



## **CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN ENTRE MATERIALES CON MATRIZ RESINOSA VERSUS CERÁMICA EN LA REHABILITACIÓN DE IMPLANTES DENTALES UNITARIOS SEGÚN PARÁMETROS BIOMECÁNICOS**

Trabajo de Investigación  
Requisito para optar al  
título de Especialista en  
Rehabilitación Oral

Residentes: Dra. Mónica Dinora Jiménez Flores  
Dra. Borinque Mistral Vera Rojas

Director de Programa:  
Prof. Dr. Pedro Maldonado Cortés  
Docente Guía: Prof. Dr. Gonzalo Ibarrola Núñez  
Cátedra de Rehabilitación Oral

Valparaíso, Chile  
2019

# CONTENIDO

	Págs.
<b>Introducción</b>	1
<b>Aspectos teóricos</b>	2
• Biomecánica de los dientes e implantes dentales	2
• Cargas oclusales	4
• Materiales utilizados en la rehabilitación de implantes	6
A. Cerámicas dentales	7
I. Cerámica Feldespática	7
II. Cerámica feldespática reforzada con leucita	8
III. Disilicato de litio	8
IV. Zirconia	9
B. Materiales con matriz resinosa	10
I. Cerómeros	10
II. Nanocerámicas	10
III. PICN (material cerámico infiltrado con polímeros)	11
<b>Objetivos</b>	12
• Objetivo General	12
• Objetivos Específicos	12
<b>Materiales y métodos</b>	13
<b>Resultados</b>	14
<b>Discusión</b>	16
<b>Conclusiones</b>	32
<b>Sugerencias</b>	35
<b>Resumen</b>	36
<b>Referencias bibliográficas</b>	37

## INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales se han convertido en una de las mejores opciones para la rehabilitación de pacientes que han perdido uno o varios de sus dientes debido a las muchas ventajas que presentan: de tipo biológico, al evitar el desgaste de dientes adyacentes, muchas veces sin ninguna alteración patológica, y por su similitud al diente natural que facilita la higienización por parte del paciente, sobre todo en casos de implantes unitarios. Ventajas de tipo funcional, ya que permiten mayor seguridad al momento que el sistema estomatognático realiza todas sus funciones, debido al posicionamiento fijo de las restauraciones, evitando el uso de aparatos removibles y sus respectivas complicaciones en cuanto a desajuste e incomodidad para el paciente. Ventajas estéticas, por la similitud a los dientes naturales cuando se ha cuidado el manejo de los tejidos duros y blandos circundantes.

Para lograr éxito y longevidad en un tratamiento con implantes dentales, es necesario considerar su funcionamiento biomecánico, el cual puede ser alterado por el tipo de material restaurador seleccionado para su rehabilitación.

Existen muchos materiales en el mercado que pueden ser utilizados en la rehabilitación de los implantes dentales. Entre ellos, los más usados son la cerámica dental y los materiales con matriz resinosa. Sin embargo, estos materiales presentan propiedades físicas y mecánicas diferentes, por lo que consideramos de gran ayuda para el clínico, tanto general como especialista, conocer los resultados que la evidencia científica ha mostrado en los últimos cinco años de investigación, con el propósito de ayudar en la selección del material restaurador más adecuado según el caso clínico que se está tratando.

Para la realización de la presente revisión bibliográfica se analizó el comportamiento de estos materiales seleccionando cuatro de sus propiedades, por ser consideradas de mayor prioridad para los clínicos al momento de escoger el material. Estas son: la absorción de cargas oclusales por parte del material restaurador, la resistencia a la fractura que posee el material, la capacidad de ser reparado en boca, y la capacidad abrasiva del material hacia el diente antagonista.

Los resultados fueron relacionados con el comportamiento biomecánico de los implantes dentales unitarios, con la finalidad de sugerir el material más conveniente según situaciones clínicas específicas.

## ASPECTOS TEÓRICOS

En la actualidad, los pacientes que han perdido dientes prefieren que sus rehabilitaciones sean realizadas por medio de implantes dentales, debido a la comodidad que les otorga evitar el uso de prótesis removibles o el desgaste innecesario de los dientes adyacentes al espacio edéntulo, así como mayor facilidad de higienización al no tener que usar utensilios adicionales que muchas veces implican aprendizaje en la forma correcta de uso.

Los implantes dentales constituyen la opción de tratamiento que hasta el momento asemeja mejor a un diente natural desde un punto de vista estructural, debido a que simula la raíz dentro del hueso alveolar, sobre éste se puede atornillar o colocar a presión un pilar representativo del muñón dental que sostiene a la corona, dependiendo del sistema de implantes utilizado.

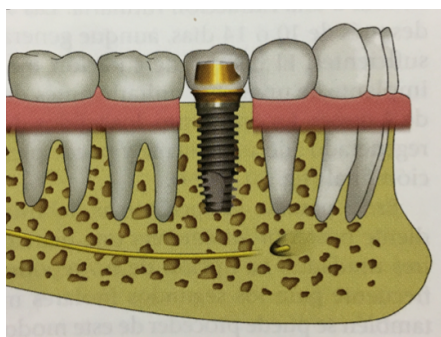


Figura 1. Gráfico comparativo de la estructura de un implante y un diente natural.  
Misch, C.E. (2009), Sustitución de un diente posterior: directrices quirúrgicas.  
En: Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier, pp. 668-683

Sin embargo, los implantes dentales presentan un comportamiento diferente al de los dientes naturales, que es necesario comprender para aplicar los criterios necesarios al momento de planificar el tratamiento implantológico.

### BIOMECÁNICA DE LOS DIENTES E IMPLANTES DENTALES

Los dientes naturales y los implantes dentales presentan un comportamiento biomecánico diferente. En un diente natural existe el ligamento periodontal, el cual permite que las fuerzas sean distribuidas alrededor del diente, y una relativa movilidad dental que disipa las fuerzas laterales. Si se observan cambios radiográficos ocasionados por efecto de las fuerzas, pueden ser reversibles. En cambio, en el caso del implante, por estar rígidamente unido al hueso, las fuerzas son dirigidas fundamentalmente a la cresta ósea. Si existe movilidad, se relaciona directamente con el fracaso y los cambios radiográficos son irreversibles.

El ligamento periodontal ejerce una función amortiguadora de las fuerzas que inciden sobre el diente. Éste se comprime en unas zonas y se distiende en otras, gracias a las fibras colágenas y a los plexos vasculares. Ante una fuerza axial, un diente se desplaza al interior del alveolo entre 25 a 50  $\mu\text{m}$ ; al contrario del implante, que sólo sufre un pequeño desplazamiento entre 3 a 5  $\mu\text{m}$  en el hueso.

Ante una fuerza lateral, el diente se mueve en sentido horizontal entre 56 y 108  $\mu\text{m}$  y en sentido vertical 8 a 28  $\mu\text{m}$ , basculando sobre el ápice en donde se sitúa el punto de fulcro. De esta manera, la fuerza se atenúa y disipa por el hueso circundante desde la cresta ósea hasta el ápice. El implante, al recibir una fuerza lateral, sufre un único desplazamiento en sentido horizontal de 10 a 50  $\mu\text{m}$ , situándose su punto de fulcro en la cresta ósea, lugar donde toda la fuerza se concentra. (Barrios, 2016)

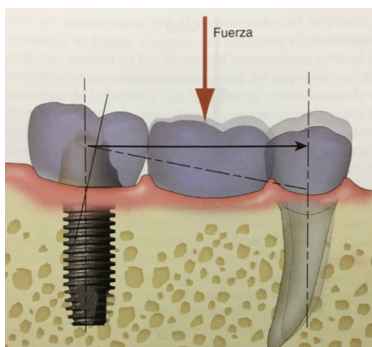


Figura 2. Diferencia de movimientos entre el diente natural y el implante.

Uzcátegui, C.; Dávila, E.; Brito, F.; Cerrolaza, M. (2015): Evaluación biomédica de implantes dentales sometidos a cargas oblicuas: Combinación de varias características geométricas. *Informed*. 17(2):55-68.

La forma de los dientes e implantes también responde a consideraciones biológicas: la sección transversal del diente se relaciona con la dirección y cantidad de fuerza, mientras que la sección transversal del implante es siempre redonda diseñada para cirugía.

En el diente, el sistema vascular nervioso permite la conservación de su vitalidad, y los receptores sensitivos del ligamento periodontal, mucosas y periostio, permiten la propiocepción necesaria para el adecuado funcionamiento del sistema estomatognático.

Este complejo sensitivo, periférico e interior del diente, hace que el trauma oclusal provoque hiperemia y sensibilidad al frío, y la propiocepción hace que se reduzca la fuerza máxima masticatoria. No hay nervios sensitivos alrededor, ni al interior del implante; por lo tanto, no hay signos precursoros de inicio de trauma oclusal y debido a que la percepción es de 2 a 5 veces menor, la fuerza máxima funcional suele ser mayor. (Uzcátegui y cols., 2015)

Otro factor importante en la comprensión de la biomecánica de los implantes es la densidad ósea presente en cada zona del maxilar. Según la clasificación para la densidad ósea propuesta por Misch, el hueso D1 es hueso cortical, el hueso D2 presenta cortical densa a porosa en la cresta, y en el interior hueso trabecular denso. El hueso tipo D3 tiene cortical porosa delgada y hueso trabecular fino en el área cercana al implante, y el hueso D4 no tiene casi hueso cortical crestal; hueso trabecular fino constituye prácticamente todo el volumen del hueso próximo al implante. El hueso D5 es un hueso muy blando, con mineralización incompleta y con amplios espacios intertrabeculares. Este tipo de hueso suele ser inmaduro como el de un injerto sinusal en desarrollo.

La densidad ósea puede determinarse por el tacto durante la cirugía, por la localización general, o mediante evaluación radiográfica. La localización de cada tipo de hueso se describe en la figura a continuación:

DENSIDAD ÓSEA	DESCRIPCIÓN	SIMILITUD TÁCTIL	LOCALIZACIÓN ANATÓMICA TÍPICA
D1	Cortical densa	Madera roble o arce	Zona anterior mandibular
D2	Cortical porosa y trabéculas gruesas	Pino blanco o abeto	Zona anterior mandibular Zona posterior mandibular Zona anterior maxilar
D3	Cortical porosa (delgada) y trabéculas finas	Madera de balsa	Zona anterior maxilar Zona posterior maxilar Zona posterior mandibular
D4	Trabéculas finas	Poliestireno	Maxilar posterior

Figura 3. Esquema de la clasificación de Misch de densidad ósea.  
Misch, C.E. (2009), Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento.  
En: Implantología contemporánea. Barcelona: Elsevier, pp. 130-146

La densidad ósea se relaciona directamente con la resistencia del hueso antes de la microfractura. En las zonas donde la densidad ósea se encuentra disminuida, debe aumentarse el área del implante con la finalidad de reducir el estrés en la interfase hueso-implante, ya que el estrés causa deformación, afectando la tasa de remodelación del hueso, lo que a su vez genera sobrecarga y lleva a la pérdida ósea.

La forma de incrementar el área del implante es aumentar su longitud o diámetro. Sin embargo, una longitud excesiva del implante no es un método tan efectivo para disminuir el estrés ocasionado por los factores de fuerza, ya que el estrés es transmitido únicamente hacia los 7 a 9 mm de hueso crestral. El área de superficie del implante está directamente relacionada con la anchura del implante. Esto se puede observar en los dientes naturales, ya que son más estrechos en las regiones anteriores de la boca, donde la cantidad de fuerza generada es menor. El diámetro de los dientes naturales aumenta en las regiones posteriores, donde la cantidad de fuerza se incrementa. Las longitudes de las raíces de los dientes no sufren ninguna variación entre las zonas anteriores y posteriores.

### CARGAS OCLUSALES

La preservación de hueso alrededor de los implantes es un requisito para la longevidad del tratamiento implantológico. Si las fuerzas oclusales transmitidas a través del implante son excesivas, se puede observar pérdida ósea a nivel de la cresta alveolar debido a una acumulación de cargas, ya que provocan microtraumas en la vascularización que provee de nutrición al hueso y esfuerzos que causan microfracturas en el hueso.

Por lo tanto, las complicaciones más comunes relacionadas con los implantes se debe a un tratamiento inadecuado de la generación de estrés. El estrés es la fuerza dividida por el área de superficie funcional y puede ser tratado, desde el momento de la planificación del tratamiento, controlando los aspectos biomecánicos que rigen el comportamiento de los implantes dentales.

