

Estudio por elementos finitos, comportamiento de pilar híbrido con preparación para carilla tipo III en diferentes materiales.

Study by finite elements, hybrid abutment behavior with preparation for veneer type III in different materials.

Estudo por elementos finitos, comportamento do pilar híbrido com preparação para o facetas tipo III em diferentes materiais.

Sebastián Muñoz-Zapata¹, Pablo Antonio Cifuentes-Oliva², Alejandra Maritza Echeverri-Pineda⁴, Sara Maria Lopez-Zapata⁵

1. Protesista periodontal, magister en ciencias odontológicas Universidad CES. Email: smunoz@ces.edu.co
2. Rehabilitador oral, Universidad CES. Email: cifuentes.pablo@uces.edu.co
3. Rehabilitadora oral, Universidad CES. Email: echeverri.alejandra@uces.edu.co
4. Rehabilitadora oral, Universidad CES. Email: slopez@uces.edu.co

RESUMEN

Introducción y objetivo: El reemplazo del diente único en el sector anterior es considerado un reto en la odontología restauradora, especialmente, cuando se cuenta con un espacio interdental e interoclusal limitado o cuando la angulación entre la corona y el implante no es óptima. La utilización de pilares personalizados atornillados y de coronas cementadas generalmente ayuda a superar este reto. El objetivo fue Analizar el comportamiento biomecánico de los pilares híbridos con diseño de carilla tipo III en diferentes materiales: disilicato de litio, circonio y cerámica híbrida y las fuerzas ejercidas en el implante y en tejidos periimplantares mediante la modelación con elementos finitos

Materiales y métodos: Se realizó un modelo CAD del sistema de una prótesis dental en el software de dibujo asistido Solidworks el cual incluye hueso cortical, hueso esponjoso, tornillo, pilar, implante y prótesis. El ensamble del sistema se dibuja y se exporta de Solidwork (en .step) y posteriormente se importa al software de Métodos de Elementos Finitos (MEF) ANSY (versión 19). Se realiza una malla predominantemente hexaedra. Se ejerce una fuerza de 145 N a 45° sobre la corona de la prótesis dental. Las condiciones de contacto empleadas entre todos los componentes es de contacto tipo bonded, lo cual no permite el desplazamiento relativo entre las superficies. Las paredes óseas que limitan el modelo fueron asignadas como fixed, lo cual no permite ningún tipo desplazamiento. Se consideró un comportamiento ortotrópico lineal para el hueso cortical y el hueso esponjoso, y para los demás componentes del sistema se considera un comportamiento isotrópico lineal. A continuación, se presentan las propiedades de los materiales utilizados.

Resultados: En la en carilla en disilicato de litio se encontró un esfuerzo máximo a la tensión de 488.4Mpa y un esfuerzo máximo a la compresión de 473.1Mpa. En la carilla en cerámica híbrida se obtiene un esfuerzo máximo a la tensión de 473.1Mpa y un esfuerzo máximo a la compresión de 488.4Mpa. En la carilla en circonio los esfuerzos máximos para tensión fueron 0,017MPa y para compresión 87,7MPa

Conclusiones: El comportamiento a los esfuerzos de tensión y compresión en una restauración sobre implantes en el disilicato de litio y en la cerámica híbrida es básicamente

el mismo, cambia mínimamente cuando se utiliza circonio como material de la restauración, pero estas diferencias no son estadísticamente significativas.

Palabras clave: Diseño de Implante Dental-Pilar, restauración dental permanente

SUMMARY

Introduction and objective: The replacement of the single tooth in the anterior sector is considered a challenge in restorative dentistry, especially when there is limited interdental and interocclusal space or when the angulation between the crown and the implant is not optimal. The use of custom screwed abutment and cemented crowns generally helps to overcome this challenge. The objective is to analyze the biomechanical behavior of the hybrid abutments with type III veneer design in different materials: lithium disilicate, zirconium and hybrid ceramics and the forces exerted on the implant and in peri-implant tissues by modeling with finite elements

Materials and methods: A CAD model of the dental prosthesis system was performed in the Solidworks assisted drawing software which includes cortical bone, spongy bone, screw, abutment, implant and prosthesis. The system assembly is drawn and exported from Solidwork (in .step) and subsequently imported into the Finite Element Methods (MEF) ANSY software (version 19). A predominantly hexaedral mesh is made. A force of 145 N at 45 ° is exerted on the crown of the dental prosthesis. The contact conditions used between all components are bonded type contact, which does not allow relative displacement between surfaces. The bony walls that limit the model were assigned as fixed, which does not allow any displacement. A linear orthotropic behavior was considered for cortical bone and spongy bone, and for the other components of the system a linear isotropic behavior is considered. The properties of the materials used are presented below.

