

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA



**Análisis con elemento finito en rehabilitación sobre implantes cortos:
corona atornillada vs corona cemento atornillada, sometidos a diferentes
cargas**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
SEGUNDA ESPECIALIDAD PROFESIONAL EN REHABILITACIÓN ORAL**

AUTOR

Laura Noelia Peralta Gallardo

ASESOR

Alex Mardonio Chiri Portocarrero

<https://orcid.org/0000-0001-7095-7105>

Chiclayo, 2025

**Análisis con elemento finito en rehabilitación sobre implantes
cortos: corona atornillada vs corona cemento atornillada, sometidos
a diferentes cargas**

PRESENTADA POR

Laura Noelia Peralta Gallardo

A la Facultad de Medicina de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

**SEGUNDA ESPECIALIDAD PROFESIONAL EN
REHABILITACIÓN ORAL**

APROBADA POR

Denisse Mabel Arones Mazetto
PRESIDENTE

Rosa Josefina Roncal Espinoza
SECRETARIO

Alex Mardonio Chiri Portocarrero
VOCAL

Dedicatoria

A mis padres, por ser el fundamento de lo que soy, por su amor incondicional, apoyo constante y por enseñarme con el ejemplo el valor del esfuerzo y la perseverancia. A mi hermana, por su compañía, motivación y respaldo aun en la distancia. Y a Athena, mi fiel compañera de cuatro patas, por recordarme con su ternura la importancia de la calma en cada jornada. Este logro también les pertenece.

Agradecimientos

A Dios, por ser mi fortaleza en los momentos de incertidumbre, por la salud y la oportunidad de alcanzar este logro, y por Su guía constante. A mis asesores, Dra. Sandra Vega Seminario y Dr. Chiri Portocarrero Alex Mardonio, por su orientación, paciencia, exigencia constructiva y generosidad al compartir su conocimiento y experiencia, acompañándome con profesionalismo y calidez en este camino.

Análisis con elemento finito en rehabilitación sobre implantes cortos corona atornillada vs corona cemento atornillada, sometidos a diferentes cargas

INFORME DE ORIGINALIDAD

16% INDICE DE SIMILITUD	15% FUENTES DE INTERNET	2% PUBLICACIONES	2% TRABAJOS DEL ESTUDIANTE
-----------------------------------	-----------------------------------	----------------------------	--------------------------------------

FUENTES PRIMARIAS

1	www.dspace.uce.edu.ec Fuente de Internet	5%
2	hdl.handle.net Fuente de Internet	3%
3	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	2%
4	issuu.com Fuente de Internet	1%
5	dialnet.unirioja.es Fuente de Internet	1%
6	www.virtualpro.co Fuente de Internet	1%
7	idus.us.es Fuente de Internet	1%
8	Submitted to Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo Trabajo del estudiante	1%

Índice

Resumen	7
Abstract	8
Introducción.....	9
Revisión de literatura.....	11
Materiales y métodos	21
Resultados y discusión	24
Conclusiones	28
Recomendaciones	28
Referencias.....	28
Anexos	31

Lista de figuras

Figura. 1. Ensamblaje y Mallado de Diseño de Coronas de Zirconio.....	22
Figura. 2. Corona atornillada con fuerza de 50N (masticación normal funcional).....	24
Figura. 3. Corona atornillada con fuerza de 100 N (parafunción)	24
Figura. 4. Corona cemento-atornillada con fuerza de 50N (masticación normal funcional)..	25
Figura. 5. Corona cemento-atornillada con fuerza de 100 N (parafunción)	25

Resumen

En la práctica clínica, cuando se trata de prótesis sobre implantes, es importante evaluar las fuerzas generadas durante este procedimiento y, más aún, la respuesta fisiológica a dichas fuerzas, especialmente en rehabilitaciones sobre implantes cortos y según el tipo de masticación de cada paciente. El avance tecnológico ha permitido aplicar el análisis de elementos finitos (MEF) en odontología, una herramienta virtual que simula con precisión estructuras reales. El objetivo de esta investigación fue analizar, mediante MEF, la rehabilitación sobre implantes cortos: corona atornillada vs. corona cemento-atornillada, sometidas a diferentes cargas.

Se diseñaron dos modelos 3D en SolidWorks con implantes cortos tipo Bicon, restaurados con coronas de zirconia en el primer molar inferior, en dos configuraciones: atornilladas y cemento-atornilladas. Ambos modelos fueron sometidos a cargas de 50 N y 100 N, simulando masticación normal y parafuncional. Se consideró que los implantes cortos podrían representar una desventaja en la distribución de fuerzas, por lo que se analizó su comportamiento bajo estas condiciones.

Los resultados mostraron que las coronas cemento-atornilladas presentaron mayores tensiones en comparación con las coronas atornilladas. Estas últimas mostraron una mejor distribución de cargas, concentrando las tensiones en las cúspides y zonas oclusales. No obstante, ambas coronas de zirconia demostraron ser resistentes ante las cargas aplicadas. El uso del MEF permitió visualizar y predecir de manera no invasiva las zonas de mayor estrés, brindando información valiosa sobre el comportamiento biomecánico de las rehabilitaciones sobre implantes cortos.

Palabras Clave: Implantes dentales, coronas, fuerza oclusiva, odontología

Abstract

In clinical practice, when dealing with implant-supported prostheses, it is essential to evaluate the forces generated during the procedure and, more importantly, the physiological response to these forces—especially in rehabilitations involving short implants and considering each patient’s masticatory pattern. Technological advancements have enabled the application of finite element analysis (FEA) in dentistry, a virtual tool that accurately simulates real structures. The aim of this study was to analyze, through FEA, the rehabilitation of short implants using screw-retained vs. cement-screw-retained zirconia crowns under different load conditions.

Two 3D models were designed in SolidWorks with short Bicon-type implants restored with zirconia crowns on the mandibular first molar, using two configurations: screw-retained and cement-screw-retained. Both models were subjected to 50 N and 100 N loads, simulating normal and parafunctional mastication. Since short implants are often considered to have limitations in force distribution, this scenario was chosen to evaluate their performance under such conditions.

The results showed that cement-screw-retained crowns exhibited higher stress levels compared to screw-retained crowns. The screw-retained crowns demonstrated better load distribution, with stress concentrated on the cusps and occlusal surfaces. Nevertheless, both types of zirconia crowns proved to be resistant under the applied loads. FEA allowed for a non-invasive and precise visualization and prediction of stress areas, providing valuable insights into the biomechanical behavior of rehabilitations on short implants.