Los valores detallados en la tabla que se presenta a continuación, muestran que el hueso tiene una capacidad de resistencia menor a la fuerza masticatoria funcional, y aún más baja a las fuerzas de tracción y cizallamiento, las cuales son producidas por fuerzas laterales, así como también en pacientes con problemas de bruxismo. Estas fuerzas deben ser eliminadas por medio de un correcto diseño de la restauración protésica que se coloca sobre el implante y estableciendo una adecuada oclusión dental. (Bacigalupe y Villablanca, 2014)

TIPO DE FUERZA	VALOR EN MPa
Fuerza máxima en bruxismo	4903.33
Fuerza masticatoria máxima funcional	588 a 980
RESISTENCIA DEL HUESO	
Fuerzas de compresión	193
Fuerzas de tracción	133
Fuerzas de cizallamiento	68

Tabla I. Valores en MPa de diferentes tipos de fuerzas ejercidas en estructuras del sistema estomatognático

La magnitud, frecuencia y duración de las cargas oclusales puede variar de manera significativa dependiendo de la edad y sexo del paciente, grado de edentulismo, zona de la boca y presencia o ausencia de hábitos parafuncionales. La zona de la boca que más trabajo oclusal realiza es la ubicada en premolares y molares. (Uzcátegui y cols., 2015)

En un paciente con bruxismo la magnitud de la fuerza aumenta porque los músculos se vuelven más fuertes y el número de ciclos del componente protésico es mayor como resultado de la parafunción. En estos pacientes los implantes deben ser más anchos, con la finalidad de reducir el riesgo de fractura por fatiga. (Misch, 2009)

Existen tres ejes de carga predominante en implantología dental: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. La oclusión es el primer factor determinante a la hora de establecer la dirección de la carga. La posición de los contactos oclusales sobre la prótesis influye directamente sobre los tipos de componentes de fuerza que se distribuyen sobre el implante como lo ilustra la figura siguiente:

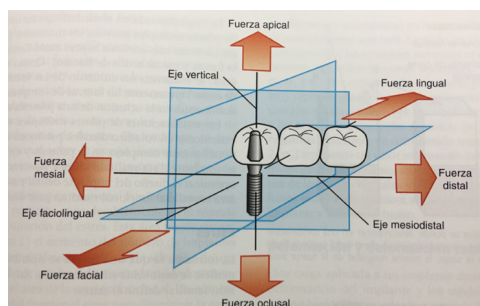


Figura 4. Dirección de fuerzas sobre el implante según los ejes clínicos.

Uzcátegui, C.; Dávila, E.; Brito, F.; Cerrolaza, M. (2015): Evaluación biomédica de implantes dentales sometidos a cargas oblicuas: Combinación de varias características geométricas. *Informed*. 17(2):55-68

Las cargas anguladas aumentan la magnitud de cargas de cizallamiento en el hueso. Por tanto, en condiciones ideales, el cuerpo del implante debería ser orientado para proporcionar carga de compresión en dirección a su eje axial y para disminuir las cargas de cizallamiento en la región de la cresta alveolar.

La anatomía de la mandíbula y el maxilar pueden limitar significativamente la capacidad de colocar quirúrgicamente implantes con angulación axial adecuada. Las depresiones óseas limitan todavía más la colocación de los implantes y, de esta forma, la dirección de las cargas impuestas al implante. Debido a lo mencionado anteriormente, el cuerpo del implante es frecuentemente angulado para evitar perforaciones. Los patrones de reabsorción después de edentulismo prolongado también exacerban los problemas habituales de angulación.

Los dientes maxilares anteriores están inclinados unos  $12^\circ$  a  $15^\circ$  respecto al eje axial de carga, y el hueso de la premaxila mantiene una relación similar después de la pérdida de hueso. Por tanto, implantes en esta región están frecuentemente posicionados con un mayor ángulo en relación a las fuerzas oclusales que en otras zonas. Para disminuir el efecto de carga angulada sobre el implante, puede aumentarse su diámetro.

También es importante considerar el tamaño de la prótesis sobre el implante, ya que una corona amplia puede presentar zonas que actúan como cantilever, las cuales son amplificadoras de fuerzas, representando un factor de riesgo considerable para el implante. (Misch, 2009)

## MATERIALES UTILIZADOS EN LA REHABILITACIÓN DE IMPLANTES

La colocación quirúrgica representa sólo una porción del tratamiento con implantes dentales; los materiales restauradores y técnicas ofrecidas por un sistema de implantes también son importantes. Además, es necesario tener en consideración que el deseo de un paciente es el reemplazo de su diente o dientes perdidos, no tener uno o más implantes. Por eso, la oseointegración de los implantes es necesaria, pero sólo con la finalidad de reemplazar los dientes perdidos. (Morgan, 2018)

Como ha sido demostrado, la biomecánica de los implantes dentales se basa en el control de las fuerzas ejercidas sobre las estructuras y, en este sentido, los materiales dentales pueden influir en la cantidad de fuerzas transmitidas, siendo de vital importancia en el proceso implantológico para proveer no sólo estética sino también correcta funcionalidad. Existen muchos materiales en el mercado que pueden ser utilizados en la rehabilitación de implantes dentales. El conocimiento y estudio de sus propiedades ayudan en la selección del material restaurador ideal para cada caso clínico.

La diversidad de materiales existentes incluyen desde las resinas acrílicas hasta las cerámicas dentales. Las resinas acrílicas son utilizadas, al igual que en otros tipos de rehabilitaciones, como materiales provisorios debido a la susceptibilidad que presentan a hidrólisis, lo que las hace vulnerables a la absorción de agua y pigmentos. Las resinas compuestas presentan menores propiedades mecánicas en comparación a las resinas de laboratorio.

Debido a las características señaladas anteriormente, los materiales con matriz resinosa y las cerámicas dentales se han convertido en los más utilizados para la rehabilitación de los implantes, razón por la cual son los incluidos en el desarrollo de la presente revisión bibliográfica.

## **A. CERÁMICAS DENTALES**

Las cerámicas están formadas por una matriz (vítrea o policristalina) en la que se incorporan elementos aditivos llamados rellenos, en diferente cantidad. Ellos pueden mejorar las propiedades mecánicas o estabilizar la estructura policristalina.

La matriz vítrea define las propiedades estéticas de la cerámica. Entre más alto es el rango vítreo, mayor es la importancia de la translucidez, que imita mejor las propiedades del esmalte y dentina. La matriz vítrea permite la difusión de la luz por translucencia en profundidad. Las propiedades mecánicas disminuyen con la fragilidad de la fase vítrea, pero aumentan con el contenido de relleno. Dentro de la matriz vítrea, la naturaleza del relleno puede prevenir el desarrollo de micro fracturas. (Lambert y cols., 2017)

Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética y capacidad de grabado de la porcelana, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia y mejores propiedades mecánicas. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica, ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición.

Las cerámicas mayormente utilizadas y estudiadas son: Feldespática, Feldespática reforzada con leucita, Disilicato de litio, y Zirconia. A continuación se describen las características más importantes de estos materiales.

### **I. Cerámica feldespática**

Este grupo tradicional de cerámicas está basado en un sistema triple de materiales compuesto por caolín, cuarzo, y feldespato. El feldespato es el principal responsable en la formación de la matriz vítrea, mientras que el cuarzo forma su fase cristalina. El feldespato no existe en la naturaleza en su forma pura, se utiliza asociado con aluminio silicato de potasio (feldespato potásico), con aluminio silicato de sodio (feldespato sódico), o ambos. El feldespato potásico aumenta la viscosidad, el control de manipulación de las porcelanas y sus cualidades de translucidez, y funde el potasio con el caolín y el cuarzo a una temperatura entre 1.250°C y 1.500°C, transformándolos en vidrio. El feldespato sódico disminuye la temperatura de fusión de la porcelana, pero no mejora sus propiedades ópticas de translucidez y es más difícil manipularlo, por lo que hay menor interés en su uso.

Los modificadores vítreos, los pigmentos y los opacificantes se añaden para controlar la temperatura de fusión, la temperatura de sinterización, el coeficiente de contracción térmica y la solubilidad. El cuarzo tiene un alto punto de fusión y sirve de estructura sobre la que otros ingredientes pueden acoplarse, aumentando la resistencia de la porcelana. La alúmina aumenta la dureza y disminuye el coeficiente de expansión térmica de la porcelana. El caolín mejora el

moldeamiento de la porcelana, facilitando la manipulación; por ser opaco debe ser adicionado en pequeñas cantidades. (Bottino, 2001)

Estas porcelanas tienen propiedades mecánicas inferiores a los otros sistemas. La resistencia a la compresión es de 170 MPa y a la flexión de 50-75 MPa. Por ello, necesitan un soporte metálico, con el cual pueden llegar a obtener valores de resistencia a la flexión superiores a los 400 MPa. La dureza superficial alcanza los 460 KHN, en comparación con la de esmalte que es de 340 KHN. (Mallat y Mallat, 2001)

## II. Cerámica feldespática reforzada con leucita

Las cerámicas reforzadas se caracterizan por presentar una cantidad mayor de fase cristalina en relación a la matriz vítrea. Diversos materiales han sido utilizados como refuerzo --entre ellos se encuentran la leucita, óxido de alúmina y zirconia-- con el fin de actuar como bloqueadores de la propagación de hendiduras, aumentando su resistencia a la fractura.

Existen dos grandes beneficios de utilizar leucita como opción de relleno para las cerámicas dentales; el primero consiste en que su índice de refracción es muy cercano al vidrio feldespático; una importante combinación para mantener alguna translucidez. El segundo es que la leucita se graba en mayor porcentaje que el vidrio base y es este "grabado selectivo" el que crea retenciones para la penetración del cemento resinoso, creando una buena adhesión micromecánica.

Las cerámicas feldespáticas y reforzadas con leucita tienen una proporción significativa de fase vítrea (55 a 70%), la cual les da una translucidez importante, y por eso una estética superior a otras cerámicas. Las cerámicas dentales que mejor simulan las propiedades ópticas del esmalte y la dentina son predominantemente materiales vítreos. Sin embargo, estas particularidades no permiten ocultar apropiadamente las decoloraciones o cofias metálicas. (Lambert y cols., 2017)

Ivoclar Vivadent desarrolló IPS Empress, una cerámica feldespática reforzada por cristales de leucita que previene la propagación de microfracturas internas en la matriz vítrea. Su uso se restringe a restauraciones unitarias de coronas, carillas, inlays y onlays, debido a su baja resistencia a la flexión. Los procedimientos necesarios para la coloración de la superficie de la restauración y aplicación del glaseado aumentan su resistencia a la flexión hasta 215 MPa. Sin embargo, esta mezcla no permite la confección de prótesis parciales fijas. (Kina y Bruguera, 2008)

## III. Disilicato de litio

El disilicato de litio es un material constituido por cristales entrelazados y dispersos en una matriz vítrea que obstaculizan la propagación de fracturas, con resultados relativamente altos de resistencia a la flexión 350-400 MPa y resistencia a la fractura 2-2.5 MPa/m<sup>1/2</sup>. Estos cristales conducen a un incremento en la resistencia a la abrasión, resistencia a la fractura, y durabilidad química del material. (Rashid y cols., 2016)

El primer disilicato de litio fue introducido por Ivoclar Vivadent con el nombre de IPS Empress II y presentó mejor resistencia a la flexión al ser comparado con el sistema IPS Empress. Está indicado para la confección de coronas unitarias, carillas laminadas, inlays, onlays y prótesis fijas

de tres elementos que permiten reponer dientes hasta el segundo premolar. La matriz vítrea y los cristales de disilicato de litio tienen índice de refracción de la luz semejante a los dientes, sin significativas interferencias con la translucidez, permitiendo la confección de infraestructuras.

La segunda generación de vitrocerámica de disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) ofrecía cristales más pequeños y homogéneos con propiedades físicas mejoradas (resistencia a la flexión y resistencia a la fractura 10% superior al de su predecesor). Dando la posibilidad de ser utilizada como infraestructura y coronas monolíticas procesadas a través de la técnica de inyección, o por el diseño asistido por computadora (CAD/CAM), con grados de translucidez alta (HT, high translucency) y baja (LT, low translucency) y grados de opacidad media (MO, medium opacity) y alta (HO, high opacity).

#### IV. Zirconia

Este material se encuentra presente en la naturaleza en su fase monoclinica, la cual necesita ser estabilizada en su fase tetragonal para ser usada en odontología. Se encuentra disponible en el mercado como: zirconia parcialmente estabilizada con magnesio, zirconia reforzada con alúmina y zirconia parcialmente estabilizada con itrio. Esta última es la más estudiada y difundida.

Las coronas de zirconia parcialmente estabilizada con itrio muestran propiedades mecánicas superiores, debido a valores de resistencia a la flexión y resistencia a la fractura de 1600 MPa y 9 MPa/m<sup>1/2</sup> respectivamente. (Castro-Aguilar y cols., 2014)

Las propiedades mecánicas de la zirconia son las más altas reportadas por cualquier cerámica dental. Esto puede permitir la realización de prótesis parciales fijas y una significativa reducción en el grosor de la cofia. Sin embargo, la estética de estos materiales es limitada por su baja translucidez debido a la ausencia de matriz vítrea; por ello, para la elaboración de la forma anatómica final y caracterización del color individual es necesaria la aplicación de cerámica de recubrimiento o aplicación de tintes.

Estos sistemas con alta saturación y densidad estructural no son compatibles con los procedimientos adhesivos. No son ácidos sensibles y no permiten el acondicionamiento de su superficie: algún tipo de adhesión micromecánica ocurre debido a la aspereza de la superficie proveniente del proceso de fabricación. Otro factor que impide la adhesión es la composición a base de óxidos de alúmina o de zirconio (y no sílice), para los cuales aún no existe agente de unión disponible que pueda unir efectivamente su estructura con los sistemas adhesivos.