Results: A maximum tensile stress of 488.4Mpa and a maximum compressive effort of 473.1Mpa were found in the veneer in lithium disilicate. In the veneer in hybrid ceramic, a maximum stress at 473.1Mpa and a maximum compression stress of 488.4Mpa are obtained. In the zirconium veneer the maximum stresses for tension were 0.017MPa and for compression 87.7MPa

Conclusions: The stress and compression stress behavior in a restoration on implants in lithium disilicate and in hybrid ceramics is basically the same, it changes minimally when zirconium is used as a restoration material, but these differences are not statistically significant .

Key words: Dental Implant-Abutment Design, Permanent Dental Restoration

RESUMO

Introdução e objetivo: A substituição do dente único no setor anterior é considerada um desafio na odontologia restauradora, principalmente quando o espaço interdental e interoclusal limitado ou quando a angulação entre a coroa e o implante não é ideal. O uso de pilar parafusado personalizado e coroas cimentadas geralmente ajuda a superar esse desafio. O objetivo é analisar o comportamento biomecânico dos pilares híbridos com projeto de facetas tipo III em diferentes materiais: dissilicato de lítio, zircônio e cerâmica híbrida e as forças exercidas no implante e nos tecidos peri-implantares, modelando com elementos finitos

Materiais e métodos: Um modelo CAD do sistema de prótese dentária foi realizado no software de desenho assistido Solidworks, que inclui osso cortical, osso esponjoso, parafuso, pilar, implante e prótese. O conjunto do sistema é desenhado e exportado do Solidwork (em .step) e subsequentemente importado para o software ANSY dos Métodos de Elementos Finitos (MEF) (versão 19). É feita uma malha predominantemente hexaédrica. Uma força de 145 N a 45 ° é exercida na coroa da prótese dentária. As condições de contato usadas entre todos os componentes são do tipo colado, o que não permite deslocamento relativo entre as superfícies. As paredes ósseas que limitam o modelo foram

atribuídas como fixas, o que não permite nenhum deslocamento. Um comportamento ortotrópico linear foi considerado para o osso cortical e esponjoso, e para os outros componentes do sistema, um comportamento isotrópico linear é considerado. As propriedades dos materiais utilizados são apresentadas abaixo.

Resultados: Uma tensão de tração máxima de 488,4Mpa e um esforço compressivo máximo de 473,1Mpa foram encontrados no verniz do dissilicato de lítio. No verniz em cerâmica híbrida, são obtidas uma tensão máxima de 473,1Mpa e uma tensão máxima de compressão de 488,4Mpa. No verniz de zircônio, as tensões máximas para tensão foram 0,017MPa e para compressão 87,7MPa

Conclusões: O comportamento do estresse e da compressão em uma restauração de implantes em dissilicato de lítio e em cerâmica híbrida é basicamente o mesmo, varia minimamente quando o zircônio é usado como material de restauração, mas essas diferenças não são estatisticamente significativas.

Palavras chave: Projeto do Implante Dentário-Pivô, Restauração Dentária Permanente

INTRODUCCIÓN

A pesar del paso de los años el reemplazo del diente único anterior continúa siendo considerado un reto estético en la odontología restauradora, sobre todo en aquellas situaciones clínicas donde tenemos condiciones poco favorables como espacio interdental e interoclusal limitado o aquellos casos donde la angulación entre la corona y el implante no es la ideal (1–3), en estos casos esta indicado la utilización de pilares personalizados atornillados y de coronas o carillas cementadas sobre estos generalmente ayudando a superar este reto estetico. (1,4,5).

En un tratamiento odontológico con implantes los criterios de éxito no están basados exclusivamente en la supervivencia del implante o su restauración, si no también de la satisfacción del paciente, la estética dentogingival obtenida, la estabilidad en el tiempo de los tejidos duros y blandos y la ausencia de complicaciones mecánicas (6). Por consiguiente, la elección de un pilar para implante en el sector anterior está gobernada principalmente por la línea de sonrisa del paciente, biotipo periodontal, angulación del implante, selección del material de la corona, disponibilidad de espacio para restaurar, tipo de restauración, preferencias del clínico y costo de tratamiento (7)

Como consecuencia de la importancia que toma el rol estético en la rehabilitación de implantes en el sector anterior, comienza la tendencia a utilizar compuestos cerámicos y resinosos (5,8), sin embargo existen dudas respecto a la dificultad en la adhesión entre los diferentes sustratos, el riesgo de propagación de fracturas, la rigidez de la cerámica o la resiliencia de la resina y su influencia en la distribución del esfuerzo en los tejidos peri-implantares (9).

