

Artículo de Investigación

Análisis biomecánico de un pilar híbrido fabricado en diferentes materiales: Estudio de Elementos Finitos

Biomechanical analysis of a hibryd abutment made of different materials: Finite Elements Study

Sebastián Muñoz-Zapata¹, Johana Jaramillo-Arango¹, Yesid Montoya-Goez², Santiago Castro-Osorno³, Pablo Gómez-Echeverri⁴, Alejandro Arenas-López⁵, Sandra González-Ariza⁶

1. Protésista periodontal, Universidad CES. Email: sebastian@maskart.com
2. Ingeniero civil, Magister en materiales, Universidad Nacional. Email: yesid.montoya99@gmail.com
3. Residente de Rehabilitación oral, Universidad CES. Email: santiagocas-tro14@hotmail.com
4. Residente de Rehabilitación oral, Universidad CES. Email: pagoech5@gmail.com
5. Estudiante ingeniería biomédica, Universidad EIA. Email: alejand.arenas@eia.edu.co
6. Odontóloga, Magister en epidemiología Universidad CES. Email: sgonzalez@ces.edu.co

RESUMEN

Introducción: 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 ayudan a superar este reto.

Objetivo: Analizar el comportamiento biomecánico de un pilar híbrido para corona completa fabricado en diferentes materiales, por análisis con elementos finitos.

Materiales y métodos: un modelo 3D de un implante oseointegrado Bone Level RC con un pilar cementable RC (Straumann®) sobre el cual se diseñó una mesoestructura con preparación para corona completa en Disilicato de litio, Zirconio, Polímero reforzado con nanocerámica. Finalmente se restauró con una corona completa en disilicato de litio. se aplicó una carga de 220N a 3 mm del borde incisal a 135° sobre la superficie palatina del modelo 3D. Se analizaron esfuerzos Von Mises, tensión, compresión y desplazamiento.

Resultados: Esfuerzo Von Mises, independiente del material empleado en la mesoestructura siempre se localiza en las mismas zonas. El esfuerzo principal máximo de compresión y tensión se generan en vestibular y en palatino respectivamente. En desplazamiento se pudo observar que hay diferencia entre los materiales cerámicos y el polímero reforzado con cerámica.

Conclusiones: El esfuerzo siempre se concentran en las mismas zonas. El esfuerzo máximo tensil fue de 145Mpa y el compresivo de 174Mpa.

Distribución de esfuerzos más homogénea cuando se emplea disilicato de litio para la meso estructura y la corona actuando como un componente monolítico.

Palabras Clave: Implante dental, pilar de implante, cerámica híbrida, cerámica.

ABSTRACT

Introduction: Replacing an anterior single tooth is a challenge. Especially when there is limited interdental and interocclusal space or when angulation between crown and implant is not optimal. The use of customized abutments screwed and cemented crowns usually help overcome this challenge.

Objective: To analyze the biomechanical behavior of an hybrid abutment for a complete crown made of different materials by finite element analysis.

Methodology: a 3D model of an osseointegrated implant Bone Level RC with RC Cementable abutment (Straumann®) on which a mesostructure was designed with full preparation for crown in lithium disilicate, Zirconio, polymer reinforced with nanoceramics. It was finally restored with a complete crown in lithium disilicate. A load of 220N was applied 3 mm below of the incisal edge at 135 ° on the palatal surface of the 3D model. Von Mises stress, compression, and displacement were analyzed.

Results: Von Mises stress, regardless of the material used in the mesostructure always located in the same areas. The maximum principal stress of compression and tension are generated in vestibular and palatal respectively. In displacement, it was observed that there is a difference between the ceramic materials and the polymer reinforced with nanoceramics.

Conclusions: The stress is always concentrated in the same areas. The maximum tensile stress was 145Mpa and the compressive was 174Mpa. More homogenous stress distribution when using lithium disilicate for the meso structure and the crown acting as a monolithic component.

Key words: Dental implant, implant abutment, hybrid ceramics, ceramics.

Introducción

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 ayudan a superar este reto(1,2).

Esto abre la posibilidad de utilizar materiales diferentes al titanio, con una tendencia hacia compuestos cerámicos y resinosos; sin embargo existen interrogantes respecto a la dificultad en la adhesión a estos 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 (3).

Diferentes tipos de pilares para implantes han sido descritos en la literatura para el uso en el sector anterior; se clasifican según el método de conexión de la restauración, material, método de fabricación y color(9). Tradicionalmente los pilares para implante son fabricados en titanio comercialmente puro debido a su amplia documentada biocompatibilidad y a sus propiedades mecánicas (4,5). Sin embargo a pesar del gran desarrollo en fabricación y diseño de este tipo de pilares metálicos existe el riesgo de la translucidez a través de la mucosa peri-implantar(6).