Keywords: Dental implants, crowns, occlusive force, dentistry

Introducción

La odontología, como toda rama de la salud, siempre está en constante cambio, ya que cada año tanto como los materiales odontológicos, la tecnología y técnicas se van innovando y mejorando para que los tratamientos tengan mayor duración y funcionalidad. Es por eso que, es importante que las investigaciones que se centran en el área de la salud oral sean indispensables en el día a día, para que la odontología siga avanzando y se proyecte siempre en mantener el desarrollo de la misma.¹

Los odontólogos, como profesionales de la salud, tienen el objetivo de resolver desde casos clínicos simples hasta rehabilitaciones orales complejas. En situaciones de pérdida dental, tanto en maxilar como en mandíbula, los implantes dentales representan la mejor alternativa de tratamiento, ya que previenen la reabsorción ósea y la pérdida de encía, consecuencias frecuentes tras la pérdida de un diente. Los implantes reemplazan la raíz natural y pueden soportar distintos tipos de prótesis, las cuales deben resistir diversas fuerzas oclusales, incluso en pacientes con hábitos parafuncionales.^{1,2}

Dentro del enfoque rehabilitador, se busca siempre alcanzar resultados funcionales y estéticos estables a largo plazo. Sin embargo, persisten ciertas complicaciones, como el aflojamiento de los tornillos sobre implantes. Por ello, es fundamental seleccionar materiales con óptimas propiedades biomecánicas y adoptar tecnologías que mejoren tanto el procedimiento como el resultado final. En este sentido, la confección digital se presenta como una alternativa prometedora para lograr tratamientos más precisos y predecibles.³

Hoy en día, existen principalmente dos sistemas de retención protética sobre implantes: atornilladas y cementadas. En las cuales ambos se pueden usar para la confección de prótesis unitarias, puentes o totales. Pero últimamente se considera también otra alternativa combinada, que es la cemento-tornillada.¹

Debemos recalcar también que, si se compararan los implantes cortos con los implantes convencionales, estos implantes cortos tienden fallar más debido a su longitud disminuida. Hay estudios de las cuales se promedió una pérdida ósea media anual de 0,2 mm como criterio para el éxito del implante.⁴ Debido a la pérdida ósea, incluso bajo carga funcional fisiológica, puede ocurrir una sobrecarga ósea, lo que, a su vez, provoca una pérdida ósea complementaria. Estos procesos empeoran significativamente el pronóstico a largo plazo del implante, afectando la rehabilitación sobre implante. Por ello se evaluó la tensión de las coronas de zirconio sometidas a dos cargas distintas, simulando fuerzas axiales fisiológicas y parafuncionales, sobre los implantes cortos.^{3,4}

En el campo de la ingeniería, existen métodos basados en fórmulas y logaritmos que permiten analizar cambios estructurales y tomar decisiones más precisas. Uno de estos métodos, el análisis por elementos finitos, ha demostrado ser altamente útil en odontología, ya que permite calcular tensiones y deformaciones en estructuras complejas como los implantes dentales y sus componentes. Este recurso computacional, tradicionalmente aplicado en ingeniería, se ha incorporado de manera innovadora a la práctica odontológica, brindando respuestas precisas a través de modelos matemáticos que orientan mejor las decisiones clínicas.

El método de elementos finitos utiliza modelos virtuales para simular la resistencia y distribución de fuerzas en estructuras, dividiendo el problema en múltiples elementos más simples para ser resueltos con funciones matemáticas. Su aplicación en este estudio permitió analizar con exactitud los efectos biomecánicos de diferentes sistemas de retención protésica, ofreciendo una herramienta confiable para mejorar la planificación y resultados de los tratamientos odontológicos.⁵

En efecto se quiso comprobar que este método junto con los programas a usar son una herramienta sumamente útil para la especialidad de rehabilitación oral, ya que como sabemos, los implantes cortos, debido a la longitud que se caracterizan, presentan una mayor probabilidad de fracaso en los tratamientos sobre implantes por la falta de estabilidad.⁶ Entonces, debido a los riesgos que presentaron, se debe estar más preparado y tener precaución al elegir los materiales adecuados de los implantes que se rehabilitarán, tomando en cuenta la resistencia y durabilidad de estos.⁷ Además de saber que cada paciente ejerce una fuerza masticatoria distinta y esas diferencias pueden transformar un pronóstico favorable a uno desfavorable. Es por eso que se evaluó coronas de zirconio implantosoportadas de implantes cortos bicon, de las cuales una fue cemento atornillada y la otra corona atornillada; en las que ambas coronas de zirconio fueron sometidas a diferentes fuerzas, una fue la simulación de una mordida normal funcional (50N) y la otra simuló parafuncion (100N) ya que se evaluó individualmente un diente (primer molar inferior).

Gracias a este método se predijo la efectividad de este tipo de rehabilitaciones a largo plazo de cada paciente. Sin embargo, este método no es usado de manera continua en la consulta. Entonces, además de los resultados que buscamos obtener, se manifestó la finalidad de concientizar a todos los odontólogos realizar más investigaciones de esta índole, para así indagar a fondo las fallas comunes, comparar la dureza de los materiales, sus estructuras; y así resolverlas, para poder guiar futuras investigaciones y estudios clínicos al predecir desventajas e incluso optimizar el tiempo de trabajo clínico.^{8,9,10}

El objetivo general de este estudio fue: Analizar con elemento finito la rehabilitación sobre implantes cortos: corona atornillada vs corona cemento atornillada, sometidos a diferentes cargas. Así mismo se consideró como objetivos específicos: Determinar la tensión de la corona de zirconio atornillada aplicada con fuerza normal de la masticación (50N); Determinar la tensión de la corona de zirconio cemento – atornillada aplicada con fuerza normal de la masticación (50N); Determinar la tensión de la corona de zirconio atornillada aplicada con fuerza de parafunción (100N); Determinar la tensión de las corona de zirconio cemento – atornilladas aplicadas con fuerza de parafunción (100N).

Revisión de literatura

ANTECEDENTES:

Soares CD, Nogueira LB, Valente VS, Francischone CE. En 2014 se realizó un estudio comparativo sobre la resistencia a la fractura de coronas cerámicas con pilares de zirconia personalizados, antes y después de someterlas a fatiga cíclica. Se evaluaron 40 coronas sobre implantes, divididas en grupos cementados y atornillados, con y sin aplicación de fatiga cíclica. Las pruebas de compresión mostraron que la fatiga cíclica no afectó significativamente la resistencia a la fractura en ninguno de los grupos ($p > 0,05$). Sin embargo, las coronas cementadas presentaron una resistencia significativamente mayor que las atornilladas tanto antes como después del envejecimiento mecánico ($p < 0,001$). Las fracturas se localizaron principalmente en la cerámica de recubrimiento. Se concluyó que la cementación mejora la resistencia a la fractura, mientras que la fatiga cíclica no influye notablemente en el desempeño mecánico de las restauraciones.¹⁰