Magne y cols describen una solución estética para el reemplazo de diente único en zona estética (1,4,5), la cual consiste en un pilar personalizado metal-cerámico o metal-resina compuesta no retentiva atornillada, llamado pilar híbrido y una carilla no retentiva cerámica; que siguen la aplicación del diseño de carilla tipo III y los principios de restauración adhesiva (4). Esta técnica sugiere que el material en el que se elabora la mesoestructura promueva la suficiente resiliencia para actuar como un elemento disipador de esfuerzos hacia el hueso y a la vez lo suficientemente resistente como para no fracturarse fácilmente. El material propuesto para dicho fin, es el dislicato de litio que presenta características como bajo módulo de elasticidad, alta resistencia a la fractura, resistencia tensil, mejores propiedades ópticas y estabilidad del color, facilidad de adhesión a ellas y menos tasa de desgaste y fácil reparación; los grandes cambios en su formulación y en el proceso de fabricación postulan este material como ideal para pilares personalizados (10).

Las tendencias actuales para lograr una estética óptima del tejido peri-implantar es el uso de pilares cerámicos, gracias al desarrollo de la tecnología CAD/CAM, de los sistemas cerámicos como la alúmina densamente sinterizada (Al_2O_3) y del zirconio policristalino estabilizado con itrio, esta alternativa de tratamiento se ha incrementado ya que estos materiales presentan mejores propiedades ópticas y características mecánicas compatibles (9,11,12).

El zirconio debido a la gran mejoría que ha tenido en los últimos años en cuanto a propiedades estéticas ha despertado gran interés debido a su superior resistencia a la fractura comparado con la alúmina y su biocompatibilidad similar a el titanio (13,14), la única preocupación que causa es respecto a su dificultad para adherirse aunque se ha introducido un "primer" para circonio con resultados prometedores en pruebas de esfuerzo constante, abriendo una nueva oportunidad de adhesión a este material (4).

En cuanto a las cerámicas híbridas como el cerasmart, brindan una muy buena opción gracias a características como bajo módulo de elasticidad, alta resistencia a la fractura, resistencia tensil, mejores propiedades ópticas y estabilidad del color, facilidad de adhesión a ellas y menos tasa de desgaste y fácil reparación (15).

La poca información encontrada en la literatura hace evidente la necesidad de estudios que evalúen los resultados del comportamiento biomecánico, biológico, estético y de éxito de los componentes protésicos como los pilares, las mesoestructuras y la restauración cementada sobre estas y sus interfases; además de enfocar las investigaciones a la selección de componentes protésicos según la ubicación del implante (maxilar, mandibular, anterior o posterior) ya que los resultados clínicos son significativamente diferentes (16). Los estudios in-vitro que analizan algunos de estos aspectos, dejan abierta la posibilidad

a futuras investigaciones que incluyan análisis de elementos finitos para evaluar el efecto de estos materiales en la distribución de los esfuerzos hacia los tejidos de soporte; como también estudios clínicos que confirmen el comportamiento de estas estructuras (1,4).

El propósito de esta investigación fue analizar el comportamiento biomecánico de 3 diferentes materiales utilizados para la fabricación de carillas tipo II sobre un pilar híbrido con mesoestructura en disilicato de litio y las fuerzas ejercidas en el implante y en tejidos perimplantares, mediante la modelación con elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio observacional descriptivo se realizó a través de la modelación 3D y elementos finitos por medio del cual se observó el comportamiento biomecánico de los pilares híbridos con preparación para carilla tipo III en diferentes materiales (disilicato de litio, circonio, cerámica híbrida).

En este estudio se realiza una modelación 3D de un diente incisivo con un modelo de un paciente real como muestra obtenidos de una investigación previa no publicada, también se modeló el hueso cortical, hueso esponjoso y el pilar híbrido, con una mesoestructura en disilicato de litio con preparación para carilla tipo III. Estos modelos se realizaron en el programa SolidWorks 2010. Se obtiene un modelo CAD de cada una de estas estructuras, el proceso se inició con un boceto el cual se transformó a modelos tridimensionales de cada componente por medio de operaciones 3D. Por último, se usó la operación “ensamble” obteniendo así la ubicación requerida.

El análisis y resultado obtenido por medio de elementos finitos se realizó en el software ANSYS (19.0). Las fuerzas aplicadas fueron de 145N a un ángulo de 45° sobre la carilla con una condición tipo BONDED y el sistema óseo con condición tipo FIXED. El comportamiento se consideró ortotrópico lineal para el hueso cortical y el hueso esponjoso, y para los demás componentes del sistema se considera un comportamiento isotrópico lineal.