El uso de cementos resinosos a base de Metacriloxidecilsfosfato dihidrogenado (MDP) tiende a presentar resultados más elevados que otros cementos. (Lambert y cols., 2017)

Una desventaja de las restauraciones con zirconia es la fractura de la cerámica de recubrimiento. Existen teorías que explican esta deficiencia, tales como: las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre la infraestructura y la superestructura, las tensiones térmicas de enfriamiento residual y el diseño de la infraestructura, entre otros factores.

## **B. MATERIALES CON MATRIZ RESINOSA**

Con el propósito de mejorar las características que presentan los materiales cerámicos, se inició el estudio de la combinación de partículas cerámicas con matriz resinosa, buscando combinar las mejores propiedades de ambos materiales. Así surgieron materiales como los cerómeros. Actualmente han sido desarrollados otros materiales que difieren en el contenido de partículas cerámicas y en los métodos de fabricación, con la finalidad de mejorar las características de este tipo de materiales. Tal es el caso de las nanocerámicas y cerámicas híbridas; estas últimas aún no poseen suficientes estudios que avalen su resultado a largo plazo.

Todos estos materiales se basan en la presencia de matriz resinosa, que es la estructura base de las resinas compuestas. La mayoría de las veces está constituida de monómeros, siendo el BIS-GMA (bisfenil glicidil metacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los más frecuentemente utilizados.

Además de estos componentes, la matriz resinosa posee monómeros diluyentes, necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros, que poseen alto peso molecular. Los monómeros diluyentes frecuentemente utilizados son dimetacrilatos, como el TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), el cual posibilita la incorporación de alto contenido de carga además de facilitar un material final con mejores características de manipulación.

### **I. Cerómeros**

A mediados de 1990 se desarrollaron las resinas de laboratorio de segunda generación, clasificadas así por Touati, mejor conocidas como cerómeros debido a sus siglas en inglés: “Ceramic Optimized Polymer”.

Los cerómeros son resinas compuestas con 60 a 70% de partículas cerámicas, con una media de módulo de ruptura entre 120 y 160 MPa. El aumento de la cantidad de partículas inorgánicas, así como la disminución de tamaño entre 0,04 y 1 micra, además de modificaciones en la forma y composición de estas partículas, mejoraron significativamente las características de las resinas indirectas.

Estos materiales presentan una matriz orgánica obtenida por polimerización de moléculas de peso molecular elevado para darle propiedades de viscosidad y poca contracción, que se combinan con partículas cerámicas tratadas con un agente de enlace para permitir la unión de ambas fases.

Algunas marcas comerciales son: Art Glass, Targis-Vectris, SR Adoro, Gradia, Ceramage, entre otras. Entre sus propiedades se encuentran: resistencia compresiva, resistencia tensional, resistencia flexural, módulo elástico adecuado, dureza superficial, alta resistencia al desgaste y contracción de polimerización baja.

### **II. Nanocerámicas**

Las nanocerámicas y resinas compuestas tienen la misma microestructura, pero en diferentes proporciones. Ellas tienen una matriz polimérica y un relleno de nanopartículas cerámicas,

alrededor de 80% en peso. Además, los rellenos tienen un tamaño menor de 100 nm. Estos rellenos pueden estar compuestos de cerámica convencional, cerámica policristalina (zirconia), o una combinación de ambas.

Las nanocerámicas tienen características similares al diente natural, ya sea para flexura (usualmente cerca de 200 MPa), compresión (380 MPa), y abrasión (alrededor de 2 a 10 micrones por año). La elasticidad es alrededor de 15 GPa. Estas características indican estos materiales para restauraciones de un único diente o pequeños puentes, preferentemente en el área posterior. El maquillaje hace posible su uso en el sector anterior. Sin embargo, la matriz es un polímero que se desgastará más rápido que la cerámica, volviéndolo más abrasivo que los antagonistas comparado con la cerámica tradicional. (Lambert y cols., 2017)

### **III. PICN ( material cerámico infiltrado con polímeros)**

El material PICN, también conocido con el nombre de cerámica híbrida, combina las propiedades de la cerámica y el polímero. Consiste en una estructura híbrida con dos redes interpenetrantes de cerámica y polímero. El proceso de fabricación de este material requiere dos pasos: primero, una red cerámica porosa pre sinterizada es producida y acondicionada por un agente de acoplamiento; segundo, esta red es infiltrada con un polímero por acción capilar. Debido a la fina estructura de cerámica de feldespato y la red polimérica de acrilato, este material tiene una abrasión similar, alta resistencia flexural, y elasticidad cercana a la dentina.

Ya que el material es reciente, estudios in vivo de largo tiempo aún están en progreso. El rango de tonos es limitado y no hay información sobre su durabilidad en relación al área cervical o decoloraciones. Sin embargo, el novedoso material PICN es prometedor, por lo que futuras investigaciones deben ser desarrolladas.

Está indicado para veneers, inlay/onlay, coronas únicas anteriores o posteriores, y prótesis sobre implantes. Sin embargo, este material es más apropiado para reconstrucciones posteriores debido a la falta de gradientes de tono; la estética se obtiene por maquillaje. (Lambert y cols. 2017)

Debido a la rapidez con la que se están mejorando las propiedades de los materiales con matriz resinosa, no existen suficientes estudios sobre ellos. Considerando que la mayoría de ventajas que presentan estos materiales se deben precisamente a la presencia de esta fase orgánica y los materiales como las nanocerámicas y los infiltrados con polímeros no poseen aún suficientes estudios sobre su comportamiento a largo plazo, siguen siendo los cerómeros los materiales más utilizados en las situaciones donde esta clase de restauraciones son necesarias.

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL

Identificar los criterios de selección entre materiales con matriz resinosa versus cerámica en la rehabilitación de implantes dentales unitarios según parámetros biomecánicos.

### OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar cuál de los materiales estudiados presenta mejor absorción a las cargas oclusales.
2. Conocer la resistencia a la fractura de los materiales estudiados y si esta propiedad influye en la selección del material restaurador.
3. Conocer la capacidad abrasiva de los materiales con matriz resinosa y de las cerámicas.
4. Determinar cuál de los materiales estudiados posee mayor facilidad de reparación intraoral.
5. Sugerir el uso de cerámica o cerómero según las condiciones biomecánicas de los implantes dentales unitarios y las propiedades estudiadas.

## MATERIALES Y MÉTODOS

La búsqueda bibliográfica se realizó en bases de datos electrónicas con acceso desde el portal académico de la Universidad de Valparaíso: MEDLINE- PubMed, Scielo, Biblioteca virtual en salud, y otras bases de datos como publicaciones en la página web de Bicon y google académico. Se incluyeron las publicaciones realizadas entre los años 2013-2018. La búsqueda se restringió a los idiomas español e inglés.

Los términos de búsqueda fueron:

- ❖ Corona sobre implantes
- ❖ Resin composite
- ❖ Ceramage
- ❖ Gradia
- ❖ Implantes unitarios
- ❖ Coronas cerámicas
- ❖ Disilicato de litio
- ❖ Ceramic crowns
- ❖ Cerámica feldespática
- ❖ Dental implant
- ❖ Fatigue strength
- ❖ Biomecánica sobre implantes
- ❖ Mechanical properties

Criterios de inclusión:

- Publicaciones realizadas desde el año 2013
- Estudios en relación a implantes unitarios
- Revisiones bibliográficas
- Estudios in vitro
- Estudios con pruebas imagenológicas
- Estudios de biomecánica por prueba de elementos finitos analíticos

Criterios de exclusión:

- Publicaciones anteriores al año 2013
- Estudios en relación a prótesis plurales fijas sobre implantes
- Reportes de casos clínicos

De todas las publicaciones encontradas en la búsqueda de estudios en las bases de datos electrónicas, se seleccionaron 51 estudios que cumplieran con la terminología y período de tiempo determinado a incluir en la revisión. Posteriormente se seleccionaron 24 estudios que cumplieran con los criterios de inclusión.

## RESULTADOS

Las publicaciones seleccionadas fueron clasificadas según temas relacionados con el desarrollo de los objetivos. Los temas clasificados fueron los siguientes: absorción de cargas, resistencia a la fractura, capacidad abrasiva y capacidad de reparación de los materiales como se muestra en el siguiente gráfico.



Gráfico 1. Distribución de las publicaciones seleccionadas según el tema relacionado a los objetivos de la presente revisión bibliográfica.

En la tabla presentada a continuación se realiza el desglose esquemático de cada referencia bibliográfica con sus aportes a los objetivos de la revisión bibliográfica.

<b>Absorción de cargas</b>	
Menini y cols. (2013)	Transmisión de cargas al hueso peri-implantar
Belli y cols. (2017)	Capacidad de deformación de los materiales restauradores
Bonfante y cols. (2015)	Relación entre el módulo de elasticidad y el estrés transmitido
Datte y cols., (2018)	Estrés generado en diferentes regiones del sistema implante/pilar/corona
Bijjargi y Chowdhary (2013)	Disipación de fuerzas según el material restaurador
Chen y cols. (2014)	Efecto de las cargas horizontales sobre el complejo implante/pilar/corona
Kaleli y cols. (2017)	Distribución del estrés en cargas oblicuas

<b>Resistencia a la fractura</b>	
Zhang y Kelly (2017)	Propiedades relacionadas a la fractura de las cerámicas
Sotto-Maior y cols. (2018)	Resistencia a la fractura después de fatiga térmica de los materiales restauradores
Honda y cols. (2016)	Valores de carga de fractura de los materiales restauradores
Harada y cols. (2015)	Resistencia a la fractura de los materiales restauradores
<b>Capacidad abrasiva</b>	
Rashid y cols. (2016)	Rugosidad de las cerámicas
Sripetchdanond y Leevailoj (2014)	Abrasión al esmalte según el material restaurador antagonista
Santos y cols. (2018) Nakashima (2016)	Relación entre resistencia a la fractura y rugosidad del material con su capacidad abrasiva
López y Proaño (2014) Benítez (2017)	Capacidad de pulido de las cerámicas
Mulay y cols. (2014)	Consecuencias del desgaste excesivo
<b>Capacidad de reparación</b>	
Özdemir y Yanikoglu (2017)	Función de las partículas cerámicas en la resina compuesta
Kimmich y Stappert (2013)	Resistencia en la unión de reparación de los materiales nanocerámicos de resina
Carrabba y cols. (2017)	Métodos para reparar cerámicas feldespáticas CAD/CAM
Yoo y cols. (2015)	Unión de la resina compuesta en la superficie de fractura de metal-cerámica
Subaşı y Alp (2017)	Resistencia de la unión de los materiales utilizados en una reparación
Lambert y cols. (2017)	Capacidad de reparación directa de las resinas nanocerámicas y resinas compuestas

Tabla II. Desglose esquemático de cada referencia bibliográfica con sus aportes a los objetivos de la revisión bibliográfica.

## DISCUSIÓN

La absorción de cargas oclusales es usualmente lograda por la capacidad de adaptación de la arquitectura del hueso peri implantar. Según Frost, dentro del rango de carga fisiológica el hueso es capaz de adaptarse. En sobrecarga media, debajo del límite de daño del hueso pueden empezar a observarse señales de modelado en el hueso. Pero en el caso de sobrecarga patológica, pueden ocurrir fracturas óseas y reabsorción ósea. Por esta razón, parece ser importante el control de las fuerzas transmitidas en la interfase hueso-implante. Sin embargo, la cantidad de carga definida como sobrecarga no ha sido cuantificada porque el rango de adaptabilidad fisiológica del huésped varía. Puede considerarse sobrecarga la cantidad de fuerza que sobrepasa el potencial de adaptación del huésped.

Algunos autores mantienen que el tipo de material usado para las prótesis soportadas por el implante de titanio puede afectar las cargas oclusales. En particular, en los 80's, algunos investigadores recomendaban materiales oclusales resilientes como la resina acrílica para reducir las fuerzas ejercidas sobre los implantes. (Menini y cols., 2013)

Todo material bajo estrés mecánico se deforma, resultando en cambios en su volumen y forma original. La proporción entre la deformación relativa en dirección transversal y longitudinal es expresada por el coeficiente de Poisson. Los polímeros presentan un coeficiente de Poisson  $>0.3$ , mientras el de las cerámicas es entre 0.25-0.3 y los vidrios presentan un rango de 0.15-0.3. (Belli y cols., 2017)

Entre más duro y rígido es un material, mayor y más rápidamente es transmitida la fuerza hacia el implante. De hecho, según la ley de Hooke, entre más elevado es el módulo de elasticidad de un material, menos se deformará el material bajo presión y mejor se transmitirá la fuerza a través del material. Por el contrario, entre más resiliente el material, más fácilmente se deformará bajo presión: el tiempo en transmitir la fuerza es mayor y el estrés es menor.