Cacaci C, Cantner F, Mücke T, Randelzhofer P, Hajtó J, Beuer F. En el año 2016, el objetivo de este estudio clínico fue evaluar el rendimiento clínico de las coronas de zirconia implantosoportadas con una tapa de chapa sinterizada. Además, se analizó la influencia del tipo de retención (coronas simples atornilladas vs cementadas). Cincuenta y ocho pacientes fueron alojados con 114 implantes, insertados en las regiones molar y premolar. Las coronas a base de circonio con una tapa de chapa sinterizada se retuvieron con tornillo ($n = 53$) o se cementaron ($n = 61$) en el implante. Los retiros se realizaron cada 6 meses. El estado de los tejidos blandos fue documentado por la placa modificada y el índice de encía (mPI) y el índice de sangrado del surco (mSBI). Las restauraciones se evaluaron para detectar fallas técnicas como fracturas de porcelana de chapa, cualidades de la superficie y ajuste marginal. No se produjo pérdida de

implante ni fracturas de corona. Después de un tiempo medio de servicio clínico de 36,9 meses, se registraron fracturas de la porcelana de revestimiento en el 1,8 % de los casos. La probabilidad de supervivencia de Kaplan-Meier con respecto a las restauraciones sin complicaciones fue del 98,2 %. El astillado de la porcelana de chapa se registró en dos coronas cementadas sin influencia estadística del tipo de retención. Los índices mostraron tejidos periimplantarios blandos sanos en ambos grupos.¹¹

Thoma DS, Wolleb K, Bienz SP, Wiedemeier D. En 2018 se evaluó la respuesta temprana (a los 6 meses) a implantes de un solo diente restaurados con coronas de cerámica cementadas (CEM) y atornilladas (SCREW), analizando aspectos histológicos, microbiológicos, radiológicos y clínicos. Treinta y tres pacientes participaron en el estudio y todos los implantes y coronas mostraron una tasa de supervivencia del 100%. Histológicamente, se observó una mayor tendencia a la inflamación en el grupo cementado, aunque sin diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$). También se detectó una mayor presencia de periodontopatógenos en este grupo. Los niveles óseos marginales se mantuvieron estables en ambos tipos de restauración, al igual que los parámetros clínicos y estéticos. Se concluyó que, aunque ambas técnicas ofrecieron resultados clínicos comparables, las reconstrucciones cementadas podrían asociarse con una respuesta inflamatoria más pronunciada.¹²

Chien C, Cheng C, Chen C. se evaluaron los resultados clínicos a 2 años de coronas únicas (SC) y prótesis fijas de 3 unidades (FDP) fabricadas con zirconia monolítica modificada, todas soportadas por implantes. Se incluyeron 27 pacientes y un total de 56 prótesis (44 SC y 12 FDP), con retención por tornillo o cemento. Durante el seguimiento clínico y radiográfico a los 6, 12, 18 y 24 meses, se evaluaron complicaciones técnicas como fracturas del marco, aflojamiento de tornillos y descementación. No se registraron pérdidas de implantes, obteniendo una tasa de supervivencia del 100%. Solo una FDP falló por fractura del armazón, resultando en una supervivencia protésica del 98,2%. Los resultados indican que las prótesis de zirconia monolítica modificada ofrecen un desempeño clínico favorable a corto plazo en rehabilitaciones posteriores.⁹

Linetska L, Linetski I, Demenko V, Nesvi V, Yefremo O, en el año 2018, este estudio evaluó la capacidad de carga de implantes cortos Bicon SHORT® (5.0, 6.0 y 8.0 mm) total y parcialmente osteointegrados, considerando una pérdida ósea anual estimada de 0,2 mm. Se utilizó un modelo de elementos finitos en 3D mediante SolidWorks para simular condiciones funcionales con carga oblicua, y se analizaron las tensiones de Von Mises para determinar la Fuerza Última de Fractura (UFL). Los resultados mostraron que los implantes fueron

moderadamente sensibles a la pérdida ósea, especialmente en la región cortical crestal, pero su capacidad de carga no se vio significativamente afectada por la longitud dentro del rango evaluado (5-8 mm). Se concluyó que los implantes Bicon SHORT® mantienen un pronóstico favorable a corto plazo en el maxilar posterior, incluso con pérdida ósea gradual y grosor óseo limitado.¹⁵

Hernández RA, Ángeles BR, Sosa GU, Vázquez JA, Vázquez AJ. En el año 2018, El objetivo de este trabajo fue determinar la respuesta del órgano dentario a diversas fuerzas que ocurren durante la masticación, así como la importancia de la unión y contacto que mantiene el tejido dentario. El estudio utilizó un modelo biológico de un primer molar mandibular, que tiene una morfología y medidas morfométricas realistas y consta de tres tejidos dentales (esmalte, dentina y pulpa), cada uno con sus propias propiedades mecánicas. Se realizaron dos simulaciones, así como el proceso de masticación de alimentos. Una de las simulaciones consideró el contacto entre esmalte y dentina, mientras que la otra no. La diferencia significativa en los resultados obtenidos entre las simulaciones en las que se tiene en cuenta el contacto y las simulaciones sin tener en cuenta el contacto muestra la importancia de tener en cuenta este contacto. De esta manera, la teoría de determinar las fuerzas de mordida horizontales y laterales durante la masticación funcional es posible y correcta. Los estudios de caso realizados reflejan no sólo las causas del daño del esmalte, sino también el daño de los materiales de restauración utilizados. Estas consideraciones conducirán al desarrollo de materiales más adecuados, diseño mecánico de prótesis, implantes y tratamientos.²²

Kraus RD, Epprecht A, Hämmerle CH. En 2019 se compararon los resultados clínicos, técnicos y biológicos de coronas cerámicas retenidas con tornillo (CR) y cementadas (SR) sobre implantes de dos piezas con uniones no coincidentes. Se incluyeron 44 pacientes, con seguimiento a los 6 meses, 1 año y 3 años. Durante el estudio, 18,2% de los pacientes experimentaron fallos en las restauraciones, ya sea por complicaciones técnicas (13,6%) o biológicas (4,5%). No se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos en los parámetros evaluados ($p > 0,05$). La pérdida ósea marginal fue similar entre CR y SR, con una media de -0,4 mm. Sin embargo, ambos grupos presentaron una alta tasa de complicaciones técnicas, especialmente fractura de pilares de zirconia. Se concluyó que, aunque clínicamente comparables, las reconstrucciones presentan un riesgo técnico considerable que debe considerarse en la planificación restauradora.¹³

MARCO TEORICO

Los implantes son raíces dentales artificiales hechas de materiales biocompatibles, para así unirse al hueso con el propósito de preservar los dientes naturales o de restituir piezas dentarias ausentes. Para esto se necesitará una cirugía para instalarlos como estructuras fijas, que no ocasionan daño al hueso,⁵ preservan la cresta alveolar y es innecesario desgastar los dientes adyacentes. Se afirma que el implante es un biomaterial sintético que al insertarse mediante la cirugía en el hueso de la mandíbula va a solucionar los problemas estéticos y más importante que es la función. Por lo tanto, está hecho principalmente de titanio para resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.^{5,14}