Una nueva solución estética para el reemplazo de un diente único es presentada por Magne y cols (1,2,7), esta técnica 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(2). Esta técnica promueve la utilización de un material para el pilar que promueva suficiente resiliencia para que sirva como un elemento disipador de esfuerzos hacia el hueso. El material propuesto para dicho fin, es la resina compuesta CAD/CAM 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(1).

La elección de un pilar para implante en el sector anterior está gobernada principalmente por la línea de sonrisa, biotipo periodontal, angulación del implante, selección del material de la corona, disponibilidad de espacio, tipo de restauración, preferencias del clínico y costo del tratamiento (8). Actualmente las nuevas tendencias 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 sinterizado (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 (2,3,9-11). El zirconio recientemente ha despertado gran interés debido a su superior resistencia a la fractura comparado con la alúmina, a sus propiedades estéticas y su biocompatibilidad similar a el titanio (9,12,13).

Una de las mayores limitaciones del zirconio es la dificultad de adhesión a este material, recientemente se ha introducido un primer para zirconio con resultados prometedores en pruebas de esfuerzo cortante, abriendo una nueva oportunidad de adhesión a este material (2); otra de las limitaciones es la rigidez de su ensamblaje con el implante que influye en la distribución del esfuerzo en el tejido peri-implantar, el desgaste que genera en la conexión del implante(10,14), además de la disminución en la resistencia de los pilares de zirconio de 672 a 405MPa ante cargas cíclicas(9).

Hay dos estrategias para la fabricación de pilares en zirconio, una es el pilar de una sola pieza completamente en zirconio y la otra es un pilar de dos piezas el cual consiste en una parte de zirconio y un componente secundario en titanio el cual une el aditamento con el implante. Recientes estudios in-vitro han demostrado un mejor comportamiento de los pilares de dos piezas, ya que su comportamiento es mas semejante al de los pilares completamente de titanio(3,11).

Existe la necesidad de estudios que evalúen los resultados del comportamiento biomecánico, biológico, estético y de éxito de los componentes protésicos como los pilares fabricados en diferentes materiales; 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 (11,15,16).

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(1,2).

El propósito de esta investigación fue analizar el comportamiento biomecánico de un pilar híbrido para corona completa fabricado en diferentes materiales, mediante análisis con elementos finitos.

Metodología

La modelación del sólido 3D se realizó a partir de fotografías de un caso clínico real (Figura 1). Luego de diseñar el pilar híbrido con preparación para corona completa en una resina acrílica (Pattern resin®, GC America, Alsip, IL, USA), se realiza inyección en disilicato de litio LT A1 (e.max press®, Ivoclar Vivadent, AG, FL, Schaan, Liechtenstein) y se cementa un pilar de titanio RC (022.4321, Straumann®, Basilea, Suiza) con cemento resinoso de curado dual (Relyx Ultimate®, 3M, St Paul, USA) y adhesivo universal (Single bond universal®, 3M, St Paul, USA), siguiendo las instrucciones del fabricante. Se inserta el pilar al implante Bone Level RC de 10 milímetros con 35N de torque (Straumann® Bone Level RC). Una vez fijado el pilar híbrido al implante, se modela una corona de un incisivo central superior en cera para posteriormente ser inyectada en disilicato de litio (e.max press®, Ivoclar Vivadent, AG, FL, Schaan, Liechtenstein) (Figura 2).

Fig. 1 Modelo definitivo de caso clínico con implante BL RC 4.1 (Straumann®). a) Modelo situación inicial. b) Modelo con pilar de Titanio (Straumann®). c) Modelo con mesoestructura en e.max Press (Ivoclar Vivadent®) sobre pilar de Titanio (Straumann®). d) Modelo con restauración definitivo en e.max Press (Ivoclar Vivadent®).