Estos postulados coinciden con el trabajo de Menini y cols., 2013, en el que se evaluó la capacidad de absorción de cargas oclusales en nueve diferentes materiales restauradores para prótesis sobre implantes; entre ellos materiales cerámicos, resinosos y aleaciones. Para ello utilizaron un robot masticatorio que simulaba la masticación humana in vitro, reproduciendo tridimensionalmente el movimiento masticatorio y las cargas ejercidas durante la masticación. Fue colocado un sensor en la parte móvil de la plataforma del robot, que simulaba la mandíbula, y en él se colocaron unos pines que representaban el sistema implante-pilar. Sobre este sistema se colocaron las muestras de los materiales a ser evaluados. Se elaboraron tres muestras para cada material a analizar. Cada corona fue colocada bajo 100 ciclos masticatorios, ocluyendo sobre una superficie plana para evaluar las fuerzas verticales transmitidas. No fueron analizadas las fuerzas no axiales debido a que estudios previos han demostrado la dificultad para obtener resultados en los tres ejes. Los resultados se obtuvieron por medio de un análisis estadístico. Sus resultados demuestran que entre mayor es el módulo de elasticidad del material, mayor es la fuerza transmitida al hueso peri-implantar, por lo que las restauraciones con resinas compuestas pueden ayudar a la salud y preservación del hueso alrededor del implante.

Material	Manufacturer	Type of material	Elastic modulus (MPa)
Procera Zirconia	Nobel Biocare	Zirconia	210,000
Empress 2	Ivoclar Vivadent	Glass-ceramic	96,000
Ney-Oro CB	Dentsply	Gold alloy	77,000
Finesse	Dentsply	Glass-ceramic	70,000
Experience	DEI Italia	Composite resin	13,000
Adoro	Ivoclar Vivadent	Composite resin	7,000 ± 500
Signum	Heraeus Kulzer	Composite resin	3,500
Easytemp 2	DEI Italia	Acrylic resin	2,300
AcryPlus V	Ruthinium	Acrylic resin	N/A

N/A No disponible

Figura 5. Módulo de elasticidad de los materiales evaluados.

Menini, M.; Conserva, E.; Tealdo, T.; Bevilacqua, M.; Pera, F.; Signori, A.; Pera, P. (2013): Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prótesis: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 26: 549-556

Material	Mean force (SD)
Procera Zirconia	641.8 (6.8)
Empress 2	484.5 (5.5)
Ney-Oro CB	344.8 (5.7)
Finesse	344.5 (3.5)
Experience	293.6 (16.3)
Adoro	236 (4.2)
Signum	187.4 (6.7)
Easytemp 2	39.3 (2.3)
AcryPlus V	28.3 (4.2)

Figura 6. Comparación de la fuerza máxima (N) transmitida hacia la simulación de hueso peri-implantar Menini, M.; Conserva, E.; Tealdo, T.; Bevilacqua, M.; Pera, F.; Signori, A.; Pera, P. (2013): Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 26: 549-556

En la investigación de Bonfante y cols., 2015 se evaluaron un total de 21 coronas elaboradas en metal cerámica y resina nanocerámica cementadas sobre pilares con conexión tipo Morse de la marca Bicon, sometidos a carga bajo un indentador a 200 y 300 N, en condiciones de humedad, y fueron analizados con pruebas de aceleración de vida y análisis de confiabilidad. Concluyeron que el uso de materiales con más bajo módulo de elasticidad que aquellos de cerámica ha mostrado reducir significativamente el estrés en el hueso peri-implantar cuando es comparado con los materiales cerámicos.

Las resinas compuestas han mostrado tener mayor habilidad para absorber el shock de las fuerzas oclusales que las coronas de zirconia, materiales cerámicos, o aleaciones en oro.

Datte y cols., 2018 también utilizaron un implante como morse de la marca Neodent, en su investigación, el cual fue escaneado para obtener un modelo CAD. Sobre este modelo se confeccionó un pilar sólido (cuatro en titanio y cuatro en zirconia). El conjunto fue introducido en un modelo tridimensional de hueso formado con poliuretano y se colocó a cada pilar una corona elaborada en zirconia, cromo cobalto, disilicato de litio y cerámica híbrida. El total de muestras estudiadas fueron ocho. Los modelos fueron sometidos a carga axial de 200 N y estudiados por un método matemático de análisis de modelos finitos.

Sus resultados demuestran que es posible notar una disminución en la concentración de estrés de todo el sistema (pilar/implante/hueso) al aumentar el módulo de elasticidad del material con el que se confecciona la corona y que los diferentes materiales solo ejercen influencia en las zonas de la corona y el área cervical del sistema.

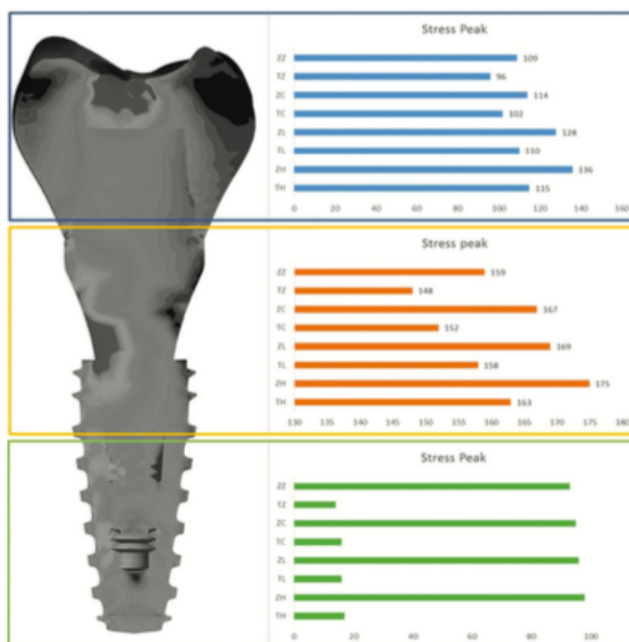


Figura 7. Estrés en tres diferentes regiones: corona, región cervical del implante y región apical, según los grupos: ZZ - pilar y corona de zirconia; TZ - pilar de titanio, corona de zirconia; ZC - pilar de zirconia, corona de cromo cobalto; TC - pilar de titanio, corona de cromo cobalto; ZL - pilar de zirconia, corona de disilicato; TL - pilar de titanio, corona de disilicato; ZH - pilar de zirconia, corona de cerámica híbrida; TH - pilar de titanio, corona de cerámica híbrida.

Datte, C. E.; Tribst, J. P.; Oliviera, A. M.; Nishioka, R. S.; Bottino, M. A.; Evangelhista, A. D.; Monteiro, F. M.; Souto, A. L. (2018): Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent* 10 (5): 439-444

Bijjargi y Chowdhary, 2013, realizaron un estudio bidimensional de análisis de modelos finitos en el que utilizaron implantes de titanio roscados sumergidos en hueso esponjoso, con pilares de titanio sobre los que fueron colocadas coronas confeccionadas en zirconia, cromo cobalto,

cerámica, resina compuesta y resina acrílica. Se aplicaron cargas verticales de 100 N, las cuales se analizaron por medio de un sistema computacional, además del estrés producido sobre las coronas.

Los resultados muestran que la zirconia presentó los valores máximos de estrés, y fue el material más rígido. Debido a la inhabilidad de este material de disipar las fuerzas, éstas tienden a concentrarse en el cuello del implante, zona que es más vulnerable a la pérdida del hueso cortical.

Al contrario de la zirconia, las fuerzas se disipan hacia el implante, pilar y hueso peri-implantar en las coronas de acrílico, resultando en menores concentraciones de estrés en el área localizada debido a la menor rigidez del material.

Material	Von Mises stress (Mpa)
Zirconia	24.87
Full-veneered metal	18.186
Ceramic	14.903
Composite	14.479
Acrylic resin	13.75

Figura 8. Valores máximos de estrés en coronas de varios materiales restauradores.

Bijjargi, S.; Chowdhary, R. (2013): Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *Journal of investigative and clinical dentistry* 4:172-177

Estudios in vitro también han demostrado que las cargas no axiales incrementan el estrés sobre la interfase hueso-implante con respecto a las cargas axiales, y podrían ser las responsables del incremento en la pérdida del hueso crestal.

El estudio de Chen y cols., 2014, fue realizado sobre 120 discos de diferente grosor confeccionados en materiales disilicato de litio y resina nanocerámica cementados sobre un sustrato de material epóxico, con un módulo de elasticidad similar al de la dentina. Ambos discos sumaban un grosor total de 3.5 mm, por ser la medida promedio entre la pulpa y la superficie oclusal de un diente natural. Posteriormente, se adhieren a un anillo de acero que representa la cámara pulpar, con 1.5 mm de grosor.

Las muestras fueron sometidas a pruebas de carga mediante el uso de un indentador. Por un análisis de elementos finitos se obtuvieron los resultados de distribución de estrés y con un análisis estadístico, los valores de resistencia a la fractura.

Este estudio demuestra que mientras las cerámicas rígidas parecen inducir gran estrés interno bajo cargas horizontales directas y transmiten esto a áreas marginales, el estrés distribuido dentro de las coronas de resina compuesta parece estar concentrado en el punto de carga y no ser transmitido a las áreas marginales.

		L 0.5 mm	LS 0.5 mm	ES 0.5 mm
Loading sphere	Solid maximum principal stress (tensile)	144	16	380
	Solid von Mises stress (compressive)	996	1576	1850
Deformed surface	Solid maximum principal stress (tensile)	35	6	230
	Solid von Mises stress (compressive)	340	342	420

Figura 9. Estrés (en MPa) encontrados en el análisis de elementos finitos en los discos de prueba con 0.5mm de grosor para Lava (L), Lava arenada (LS) y disilicato de litio (ES)

Chen, C.; Trindade, F.V.; de Jager, N.; Kleverlaan, C.J.; and Feilzer, A.J. (2014):

The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Dental Materials 30: 954-962

El estudio de Kaleli y cols., 2017, fue realizado con modelos tridimensionales escaneados de los componentes originales de implantes, usando pilares de zirconia y peek; cada uno de ellos con coronas en disilicato de litio, zirconia y Enamic; seis modelos en total, sobre las que se aplicaron cargas verticales de 200 N y oblicuas de 100 N. Los resultados del estrés producido fueron obtenidos por análisis matemático. Dichos resultados indican que las cargas oblicuas generan el mayor estrés en la corona, implante, pilar y hueso cortical. Por lo tanto, se deben eliminar las interferencias oclusales, y se debe establecer una relación oclusal óptima para una sobrevivencia a largo plazo.

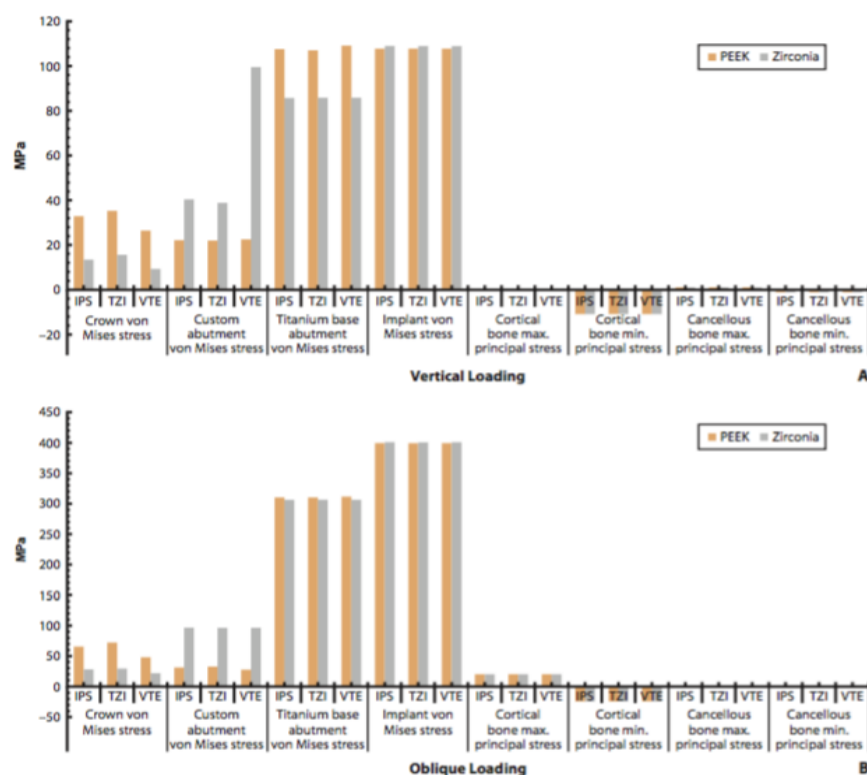


Figura 10. Valores de estrés observados bajo cargas verticales y oblicuas. IPS, disilicato de litio; TZI, Zirconia; VTE, cerámica híbrida infiltrada con polímero.

Kaleli, N.; Sarac, D.; Külünk, S.; Öztürk, Ö. (2017): Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. J Prosthet Dent 119(3):437-445

Las coronas de cerámica híbrida infiltrada con polímero exhibieron menor estrés en la región cervical que las coronas de disilicato de litio y zirconia. El estrés en todas las coronas fue concentrado en el área marginal de terminado.

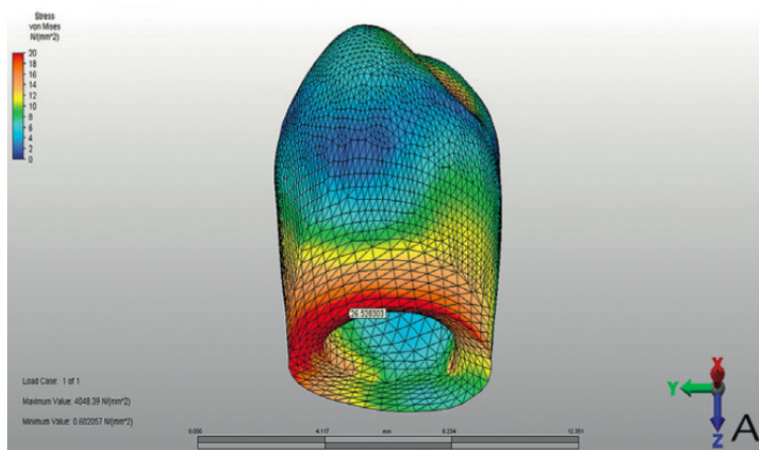


Figura 11. Concentración de estrés en corona bajo carga vertical.

