciones dependen de las características propias del material <sup>20</sup>.

En el 2015, Fasbinder y colegas encontraron que, al pulir las superficies de algunos materiales CAD/CAM, fue necesario el uso de instrumental de acabado para crear una superficie lisa y pulida, ya que este elimina surcos más profundos y crea una textura más fina



que se pulirá fácilmente con los siguientes pasos. También cabe destacar que todas las superficies pulidas eran significativamente más lisas que las restauraciones que venían pulidas y glaseadas de laboratorio. Las superficies glaseadas se han considerado tradicionalmente el “*Gold Standard*” y se han aceptado como la superficie más lisa que se puede lograr. Sin embargo, un estudio reciente comparó la rugosidad de la superficie de discos CAD/CAM y de cerámica convencional después del pulido o glaseado y concluyó que las cerámicas CAD/CAM pulidas manualmente eran significativamente más lisas desde el punto de vista estadístico que las cerámicas glaseadas <sup>21</sup>.

La literatura disponible hasta el momento se enfoca más en los efectos de otros procedimientos clínicos como el pulido. En el 2017, un artículo por Matzinger y colaboradores estudia el efecto del pulido y se evalúa la rugosidad de la superficie después del procedimiento. Mencionan que el ajuste se realizó con una fresa de diamante 27-76  $\mu\text{m}$ , (Meisinger, Neuss, G) en condiciones estandarizadas (refrigeración permanente con agua, 1,5 N, 160 000 rpm, 10 s)<sup>17</sup>. En la mayoría de los casos, el ajuste en el consultorio con una broca de diamante provocó una mayor rugosidad de la superficie en comparación con la rugosidad de superficie después del fresado. El artículo concluye que el ajuste proporciona una rugosidad superficial considerable. Un pulido final de alto brillo después del fresado o ajuste es esencial para garantizar superficies lisas con un rendimiento clínico óptimo<sup>22</sup>.

A pesar de que el CAD/CAM facilita el procesamiento de restauraciones cerámicas, al momento de su cementación definitiva, se necesitarán ajustes oclusales o interproximales. Lo más usual es utilizar una broca de diamante con piezas de mano de alta velocidad, bajo refrigeración con agua. El principal problema al realizar este procedimiento se presenta en

cuanto la zona donde se realiza el ajuste queda con una superficie rugosa que conlleva a desventajas como la disminución de las propiedades mecánicas, astillamiento o fractura de la restauración <sup>23</sup>.

Scherrer et al (2017), en su estudio, utilizaron 20 coronas fábricas en disilicato de litio ( e.max® CAD, Ivoclar Vivadent) y las sometieron a ajustes con brocas de diamante granulación de 38–45 µm y su respectivo kit de pulido. Al momento de analizarlas en el microscopio observaron deformaciones en la superficie de la restauración que podrían llevar a la formación de grietas que pueden debilitar la estructura cerámica, reduciendo su resistencia hasta en un 41 %<sup>23</sup>.

Sin embargo, a pesar de que se observaron cambios en la superficie de la restauración de disilicato de litio, esta es comparable a la observada en restauraciones de zirconio, como también esta rugosidad no difiere mucho a la presente en estos materiales previo al tratamiento con kits de pulido <sup>23</sup>.

Entre los diferentes materiales disponibles para restauraciones en CAD/CAM las cerámicas de vidrio a base de sílice de litio son muy utilizadas debido a sus propiedades estéticas y mecánicas. Las cerámicas de vidrio pueden pulirse con fresas manuales, con o sin pasta, esto varía el aspecto de las superficies de la restauración<sup>24</sup>.

En el mismo artículo de Matzinger, a partir de varios materiales CAD/CAM (tres resinas, una cerámica híbrida, tres cerámicas), se fabricaron, cristalizaron y pulieron con papel abrasivo de carburo de silicio (rejilla 600–1000, Buehler, D, 300 rpm) para producir especímenes con características superficiales de referencia comparables. Los materiales se usaron de acuerdo con las instrucciones: el zirconio reforzado de silicato se cristalizó (máx.

840 °C, 28 min) y luego se pulió. Luego del pulido, el zirconio reforzado de silicato fue el material con las superficies más lisas en comparación con otros materiales estudiados como Lava Ultimate y fue el que presentó menos rugosidad de superficie. También es uno de los materiales que menos desgaste presenta luego de las pruebas <sup>22</sup>.

La rugosidad de la superficie es un aspecto importante que describe la eficacia de los procedimientos en cuanto a los materiales. Para los compuestos a base de resina (Lava Ultimate y Brilliant Crios) Thomas et al. hacen un estudio sobre los daños de la superficie de diferentes materiales. Estos sometieron estas resinas a diferentes tratamientos, entre ellos vemos que, después de la aplicación de ácido hidrofúorhídrico, hay una ligera reducción de los componentes a base de sílice provocó un aumento significativo de la rugosidad para el Lava Ultimate. También hacen referencia a que el ácido fosfórico solo provocó cambios menores en la superficie en cuanto a tratamiento para críos y resina nanocerámica<sup>10</sup>.