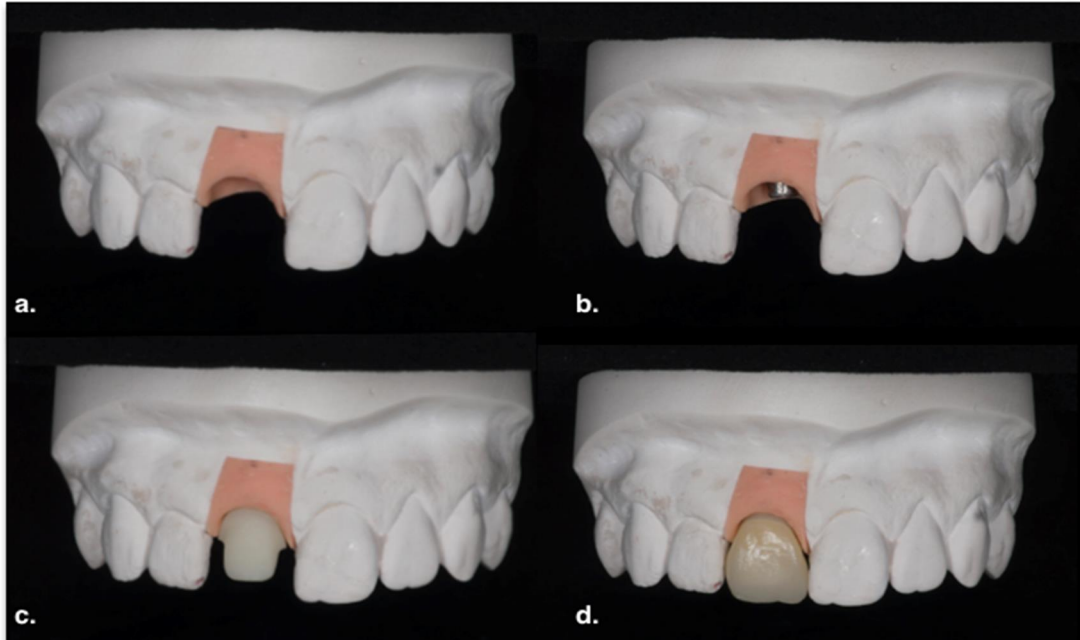


Fig. 2. Componentes del sistema. a) corona en disilicato de litio (e.max Press®). b) meso estructura (e.max Press®, ZirCAD®, Lava Ultimate). c) Pilar cementable RC (Straumann®). d) Tornillo de fijación. d) Implante Bone Level RC (Straumann®). e) Hueso esponjoso. f) Hueso cortical



Finalmente se cemento la corona al pilar híbrido con cemento resinoso de curado dual (Relyx Ultimate®, 3M, St Paul, USA) y adhesivo universal (Single bond universal®, 3M, St Paul, USA), se realizó arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 μ y grabado con ácido fluorhídrico al 9.6% por 20 segundos, fue lavado y secado para aplicar el adhesivo universal (Single bond universal®, 3M, St Paul, USA) y posteriormente realizar la cementación.

Se embebebio en resina acrílica de metil metacrilato (Veracryl, New Stetic®) el implante, el pilar híbrido y la corona como una sola pieza.

Se secciono el bloque de resina acrílica (Veracryl, New Stetic®, Guarne, ANT, Colombia) sagitalmente, con una recortadora de modelos Whip Mix®, 09644 (Whip Mix®, Louisville, KY, USA). Se realiza la captura de los componentes a evaluar con un estereomicroscopio SMZ1000 (Nikon®, Tokio, Japón), para realizar el modelado a escala real, las imágenes digitales fueron procesadas por medio del software Nis Elements 3.1 (Nikon®, Tokio, Japón) Para ser importadas al software CAD (Solid Works 2016) (Figura 3) (17).



Fig 3. Imagen en estereomicroscopio (Nikon® SMZ1000) de ensamble embebido en resina acrílica transparente (Veracryl, New Stetic®) seccionado sagitalmente

Se usaron 2 imágenes para la fabricación del modelo 3D: Una imagen de un corte coronal y otra sagital. Estas imágenes se importan al software CAD (Solid Works 2016) para crear bocetos de las piezas en diferentes planos, y así formar una superficie 3D. para lograr un ensamble ajustado entre las diferentes piezas, se construyó cada componente partiendo del anterior y finalmente se generó el sólido de cada aditamento con las superficies creadas (18) (Figura 4).

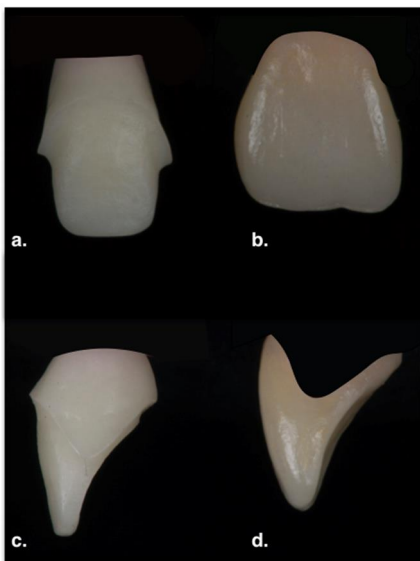


Figura 4. Imágenes de componentes vestibular y proximal. a) Meso estructura vestibular. b) Corona vestibular. c) Mesoestructura proximal. d) Corona proximal.