Kaleli, N.; Sarac, D.; Külünk, S.; Öztürk, Ö. (2017): Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 119(3):437-445

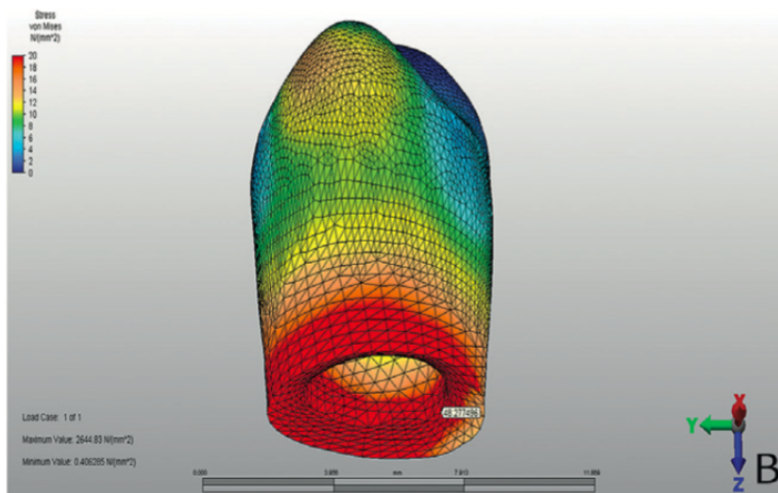


Figura 12. Concentración de estrés en corona bajo carga oblicua.

Kaleli, N.; Sarac, D.; Külünk, S.; Öztürk, Ö. (2017): Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 119(3):437-445

Aunque las cerámicas con matriz resinosa han sido propuestas como materiales absorbentes de shock, no se observó en este estudio una disminución sustancial en las concentraciones de estrés de implantes y hueso periférico. El total de energía transferida a la interfase implante-hueso primero pasa a través de la interfase pilar-implante. Algo de la energía transmitida se considera ser absorbida por las estructuras intermedias. Esto puede explicar la similar respuesta biomecánica en implantes con diferentes materiales en su superestructura. (Kaleli y cols., 2017)

En los estudios sobre la absorción de cargas de los diferentes materiales restauradores se utilizan diversos métodos de análisis para obtener los resultados. Esto puede explicar la variedad de conclusiones en los estudios actuales.

Algunos de los estudios han utilizado máquinas de ensayo universal (Instron) o análisis de modelos finitos. Estos estudios tienen muchas limitaciones, ya que no reproducen con exactitud la cinemática mandibular. Las máquinas de ensayo universal desarrollan movimientos intermitentes en un solo plano. No reproducen el ciclo masticatorio que ocurre clínicamente con la masticación.

Con respecto al análisis de modelos finitos, que incluye una simulación virtual, la validación de los modelos matemáticos es difícil de estimar objetivamente; consideración que debe tenerse en cuenta al momento de interpretar los resultados. Cuando se procesan los modelos es necesario realizar muchas simplificaciones (geometría del modelo, propiedades del material, etc.), lo que afecta grandemente la exactitud de este análisis.

Los estudios in vivo requieren la aplicación de sensores intraorales, lo que implica muchas dificultades. Por ello, este tipo de test puede alterar el ciclo masticatorio de los participantes en el estudio y con ello distorsionar los resultados obtenidos. (Menini, 2013)

La fractura en las cerámicas está regida por la rigidez y fuerza, y en menor medida por el módulo elástico y la dureza. En las coronas, al incrementar la fuerza incrementa la resistencia a la iniciación de crack en la estructura, mientras que incrementar la rigidez aumenta la resistencia a la propagación del crack. Aumentar la dureza disminuye la susceptibilidad a la deformación plástica inducida por contacto en materiales quebradizos, que son precursores de cracks, y desgaste en la superficie externa. (Zhang y Kelly, 2017)

Sotto-Maior y cols., 2018, evaluaron la resistencia a la fractura después de la fatiga térmica y mecánica de 30 coronas monolíticas diseñadas en CAD/CAM, utilizando cerámicas feldespáticas, disilicato de litio y cerámicas modificadas con resina. Todas las coronas fueron cementadas sobre un pilar universal bajo una carga constante de 50 N. Después de sumergirse en agua desionizada durante 7 días, se sometieron a ciclos térmicos, que consistieron en variar la temperatura de 2° a 50°C durante 350,000 ciclos. Posteriormente, en un simulador de fatiga, se aplicó una carga de 250 N. La resistencia de cada corona se verificó con una prueba de compresión en una máquina de prueba universal.

En este estudio, todos los materiales exhibieron un patrón similar de fractura. El grupo modificado con resina fue el grupo menos resistente ( $1755 \pm 124$  N), seguido del feldespático ( $2147 \pm 412$  N) y grupos disilicato de litio ( $2804 \pm 303$  N). Las estadísticas de Weibull demostraron que el disilicato de litio es el material más confiable y tiene la menor probabilidad de fractura.

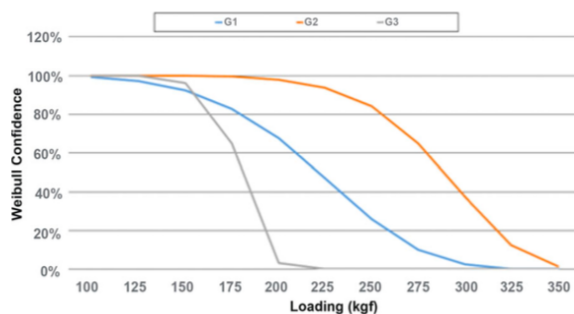


Figura 13 Estadística de Weibull para grupos feldespáticos (G1), disilicato de litio (G2) y modificados con resina (G3).

Sotto-Maior, B.S.; Carneiro, R.C.; Francischone, C.E.; Assis, N.M.; Devito, K.L.; and Senna, P.M. (2018): Fatigue behavior of different CAD/CAM materials for monolithic implant-supported molar crowns. *Journal of Prosthodontics* 0:1-4

En otro estudio realizado por Honda y cols., se investigó la carga de fractura de las coronas basadas en zirconia fabricadas con diferentes materiales y diseños de restauración, (PLZ) zirconia estratificada con porcelana, zirconia estratificada con resina indirecta (ILZ), metal-cerámica (MC), y restauraciones de zirconia monolítica (MONO). Todas las restauraciones se realizaron sobre implantes con tornillos de titanio y se probaron en cuanto a resistencia a la fractura.

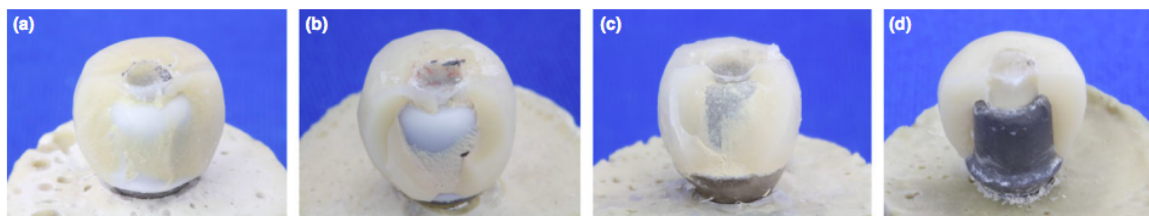


Figura 14. Muestras representativas que muestran los modos de fractura observados después de las pruebas de resistencia a la fractura: (a) PLZ, (b) ILZ, (c) MC, y (d) grupos MONO.

Honda, J.; Komine, F.; Kamio, S.; Taguchi, K.; Blatz, M.B.; and Matsumura, H. (2016); Fracture resistance of implant-supported screw-retained zirconia-based molar restorations. *Clin. Oral Impl. Res.* 28(9):1119-1126

Para los grupos PLZ, ILZ y MC, todas las muestras se fracturaron dentro de los materiales de estratificación. En contraste, el modo de fractura para el grupo MONO fue la fractura completa de las restauraciones. (Ver Figura 14)

Todas las restauraciones resistieron las fuerzas masticatorias. Las cargas de fractura fueron significativamente mayores para las restauraciones de zirconia monolítica que para las restauraciones de doble capa. Para las restauraciones basadas en zirconia bicapa, la resistencia a la fractura de las restauraciones con ILZ fue comparable a la de las restauraciones con PLZ y las restauraciones con MC.

En relación a la influencia de las técnicas de fabricación en la resistencia a la fractura del material compuesto en coronas con base de resina, se demostró que las coronas generadas por CAD/CAM presentan una resistencia a la fractura significativamente mayor que las coronas compuestas generadas de forma convencional, aunque no hubo diferencias significativas en la resistencia a la flexión y la tenacidad a la fractura. (Harada y cols., 2015)

El desgaste dental es un fenómeno natural y progresivo asociado al proceso de masticación, el cual involucra una pérdida gradual del diente natural. Los materiales cerámicos son ampliamente usados para reemplazar los tejidos dentales dañados. Sin embargo, muchos investigadores han demostrado que en general, los materiales cerámicos causan mayor desgaste del esmalte comparado con cualquier otro material o el esmalte.

Según múltiples estudios, el desgaste del esmalte causado por las cerámicas está más relacionado con la rugosidad de la superficie y resistencia a la fractura que con los valores de dureza.

En las cerámicas el tiempo y temperatura de sinterizado causa una disminución en la porosidad de la superficie. Estas porosidades pueden causar aumento en la rugosidad de la superficie de las cerámicas y puede conducir a un aumento en el desgaste de la dentición opuesta. Las porosidades puede ser expuestas durante el proceso de desgaste, y crear defectos con bordes agudos que pueden ser más dañinos para la dentición opuesta. (Rashid y cols., 2016)

Sripetchdanond y Leevailoj, 2014, realizaron un estudio en el que investigaron el desgaste del esmalte como antagonista a cerámica y resina compuesta. Las cerámicas investigadas fueron zirconia y disilicato de litio; el material de resina utilizado fue Premise. Los resultados obtenidos demostraron que el desgaste producido en el esmalte dental es menor con la zirconia y la resina compuesta y un mayor desgaste es producido por el disilicato de litio.

Estos resultados comprueban que el desgaste de las cerámicas se relaciona a la rugosidad, ya que la zirconia presenta granos de tamaño pequeño que producen menor rugosidad comparado al disilicato de litio, y también posee alta resistencia a la fractura que evita la formación de microcracks en la superficie y la consecuente formación de partículas abrasivas. La Zirconia es mucho más abrasiva que Vita Enamic. La zirconia es cerca de 3.5 veces más dura que el esmalte, mientras la dureza de Vita Enamic está en el mismo rango que el esmalte. Por eso, se esperaría un mayor desgaste del diente opuesto. El hecho que esto no sea observado demuestra que no hay relación directa entre el desgaste del diente y la dureza de la cerámica.

Estos resultados coinciden con los encontrados por Santos, 2018, y Nakashima, 2016. En ellos también se compararon otras cerámicas como la feldespática y la leucita. Los resultados obtenidos demuestran que la zirconia presentó menos desgaste en el esmalte y la cerámica feldespática, disilicato de litio y leucita mostraron un desgaste mayor pero similar al causado por el esmalte dental.

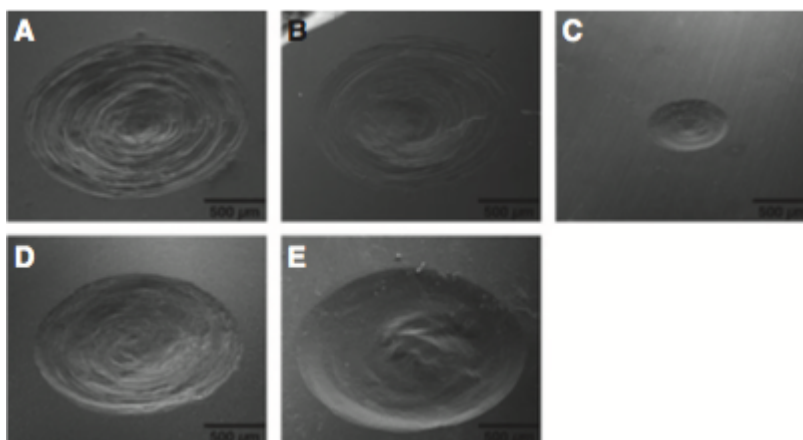


Figura 15. Microscopía electrónica de barrido del desgaste de la superficie de esmalte antagonista después de 100,000 ciclos. A. Leucita, B. Disilicato de litio, C. Zirconia, D. Feldespática, E. Esmalte.  
Nakashima, J.; Taira, Y.; Sawase, T. (2016): In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci* 124: 295-300

Las restauraciones de porcelana, ya sea estén pulidas o no, tienen efectos significativos en el esmalte opuesto o en las restauraciones de los dientes opuestos. Si la superficie de la restauración cerámica es rugosa, existe una gran probabilidad de causar desgaste excesivo en la restauración opuesta o en el diente natural. Si se deja sin pulir o glasear, existe un riesgo mayor de acumulación de placa alrededor de la restauración y desgaste excesivo en la dentición opuesta. (Rashid y cols., 2016)

La rugosidad de la superficie de las restauraciones puede ser causada por ajuste en la oclusión después de cementadas en boca, además del mismo desgaste del material debido a su uso en el tiempo. Por esta razón, las restauraciones cerámicas deben ser adecuadamente terminadas y pulidas después del proceso de ajuste de las superficies oclusales.