La energía de superficie disminuyó después del Monobond Etch and prime para ambas resinas, así como la utilización de las brocas con enfriamiento por agua de 80um logró un aumento significativo de la rugosidad en ambos materiales<sup>10</sup>. Las brocas con enfriamiento por agua de 4um produjo solo ligeros cambios de rugosidad, pero energía de superficie aumentó significativamente en el caso de Lava Ultimate y Crios. Además de una pequeña pérdida de material de Lava Ultimate después de brocas con enfriamiento por agua de 80um, se detectaron nódulos después del esmerilado con fresa de diamante. El chorro de arena provocó un relieve de la superficie de bordes afilados en ambas resinas. El arenado con óxido de aluminio de 50um incrementó significativamente las grietas con daños de 0.5um. El arenado con óxido de aluminio de 120um condujo a la formación de grietas en los casos de Lava Ultimate.

En comparación con el arenado con óxido de aluminio de 50 $\mu$ m, el chorro de arena a alta presión solo causó un pequeño aumento adicional de rugosidad y energía de superficie en resina convencional y resina nanocerámica<sup>10</sup>. Con lo cual, se llega a la conclusión de que un daño aceptable en la superficie para Lava Ultimate es con el grabado con ácido fluorhídrico o chorro de arena con de grano pequeño y baja presión, mientras que para la resina Crios un daño aceptable en su superficie sería con un arenado con un tamaño de grano pequeño y baja presión<sup>10</sup>.

Mientras que en el estudio de Yoshihara y colaboradores se muestra cómo para la resina Crios propiamente se sugiere que el arenado con 120 $\mu$  m/1 bar logró una mayor rugosidad en la superficie sin causar daños. Por otro lado, la energía de superficie más alta y la rugosidad más fuerte se pudieron conseguir mediante el esmerilado con una fresa de grano grueso<sup>25</sup>.

El desgaste se define como una pérdida gradual de material originada por la interacción mecánica entre dos superficies en contacto que están en movimiento relativo bajo una carga determinada. La separación física de un material (fragmentación catastrófica) durante un proceso de estos, se produce principalmente debido a la expansión de microfisuras y a la disolución química de la zona afectada. En consecuencia, en trabajos previos se han descrito cuatro tipos principales de desgaste: adhesivo, abrasivo, por fatiga y corrosivo.<sup>26</sup>

La mayor parte de la literatura publicada a lo largo de los años sobre el comportamiento de desgaste de los materiales CAD/CAM se ha centrado en las tasas de desgaste y el daño superficial causado por diferentes indentadores o abrasivos (dientes naturales, materiales dentales, instrumentos, etc.) bajo diversas condiciones de prueba (es decir, desgaste de dos o tres cuerpos)<sup>26</sup>.



Estos estudios también han puesto de manifiesto que hay una estrecha relación entre los mecanismos de desgaste y la pérdida de material e incluso una fractura posterior. El desgaste por fatiga en algunas cerámicas vítreas provocó un menor índice de desgaste superficial y una pérdida de material moderada, por ejemplo, mientras que el desgaste abrasivo fue el responsable de la aparición de grandes cráteres de desgaste, observados en estos materiales<sup>27</sup>.

La presencia de daños severos en la subsuperficie de los materiales vítreos confirmó su susceptibilidad a la iniciación y propagación de grietas bajo fatiga por contacto deslizante, tras realizar acciones abrasivas superficiales, similares a los ajustes oclusales que se dan clínicamente<sup>27</sup>. En lo que respecta a materiales que contienen polímeros, como por ejemplo la cerámica interpenetrada por una matriz de resina, se presenta una mejora un poco su comportamiento en relación con las cerámicas vítreas; sin embargo, se demostró una disminución en eficacia en relación con la evitación de la aparición de grietas cónicas parciales, en comparación con la resina compuesta convencional. Este último material ofrece una alternativa interesante para las zonas de alta carga, así como para los pacientes con bruxismo, pues aparentemente distribuye mejor las tensiones y, debido a su menor rigidez comparada con las cerámicas vítreas, se disminuye la afectación después de sufrir desgastes similares a los ajustes oclusales. Claro que el efecto de ese desgaste en el material también está relacionado con el tipo de instrumento abrasivo, y la velocidad de su acción, por lo que es importante considerar estas variables, además de la composición del material al realizar este tipo de procedimientos clínicos<sup>28</sup>.



También se ha visto que el uso de pastas de pulido y de almohadillas fibrosas o hules abrasivos, al realizar ajustes en materiales CAD/CAM, son capaces de prevenir el desarrollo de tensiones residuales en las zonas de contacto entre los materiales, mediante el alisamiento de la superficie (disminución de su rugosidad) y, consecuentemente, la disminución de defectos (micro grietas) lo que favorece un mejor comportamiento a la fatiga<sup>28</sup>.

### **Capítulo III: Principales métodos para análisis de materiales dentales.**

El desempeño mecánico de los materiales cerámicos se aborda comúnmente midiendo la resistencia a la fractura o la tenacidad utilizando muestras de barras o discos simplificados. Dichos métodos reflejan el comportamiento estático e inerte de los materiales en cargas críticas, centrándose en la fractura como evento final. Como la fractura es la ruptura de los enlaces, se sabe que la resistencia a la fractura de la cerámica es inversamente proporcional al defecto más grande o crítico presente en el volumen cargado<sup>29</sup>.

Para muchos ingenieros y científicos de materiales, las pruebas de resistencia brindan más que valores de tensión en caso de falla, pues los datos de resistencia son una ventana a la naturaleza de la microestructura, las tensiones residuales y el tamaño, tipo y distribución del defecto en el material. Asociados con la fractografía, los datos de resistencia pueden guiar las rutas de procesamiento para eliminar los defectos que limitan la resistencia y aumentar la confiabilidad del material<sup>10</sup>. En nuestro caso utilizamos pruebas de resistencia a la flexión para poder medir además de la resistencia a la fractura, también por ejemplo el módulo de elasticidad de los diferentes materiales con los respectivos tratamientos aplicados a cada grupo.