| Materiales | E (MPa) Módulo de Young | | | ν Poisson | | | G (MPa) Shear Modulus - Módulo Cortante | | |
|--------------------------------|-------------------------|------|-------|-----------|------|-------|--------------------------------------------|------|------|
| | X | Y | Z | X | Y | Z | X | Y | Z |
| Hueso Cortical ⁽¹⁷⁾ | 9450 | 9450 | 14550 | 0.3 | 0.25 | 0.253 | 6200 | 4100 | 5400 |

| | | | | | | | | | |
|--------------------------------|-----|-------|-----|------|------|------|-----|-----|----|
| H u e s o Esponjoso (17) | 861 | 157.7 | 861 | 0.05 | 0.01 | 0.32 | 170 | 130 | 90 |
|--------------------------------|-----|-------|-----|------|------|------|-----|-----|----|

| Materiales Isotrópicos | E (MPa) Modulo de Young | v Poisson |
|--------------------------------------|--------------------------------|------------------|
| Implante (ti grado 4) (18,19) | 105000 | 0.37 |
| Pilar (Ti, Al – 6, Nb – 7) (18,19) | 105000 | 0.34 |
| Disilicato de litio (20) | 95000 | 0.026 |
| Circonio (21) | 250000 | 0.38 |
| Cerámica híbrida (cerasmart) (15) | 79000 | 0.21 |

Población de estudio

Se uso una sola bases de titanio VarioBase (Straumann®), atornillado a un implante oseointegrado Bone Level RP (Straumann®), sobre este una meso - estructura de disilicato de litio (e.max Press®) con preparación para carilla tipo III y una carilla tipo III en 3 diferentes materiales disilicato de litio (e.max Press®), cerámica híbrida (cerasmart – GC), circonio (ZirCAD®).

Diseño muestral

A. Marco muestral:

El diseño se realizó a partir de una rehabilitación implantosoportada de un incisivo central superior derecho de un caso real. Modelados tridimensionalmente con base de titanio VarioBase (Straumann®), cementable abutment (Straumann®) atornillado a un implante oseointegrado Bone Level RC (Straumann®) sobre este una meso - estructura en disilicato de litio e.Max. Sobre este pilar se diseño una preparación para carilla tipo III la cual se realizo en 3 diferentes materiales (circonio, disilicato de litio y ceramica hibrida).

B. Unidad de modelación y unidad de análisis

La unidad de observación son las carillas cementadas sobre la mesoestructura y la mesoestructura como tal, modelados tridimensionalmente y la unidad de análisis es la distribución de los esfuerzos y desplazamientos a través de toda la rehabilitación implanto – soportada que está conectada a un implante 100% óseointegrado, el resultado se da mediante una escala de color que muestra la distribución del estrés en cada una de las tres unidades de observación.

C. Tipo de muestra

La muestra fue probabilística ya que la información del modelado tridimensional que se introdujo en el software de elementos finitos fue bajo las mismas condiciones para los 3 modelos (misma fuerza aplicada, tipo de hueso y porcentaje de oseointegración), por esto los resultados fueron analizados y comparados entre sí.

D. Tipo de modelación

Las tres muestras elegidas, se seleccionaron basados en el tipo de material estético que comúnmente se utiliza para la fabricación de pilares híbridos que es el disilicato de litio e.Max Press®, con las 3 carillas en disilicato de litio, circonio y cerámica híbrida.

Construcción del Modelado 3D

A partir de un modelo previo de un implante oseointegrado Bone Level RC con una mesoestructura en disilicato de litio se realizara una preparación para carilla tipo III y sobre esta se cementaran las carillas en los diferentes materiales a evaluar.

Protocolo de carga

El análisis de la simulación del modelo 3D ante las cargas generadas se realizará por medio del software de métodos de elementos finitos (MEF) ANSY (versión 19).

Se tratará de simular las cargas aplicadas en un incisivo central maxilar por parte de los dientes antagonistas mandibulares en la superficie palatina 3mm debajo del borde incisal. La magnitud de la fuerza fue de 145 N la cual fue aplicada a una angulación de 45° con respecto al implante (figura 1).

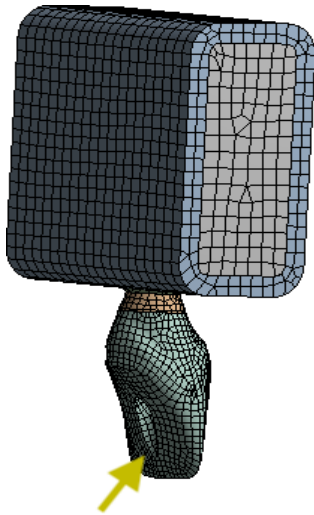


Figura 1. Modelo de malla con aplicación de carga a 45°

con una magnitud de 145N

Recolección de la información

La investigación se llevo a cabo en la universidad CES en el grupo de bioingeniería de cabeza y cuello, línea modelamiento computacional y biomateriales.

Se utilizarán los software de diseño solidworks y software de métodos de elementos finitos (MEF) ANSY (versión 19).