En los últimos años, muchos estudios han determinado que las superficies de cerámica pulidas causan menos desgaste del esmalte que las superficies que son glaseadas.

En el estudio realizado por López y Proaño se comparó el pulido de porcelana feldespática usando instrumentos intraorales y pastas diamantadas. Se comprobó, por medición con rugosímetro que, después de realizar un ajuste, el laboratorio dental alcanza una lisura de  $Ra\ 0,28\ \mu m$ . Los investigadores lograron clínicamente valores menores de rugosidad como  $Ra\ 0,17\ \mu m$  utilizando fresas de grano fino, el kit Jota y dos pastas de pulido en orden, así como también de  $Ra\ 0,21\ \mu m$  utilizando fresas de grano fino, el kit Jota y solo la pasta de pulido de  $1\ \mu m$ . (López y Proaño, 2014)

Resultados similares fueron encontrados por Benítez, 2017, quien utilizó disilicato de litio pulido con tres diferentes sistemas intraorales obteniendo resultados hasta de  $0,31 \pm 0,04\ \mu m$  con el sistema de Ultradent, en comparación con  $0,63 \pm 0,08\ \mu m$  del grupo control el cual no recibió ningún tipo de pulido.

La resina compuesta posterior puede causar abrasión del esmalte dental humano de forma diferente debido al tamaño, dureza y contenido de las partículas de relleno. Los materiales de resina compuesta modernos son altamente resistentes al desgaste de la dentición opuesta debido al mejoramiento en la composición del relleno y la calidad de la matriz de resina. Las resinas compuestas más resistentes al desgaste tienen rellenos de tamaño pequeño (1  $\mu\text{m}$  o menos), altos en concentración, y con buena unión a la matriz.

El desgaste del esmalte causado por la resina compuesta ocurre cuando los rellenos duros sobresalen de la matriz de resina abrasionada y la cantidad de desgaste en el esmalte está directamente relacionada con los valores de dureza de la resina compuesta.

La capacidad abrasiva de los materiales dentales puede ser referida al desgaste de la estructura del material y/o el desgaste del esmalte del diente antagonista o adyacente en el caso de los contactos proximales.

En relación al desgaste que sufren los materiales, el estudio de Santos, 2018, (en el que se comparan materiales cerámicos con Enamic a partir de un estudio tribológico en el que son consideradas las condiciones de fricción, desgaste y lubricación) demostró que Enamic presenta mayor desgaste y la zirconia presenta el menor desgaste. Estos resultados son iguales a los obtenidos en el estudio de Nakashima, quien además obtuvo resultados similares al desgaste que ocurre en el esmalte dental con cerámicas como la leucita, disilicato de litio y feldespática.

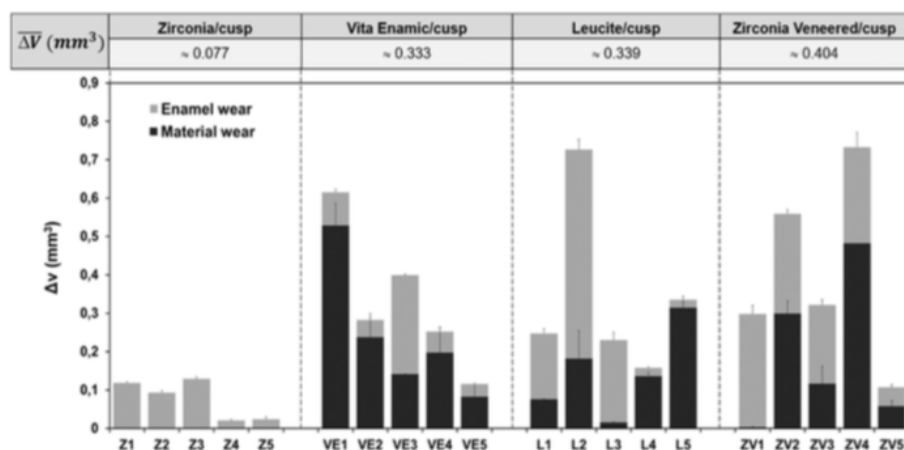


Figura 16. Volumen total del desgaste de cuatro sistemas tribológicos: valor promedio y por par de muestra cúspide/cerámica

Santos, F.; Branco, A.; Polido, M.; Serro, A.P.; Figueiredo-Pina, C.G. (2018): Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 88: 251-260

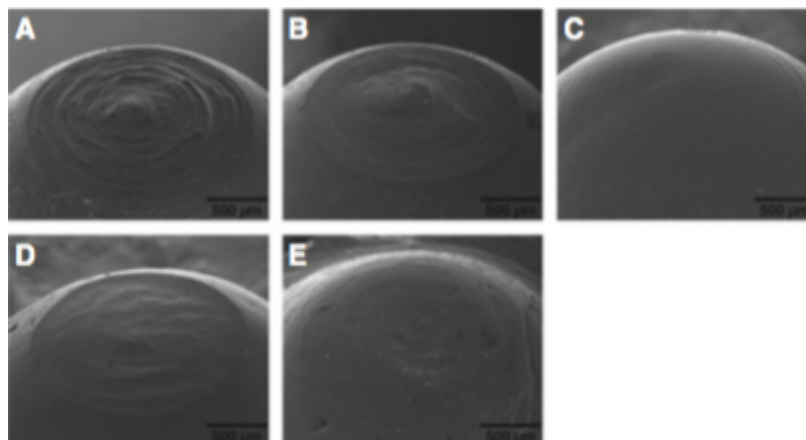


Figura 17 Microscopía electrónica de barrido del desgaste de la superficie del material después de 100,000 ciclos. A. Leucita, B. Disilicato de litio, C. Zirconia, D. Feldespática, E. Esmalte.

Nakashima, J.; Taira, Y.; Sawase, T. (2016): In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci* 124: 295-300

El desgaste excesivo de los dientes, restauraciones, o la dentición completa puede ser asociado con supra erupción de los dientes opuestos, ruptura del ligamento periodontal, oclusión traumática, pérdida de dimensión vertical e incluso disfunción temporomandibular. (Mulay y cols., 2014)

Por esta razón, es de gran importancia considerar el tipo de material que será utilizado al momento de realizar una restauración y dependiendo del caso clínico que se esté tratando, de forma que el desgaste que pueda sufrir la dentición antagonista y/o el material no afecte negativamente la salud del sistema estomatognático del paciente.

La fractura de la porcelana de recubrimiento puede resultar de un trauma, diseño inadecuado de la estructura de metal, incompatibilidad entre el coeficiente de expansión térmica de la porcelana y el núcleo, inadecuada preparación dental, ajuste oclusal inadecuado y defectos intracerámicos. La mayoría (65%) de los fallos se han observado en la región anterior, mientras que el 35% se produjo en la región posterior. El 60% de los fracasos ocurrieron en la superficie labial, el 27% en la bucal, el 5% en la incisal y el 8% en las regiones oclusales. Estas fracturas se encontraban principalmente en el maxilar superior (75%).

Sin embargo, el reemplazo inmediato de prótesis complejas fallidas es a menudo imposible, ya que requiere tiempo, esfuerzo y gastos adicionales. En esta situación, la reparación es un método adecuado para rehabilitar el contorno y el color de las restauraciones fracturadas. Dicha reparación exige una unión duradera, aunque no sea un tratamiento permanente. Se han utilizado varios materiales a base de resina para reparar restauraciones de porcelana. Se sugiere que la resistencia de la unión entre estos dos tipos de materiales (cerámica y material a base de resina) depende en gran medida de la preparación de la superficie.

En el trabajo de Özdemir y Yanikoglu, 2017, se evaluó la resistencia adhesiva al cizallamiento de resinas compuestas nanohíbridas (Nh.com) y nanocerámicas (Nc.com) con porcelana feldespática sometida a diferentes tratamientos de superficie. Las resinas compuestas nanohíbridas y nanocerámicas se utilizaron debido a su contenido y se compararon entre sí.

La resistencia adhesiva al cizallamiento de dos porcelanas feldespáticas, de diferente casa comercial, después de los tratamientos de superficie, se muestran en la figura 18. En la porcelana de Ivoclar, el grupo de la superficie tratada con ácido fluorhídrico (9,5%) mostró valores más altos de resistencia adhesiva al cizallamiento que el del grupo de la superficie abrasionada con aire con óxido de aluminio. En la porcelana Vita, el grupo de la superficie grabada con ácido fluorhídrico (9,5%) y el grupo de la superficie abrasionada con aire con óxido de aluminio mostraron casi los mismos valores de resistencia adhesiva al cizallamiento. Los grupos de control de ambas porcelanas mostraron la resistencia adhesiva al cizallamiento más baja.

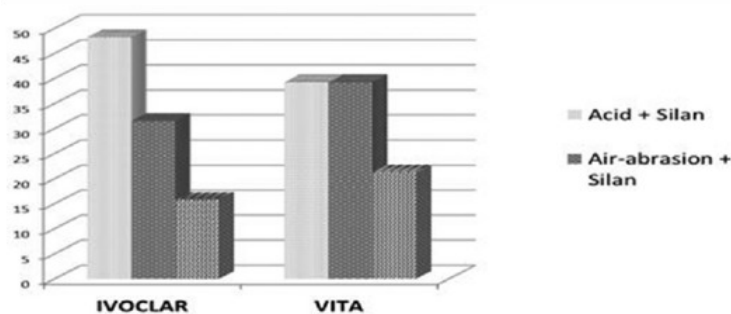


Figura 18. Fuerza de unión media en dos superficies de porcelana feldespática según el tratamiento de superficie. Özdemir, H. y Yanikoglu, N.(2017): The bond strength of nanohybrid and nanoceramic composites to feldspathic porcelain. Contemp Clin Dent. 8:558-64

En la figura 19 se muestra la resistencia adhesiva al cizallamiento de resinas nanohíbridas y nanocerámicas en relación al tratamiento de superficie. En todos los grupos, la resistencia adhesiva al cizallamiento de resinas nanohíbridas es mayor que en las resinas compuestas nanocerámicas. Los valores más altos se observan con la aplicación de grabado ácido + silano y los niveles más bajos se observan en el grupo de control, el cual consistió en la aplicación de abrasión con aire.

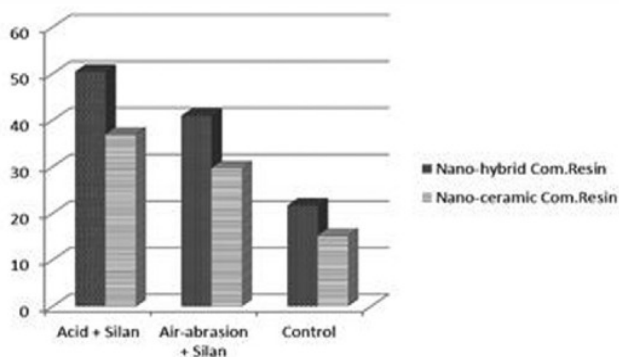


Figura 19. Fuerza de unión media de la resina compuesta nanohíbrida y la resina compuesta nanocerámica según el tratamiento de superficie.

Özdemir, H. y Yanikoglu, N.(2017): The bond strength of nanohybrid and nanoceramic composites to feldspathic porcelain. Contemp Clin Dent. 8:558-64

De acuerdo con los resultados, se descubrió que el grabado con ácido fluorhídrico (9,5%) es el tratamiento más efectivo para tratar la superficie de la porcelana y crear una unión fuerte con la resina compuesta. Sin embargo, contrario a lo esperado, la resina compuesta nanohíbrida mostró los valores más elevados de resistencia adhesiva al cizallamiento que la resina compuesta nanocerámica. De acuerdo a estos resultados, se puede decir que las partículas cerámicas en la resina compuesta no tienen un efecto positivo en la adhesión a porcelana feldespática. (Özdemir y Yanikoglu, 2017)

Kimmich y Stappert, 2013, indicaron que ciertas moléculas pueden generar una adhesión química directa de las superficies metálicas u óxido cerámicas a la resina. Los monómeros de fosfato bifuncionales (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato, MDP y 4-metacriloxietil trimelitato anhídrido, 4-META) se adhieren a los óxidos de la superficie metálica u óxido-cerámica por un lado y a la resina del otro lado. Estos están disponibles como primer metálicos o cerámicos, y pueden ser parte del cemento resinoso. El uso de estos primer es apropiado para la reparación intraoral de una restauración si en la superficie fracturada están expuestos diferentes materiales.