**Pruebas de flexión uniaxial:** Esta prueba se puede realizar por flexión en tres puntos o cuatro puntos. Esta prueba se realiza en una máquina de prueba universal (máquina de prueba de tracción o probador de tracción). La principal ventaja de una prueba de flexión de tres puntos es la facilidad de preparación y prueba de la muestra. Sin embargo, este método también tiene algunas desventajas: los resultados del método de prueba son sensibles a la muestra, la geometría de carga y la velocidad de deformación. La norma ISO 6872 para cerámicas dentales admite longitudes de tramo tan pequeñas como 12 mm para flexión en tres puntos y 16 mm para flexión en cuatro puntos<sup>30</sup>.

**Pruebas de flexión biaxial:** un ejemplo de este tipo de test es la configuración basada en una bola en tres bolas (B3B). La configuración se basa en tres bolas que cargan el espécimen sobre una bola de soporte; la fricción se evita al permitir que las tres bolas de carga rueden mientras el espécimen se dobla y se fractura<sup>30</sup>.

El estado de tensión biaxial desarrollado en el lado de tracción del espécimen simula en mayor medida las condiciones de tensión multiaxial en aplicaciones reales y no discrimina grietas en orientaciones particulares. Sin embargo, los accesorios de carga y soporte que consisten en anillos o bolas múltiples requieren superficies paralelas perfectamente planas para que el estado de tensión sea descrito por las soluciones disponibles<sup>30</sup>.

El hecho bien conocido de que la resistencia de la cerámica es sensible a los defectos de la superficie y su extensión bajo la superficie (cuanto mayor es el defecto, menor es la resistencia de la cerámica) dirige nuestra atención hacia la distribución estadística de los defectos. Desafortunadamente, la distribución específica de una población de fallas en un



volumen cargado a menudo resulta en una alta dispersión de los datos experimentales. La optimización de la superficie (pulido) sin duda proporciona datos más confiables (y una distribución limitada), pero sigue siendo obligatorio un tratamiento estadístico sólido de los datos<sup>29</sup>.



UNIVERSIDAD DE  
COSTA RICA

**F**Od Facultad de  
**O**dentología

**Parte II**  
**Marco Metodológico**



## PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

### Pregunta de investigación

Efecto de diferentes métodos para simular ajuste oclusal/acabado en la resistencia a la flexión de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.

¿Tendrá algún efecto el tipo de material y algunos métodos de simulación de ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos para CAD/CAM?

### Objetivos

- *General*
  - Analizar el efecto de diferentes métodos de simulación de ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM.
- *Específicos*
  - Cuantificar y comparar la susceptibilidad en términos de resistencia mecánica, a diferentes protocolos de ajuste oclusal/desgaste de materiales restaurativos resinosos y cerámicos CAD/CAM.
  - Analizar el efecto de diferentes mecanismos de desgaste oclusal/acabado en el módulo de elasticidad de materiales resinosos y cerámicos CAD/CAM.