Además, el titanio tiene muchas propiedades que lo hacen ideal para este propósito, incluidas las propiedades mecánicas y de baja densidad. Por ende, los implantes dentales deben cumplir con las siguientes características: “biocompatibilidad, bajo módulo elástico, osteointegración, resistencia, durabilidad a la fatiga y semejanza química con los tejidos biológicos, corrosión y resistencia a la abrasión.”⁷ Se recomienda su uso en los siguientes ítems:

1. Agenesia dental. Incluso cabe recalcar que los implantes se encargan de preservar la integridad de los dientes adyacentes.⁷
2. Pérdida dental por extracción, ya que no es posible salvarlos con restauraciones, con el fin de llevar a cabo el proceso de masticación y mejorar el punto de vista estético sin que el paciente presente molestias.^{6,7}
3. Para usar cada vez menos las prótesis removibles, pues tienden a comprometer a los dientes que quedan en boca y no podrían colocarse.⁷

Restauraciones sobre implantes. Componentes:

Podría considerarse que cualquier restauración sobre implantes consta de distintas partes:

El cuerpo o el propio implante, es la parte que se introduce en el hueso y permanece en el tejido, tiene forma de raíz y tornillo que se fija al hueso. Es una pieza completa, pero a la vez consta de diferentes partes como la conexión con la prótesis, el cuerpo, el cuello y el ápice. En otras palabras, la conexión de la prótesis es la parte donde se ubican los dientes y el cuello es la parte que va hacia la encía. Finalmente, el ápice es la última parte del implante y es la parte que conecta con el hueso.^{6,7}

Los tornillos del pilar conectan directo con el implante al pilar. La fuerza de rotación se genera cuando se inserta el tornillo y la fuerza de tracción actúa en el momento de la elongación, lo que permite la conexión entre el implante y el pilar. Los implantes no están disponibles para pacientes con alergias o sensibilidades a los materiales de fabricación o que no tengan condiciones médicas adecuadas para el tratamiento. El pilar es por tanto la parte del implante

que soporta y retiene la prótesis. Esta pieza sirve para conectar el cuerpo del implante a la prótesis, que se fija al módulo de la corona con un hexágono externo o interno. A todo esto, hay que sumar la propia prótesis, es decir, la corona o el puente del implante. Esta restauración se puede diseñar de diferentes formas dependiendo del mecanismo de retención. Puede ser cementado, atornillado o cemento atornillado.^{5,6,7}

Tipo de pilares.

Los pilares se clasifican según el tipo de conexión entre el implante y el pilar, el material utilizado para fabricarlo, el ángulo con el implante y el poder de sujeción de la prótesis. Con la conexión implante-pilar como producto de la evolución del diseño de componentes de implantes, ahora son posibles múltiples diseños de conexión, que incluyen: Conexiones Internas y Externas. Por lo tanto, estas conexiones vienen en una variedad de diseños, incluidas conexiones hexagonales, octogonales y de cono Morse. El primer estilo era hexagonal en el exterior, lo que en algunos casos provocaba micromovimientos entre el implante y el pilar, y esto ocasiona pérdida ósea antes de la implantación. Debido a la falla causada por la conexión externa, la conexión interna aumenta, lo que puede ayudar a mejorar la fuerza de la unión y la estabilidad eficiente, así como enfatizar la alta estética.^{6,7}

Por otro lado, la conexión interna nos garantiza la colocación quirúrgica precisa, la seguridad contra la deformación plástica durante la aplicación del torque final, la facilidad de colocación del implante y la integridad de la interfaz pilar-implante sin efectos futuros en la prótesis.⁶

Siendo así, la conexión del cono Morse proporciona un área de superficie de pilar de implante más grande, lo que resulta en un mejor sellado y menos posibilidades de microfiltración. Además, mejora la estabilidad de la articulación superior y reduce la pérdida de hueso marginal.^{5,6}

Prótesis implantosoportadas

Encontrar una solución para los problemas que atraviesan los edéntulos ha sido una batalla cuesta arriba en la historia de la odontología. Los tratamientos como las prótesis completas convencionales y las prótesis implantosoportadas permitieron reemplazar las piezas faltantes, brindando comodidad y estética a los pacientes.^{6,7,8}

Las prótesis son elementos artificiales que reemplazan partes humanas, restauran la belleza y la función, e integran a los humanos en la sociedad. Las prótesis híbridas implantosoportadas son dientes fijos para el paciente, pero removibles para el dentista. Con estas prótesis, las áreas edéntulas se restauran de forma permanente utilizando al menos tres implantes. Los implantes posteriores también se colocan lo más distalmente posible. De esta forma se consigue la máxima distancia AP y se reduce el riesgo de sobrecarga y rotura. Se puede decir que estas prótesis

utilizan materiales resistentes que contribuyen a su durabilidad y resistencia, a la vez que brindan una gran comodidad al paciente cuando están fijas.⁷

Indicaciones

Los candidatos para el uso de prótesis híbridas deben tener prótesis completas con atrofia del reborde alveolar que provoca inestabilidad de la prótesis, desgarros de prótesis convencionales, falta de tejido muscular, hábitos disfuncionales que pueden derivar en úlceras, insatisfacción dental, etc. Pacientes edéntulos y portadores de prótesis convencionales. Pacientes con náuseas, malestar general, trastornos mentales, y sobre todo idoneidad para la cirugía dental.^{1,6,7}

Ventajas

Fuerzas axiales

Para que todas las prótesis realicen su función se requiere una buena oclusión para que las fuerzas aplicadas sean lo más axiales. Se trata de una oclusión de la cúspide de la fosa, muy similar a una prótesis dental convencional, las guías caninas o función en grupo se designan en relación con la superficie oclusal, que debe ser claramente plana. Las fuerzas que actúan sobre las prótesis híbridas se reducen en acción oclusal gracias a que el acrílico actúa como intermediario entre la estructura metálica y los dientes.^{6,7}

Coronas sobre implante

Atornilladas y cemento atornilladas

Fuerzas masticatorias

El rechinar de los dientes, bruxismo, apretamiento e incluso la misma masticación, se han llegado a evaluar de igual manera los efectos biomecánicos que se encuentran en las cargas oclusales de los dientes. Por razones funcionales, tanto la estructura interna como externa del diente debe ser capaz de distribuir las altas cargas que sufren el diente y las estructuras de soporte durante la masticación. Sobrecarga oclusal y sus efectos: que sería el potencial de fractura se analizó mediante pruebas de resistencia eléctrica, fotoelasticidad y elementos finitos.⁸