El sistema adhesivo de la resina autoadhesiva Vertise Flow, basada en GPDM (dimetacrilato glicerofosfato), contiene un monómero fosfatado bifuncional que puede actuar como agente de acoplamiento, haciendo innecesaria la aplicación de un silano intraoral, así como la aplicación de un adhesivo cuando la superficie de la cerámica es tratada con ácido fluorhídrico. El ácido graba preferentemente la fase vítrea amorfa o la fase cristalina, generando enlaces de oxígeno insaturados que sirven como patrones de adhesión para los monómeros fosfatados bifuncionales. Este mecanismo podría explicar la comparable, o incluso superior, habilidad de adhesión de Vertise flow a las superficies de cerámicas feldespáticas tratadas con ácido fluorhídrico, en comparación con los sistemas tradicionales de múltiples pasos.

El estudio de Carrabba y cols., 2017, --en el que restauraron bloques de cerámica feldespática producidos industrialmente para el sistema CEREC CAD/CAM, a los que se realizó un corte para simular una delaminación de tipo moderada con la finalidad de comparar diferentes métodos de reparación-- concluyó que para reparar los bloques el grabado con ácido fluorhídrico es suficiente para acondicionar el sustrato y que el uso simultáneo de arenado no mejora la adhesión. El uso de ácido fluorhídrico y Vertise Flow autoadhesivo mostró fuerzas adhesivas más altas que todas las otras combinaciones probadas, lo que sugiere el uso de este enfoque clínicamente simplificado para reparar este tipo de fallas.

Surface Treatment - Materials	Mean (MPa)
Hydrofluoric Acid Etch - Vertise Flow <sup>a</sup>	19.18
Sandblasting + Hydrofluoric Acid Etch - Vertise Flow <sup>ab</sup>	17.60
Sandblasting + Hydrofluoric Acid Etch - Optibond + Premise Flow <sup>abc</sup>	14.70
Sandblasting + Hydrofluoric Acid Etch - Premise Flow <sup>abc</sup>	14.20
Hydrofluoric Acid Etch - Optibond + Premise Flow <sup>abc</sup>	13.99
Hydrofluoric Acid Etch - Premise Flow <sup>bc</sup>	12.96
CoJet + Premise Flow <sup>cd</sup>	9.55
Porcelain Repair kit <sup>cd</sup>	8.59
Sandblasting - Optibond + Premise flow <sup>de</sup>	5.36
Sandblasting - Vertise Flow <sup>de</sup>	5.35
Sandblasting - Premise Flow <sup>e</sup>	2.32

Figura 20. Valores del test de resistencia adhesiva al cizallamiento.

Carrabba, M., Vichi, A., Louca, C., y Ferrari, M. (2017): Comparison of traditional and simplified methods for repairing CAD/CAM feldspathic ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 9 (4):257

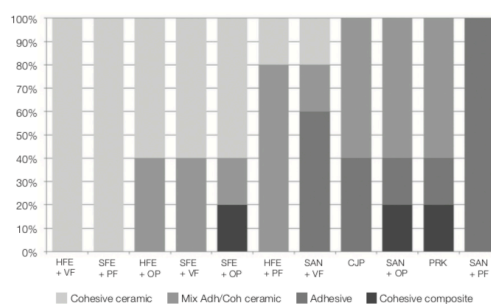


Figura 21. Análisis de fracasos según el test de resistencia adhesiva al cizallamiento. Método de reparación estudiado: HFE+VF: grabado y Vertise; SFE+PF: arenado, grabado y Premise; HFE+OP: grabado, adhesivo y Premise; SFE+VF: arenado, grabado y Vertise; SFE+OP: arenado, grabado, adhesivo y Premise; HFE+PF: grabado y Premise; SAN+VF: arenado y Vertise; CJP: CoJet y Premise; SAN+OP: arenado, adhesivo y Premise; PRK: kit de reparación intraoral (control); SAN+PF: arenado y Premise.

Carrabba, M., Vichi, A., Louca, C., y Ferrari, M. (2017): Comparison of traditional and simplified methods for repairing CAD/CAM feldspathic ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 9 (4):257

En el estudio de Yoo y cols., 2015, se realizó la reparación de 15 discos de porcelana feldespática y 15 discos de níquel cromo que fueron abrasionados con fresa de diamante y partículas en aire. La reparación se llevó a cabo utilizando un kit de reparación intraoral (Bisco) o cubrimiento con sílice (CoJet sand system, 3M). Los resultados concluyeron que la aplicación de arenado y el uso del kit de reparación intraoral puede ser sugerido en los casos de fractura con exposición de porcelana. Si la fractura se extiende a la superficie metálica, el sistema CoJet presenta mejores resultados, como lo muestra la figura 22.

Sin embargo, es importante destacar que este estudio presenta limitaciones en cuanto a la cantidad de especímenes estudiados y que las condiciones del estudio no simulan el ambiente intraoral. Esto último es importante para evaluar el control de la humedad, esencial para un resultado exitoso, ya que el estrés térmico debilitaría la unión entre resina compuesta y porcelana debido a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica y el deterioro de la adhesión por hidrólisis.

Type of core material	Group	Mean (MPa)
Porcelain	DP (Repair system I)	16.28 <sup>Aa</sup>
	SP (Repair system I)	25.85 <sup>Ba</sup>
	CP (Repair system II)	16.23 <sup>Ac</sup>
Metal (Ni-Cr alloy)	DM (Repair system I)	3.12 <sup>Cb</sup>
	SM (Repair system I)	6.56 <sup>Cb</sup>
	CM (Repair system II)	13.81 <sup>Cc</sup>

Figura 22. Media de los valores de resistencia adhesiva de los especímenes estudiados. El sistema de reparación I consistió en un kit de reparación intraoral (Bisco) y el sistema de reparación II fue silicización (CoJet, 3M). P: discos de porcelana feldespática y M: discos de níquel cromo. DP y DM fueron abrasionados con fresa de diamante, SP y SM con partículas en aire.

Yoo, J.Y., Yoon, H.I., Park, J.M., & Park, E.J. (2015). Porcelain repair - Influence of different systems and surface treatments on resin bond strength. *The J Adv Prosthodont*, 7:343-348.

El sistema de implantes Bicon ha desarrollado el concepto de corona integrada al pilar para la rehabilitación de sus implantes. En esta técnica se recomienda el uso de materiales con matriz resinosa, debido a que son menos abrasivos y pueden ser fácilmente modificados por adición o reducción del material de su superficie a lo largo de su vida clínica.

La capacidad de reparación es una ventaja de los materiales con base resinosa. En general, por no necesitar el uso de ácido fluorhídrico, silano y estrategias de adhesión requeridas para las cerámicas con matriz vítrea. Es crítico que la adhesión entre el material con matriz resinosa y la resina compuesta sea lo suficientemente fuerte para evitar fallas entre las fases. Aún más importante es que la adhesión resista las fuerzas oclusales. La adhesión en materiales con matriz resinosa, se ha reportado exitosa. (Bonfante y cols, 2015)

En la literatura, diferentes estudios investigaron la resistencia adhesiva de la reparación en materiales nanocerámicos con resina compuesta. Algunos de los estudios evaluaron la influencia de los tratamientos de superficie y el envejecimiento, mostrando que la abrasión por aire conduce a mejores resultados de fuerza de unión que otros tratamientos de superficie; otros consideran que el recubrimiento con sílice ayuda en esta unión. (Subaşı y Alp, 2017)

Según los resultados del estudio de Lambert y cols., 2017, en la reparación de las resinas nanocerámicas también debe aplicarse adhesivo antes de la resina compuesta directa.

Actualmente no existe un protocolo de reparación para restauraciones de materiales con matriz resinosa avalado por parte de las asociaciones con reconocimiento internacional. Algunos trabajos de investigación recomiendan el uso de adhesivos universales como parte del protocolo sin utilizar en combinación con agente silano. Sin embargo, no son estudios con suficiente cantidad de especímenes para ser considerados estándares de referencia confiable.

Según lo expuesto en la discusión, se recomienda que los materiales utilizados como antagonistas sean iguales para favorecer las características de sus propiedades mecánicas. En los casos en los que sea posible seleccionar el tipo de cerámica a utilizar, se recomienda el uso de disilicato de litio, ya que posee mejores propiedades comparadas con los otros tipos de cerámicas.

## CONCLUSIONES

1. La absorción de las cargas oclusales es mejor en los materiales con matriz resinosa debido a su menor módulo de elasticidad.
2. Los materiales con matriz resinosa y las cerámicas dentales presentan adecuada resistencia a la fractura, por lo que no es una propiedad que influya en la selección del tipo de material restaurador.
3. La zirconia presenta menor desgaste al esmalte del diente antagonista. Sin embargo, otras cerámicas como feldespática, leucita y disilicato de litio presentan un patrón de desgaste más similar al producido por el esmalte. Los materiales con matriz resinosa presentan menor desgaste al esmalte del diente antagonista.
4. Los materiales con matriz resinosa poseen mayor facilidad de reparación intraoral debido a que se necesitan menos materiales y, por lo tanto, menor tiempo en su reparación.
5. En los implantes con diámetro estrecho se sugiere utilizar cerómero, excepto en el sector anterior cuando los implantes tienen longitud estándar y el antagonista es cerámica. En implantes con diámetro estándar se pueden utilizar ambos materiales, excepto en el sector anterior. Cuando la longitud del implante es corta, se sugiere usar cerómero y si es estándar con antagonista cerámico, se sugiere el uso de cerámica.

En base al anterior análisis del comportamiento de los materiales restauradores, según las propiedades incluidas en la presente revisión bibliográfica y en relación al comportamiento biomecánico de los implantes dentales unitarios, han sido desarrollados mapas conceptuales; que son propuestos como una guía a los clínicos en la selección del material restaurador a utilizar en la rehabilitación implantes dentales unitarios. Ver figuras 23 y 24.

Sin embargo, cada caso debe ser analizado de forma individual, ya que es necesario recordar que toda rehabilitación oral debe ser estudiada en relación a las condiciones del sistema estomatognático en su totalidad.

¿Qué material utilizar para la rehabilitación de un implante unitario con longitud corta?

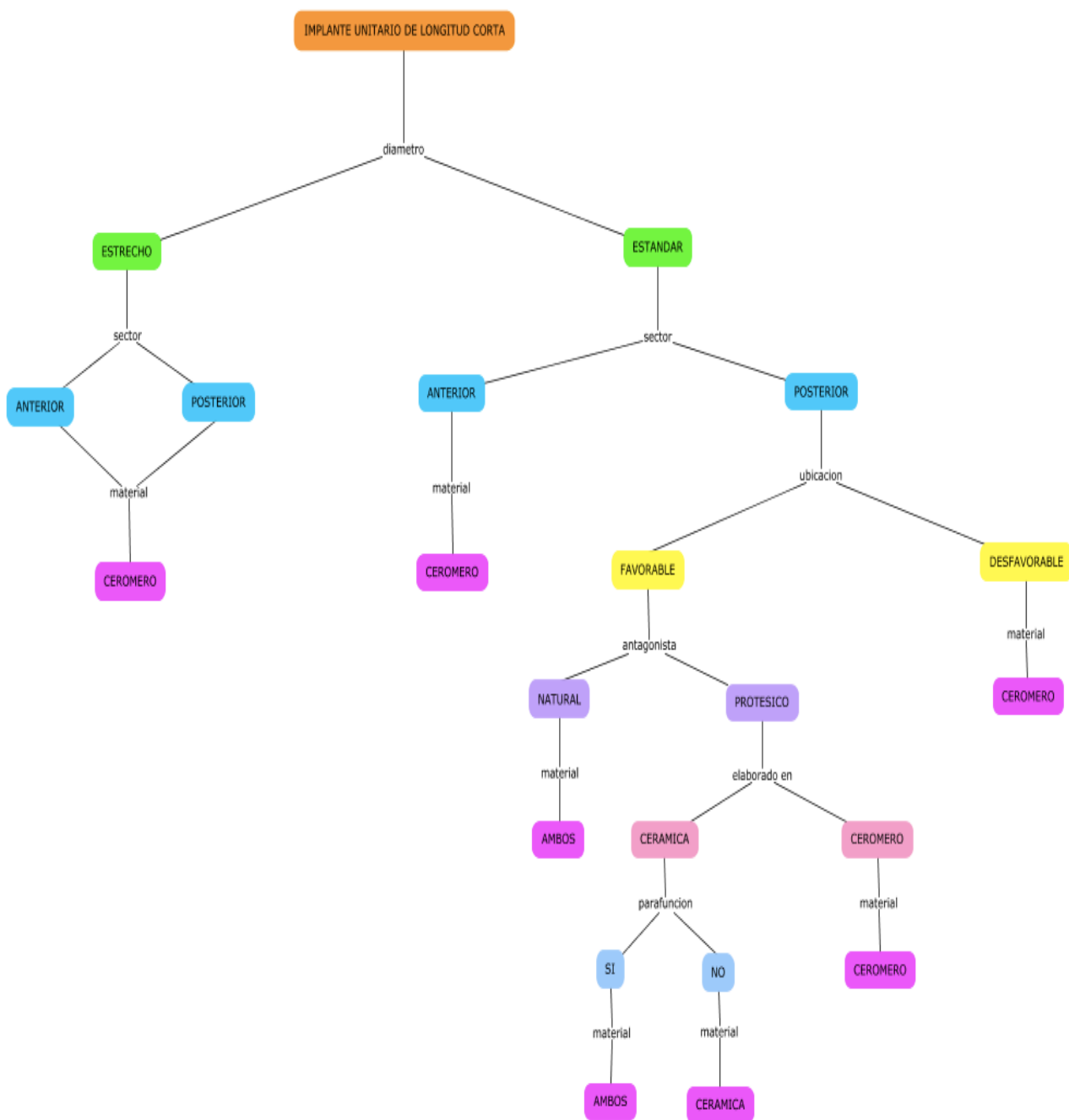


Figura 23. Mapa mental propuesto para la selección del material restaurador en implantes dentales unitarios cortos (menores o iguales a 8 mm de longitud).