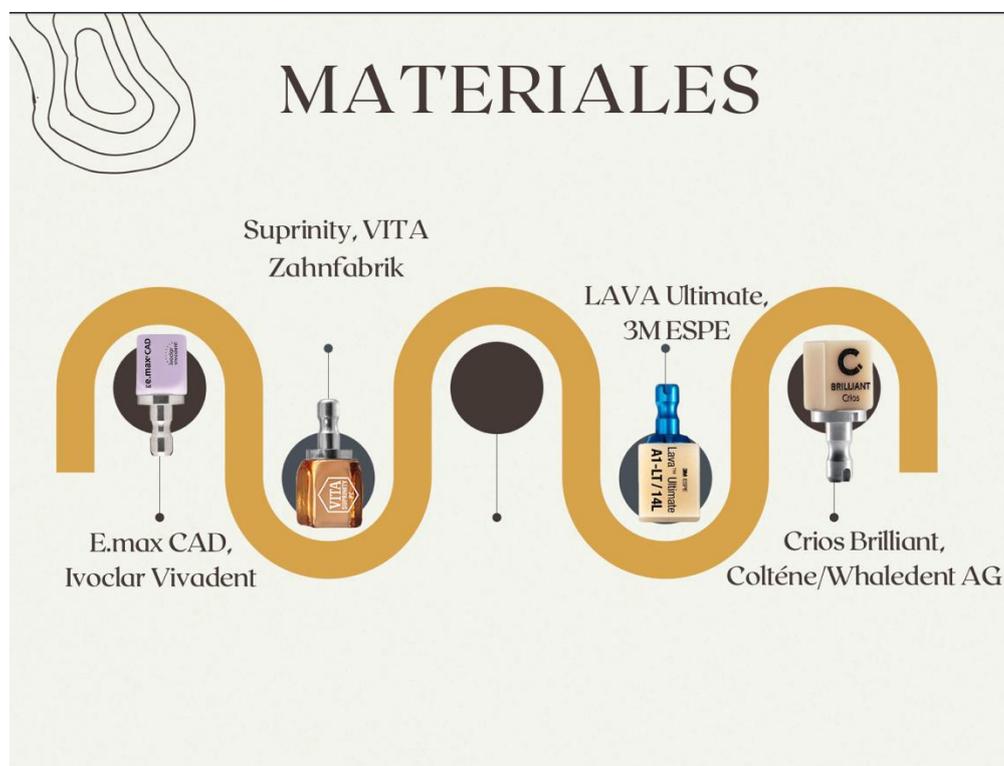
## Metodología

Se utilizaron dos materiales cerámicos CAD/CAM (E.max CAD, Ivoclar Vivadent y Suprinity, VITA Zahnfabrik) y dos materiales resinosos CAD/CAM (LAVA Ultimate, 3M ESPE y Crios Brilliant, Colténe/Whaledent AG). De dichos bloques se obtuvieron especímenes del formato y dimensiones descritas para la prueba de resistencia a la flexión uniaxial en la ISO respectiva y en la guía para pruebas mecánicas de la Academia de Materiales Dentales<sup>31</sup>. Estas muestras son barras rectangulares de  $1,5\pm 0,5 \times 4\pm 0,5 \times 12\pm 0,5$  mm que se cortaron a partir de bloques de tamaño 14 de cada material con ayuda de una cortadora de precisión (Isomet 1000, Buehler). Las cerámicas a base de silicatos de litio fueron cristalizadas en el momento oportuno (aclarado más adelante), siguiendo las recomendaciones del fabricante. El número de muestras por grupo fue determinado aplicando el test estadístico para cálculo del tamaño amostral, el cual arrojó un valor de 14, por lo que se definió el  $n=15$ ;  $N=180$ <sup>32</sup>. Los especímenes de cada material fueron tratados de acuerdo con los siguientes procedimientos de acabado para simular ajustes oclusales: 1. sin tratamiento, únicamente con la lija 600-control negativo (simulación del maquinado)<sup>33,34</sup> (C).

Este procedimiento se aplicó en todos los grupos como una estandarización para todos. En el caso de materiales cerámicos se realizó antes de la cristalización; 2. Base del tratamiento del grupo 1 y tratamiento adicional con lijas de SiC #320 (luego de la cristalización en los materiales cerámicos). Este tratamiento se utilizó como simulación de un ajuste oclusal con una broca de diamante de banda amarilla<sup>35</sup>; 3. Base del tratamiento del grupo 1, tratamiento adicional con lijas de SiC #320 y pulido con hules abrasivos para cada material (secuencia de

2, Diatech, Coltene)<sup>11</sup>. El tratamiento base se realizó en ambos lados de la barra, mientras que el tratamiento de simulación de ajuste, únicamente en uno de los lados. El protocolo de tratamiento fue realizado por un solo operador, efectuado de forma manual con lubricación de agua sobre el papel de lija, realizando movimientos en 8 durante 3 segundos por muestra. El pulido se realizó con movimientos de vaivén de forma lineal sobre la superficie de la muestra 10 veces cada hule y también fue realizado por el mismo operador.

Posteriormente, los especímenes fueron sometidos a la prueba de resistencia a la flexión uniaxial para evaluar el efecto de estos procedimientos clínicos en la resistencia a la fractura y módulo de elasticidad, siguiendo los lineamientos descritos en las guías para pruebas mecánicas de la Academia de Materiales Dentales<sup>33,34</sup>. Esta prueba se realizó usando una máquina de ensayos universal (Electropuls E3000, Instron, MA, USA) a una velocidad de 1mm/min. Todos los especímenes fueron medidos con un calibrador digital y esas medidas registradas en una hoja del programa Excel, así como en la plataforma del programa Bluehill Universal. Además, el valor en Newtons de la fuerza necesaria para quebrar el espécimen fue también almacenado para cada muestra, con el objetivo de calcular la resistencia a la flexión en MPa y el módulo de elasticidad en GPa. Todos los procedimientos experimentales fueron realizados en el Laboratorio de Investigación en Materiales Dentales de la Facultad (LIMD)<sup>36,37</sup>.



**Figura 1.** Materiales cerámicos CAD/CAM (E.max CAD, Ivoclar Vivadent y Suprinity, VITA Zahnfabrik) y materiales resinosos CAD/CAM (LAVA Ultimate, 3M ESPE y Crios Brilliant, Colténe/Whaledent AG).

### **Análisis estadístico**

Ambos sets de datos fueron sometidos a la evaluación de cumplimiento de los supuestos para poder aplicar pruebas de hipótesis de tipo paramétricas como el ANOVA (pruebas de Anderson-Darling y Levene). Al cumplir con estos requisitos los datos fueron evaluados con ANOVA de 2 factores (Material vs. Tratamiento de simulación de ajuste) y el (los) factor (es) que resultara (n) significativo (s) ( $\alpha=0,05$ ) fue (ron) evaluados con la prueba de comparación múltiple de Tukey. Si el set de datos no cumplía con los supuestos paramétricos, fue evaluado



con la prueba de Kruskal-Wallis, cada factor por separado y sus medias evaluadas según el ranking estadístico resultante si hubiera resultado estadísticamente significativo.



**Parte III**  
**Resultados**

## RESULTADOS

### Resistencia a la flexión

Los datos se sometieron a las pruebas de normalidad (Anderson-Darling,  $p=0.68$ ) y homogeneidad de varianzas (Levene,  $p=0.203$ ) donde se comprueba la idoneidad para aplicar una prueba de comprobación de hipótesis de tipo paramétrico (ANOVA de 2 factores).