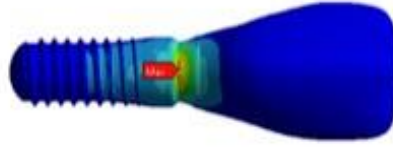
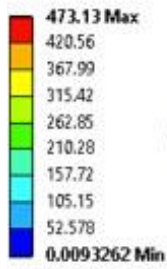
RESULTADOS

Es importante tener en cuenta que 3 muestras tienen un pilar híbrido con una mesoestructura en disilicato de litio y lo único que varía es el material de la carilla tipo III que va sobre este, disilicato de litio (E-max press), cerámica híbrida (cerasmart) y circonio. Se utilizó el criterio de von Mises que tiene en cuenta la energía de deformación para el análisis de esfuerzos en el titanio del implante y del pilar y el criterio de esfuerzo principal (máximo y mínimo) de compresión o tensión según su ubicación en los materiales de los cuales se elaboraron las carillas.

Esfuerzos máximos de tensión y compresión

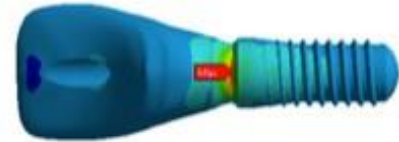
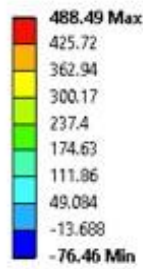
Tras analizar el modelo 1 con carilla en disilicato de litio se observó una distribución similar de esfuerzos máximos principales a la compresión y la tensión. Se reporta un esfuerzo máximo a la tensión de 488.4Mpa y un esfuerzo máximo a la compresión de 473.1Mpa (figura 2).

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
3/12/2019 11:30 a.m.



A

Maximum Principal Stress
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
6/12/2019 12:11 a.m.



B

Figura 2: Esfuerzos máximos de A. Compresión. B. Tensión

En el modelo 2 con carilla en cerámica híbrida se observan resultados idénticos a los obtenidos con el modelo 1. Se obtiene un esfuerzo máximo a la tensión de 473.1Mpa y un esfuerzo máximo a la compresión de 488.4Mpa (figura 3).

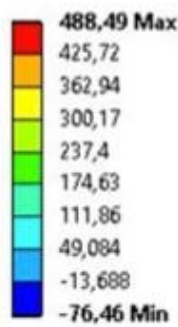
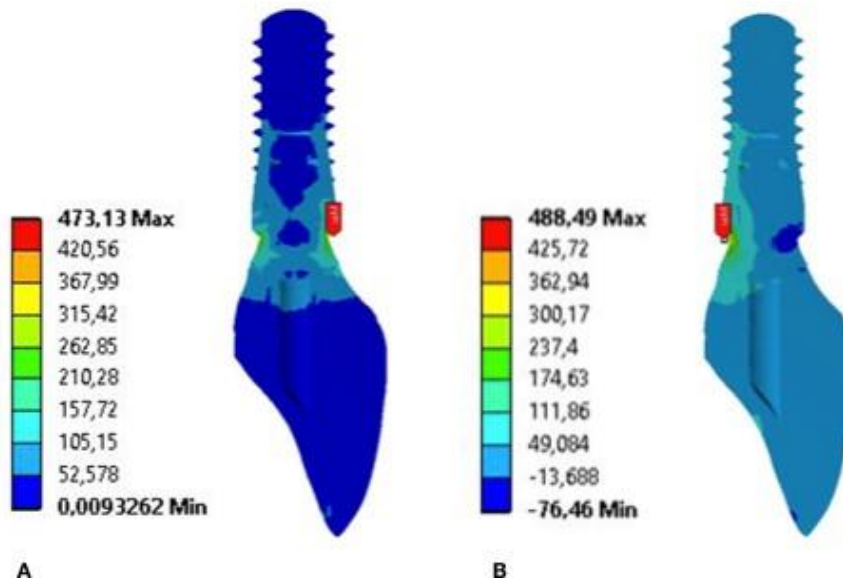


Figura 3: Esfuerzos máximos de A. Compresión. B. Tensión

El modelo 3 con carilla en circonio, muestra resultados con diferencias mas notorias tanto en la localización como en la magnitud de los esfuerzos máximos que para tensión fueron 0,017MPa y para compresión 87,7MPa (figura 4).