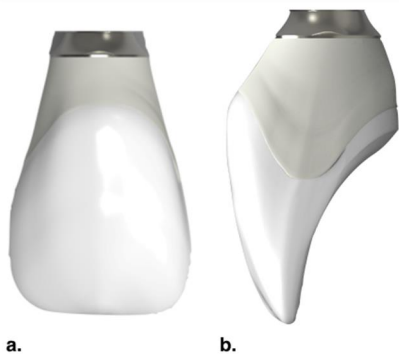


Fig 5. Solidos de mesoestructura y corona ensamblados. a) Vista vestibular. b) Vista proximal

MATERIAL	E (MPA) M. ELASTICO			V (POISSON)		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ
HUESO CORTICAL ¹⁹ Oseointegracion al 75%	9450	9450	14550	0.3	0.253	0.253
HUESO ESPONJOSO DE ALTA DENSIDAD ¹⁹ oseointegracion al 75%	861	157.7	861	0.05	0.01	0.32
IMPLANTE (TI GRADO 4) ^{20 21}	105000			0.37		
PILAR (TITANIO, ALUMINIO-6, NIOBIO-7) ^{20,21}	105000			0.34		
ZIRCONIO (ZirCAD®) ^{22,23}	200000			0.3		
DISILICATO DE LITIO (e.max Press®) ²⁴	95000			0.26		
POLIMERO REFORZADO CON CERAMICA (Lava Ultimate™) ²⁵	12700			0.43		

Todos los materiales se clasificaron según su naturaleza, en elástico lineal isotrópicos (Titanio, Zirconio, Disilicato de litio, resina reforzada con cerámica) con excepción del hueso cortical y esponjoso que se consideraron como un materiales elásticos lineales Ortotropicos(26)

Para validar las propiedades elásticas de los materiales (e.max Press[®], ZirCAD[®] y Lava Ultimate) para fabricar la mesoestructura y la corona, se realizaron unas pruebas mecánicas de compresión y de flexión de 3 puntos. cortando cubos (5mm x 5mm) y varillas de (20mm x 1mm x 1mm) para ser evaluados en una maquina Instron.

Para obtener el esfuerzo y el desplazamiento a través de cada modelo, es necesario emplear las siguientes constantes elásticas para cada uno de los modelos a analizar: modulo elástico (E), coeficiente de Poisson (ν), y el módulo de rigidez al cortante (G). (Tabla 2).

Condiciones de frontera

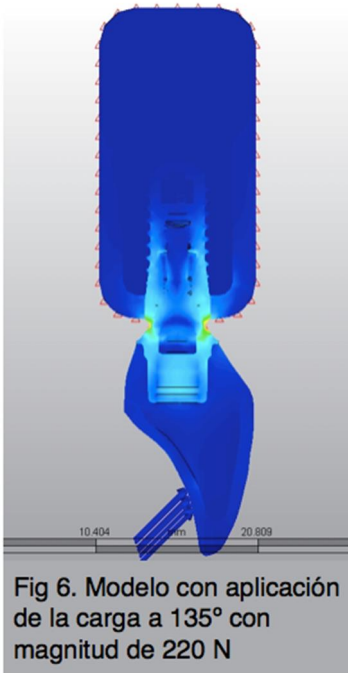
Núcleo esponjoso de 13mm de longitud por 8mm de espesor, rodeado por un hueso cortical de 1mm de grosor bajo la clasificación de Leckholm y Zarb para calidad ósea (27). La porción mesial y distal no estaban cubiertas por hueso cortical. Se introdujo una región de transición correspondiente a un implante (75% y 100%) oseointegrado , la cual es de 0.5mm entre el hueso cortical y esponjoso con la parte más externa del implante(28).

El tipo de contacto entre el implante y el hueso es una fusión en la cual los elementos externos del implante y los elementos de la región de transición comparten nodos comunes. Este tipo de contacto es una de las técnicas más usadas. La característica distintiva de éste enfoque es que el contacto ocurre entre el implante y las regiones de transición. Así, en general, una perfecta oseointegración no es necesariamente asumida(28). Para simular la continuidad del hueso mandibular y del contacto con los dientes adyacentes se aplicó una restricción de todo movimiento y deformación en ambas superficies. Dicha restricción se realizó en los tres planos del espacio x , y , z (27). Se asume que el implante es sólido con su pilar unido y se modela como un único sistema

Protocolo de carga

El análisis de la simulación del modelo 3D ante las cargas generadas se realizará por medio del software Autodesk simulation mechanical 2017 (Autodesk, Inc, San Rafael, CA, USA).