ANOVA reveló que solamente el factor material fue significativo ( $p=0.0001$ ), mientras que el factor tratamiento de desgaste oclusal y la interacción entre ambos fue negativa ( $p=0.600$  y  $p=0.711$ ). Los resultados de la prueba de ANOVA se encuentran en la Tabla 1. Las comparaciones múltiples para el factor material fueron realizadas con el test de Tukey ( $p<0.05$ ) y sus resultados se encuentran plasmados junto con los promedios de los diferentes grupos experimentales en la Tabla 2.

<b>Tabla 1</b>					
<i>Resultados del test ANOVA</i>					
<b>Fuente</b>	<b>GL</b>	<b>SC Ajust.</b>	<b>MC Ajust.</b>	<b>Valor F</b>	<b>Valor p</b>
<b>Material</b>	3	12,9215	4,30716	187,98	0,000
<b>Tratamiento</b>	2	0,0235	0,01176	0,51	0,600
<b>Material*Tratamiento</b>	6	0,0857	0,01429	0,62	0,711
<b>Error</b>	165	3,7806	0,02291		
<b>Total</b>	176	16,7953			



Figura 2. Evaluación Resistencia a la Flexión(MPa), comparando material resinoso y/o cerámico vs tipo de tratamiento para materiales cerámicos y/o resinosos.

**Tabla 2**

*Resistencia a la flexión*

Material/Tratamiento	Control		Broca amarilla (lija #320)		Broca y pulido		Tukey (p<0.05)
Disilicato de litio (e.max)	328,48	±40,70	337,53	±56,39	314,17	±58,12	<b>322,67±51,73 A</b>
Silicato de litio con zirconia (suprinity)	262,45	±32,78	267,06	±19,13	278,44	±26,09	<b>268,03±26 B</b>
Resina compuesta (Crios)	202,00	±18,99	208,95	±12,10	213,87	±85,93	<b>204,75±39 C</b>



Resina (Lava)	Nanocerámica	154,81	±24,82	159,26	±24,69	163,37	±23,21	<b>157,2±24,24</b> <b>D</b>
Letras diferentes representan diferencias estadísticamente significativas.								



Figura 3. Resistencia a la flexión(MPa) vs material cerámicos y/o resinosos.

### Módulo de elasticidad

Los datos se sometieron a las pruebas de normalidad (Anderson-Darling,  $p=0.0001$ ) y homogeneidad de varianzas (Levene,  $p=0.002$ ) donde no se comprueba los requisitos para aplicar un test de comprobación de hipótesis de tipo paramétrico, por lo que se aplica el test de Kruskal-Wallis para cada factor.



Al aplicar el test de Kruskal-Wallis, se observó que solo hay diferencias significativas en el módulo de elasticidad con respecto al material y no dentro del factor tratamiento (tablas de la 3 a la 7). En la tabla 3 podemos observar la diferencia en el módulo de elasticidad dependiendo del material, siendo los materiales cerámicos más rígidos que los materiales de resina.

**Tabla 3**

*Prueba de Kruskal-Wallis: Módulo (Gpa) vs. Material. Estadísticas descriptivas*

<b>Material</b>	<b>N</b>	<b>Mediana</b>	<b>Clasificación de medias</b>	<b>Valor Z</b>
<b>Crios</b>	45	10,3	44,1	-6,81
<b>Emax</b>	44	35,1	127,0	5,67
<b>Lava</b>	43	11,7	55,8	-4,88
<b>Suprinity</b>	45	32,7	128,5	5,99
<b>General</b>	177		89,0	



**Tabla 4**

*Prueba de Kruskal-Wallis: Módulo (Gpa) vs. Material*

Método	GL	Valor H	Valor p
No ajustado para empates	3	103,52	0,000
Ajustado para empates	3	103,53	0,000

**Tabla 5**

*Prueba de Kruskal-Wallis: Módulo (Gpa) vs. Tratamiento. Estadísticas descriptivas*

Tratamiento	N	Mediana	Clasificación de medias	Valor Z
<b>B</b>	59	15,00	95,3	1,15
<b>C</b>	58	12,80	84,3	-0,85
<b>P</b>	60	18,55	87,4	-0,30
<b>General</b>	177		89,0	

**Tabla 7**

*Prueba de Kruskal-Wallis: Módulo (Gpa) vs. Tratamiento*

Método	GL	Valor H	Valor p
No ajustado para empates	2	1,43	0,488
Ajustado para empates	2	1,43	0,488



Figura 4. Módulo Elasticidad( GPa) Materiales Cerámicos( A) y Resinosos( B).



**Parte IV**  
**Discusión y conclusiones**

## DISCUSIÓN

Debido a que el propósito principal de este estudio es analizar el efecto que diferentes métodos de ajuste oclusal/acabado poseen sobre la resistencia a flexión y sobre la rigidez de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM, se sometieron estos materiales a diferentes pruebas. Se eligieron 4 materiales CAD/CAM, y se implementaron 3 tratamientos de superficie que buscaban representar el tratamiento clínico común que se les da a las restauraciones para ajustes oclusales. Entonces, de los dos materiales cerámicos y los dos materiales resinosos, se hicieron 45 barras y se dividieron en 3 grupos, los cuales se trataron de la siguiente forma: primer grupo con lija 600, el segundo con lija 600 y 320, y el tercero con lija 600, 320 y hules de pulido. Los materiales cerámicos fueron cristalizados de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Seguidamente, las muestras se sometieron a pruebas de resistencia a la flexión obteniendo además de esta variable, el módulo de elasticidad como indicador de la rigidez de los materiales. Los datos de resistencia a la flexión fueron analizados estadísticamente con las pruebas de ANOVA de 2 vías y Tukey, los de módulo de elasticidad fueron analizados con la prueba de Kruskal-Wallis. Con los resultados de dichas pruebas, como se muestra en la Tabla 1, se pudo determinar que, para los datos de flexión y rigidez, se rechazó parcialmente la hipótesis nula, pues se hallaron diferencias estadísticas entre los materiales, pero no entre los tratamientos de simulación de ajuste.