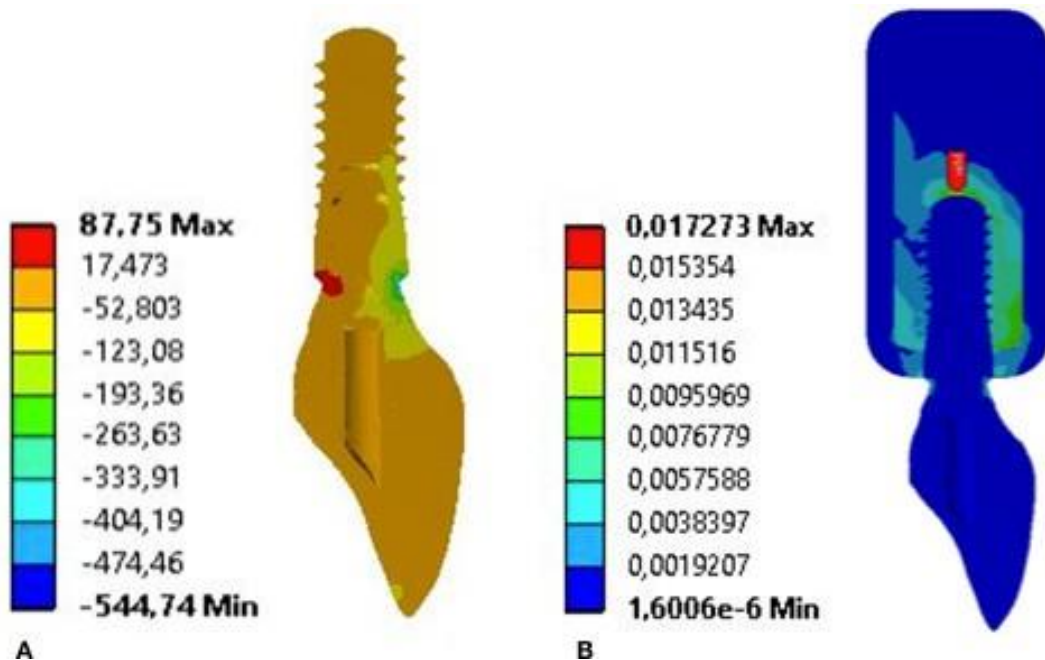


Figura 4: Esfuerzos máximos de A. Compresión. B. Tensión

Si se comparan los resultados obtenidos con disilicato de litio y cerámica híbrida, se observó que los esfuerzos máximos de tensión estaban localizados hacia la cara palatina del pilar específicamente en el tercio cervical, mientras que los esfuerzos máximos de compresión estaban ubicados en la superficie vestibular del mismo modo en el tercio cervical. Caso contrario al ver los resultados obtenidos con el circonio el cual localiza la zona de tensión en apical del implante dental y su esfuerzo máximo en tercio cervical palatino.

Desplazamiento

En el análisis del desplazamiento se observó que, según las propiedades de los materiales, los materiales disilicato de litio y cerámica híbrida se comportan igual obteniendo resultados de desplazamiento máximo en el borde incisal de 148 micrómetros en ambos. Mientras que para el circonio el desplazamiento máximo en el borde incisal fue de 137 micrómetros (Figura 5).

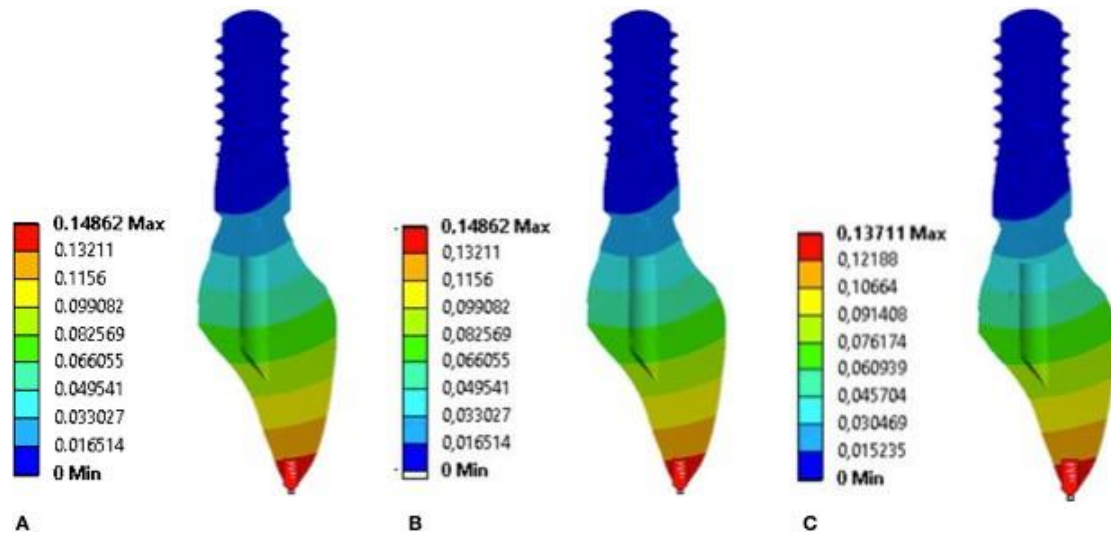


Figura 5: Desplazamiento A. Disilicato de litio. B. Cerámica híbrida (cerasmart). C. Circonio

DISCUSIÓN

Revisando la literatura se hace evidente la necesidad de los estudios in – vitro en analizar las propiedades biomecánicas de las restauraciones sobre implantes, al recomiendan realizar investigaciones de análisis de elementos finitos para evaluar el efecto de estos materiales estéticos en la distribución de esfuerzos hacia los tejidos de soporte (1,4).