Se simuló una carga aplicada en un incisivo central superior en la superficie palatina a 3mm debajo del borde incisal. (Figura 6). La magnitud de la fuerza está en el rango de los valores promedio de fuerza máxima (220N)(29) para incisivos centrales superiores la cual será aplicada a una angulación de 135 grados con respecto al implante(27,30).



Elaboración de la malla y validación del modelo

Con el software Solid Works® 2016 (Dassault Systèmes Solid Works Corporation, Waltham, MA, USA) se realizó el proceso de mallado y se definieron tres grupos para analizar: a) Pilar híbrido en disilicato de litio; b) Pilar híbrido en zirconio y c) Pilar híbrido en resina reforzada con cerámica.

Se modeló con malla tetrahédrica y se refinó ésta cambiando el tamaño de los elementos para las siguientes partes: Hueso esponjoso, hueso cortical, implante, pilar, tornillo del pilar, mesoestructura, cemento, corona. Hasta que la distribución de los cambios en los esfuerzos. (Tabla 2).

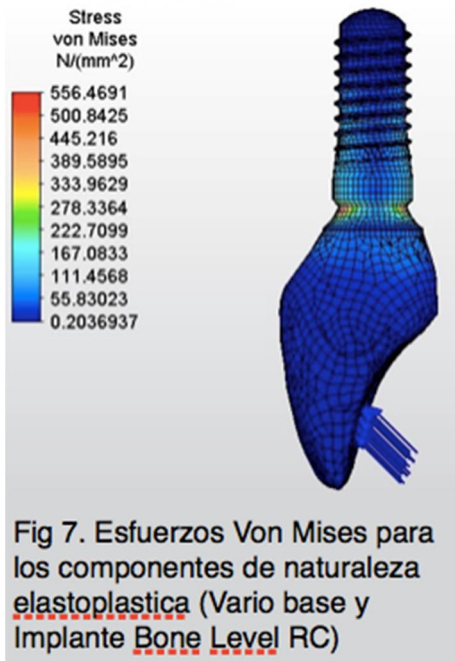
N sim	Elemento	# Elementos	Von mises N/mm ²	Diferencia
1	Total solido	86794	494,136	
	Total superficie	15807		
2	Total solido	105737	558,2602	13%
	Total superficie	17013		
3	Total solido	116794	558,5	0%
	Total superficie	18835		
4	Total solido	135702	588,9417	5%
	Total superficie	23661		

Tabla. 2.

Se utilizó el método de validación H para refinar la malla.

RESULTADOS

En el análisis de esfuerzos para el titanio del implante y del pilar se utilizó el criterio de von mises que tiene en cuenta la energía de deformación (Figura 7) y para los materiales cerámicos (ZirCAD® y e.max Press®) y la resina reforzada con cerámica (Lava Ultimate) se utilizó el criterio de esfuerzo principal (máximo y mínimo) de compresión o tensión según su ubicación.



Esfuerzos máximos de tensión y compresión

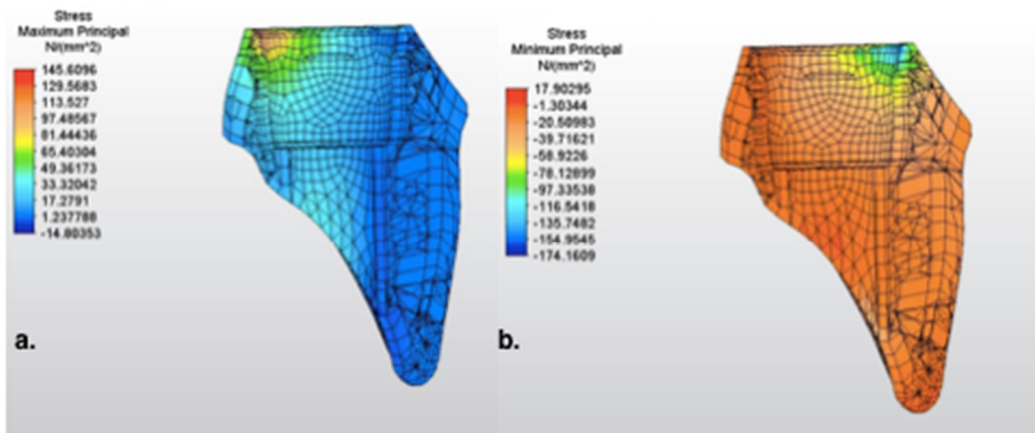


Fig 8. a) Tension. b) Compresión

Al analizar la mesoestructura de los diferentes materiales se vio una distribución similar de esfuerzos máximos principales a la compresión y la tensión (Figura 8). Se reporta un esfuerzo máximo a tensión de 145Mpa y un esfuerzo máximo a la compresión de 174Mpa.