Existen investigaciones que efectúan la simulación del comportamiento mecánico de la estructura oral como un análisis complejo basado en las características de los elementos que componen el sistema estomatognático. Dichos estudios a menudo usan fuerzas en Newton, similares a la fuerza generada al morder entre 133 N y 727 N. Sin embargo, la magnitud, la naturaleza y la dirección de las fuerzas de masticación en el modelo 3D intraluminal no se determinaron juntas. Oralmente. El método de elementos finitos es una alternativa para evaluar las propiedades físicas de las fuerzas oclusales y tisulares y su distribución en tejidos duros y

blandos. Sin embargo, la mayoría de los estudios se basan en observaciones clínicas y no necesariamente en características físicas como la magnitud de la fuerza de mordida.⁸

La carga prolongada de áreas funcionales puede tener efectos provocadores en el sistema estomatognático. Por ejemplo, ante el bruxismo, el paciente puede aplicar una carga oclusal excéntrica de aproximadamente 1001 N, generando casi seis veces la fuerza (aproximadamente 4337 N), lo que corresponde a 443 kg.⁸

Una de las decisiones clave en la prótesis sobre implantes es la selección del tipo de conexión de la restauración final entre el pilar y la prótesis. Las conexiones se pueden pegar o atornillar. Ambas conexiones tienen ventajas y desventajas. Sin embargo, la tasa de éxito de las restauraciones fijas implantosoportadas es similar.^{9,20,21} Las coronas sobre implantes atornilladas tienen la ventaja de una fácil extracción y una excelente integridad marginal. Sin embargo, los implantes requieren un mejor ajuste pasivo y un posicionamiento óptimo, y tienen el inconveniente de que la presencia de canales para acceder a los tornillos de conexión puede provocar problemas oclusales y la vulnerabilidad de la cerámica.^{9, 20, 21}

IMPLANTES CORTOS

Se consideran implantes cortos aquellos con una longitud inferior a 10mm. Además, se conceptualiza también como fijaciones cuya longitud intraósea es menor o igual a ocho milímetros.^{10, 16,17, 21}

Los implantes cortos se pueden utilizar de forma segura como soporte protésico en la rehabilitación de dientes perdidos, con un éxito y una longevidad similares a los implantes largos. En circunstancias de baja disponibilidad ósea estos implantes representan una alternativa viable, sencilla y es una buena alternativa de tratamiento, especialmente en mandíbulas posteriores de clase I, II o III. Las ventajas de los implantes cortos están relacionadas con la simplicidad de la técnica, la instalación de implantes en el hueso restante, evitando injertos óseos que presentan resultados cuestionables en los aumentos de altura del borde alveolar posterior de la mandíbula, reducción del tiempo de tratamiento y reducción de costos para el paciente.^{11,18,19, 20, 21}

Cabe recalcar que los implantes cortos tienen una desventaja en términos de estabilidad primaria y distribución de fuerzas, su longitud puede compensarse con la incorporación de hilos lo que resultará en un aumento sustancial en el área del implante de contacto óseo. Los implantes dentales han transformado la rehabilitación de pacientes con pérdida total o parcial de dientes, pero no siempre es posible o práctico colocar implantes de longitud estándar. La anatomía oral y los costos y riesgos asociados influyen en la elección del tratamiento. Por ejemplo, en la parte posterior del maxilar superior, la altura reducida del hueso o la reabsorción

pueden complicar la colocación de implantes estándar, lo que lleva a explorar otras opciones, como la elevación del seno maxilar o el uso de implantes cortos. Aunque anteriormente se consideraban menos exitosos, estudios actuales demuestran que los implantes cortos pueden ofrecer resultados clínicamente satisfactorios, especialmente con el avance de implantes de superficie rugosa que permiten una fijación óptima con el hueso. Esto hace que los implantes cortos sean una alternativa viable, especialmente cuando se debe evitar cirugía invasiva en áreas delicadas como el seno maxilar. Es importante considerar los riesgos, costos y tiempos asociados con la elevación sinusal al decidir entre implantes estándar o cortos en la rehabilitación implantológica.¹⁹

Elemento finito

Definición del método.

El método de los elementos finitos (MEF) es un programa que permite crear modelos a partir de cálculos matemáticos de sistemas reales de forma económica y sencilla, crear prototipos de objetos a estudiar y aprender cómo reaccionan los objetos ante fuerzas específicas similares a la realidad. En el pasado, este método ha sido utilizado por expertos matemáticos y físicos como Arquímedes y Newton, donde también se utilizó para calcular pi, pero su apogeo comenzó en la década de 1960.

Este método permite conocer el comportamiento mecánico de un objeto. Este tipo de investigación se utiliza más comúnmente en los campos de la ingeniería y la mecánica. Este programa determina la respuesta del sistema en situaciones extremas. Sobretodo recrea situaciones poco probables en la vida real; y también es útil cuando no existe una solución analítica o cuando los modelos matemáticos simples no pueden resolver el problema.

Este método se usa a menudo para representar condiciones físicas como la termodinámica (distribución de temperatura), los efectos dinámicos y la geodinámica (comportamiento de los cuerpos en la corteza terrestre). El método de los elementos finitos consiste en aproximar problemas continuos. Un problema continuo se divide en elementos, que forman parte de un número finito asociado a una determinada acción, y nodos, que son los puntos de conexión de cada elemento. Es decir, los nodos se conectan para formar elementos y los elementos se conectan para formar sistemas completos o problemas continuos. Lo que hace MEF es transformar las propiedades del objeto de estudio en un modelo aproximado discreto a través de los elementos antes mencionados. Este proceso se denomina discretización del modelo.

La descomposición o discretización de dominios surge de la necesidad de resolver un gran sistema de ecuaciones. Para comprender mejor cómo funciona este método, imaginando que se

trata de un rompecabezas compuesto por millones de piezas, cada una de las cuales representa una ecuación que se une para formar el cuerpo del estudio.

Partes del Elemento Finito

Elemento Finito

Los elementos finitos son unidades, y la combinación de estas unidades forma un sólido. Estas unidades son figuras geométricas con nodos en sus bordes. La unión de estos nodos forma así un elemento.

Tipos de elementos

- Elementos lineales: varillas, vigas o muelles que crean rigidez y permiten transmitir fuerzas de compresión y tracción.

-Elementos planos 2D: membrana y placa. Estos pueden ser hidrodinámicos, cinemáticos y flexibles. La mecánica de fluidos se utiliza para estudiar el comportamiento de los sólidos ante las fuerzas ejercidas por los líquidos (modelos de metrología axial). Los cinemáticos se usan para modelar partes del cuerpo que sufren pequeñas deformaciones relativas y los flexibles se usan para determinar el comportamiento de sólidos (simulación de eventos mecánicos).

-Elemento Planar 3D: Es el elemento mismo y la unión de los nodos. Nodos Se ubican en los bordes de cada elemento y la unión de estos nodos forma la malla, por lo tanto son entradas de matriz. Un nodo es una partícula virtual de un objeto, cuyas propiedades se almacenan mediante ecuaciones. Los nodos responden a las fuerzas moviéndose, concentrando tensión, comprimiéndose, etc.