Este estudio se realizó utilizando un modelo CAD de una prótesis dental en el software de dibujo asistido Solidworks el cual incluye hueso cortical, hueso esponjoso, implante, pilar,

tornillo, mesoestructura y restauración. El ensamble del sistema se dibuja y se exporta de Solidwork (en .step) y posteriormente se importa al software de Métodos de Elementos Finitos (MEF) ANSY (versión 19). Se realiza una malla predominantemente hexaedra. Se ejerce una fuerza de 145N a 45° sobre la carilla de la prótesis dental. Las condiciones de contacto empleadas entre todos los componentes es de contacto tipo *bonded*, lo cual no permite el desplazamiento relativo entre las superficies. Las paredes óseas que limitan el modelo fueron asignadas como *fixed*, lo cual no permite ningún tipo de desplazamiento. Se consideró un comportamiento ortotrópico lineal para el hueso cortical y el hueso esponjoso, y para los demás componentes del sistema se considera un comportamiento isotrópico lineal.

Se decidió realizar un modelo en tres dimensiones por su detalle en la reproducción de los esfuerzos y deformaciones permitiendo un análisis heterogéneo de los elementos de la modelación. Se seleccionó un incisivo central superior por su ubicación debido a que presenta un componente estético y a que la magnitud de las fuerzas oclusales en esta zona presenta una dirección oblicua. La naturaleza de este tipo de carga se considera la más nociva aplicada a cualquier rehabilitación en el sector anterior (3).

Así mismo se evaluó los esfuerzos aplicados en el implante y en tejidos periimplantares ya que se ha observado en estudios como los de Cozzolino (22) que la fuerza transmitida por la carga masticatoria se traduce en una magnitud al hueso alveolar, por eso fue necesario realizar el modelamiento de todas las estructuras que entran en participación, en el estudio se observa que las fuerzas encontradas se traducen con poca eficiencia y de manera muy similar.

En el pilar cementable RC (Straumann®) bajo el criterio de Von Mises se da un esfuerzo de 473.1MPa el cual de acuerdo con las bases de datos especializadas para el Titanio está en el orden de la décima parte de la capacidad de compresión, por lo cual se entiende que no va a ocurrir un fallo por aplastamiento en dicha área. Mientras que en la zona de tracción el máximo esfuerzo es del orden de 488.4MPa, menor que los 550MPa reportados por la base de datos especializada indicando que no va a ocurrir una falla por estiramiento (2,18,19).

Se cumplió el objetivo de analizar el comportamiento a deformaciones en las interfases de elementos contruidos con materiales diferentes, debido a que en presencia de una misma carga deformaciones excesivas de un material con respecto a otro en la frontera da un indicio de puntos de desprendimiento de los componentes a largo plazo. Con base en lo observado podemos decir que los esfuerzos dependen de la carga y la geometría, y no tanto de naturaleza del material, aunque los esfuerzos son bajos en los 3 modelos, en el

disilicato de litio y en la cerámica híbrida hay una distribución mucho más homogénea, debido a que la carilla es de la misma naturaleza de la mesoestructura en disilicato de litio (e.max Press®), por lo tanto se comportan como un componente monolítico, mientras que el circonio (ZirCAD®) es más heterogéneo, sin embargo esto no es significativo. La relevancia clínica de lo dicho es que una posible fractura podría ocurrir con mayor probabilidad a nivel de la carilla sin comprometer la mesoestructura con la combinación pilar cementable RC (Straumann®) y disilicato de litio (e.max Press®) y la cerámica híbrida (cerasmart – GC), mientras que en la combinación pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) y circonio podría generarse una fractura a nivel de la mesoestructura y la corona en la zona incisal pero en la zona del tercio medio hacia cervical, la fractura se generaría primero en la corona sin comprometer la mesoestructura. Esto permite inferir que en el evento de fractura sería la carilla la que falla inicialmente dejando la mesoestructura intacta, no así en las combinaciones ZirCAD® - pilar cementable RC (Straumann®) y e.max Press® - pilar cementable RC (Straumann®).