En cada modelo, independientemente del material utilizado en la mesoestructura se observó que los esfuerzos máximos de tensión estaban localizados hacia la cara palatina de este componente

específicamente en el tercio cervical, mientras que los esfuerzos máximos de compresión estaban ubicados en la superficie vestibular igualmente en el tercio cervical.

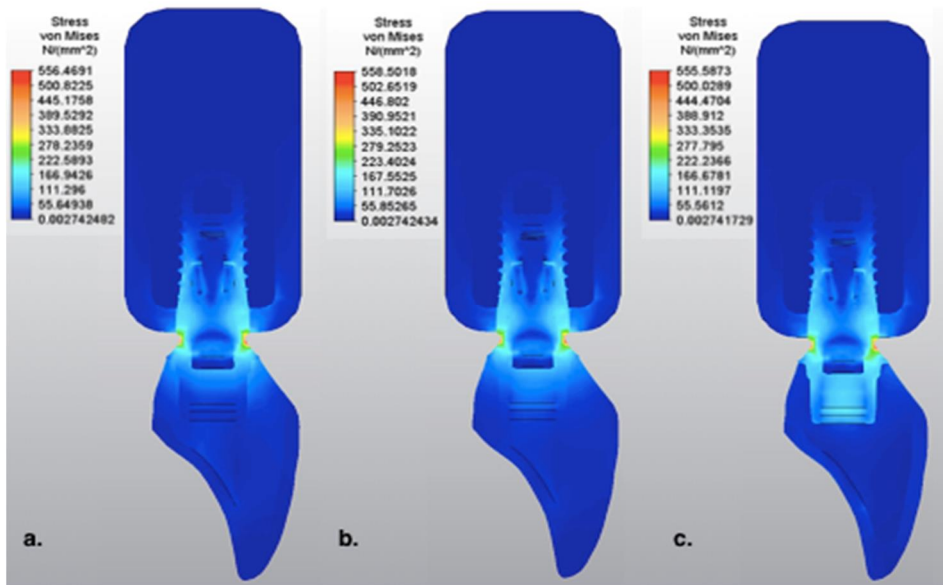


Fig 9. Comportamiento en la distribución de esfuerzos en las diferentes interfaces. a) Mesoestructura ZirCAD. b) Mesoestructura e.max Press. c) Mesoestructura Lava Ultimate

Desde el punto de vista de los desplazamientos en la interfase del pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) y mesoestructura en Zirconio no se observan cambios bruscos en ésta, además son en el orden de 30 micrómetros, un comportamiento igual se observó en la interfase pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) e implante Bone Level RC (Straumann®) en cuanto al desplazamiento (Fig. 9)

Un detalle de la distribución de esfuerzos en la combinación Lava Ultimate y pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) se muestra en la Figura 10. Haciendo una escala hasta 55MPa se logra resaltar como la corona tiene esfuerzos de 16MPa mientras que la mesoestructura tiene esfuerzos de menos de 5.5MPa en la cara vestibular y en la cara palatina los esfuerzos en la corona son del orden de 30MPa mientras que en la mesoestructura son de 16.5MPa.

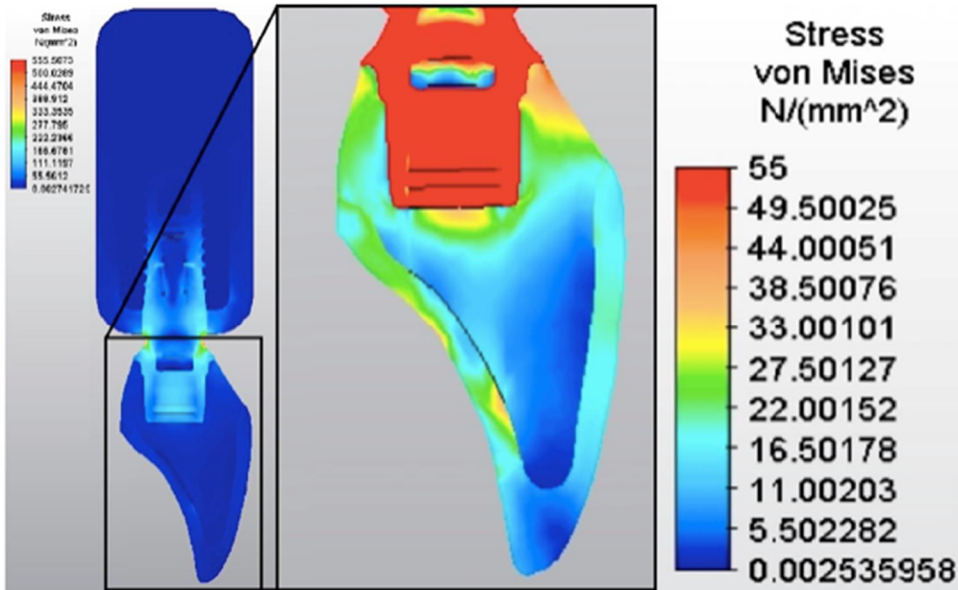


Fig 10. Análisis detallado del comportamiento en la interfase mesoestructura en Lava Ultimate con corona en e.max Press