-Malla: Es el conjunto de elementos que componen el objeto de estudio. La web funciona como una telaraña, conectando nodos y permitiendo la transferencia de información de un nodo a otro.

Proceso de análisis de MEF

Preprocesamiento o definición del modelo geométrico: En este paso se debe definir el dominio geométrico de interés, el tipo de elementos, la numeración local y global de nodos y elementos, las propiedades del material, la geometría de los elementos, la conectividad, etc. Considerarse antes del mallado, la definición de las restricciones del modelo (condiciones de contorno) y la carga. Los elementos están representados por figuras geométricas sólidas, estos elementos están ensamblados en el cuerpo a inspeccionar, y cada punto dentro del cuerpo tiene coordenadas.

Modelado de elemento finito

Mallado

La estructura está dividida y a cada sección se le asignan propiedades específicas del material. Este software se utiliza para crear un modelo que representa una réplica del diseño. A este modelo se le aplican fuerzas y reacciones mecánicas.

Se realiza mediante el software y consiste en unir los nodos formando lo que describimos con anterioridad, la finalidad de formar una de tela de araña, gracias a esto se formará el cuerpo de estudio.

Definición del ambiente, solución y post proceso

Las unidades se unen para formar un cuerpo de aprendizaje. En este órgano se aplican las cargas necesarias para llevar a cabo la investigación, proporcionando así un ambiente de aprendizaje. A continuación, en este paso, el software construye y analiza las ecuaciones algebraicas, las organiza en matrices y procesa estos valores desconocidos en variables de matriz principal. Se utilizan para manejar o reemplazar fuerzas de reacción, tensiones o transferencia de calor.

Los resultados son analizados y el software ordena, imprime y muestra gráficamente la información obtenida. En esta etapa se clasifican y ordenan las tensiones en los elementos, se comprueba el equilibrio, se calcula el factor de seguridad, se traza la forma de la estructura deformada, se observa el comportamiento del objeto en estudio y se marcan los colores que representan las temperaturas, creando un trazo modificado, obteniendo los resultados por el programa son físicamente razonables.

Solidworks

Software CAD para realizar modelado mecánico 3D. Apareció en 1995 para proporcionar al público programas CAD más accesibles. Este programa le permite modelar una pieza y planificar su producción. En definitiva, el programa te permitirá crear piezas de forma virtual y proporcionar automáticamente planos y archivos.

Materiales y métodos

La presente investigación fue aprobado por Resolución Decana emitida a nombre el Comité de Ética en investigación de la Facultad de Medicina de la Universidad Santo Toribio de Mogrovejo, con resolución N° 334-2023-USAT-FMED con fecha del 09 de octubre del 2023(Anexo 01).

El nivel de esta investigación fue exploratorio; de finalidad básica, observacional, prospectiva y transversal. Esta investigación es de tipo experimental virtual por modelos en elementos finitos (MEF).

El grupo de estudio estuvo conformado por dos simulaciones en MEF de coronas de zirconio con dos diferentes diseños de cementación, siendo su distribución como sigue:

- Modelo 1: implante dental, diseñado completamente de titanio grado 5 tipo bicon; con 6mm long; con pilar y con diseño de corona de zirconio (6mm) atornillada.
- Modelo 2: implante dental, diseñado completamente de titanio grado 5 tipo bicon; con 6mm long; con pilar y con diseño de corona de zirconio (6mm) cemento atornillada.

Ambos modelos se sometieron a dos fuerzas axiales: una simulando la función masticatoria normal (50N) y otra simulando una parafunción (100N).

El diseño de las coronas será de la primera molar inferior.

Para el análisis de von mises se consideró que el implante estuvo óseo integrado en un bloque de hueso y la corona cementada.

Para la simulación en el programa de elementos finitos, se asignaron las propiedades mecánicas de los materiales involucrados en el modelo. Dichos valores fueron obtenidos de la literatura científica especializada, con el fin de garantizar que los parámetros empleados reflejen de manera adecuada el comportamiento clínico y biomecánico de las estructuras analizadas.

Las propiedades ingresadas incluyeron el módulo de elasticidad, la relación de Poisson y, en los casos disponibles, la resistencia a la flexión o el límite de fluencia de cada material. Estos datos se incorporaron al software como condición inicial de los elementos sólidos utilizados en los modelos.

Los valores exactos de las propiedades mecánicas asignadas se presentan en los **Anexos 1 y 2**, donde se detallan las fuentes bibliográficas correspondientes para cada material.^{23,24}

-Se tomó en cuenta los siguientes detalles en las simulaciones:

-Diseños confeccionados con el programa “SOLIDWORKS” y “COSMOWORKS” ® 2017 con un ensamblado completo. Una vez unido parte por parte y el mallado se encontró completo, las cargas axiales se sometieron en la superficie oclusal de la primera molar inferior.