Los resultados obtenidos en esta investigación, son confirmados en el estudio de elementos finitos realizado por Carvalho y cols (23,24). Al igual que en el presente estudio que la concentración máxima de esfuerzos compresivos se dio en la zona vestibular del pilar, mientras que la concentración máxima de esfuerzos tensiles se presentó en la superficie palatina, dichos esfuerzos siempre se presentaron en la zona cervical del pilar.

El hecho de mezclar materiales con módulo de elasticidad diferentes requiere de una unión compleja para tener éxito funcional a largo plazo, debido a que la transmisión de estrés en estructuras bilaminadas con propiedades diferentes suelen dar un incremento local de la tensión en la interfase. Si se toma como ejemplo el esmalte y la dentina estos se toman como una unión bilaminada simple, indicando que las posibles grietas generadas en el esmalte podrían propagarse a la dentina sin embargo suele suceder lo contrario, ya que al estar fusionado por la capa amelodentinaria estas grietas se detienen en el esmalte y rara vez afectan la integridad del complejo esmalte – dentina. Para enfocar las restauraciones sobre implantes desde un punto de vista biomimético emulando lo que se aprecia en la naturaleza, las restauraciones híbridas con materiales de diferente composición estructural se comportan de manera similar a los tejidos biológico, tanto en la capacidad de absorción de estrés y deformación como en el desplazamiento coronal (25).

En cuanto a el desplazamiento del sistema pilar en titanio RC, mesoestructura en disilicato de litio, carilla en disilicato de litio y en cerámica híbrida (cerasmart) son los de mayor desplazamiento con 148 micrómetros si lo comparamos con el desplazamiento del siste-

ma pilar en titanio RC, mesoestructura en disilicato de litio, carilla en circonio 137 micrómetros; aunque esta diferencia no es significativa.

CONCLUSIONES

El comportamiento a los esfuerzos de tensión y compresión en una restauración sobre implantes en el disilicato de litio y en la cerámica híbrida es básicamente el mismo, cambia un poco cuando se utiliza circonio como material de la restauración, pero estas diferencias no son estadísticamente significativas.

En el momento en que suceda una falla, esta será descementación o fractura de la carilla y se estima que es menos probable una falla en la mesoestructura, en el pilar o en el implante.

BIBLIOGRAFIA

1. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers: Non-retentive veneers bonded to custom composite resin implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Nov;22(11):1275–81.
2. Mitsias M, Koutayas S-O, Wolfart S, Kern M. Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Jun;25(6):675–82.
3. Park SE, Da Silva JD, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):569–74.

4. Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments: Non-retentive veneers bonded to customized zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Feb;22(2):195–200.
5. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations – type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008 Jan;99(1):2–7.
6. Albrektsson T. The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. 1986;39.
7. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive Strength of Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments: Retentive Strength Two-Piece CAD/CAM Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Dec;16(6):920–5.
8. Andersson B, Dr' O. Cemented Single Crowns on Osseointegrated Implants after 5 Years: Results from a Prospective Study on CeraOne. :8.
9. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation: Bending moments of zirconia and titanium abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Jan;23(1):12–8.
10. Chen X-P, Xiang Z-X, Song X-F, Yin L. Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Jan;101:103435.
11. Sailer I, Jung RE. In Vitro Study of the Influence of the Type of Connection on the Fracture Load of Zirconia Abutments with Internal and External Implant-Abutment Connections. 2009;10.
12. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013 May;109(5):304–12.
13. Att W, Yajima N-D, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of Preparation and Wall Thickness on the Resistance to Fracture of Zirconia Implant Abutments: Resistance of Zirconia Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 May;14:e196–203.
14. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):12.
15. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018 Sep 25;6(9):1742–55.
16. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Apr;24(4):384–90.
17. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone–implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral*

Maxillofac Surg. 2012 Sep;41(9):1090–6.

18. Welsch G, Boyer R, Collings E. Materials Properties Handbook. ASM International (OH); 1993. 1 p.
19. Metals A, Benjamin D, Kirkpatrick C. Properties and selection. ASM International (OH); 1980. 1 p.
20. Catalogo IPS e.max.Press Monolithic Solutions. 2014. 1–86 p.
21. Catalogo IPS e.max ZirCad. 2008. 1–40 p.
22. Cozzolino F, Apicella D, Wang G, Apicella A, Sorrentino R. Implant-to-bone force transmission: a pilot study for in vivo strain gauge measurement technique. J Mech Behav Biomed Mater. 2019 Feb;90:173–81.
23. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Nov;112(5):1096–102.
24. Carvalho Silva G, Pereira Cornacchia TM, Barbosa de Las Casas E, Silami de Magalhães C, Moreira AN. A method for obtaining a three-dimensional geometric model of dental implants for analysis via the finite element method. Implant Dent. 2013 Jun;22(3): 309–14.
25. Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition. Quintessence Publishing; 2002. 1 p.