Desplazamiento

En el análisis del desplazamiento se observó que según las propiedades de los materiales, los materiales cerámicos (ZirCAD® y e.max Press®) se comportan muy similar obteniendo resultados de desplazamiento máximo en el borde incisal de 150 micrómetros y 156 micrómetros respectivamente. Mientras que para la resina reforzada con ceramica (Lava Ultimate) el desplazamiento máximo en el borde incisal fue de 188 micrómetros (Figura 11).

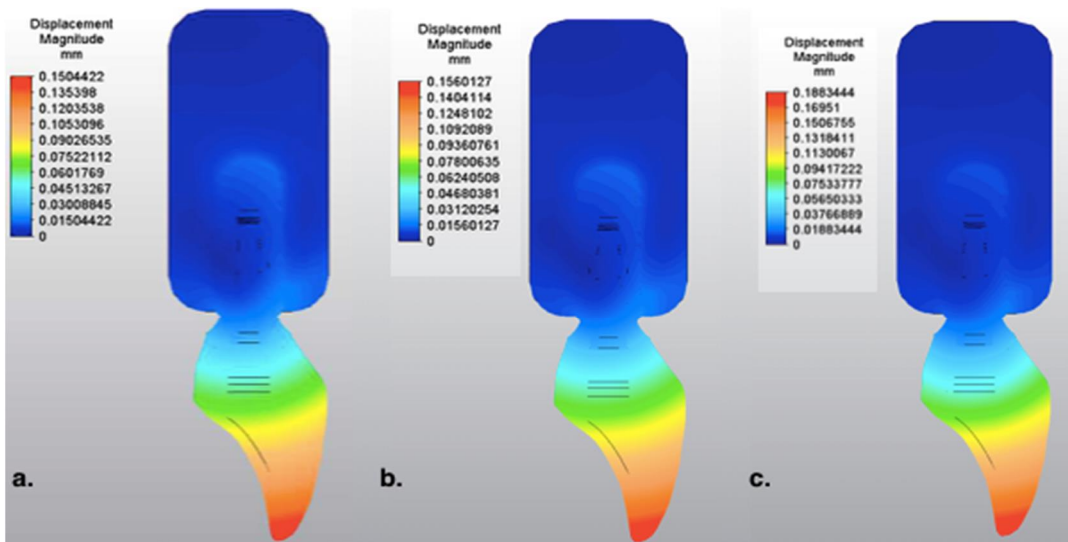


Fig 11. Desplazamiento. a) Mesoestructura ZirCAD. b) Mesoestructura e.max Press. c) Mesoestructura Lava Ultimate

DISCUSIÓN

Los estudios in-vitro que analizan las propiedades biomecánicas de estos pilares, 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(1,2).

En este estudio se construyó un modelo numérico tridimensional de un implante oseointegrado Bone Level RC con base de titanio pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) sobre la cual se cementó una mesoestructura personalizada con preparación para corona completa en (a) Disilicato de litio e.max Press® (b) Zirconio (c) Polímero reforzado con nanocerámica, Lava Ultimate . Para una restauración final en disilicato de litio e.Max Press®.

El modelo es homogéneo, elástico lineal e isotrópico para la mayoría de los materiales (El titanio, el polímero modificado con cerámica, el zirconio y el disilicato de litio) excepto el hueso cortical y esponjoso que fueron considerados como ortotrópicos

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 presentan una dirección oblicua. La naturaleza de este tipo de carga se considera la más nociva aplicada a cualquier rehabilitación en el sector anterior(6).

En el pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) bajo el criterio de Von Mises se da un esfuerzo de 556 MPa el cual de acuerdo a 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 area. Mientras que en la zona de tracción el máximo esfuerzo es del orden de 400MPa, menor que los 550MPa reportados por la base de datos especializada indicando con no va a ocurrir una falla por estiramiento(21 20).

Desde el punto de vista de los desplazamientos conviene verificar la compatibilidad de deformaciones en las interfases de elementos construidos con materiales diferentes, debido 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.