Figura. 1. *Ensamblaje y Mallado de Diseño de Coronas de Zirconio*

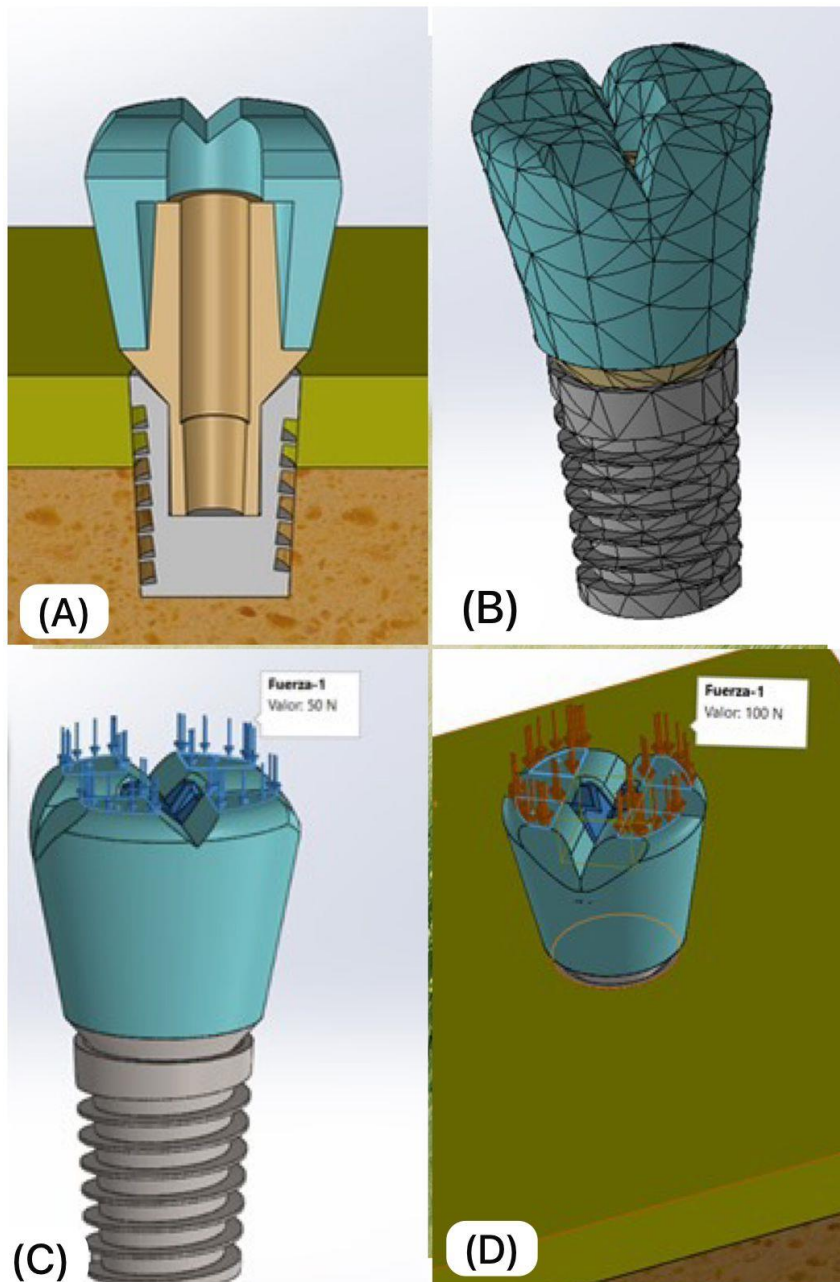


Figura 01: (A) Demostración grafica del diseño computarizado, listo para empezar a realizar el mallado; (B) Demostración grafica computacional del mallado efectuado en la presente investigación; (C) Y (D) Imágenes representativas de cómo se ejercieron las fuerzas de 50 N y 100N distribuidas por toda la cara oclusal; y al mismo tiempo el grafico de que encuentra osteointegrado. Ambos procedimientos se realizaron de la misma forma ya sea en la corona atornillada y cemento atornillada respectivamente.

-Diseños cuya estructura fue realizada en base a los parámetros establecidos, propiedades de los materiales obtenidos a través de los antecedentes, como: coeficiente de Poisson, modulo elástico, hueso, coeficiente de estructura.

Como se llevó a cabo un análisis a través de un programa en el computador utilizando diseños y mallado con el método de elemento finito, se realizó un análisis de los resultados obtenidos tratándose solo de una muestra, por lo tanto, será innecesario el análisis estadístico, ya que únicamente se reportarán los resultados arrojados por el programa.

Al tratarse de una investigación de tipo computarizada, no se ha involucrado la participación de seres vivos y el uso de especímenes.

Los diseños requeridos fueron elaborados por un cirujano dentista, que se encuentra capacitado y certificado en el uso de programa SOLID WORKS 2017, en la Pontificia Universidad Católica del Perú en el Centro de Tecnología Avanzada (CETAM); además el profesional recibió especializaciones sobre dicho programa. (Anexo 04 y 05).

La licencia del programa SOLID WORKS 2017 se obtuvo mediante el CERTIFIED SOLIDWORKS ADVANCED PROFESSIONAL WELDMENTS (CSWPA-WD). Cuyo número de serie es perteneciente a la universidad Pontificia Universidad Católica del Perú, la cual se encuentra protegido por la patente y por el usuario beneficiario de la cuenta.

Para la construcción del modelo geométrico requerido, se tuvo en cuenta las siguientes estructuras: un bloque de hueso, implante de titanio, coronas de zirconio atornilladas y cemento atornilladas. Se registraron los datos pertinentes de las propiedades de los materiales que se usarán ya se encuentran estandarizados. Los modelos fueron diseñados de esta forma de manera digital con la información adquirida.

Resultados y discusión

Figura. 2. Corona atornillada con fuerza de 50N (masticación normal funcional)

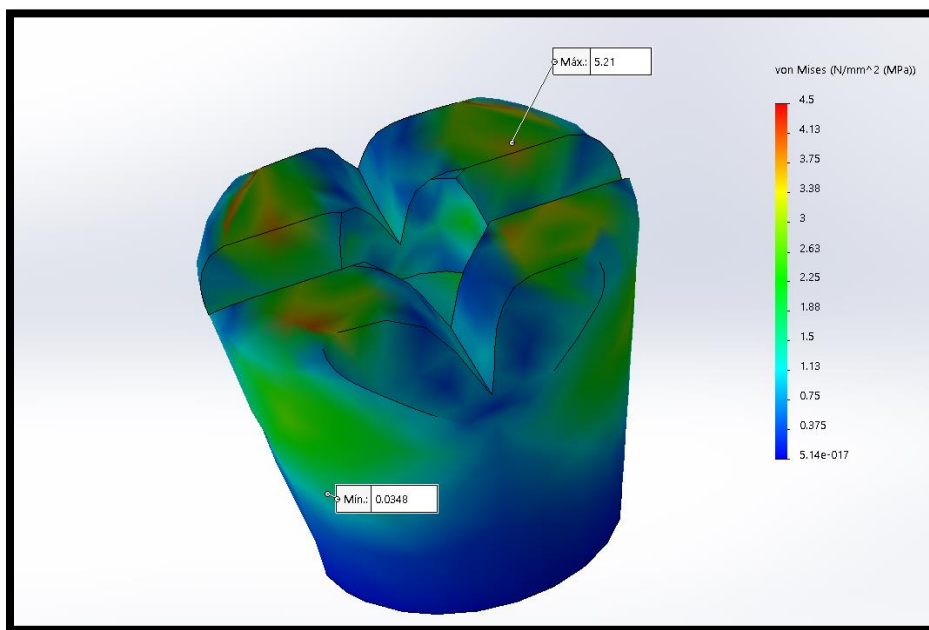


Figura 02: La tensión máxima con 50N en la corona atornillada se representa en color rojo en la escala de von mises. La cual se ubicó en la zona oclusal, exactamente en el punto que señala la imagen, con 5.21 Mpa.