Con respecto a la flexión de los materiales, se plantearon dos variables: el material y el tratamiento. Para esto se utilizó un método paramétrico de análisis estadístico (ANOVA), el

cual nos arrojó que sí hubo diferencias estadísticas significativas, pero solamente dentro del factor material (Tabla 2). Los diferentes tipos de tratamientos no influyeron en los valores de la resistencia a flexión. Al respecto, debemos notar que las cerámicas vítreas son más resistentes que los materiales con resina debido a su estructura cristalina. Según los resultados, el disilicato de litio (E.max) se muestra como el más resistente. Probablemente, esto se debe a su estructura cristalina que es en forma de agujas largas y acomodadas de forma aleatoria, siendo esta la mayor parte de su composición (70%). En el caso del silicato (Suprinity), sus cristales son más pequeños y posee 2 tipos de forma: agujas y esferas pequeñas. Según la literatura abordada, esta diferencia genera una diferencia significativa en su resistencia mecánica comparada con el disilicato<sup>30</sup>.

Sobre la flexión de las resinas, contrario a lo esperado, resultó más resistente la resina convencional que la nanocerámica, aunque en teoría la nanocerámica posee más relleno. La resina nanocerámica contiene casi el 80% de relleno en componentes nanométricos (nanopartículas de dióxido de circonio y de óxido de silicio)<sup>15,17</sup>, los cuales están incluidos en una matriz de polímero altamente reticulada; aun así, se muestra menos resistente que una resina convencional<sup>38</sup>. Esto puede darse debido a que, al ser más relleno cerámico y menos matriz resinosa, las partículas no están bien amarradas con la matriz y, por ende, generan más movimiento interno al recibir carga.

La partícula de la nanocerámica Lava Ultimate contiene dos tipos: nanómeros de sílice de 20 nm de diámetro y nanómeros de circonio de 4 a 11 nm de diámetro. Según el fabricante, estas contienen formulaciones que poseen nanoclusters, por lo cual se reduce el espacio intersticial de las partículas de relleno, lo que conduce a un mayor contenido de nanocerámica,



haciendo que sean un poco más rígidas que las convencionales. Por otra parte, la composición multimodal de la resina Crios presenta vidrio dental (vidrio de bario Tamaño  $< 1,0 \mu\text{m}$ ) y el sílice amorfo (Tamaño  $< 20 \text{ nm}$ ) en combinación con una matriz de resina de refuerzo <sup>27</sup>. Lo anterior afecta a la hora de recibir carga y puede ser una razón de su menor resistencia a la flexión<sup>39</sup>.

De la tabla 2, también se logra extraer que, naturalmente, debido a su composición, el disilicato de litio (E.max) es más resistente a la flexión al compararse con el silicato de litio reforzado con zirconia (Suprinity), seguido de la resina compuesta (Críos), y finalmente de la resina nanocerámica (Lava), la cual se presenta en este caso como la menos resistente.

En el mismo orden de ideas, en este caso también con las resinas CAD/CAM pero ahora con respecto a su módulo de elasticidad, se deduce que las resinas nanocerámicas, al contener mayores materiales rígidos en su composición, hacen que la resistencia se vea comprometida, en cuanto a que, una vez superado el factor de rigidez, el material se vuelve más frágil. Si se compara con las características convencionales de una resina, se presenta como un material más elástico debido a la falta de relleno rígido. Como menciona Sonmez et al., estas características usualmente son deseables en los materiales dentales debido a que la combinación de fases cerámicas y poliméricas da a los materiales estabilidad, resistencia a la flexión, elasticidad y dureza similares a la estructura dental natural. La presencia de una red de polímeros ayuda a absorber las fuerzas masticatorias más que las cerámicas de vidrio. Se ha informado de que las cerámicas infiltradas con polímeros tienen una resistencia a la flexión de aproximadamente 150 MPa, mientras que las resinas nano-cerámicas tienen una resistencia a la flexión de 200 MPa <sup>18</sup>. Sus diferencias químicas debidas a la composición del relleno y al



mecanismo de acoplamiento matriz-relleno pueden causar una resistencia variada a la degradación mecánica y química de los materiales <sup>40</sup>.

Con respecto a la rigidez de las cerámicas CAD/CAM, los resultados de la prueba Anova, mostraron que el disilicato de litio presenta una mayor resistencia a la fractura que el Silicato de litio, ambos materiales son vitrocerámica pero la diferencia radica en estructura y la resistencia a la fractura depende en gran medida de la composición y la microestructura del material: el disilicato de litio CAD, previo a el proceso de cristalización, se caracteriza por una matriz vítrea amorfa, la cual se modifica después del tratamiento térmico, convirtiéndose en un material con aproximadamente un 70% de cristales de la forma ortorrómbica del disilicato de litio<sup>41</sup>.