Los esfuerzos dependen de la carga y la geometría, y no de naturaleza del material, aunque los esfuerzos son bajos en los 3 modelos, En el disilicato hay una distribución mucho más homogénea, debido a que la corona es de la misma naturaleza de la meso estructura (disilicato de litio), por lo tanto se comportan como un componente monolítico, mientras que en los otros dos materiales (ZirCAD® y Lava Ultimate) son más heterogéneos 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 corona sin comprometer la mesoestructura con la combinación pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) y Lava Ultimate, mientras que en la combinación pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) y Zirconio 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 corona la que falla inicialmente dejando la mesoestructura intacta, no así en las combinaciones ZirCAD® - pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®) y e.max Press® - pilar cementable RC 022.4321 (Straumann®).

Los resultados obtenidos en esta investigación, son confirmados en el estudio de elementos finitos realizado por Carvalho y cols (31). 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.

La mezcla de materiales con módulo de elasticidad diferentes requieren 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(32).

En cuanto a el desplazamiento del sistema (pilar en titanio RC, mesoestructura, corona en disilicato) el de mayor desplazamiento fue el sistema que tenía en sus componentes la mesoestructura en Lava Ultimate con 188 micrómetros.

CONCLUSIONES

Independientemente del material los esfuerzos siempre se concentran en las en las mismas zonas. En cuanto a el desplazamiento se encontró que los materiales cerámicos presentan un comportamiento casi idéntico siendo 150 micrómetros para ZirCAD® y 156 micrómetros para e.max Press®, mientras que para Lava Ultimate el desplazamiento fue mayor con un máximo de 188 micrómetros.

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. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Feb 24;22(11):1275-81.
2. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH Jr, 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. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Oct 6;22(2):195-200.
3. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Mar 28;23(1):12-8.
4. Andersson B, Odman P, Carlsson L, Brånemark PI. A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):105-11.
5. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Nov;10(6):702-11.
6. 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.* Blackwell Publishing Ltd; 2007 Oct;18(5):569-74.
7. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2008 Jan;99(1):2-7.
8. Martin C, Thomé G, Melo ACM, Fontão FNGK. Peri-implant bone response following immediate implants placed in the esthetic zone and with immediate provisionalization--a case series study. *Oral Maxillofac Surg.* Springer Berlin Heidelberg; 2015 Jun;19(2):157-63.
9. Jamie K W Foong BDS Sc D, Roy B Judge BDS LRMP, Joseph E Palamara BDS Sc P, Michael V Swain BDS Sc P. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; 2013 May 1;109(5):304-12.
10. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium titanium and the titanium zirconia implant abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials.* The Academy of Dental Materials; 2012 Dec 1;28(12):1215-20.
11. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):850-8.

12. 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. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2011 Dec 16;14:e196 e203.
13. Nakamura KK, Kanno TT, Milleding PP, Ortengren UU. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010 Jan 1;23(4):299 309.
14. Klotz MWM, Taylor TDT, Goldberg AJA. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *CORD Conference Proceedings*. 2011 Sep 1;26(5):970 5.
15. 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.
16. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CHF, Mattiola A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent*. 2007;2(3):296 310.
17. 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.
18. Villarraga JA, Peña JGD, Muriel SMV, Correa FL, Restrepo JCE. Metodología alternativa para elaborar modelos geométricos de anatomía dental. *Revista CES Odontología*. Universidad CES; 2015;28(2):9.
19. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of boneimplant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery; 2012 Sep 1;41(9):1090 6.
20. Welsch G, Boyer R, Collings EW. *Materials Properties Handbook*. ASM International; 1993. 1 p.
21. Metals ASF, Benjamin D, Kirkpatrick CW. *Properties and selection*. ASM International(OH); 1980. 1 p.
22. Catalogo IPS e.max ZirCAD. 2008 Feb 6;:1 40.
23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences; 2013. 1 p.
24. Catalogo IPS e.max.Press Monolithic Solutions. 2014 Oct 13;:1 86.
25. Products 3ED. Lava ULtimate Technical Product Profile. 2016 Nov 4;:1 24.
26. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006 Aug;9(4):257 70.
27. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar Bone

Stress Around Implants With Different Abutment Angulation. *Implant Dent.* 2012 Jun;21(3):196-201.

28. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of boneimplant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2012 Sep 1;41(9):1090-6.
29. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979;37(4):195-206.
30. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004 Jan;31(1):18-22.
31. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry. Elsevier*; 2014 Nov;112(5):1096-102.
32. Magne P, Belser U. *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition.* Quintessence Publishing (IL); 2002. 1 p.