¿Qué material utilizar para la rehabilitación de un implante con longitud estándar?

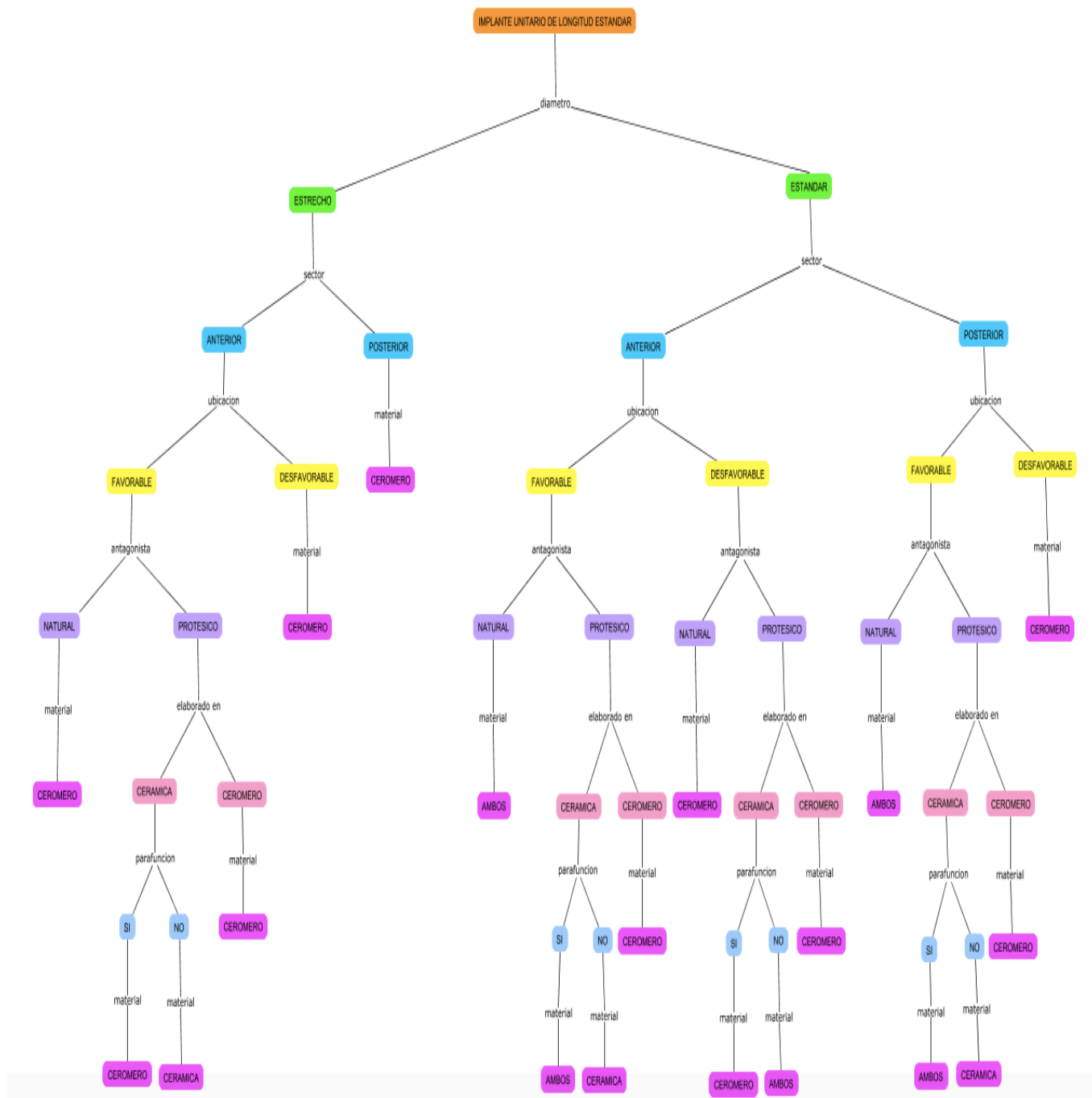


Figura 24. Mapa mental resumen propuesto para la selección del material restaurador en implantes dentales unitario de longitud estándar (mayores o iguales a 10 mm de longitud).

## SUGERENCIAS

Se recomienda realizar investigaciones sobre la absorción de cargas oclusales por parte de los materiales restauradores, utilizando simuladores de los movimientos masticatorios. Con la finalidad de predecir de forma más confiable el comportamiento del material, evaluando los resultados en los tres planos del espacio en forma individual para analizar las consecuencias de las cargas, tanto en dirección vertical como oblicua, ya que ambas están presentes en los movimientos masticatorios.

También se sugiere fomentar el desarrollo de investigaciones en las que sean evaluados y/o se establezcan, protocolos de reparación de los materiales cerámicos y resinosos. De forma que se asegure la durabilidad de las reparaciones en el tiempo, ya que no existen pautas protocolares establecidas a nivel internacional en cuanto a la reparación de los materiales con matriz resinosa.

## RESUMEN

La presente revisión bibliográfica busca identificar los criterios de selección entre el material con matriz resinosa versus cerámica en la rehabilitación de implantes dentales unitarios según parámetros biomecánicos. Se analizó evidencia científica sobre la absorción de cargas oclusales por los materiales seleccionados, resistencia a fractura, capacidad de reparación intraoral y capacidad abrasiva al antagonista. Posteriormente fueron relacionadas con la biomecánica de los implantes dentales unitarios para sugerir el material restaurador. Materiales y métodos: Algunos términos de búsqueda fueron: corona sobre implantes, ceramic crown, fatigue strength, biomecánica sobre implantes, mechanical properties, resin composite. Se excluyeron publicaciones anteriores al año 2013, estudios en relación a prótesis fija plural sobre implantes y reportes de casos clínicos. Resultados: Fueron analizadas 26 publicaciones que cumplieran con los criterios de inclusión y el logro de los objetivos del trabajo. Conclusiones: La absorción de cargas es mejor en materiales con matriz resinosa. Todos los materiales presentan adecuada resistencia a la fractura. La zirconia y los materiales con matriz resinosa presentan menor abrasión al diente antagonista. Los materiales con matriz resinosa poseen mayor facilidad de reparación intraoral. En implantes con diámetro estrecho se sugiere utilizar cerámico, excepto si en el sector anterior la longitud del implante es estándar y el antagonista es también cerámica. En implantes con diámetro estándar se pueden utilizar ambos materiales en el sector posterior. En el sector anterior, si la longitud del implante es corta, se sugiere cerámico; pero si la longitud es estándar y el diente antagonista es cerámico, se sugiere usar cerámica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bacigalupe, D.; y Villablanca, E. (2014): Uso de coronas sistema CAD-CAM en implantes osteointegrados. *Rev. Med. Clin. Condes.* 25:158-165

Barrios, M.; (2016): Estudio electromiográfico sobre los patrones musculares en pacientes rehabilitados con restauraciones parciales fijas sobre implantes. Tesis para optar al grado de doctor. *Revista Dialnet.*

Belli, R.; Wendler, M.; de Ligny, D.; Cicconi, M.; Petschelt, A.; Peterlik, H.; Lohbauer, U. (2017): Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental materials* 33:84-98

Benítez, M.A. (2017): Estudio comparativo in vitro sobre el grado de rugosidad superficial con tres diferentes sistemas de pulido intraoral en cerámica reforzada con disilicato de litio. *Biblioteca Repositorio digital. Universidad San Francisco de Quito.*

Bijjargi, S.; and Chowdhary, R. (2013): Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *Journal of investigative and clinical dentistry* 4:172-177

Bonfante, E.A.; Suzuki, M.; Lorenzoni, F.C.; Sena, L.A.; Hirata, R.; Bonfante, G.; Coelho, P.G. (2015): Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater.* 31:168-177

Bottino, M.; Ferreira, A.; Miyashita, E.; Giannini, V. (2001), *Materiales cerámicos y materiales poliméricos.* En: *Estética en rehabilitación oral metal free.* Brasil: Artes Médicas Latinoamérica, p.p. 211-332

Carrabba, M., Vichi, A., Louca, C., Ferrari, M. (2017): Comparison of traditional and simplified methods for repairing CAD/CAM feldspathic ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics.* 9 (4):257

Castro-Aguilar, E.G.; Matta-Morales, C.O.; Orellana-Valdivieso, O. (2014): Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Rev. Estomatol. Herediana.* 24(4):278-286

Chen, C.; Trindade, F.V.; de Jager, N.; Kleverlaan, C.J.; and Feilzer, A.J. (2014): The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 30:954-962

Datte, C. E.; Tribst, J. P.; Oliviera, A. M.; Nishioka, R. S.; Bottino, M. A.; Evangelhista, A. D.; Monteiro, F. M.; Souto, A. L. (2018): Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent* 10 (5):439-444

Harada, A.; Nakamura, K.; Kanno, T. (2015); Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci* 2015; 123:122–129

Honda, J.; Komine, F.; Kamio, S.; Taguchi, K.; Blatz, M.B.; Matsumura, H. (2016); Fracture resistance of implant-supported screw-retained zirconia-based molar restorations. *Clin. Oral Impl. Res.* 28(9):1119-1126

Kaleli, N.; Sarac, D.; Külünk, S.; Öztürk, Ö. (2017); Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 119(3):437-445

Kimmich, M., and Stappert, C. F. J. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*, 144(1):31–44

Kina, S. y Bruguera, A. (2008), Cerámicas dentales. En: Invisible. Restauraciones estéticas cerámicas. Kina, S.; Bruguera, A. y Romanini, J. Brasil: Artes médicas Latinoamérica, p.p. 125-183

Lambert, H.; Durand, J.C.; Jacquot, B.; Fages, M. (2017): Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 9:486-495

López, M. y Proaño, P. (2014): Estudio comparativo in vitro de pulido de porcelana feldespática usando instrumentos intraorales y pasta diamantadas. *OdontoInvestigación Universidad San Francisco de Quito*

Mallat Desplats, E. y Mallat Callís, E. (2001), Porcelana. En: Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. España: Quintessence, p.p. 155-186

Menini, M.; Conserva, E.; Tealdo, T.; Bevilacqua, M.; Pera, F.; Signori, A.; Pera, P. (2013): Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 26:549-556

Misch, C.E. (2009), Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. En: *Implantología contemporánea*. Barcelona: Elsevier, pp. 130-146

Morgan, V. (2018), Técnicas restauradoras. En: *The Bicon short implants. A thirty year perspective*, P. Perpetuini, K. Pisarik, V. Morgan, E. Bonfante, K. Morgan, D. Speratti, M. Hirayama, L. Murcko, S. Carelli, D. M. Hallowes., Boston: Quintessence Publishing, p.p. 123-150

Mulay, G.; Dugal, R.; Buhranpurwala, M. (2014): An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *J Indian prosthodont soc* 15: 111-118

Nakashima, J.; Taira, Y.; Sawase, T. (2016): In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci* 124:295-300

Özdemir, H. and Yanikoglu, N. (2017): The bond strength of nanohybrid and nanoceramic composites to feldspathic porcelain. *Contemp Clin Dent.* 8:558-64

Rashid, H.; Sheikh, Z.; Misbahuddin, S.; Kazmi, M.R.; Qureshi, S.; Uddin M.Z. (2016): Advancements in all-ceramics for dental restorations and their effect on the wear of opposing dentition. *Eur J Dent.* 10:583-588

Sotto-Maior, B.S.; Carneiro, R.C.; Francischone, C.E.; Assis, N.M.; Devito, K.L.; Senna, P.M. (2018): Fatigue behavior of different CAD/CAM materials for monolithic implant-supported molar crowns. *Journal of Prosthodontics* 0:1-4

Santos, F.; Branco, A.; Polido, M.; Serro, A.P.; Figueiredo-Pina, C.G. (2018): Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 88:251-260

Sripetchdanond, J.; and Leevailoj, Ch. (2014): Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *J. Prosthet Dent* 112:1141-1150

Subaşı, M.; and Alp, G. (2017): Repair bond strengths of non-aged and aged resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5):364

Uzcátegui, C.; Dávila, E.; Brito, F.; Cerrolaza, M. (2015): Evaluación biomédica de implantes dentales sometidos a cargas oblicuas: Combinación de varias características geométricas. *Informed.* 17(2):55-68

Yoo, J.Y.; Yoon, H.I.; Park, J.M.; Park, E.J. (2015). Porcelain repair - Influence of different systems and surface treatments on resin bond strength. *The J Adv Prosthodont*, 7:343-348.

Zhang, Y.; and Kelly, J.R. (2017): Dental ceramics for restoration and metal-veneering. *Dent Clin North Am.* 61(4):797-819