Por otro lado, siguiendo con los resultados de la tabla 3, cabe resaltar que la rigidez de los materiales tiene relevancia clínica debido a que, dependiendo de la restauración que se planea hacer, así debe ser el material. Es decir, resulta conveniente restaurar esmalte (e.g. restauración tipo *overlay*), con un material tan rígido como el esmalte, y es mejor restaurar dentina (e.g. restauración tipo *inlay*) con un material tan flexible como la dentina. A esto se debe rescatar que el módulo de elasticidad de la dentina es alrededor de 11,7 GPa y el módulo de elasticidad del esmalte es 33,6 GPa. En la tabla 3, se muestra como los resultados del lava y críos son cercanos al valor de la dentina, por otra parte, los valores para E.max y Suprinity tienen más rigidez tiene 35 GPa y 32 GPa, respectivamente, por lo cual se comportan similar al esmalte dental <sup>42</sup>.

Con respecto al tratamiento de las superficies de los materiales, según la tabla 3, también se infiere que, si se modifica o no la superficie de los materiales con la broca amarilla,

no se afecta al material, pues prácticamente se presenta un valor cercano al grupo control. En este caso, al utilizar la lija 320, no se generó mayor daño a la superficie; de igual manera, al utilizar la lija 320 y hacer el pulido, tampoco se vio afectada la superficie. Si vemos lo correspondiente al tratamiento con broca solamente, o con broca y pulido, no se generan cambios en los módulos de elasticidad. El grupo de tratamiento no fue significativo, en cuanto son muy similares entre ambas <sup>40</sup>.

Sin embargo, es de discutir si realmente el tratamiento realizado a las muestras es equivalente al número de revoluciones que genera una pieza de mano de alta velocidad y si el desgaste es equivalente. Sin embargo, el desgaste que se genera a nivel clínico es infinitamente variable y depende únicamente de las necesidades de ajuste oclusal. Es decir, si para ajustar la oclusión es necesario desgastar tanto el material que afecte los grosores mínimos establecidos por el fabricante es altamente probable que se presenten implicaciones en las propiedades físicas del material.

Como se mencionó antes, idealmente con este tipo de tecnologías de diseño y manufactura computarizada, los ajustes oclusales no deberían ser tan drásticos que comprometan las propiedades físicas de la restauración, hecho por el cual los tratamientos ejecutados en este estudio son tan conservadores.



## **Conclusiones**

Los métodos de simulación de ajuste oclusal no afectaron ni la resistencia a flexión ni el módulo de elasticidad, lo que indica que un ajuste realizado utilizando una broca de banda amarilla, con o sin pulido posterior, no genera diferencias en la resistencia a la flexión de los materiales estudiados y, por lo tanto, puede ser utilizado de forma segura. Sin embargo, el tipo de material sí resulta ser un factor relevante en cuanto a la resistencia a la fractura y el módulo de elasticidad, siendo las cerámicas a base de silicatos las más resistentes y rígidas en comparación con los materiales resinosos. En cada categoría, el disilicato de litio y la resina convencional fueron los más resistentes según los datos obtenidos.

## REFERENCIAS

1. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011 Jul;55(3):559-70, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.02.011. PMID: 21726690.
2. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 2019 Apr;63(2):175-197. doi: 10.1016/j.cden.2018.11.002. PMID: 30825985.
3. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* 2018 Sep;97(10):1082-1091. doi: 10.1177/0022034518779759. Epub 2018 Jun 15. PMID: 29906206.
4. Belli. R, Wendler. M, De Ligny. D, Cicconi. MR, Petschelt. A, Peterlik. H, Lohbauer. U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Research Laboratory for Dental Biomaterials, Dental Clinic 1 — Operative Dentistry and Periodontology, Erlangen, 2016. Germany.
5. Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks. *J Adhes Dent.* 2019;21(5):433-443. doi: 10.3290/j.jad.a43179. PMID: 31517315.
6. Reymus M, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig.* 2019 Feb;23(2):529-538. doi: 10.1007/s00784-018-2461-7. Epub 2018 Apr 27. PMID: 29704137.

7. Ya-Rong. Z, Wen. D, Xue-Dong. Z, Hai-Yang. Y. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. IJOS. 2014 Jun; 6(2): 61–69. doi: 10.1038/ijos.2014.21
8. Coltene.com. Internet el 21 de noviembre 2022. Recuperado de: <https://global.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60021981-10-21-brilliant-crios-product-guideline-a4sesaindv1.pdf>.
9. Isabel.E, Floring. E, Grabiell. K, Roland. W, Julia. A. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks. J Adhes Dent 2019; 21:433-443. Doi:10.3290/j/jad.a43179
10. Thomas. S, Verena. P, Michael. B, Martin. R. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. Clinical Oral Investigations. 2019. doi: 10.1007/s007784-018-2365-6.
11. Konstantinos. P, Kimon. P, Kyriaki. S, Dimitrios. D. Effrosyni. T. Evaluation of the Surface Characteristics of Dental CAD/CAM Materials after Different Surface Treatments. Materials 2020, 13, 981; doi:10.3390/ma13040981
12. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. J Prosthet Dent. 2015 Sep;114(3):440-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.024. Epub 2015 May 23. PMID: 26013069.
13. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. J Esthet Restor Dent. 2020 Mar;32(2):171-181. doi: 10.1111/jerd.12566. Epub 2020 Jan 13. PMID: 31943720.

14. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244. PMID: 25965634.
15. Glass-ceramic manufactured by VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. Internet 20 de noviembre 2022. Recuperado de: [https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/product-information/490.398\\_en\\_low.pdf](https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/product-information/490.398_en_low.pdf)
16. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium Of Continuing Education In Dentistry* 2015.
17. Mostafa. E, Rana. S, Noha. A. Fracture resistance of Vita suprinity versus IPS e.max CAD vonlays restoring premolars (An in vitro study). October 2020. *International Journal of Innovations in Dental Sciencies* 6(3):734-741. DOI:10.22271/oral.2020.v6.i3k1029.
18. Elsaka SE, Elnagh AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicated glass-ceramic. *Dental Materiales*. 2016;32(7): 908-914
19. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resitance of Monolithic Glass-Ceramics Veros Bilayered Zirconia-Based Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2017,1-6
20. Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V. et al. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Invest*. 2019. 23, 725–737. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2473-3>
21. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;28(1):56–66.

22. Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V. et al. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Invest.* 2019, 23, 725–73. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2473-3>
23. Scherrer D, Bragger U, Ferrari M, Mocker A, Joda T. In-vitro polishing of CAD/CAM ceramic restorations: An evaluation with SEM and confocal profilometry. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Jul;107:103761. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103761. Epub 2020 Apr 3. PMID: 32276187.
24. Vichi A, Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent.* 2018 Jan/Feb;43(1):90-100. doi: 10.2341/16-381-L. PMID: 29284101.
25. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida. Sandblasting may damage the surface of composite CAD/CAM blocks. *Dent Mater.*2017. 33(3):w124-e135. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.12.003>
26. Wendler. M., Kaizer M.R, Belli, R, Lohbauer , Zhang. Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *The Academy of Dental Materials.* 2020.
27. Wendler. M, Bell. R, Lohbauer. U. Factors influencing development of residual stresses during crystallization firing in a novel lithium silicate glass-ceramic. Department of

- Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidad de Concepción, Roosevelt 1550,4070369 Concepción, Chile. 2019.
28. Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, et al. ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater.* 2017;33(6):599–620.
29. Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles, and testing. *Dent Mater.* 2017; 33(11):1192–204
30. 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(1):99–109.
31. Cesar PF, Della Bona A, Scherrer SS, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance—Ceramics: Fracture toughness testing and method selection [Internet]. Vol. 33, *Dent Mater.* 2017. p. 575–84.
32. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880–94.
33. Belli. R, Wendler. M, De Ligny. D, Cicconi. MR, Petschelt. A, Peterlik. H, Lohbauer. U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Research Laboratory for Dental Biomaterials, Dental Clinic 1 — Operative Dentistry and Periodontology, Erlangen, Germany. 2016.
34. Marcel Reymus & Malgorzata Roos & Marlis Eichberger & Daniel Edelhoff & Reinhard Hickel & Bogna Stawarczyk: Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of



- air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clinical Oral Investigations* (2019) 23:529–538. doi.org/10.1007/s00784-018-2461-7
35. M. Wendler, J. Polster, Y. Tran-Vinh, A. Petschelt, R. Belli, U. Lohbauer. Surface finishing effect on biaxial strength of CAD/CAM materials. *dental materials* 32 S (2016) e1–e103. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.039>
36. Conejo J, Ozer F, Mante F, Atria PJ, Blatz MB. Effect of surface treatment and cleaning on the bond strength to polymer-infiltrated ceramic network CAD-CAM material. *J Prosthet Dent* 2020:1–5. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.016>.
37. sismanoğlu S, Gürçan AT, Yildirim-Bilmez Z, Turunç-Oğuzman R, Gümüştas B. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont* 2020;12:22–32. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.1.22>.
38. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33:705–710. doi: 10.4012/dmj.2014-208.
39. 3MESPE.com. Internet el 12 de noviembre 2022. Recuperado de: [https://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava\\_Ult\\_TPP.pdf](https://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf)
40. Nesrin Sonmez, Pinar Gultekin, Volkan Turp, Gokhan Akgungor, Deniz Sen and Eitan Mijiritsky. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2018; 18: 5. Doi: 10.1186/s12903-017-0458-2



41. Mavriqi L, Valente F, Murmura G, Sinjari B, Macrì M, Trubiani O, Caputi S, Traini T. Lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramics for CAD/CAM dental restorations: biocompatibility, mechanical and microstructural properties after crystallization. *J Dent.* 2022 Apr;119:104054. doi: 10.1016/j.jdent.2022.104054. Epub 2022 Feb 2. PMID: 35122936.
42. Fernando Zarone, Gennaro Ruggiero, Renato Leone, Lorenzo Breschi, Stefania Leuci, Roberto Sorrentino, Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review, *Journal of Dentistry*, Volume 109, 2021, <https://doi.org/10/1016/j.jdent.2021.103661>.



## HOJA DE APROBACIÓN DE LA MEMORIA PARA LA DEFENSA PÚBLICA

### Seminario de graduación.

Nombre del proyecto: Efecto de diferentes métodos de para simular ajuste oclusal/acabado en propiedades mecánicas de materiales cerámicos y resinosos CAD/CAM

#### Sustentantes

Nombre	Número de carné	Firma
Félix Castillo Aragón	B31529	
Kristhel Ramírez Bejarano	B25387	
Adrián Ramos Madriz	B15366	
Maycol Rivera Álvarez	B65871	
Gina Salazar Carrillo	B26096	
Enrique Sandoval Rodríguez	B36527	



**Miembros del Comité Asesor**

<b>Nombre</b>	<b>Firma</b>
Fabián Murillo Gómez (Director)	
Federico Murillo Alvarado (Asesor 1)	
Luis Adrián Herrera Ocampo (Asesor 2)	