Figura. 3. Corona atornillada con fuerza de 100 N (parafunción)

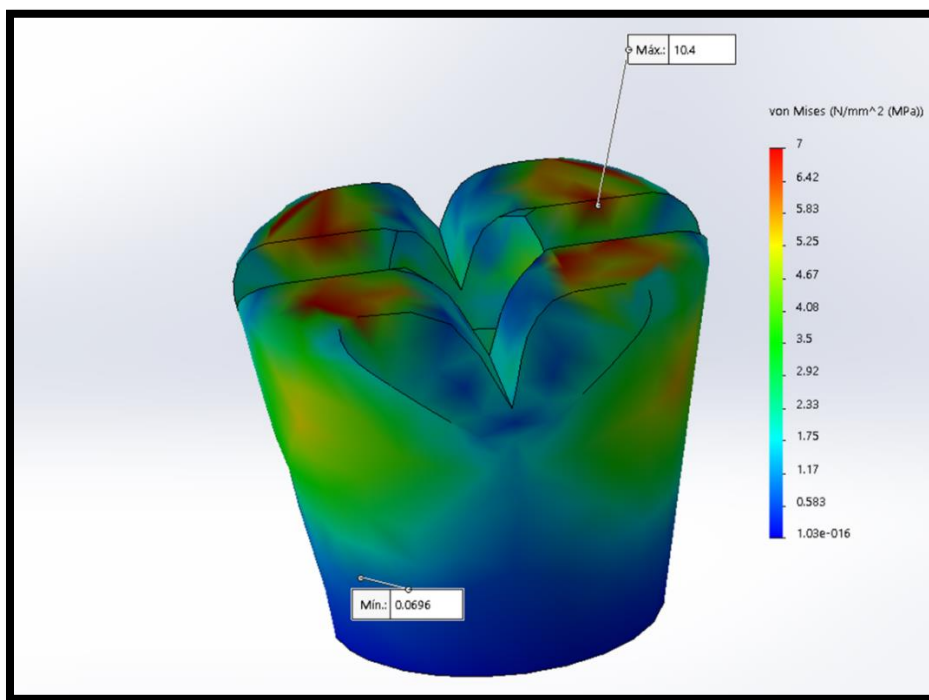


Figura 03: La tensión máxima con 100N en la corona atornillada se representa en color rojo en la escala de von mises. La cual se ubicó en la zona oclusal, exactamente en el punto que señala la imagen, con 10.4 Mpa.

Figura. 4. Corona cemento-atornillada con fuerza de 50N (masticación normal funcional)

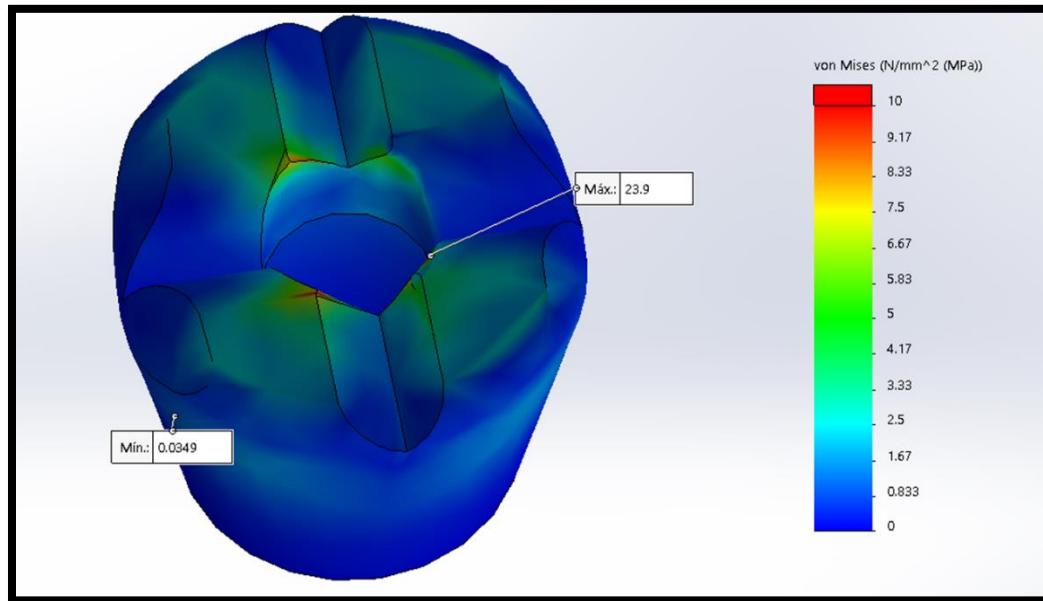


Figura 04: La tensión máxima con 50N en la corona cemento-atornillada se representa en color rojo en la escala de von mises. La cual se ubicó en la zona oclusal, exactamente en el punto que señala la imagen, con 23.9 Mpa.

Figura. 5. Corona cemento-atornillada con fuerza de 100 N (parafunción)

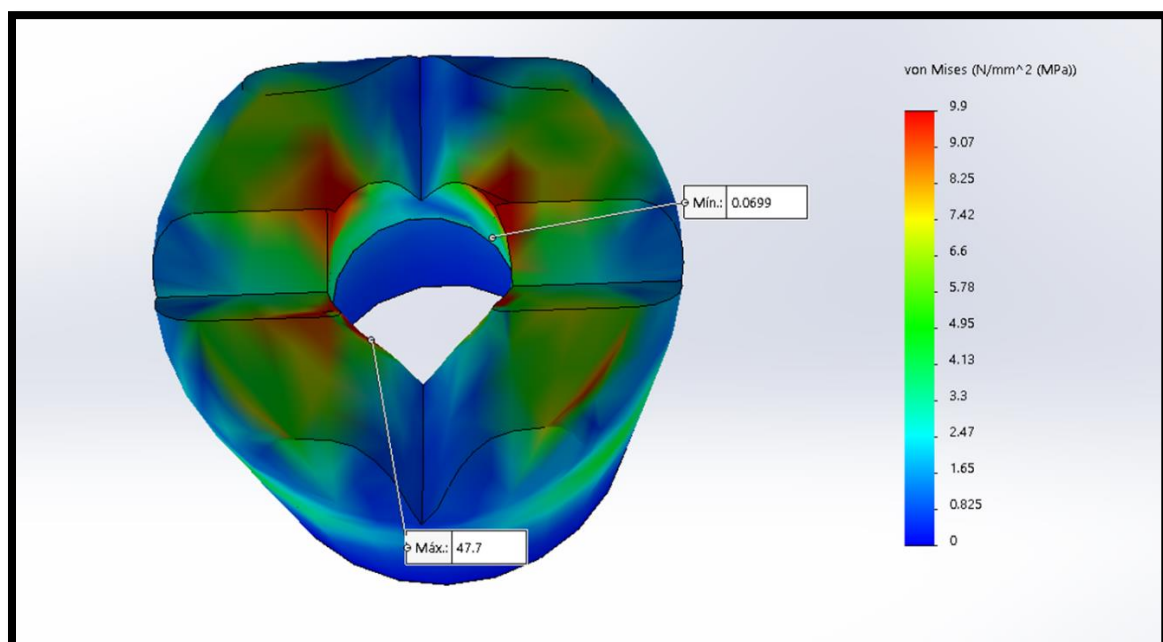


Figura 05: La tensión máxima con 100N en la corona cemento-atornillada se representa en color rojo en la escala de von mises. La cual se ubicó en la zona oclusal, exactamente en el punto que señala la imagen, con 47.7 Mpa.

Discusión

El objetivo de este estudio fue determinar las tensiones de coronas atornilladas y cemento atornilladas sobre implantes cortos, sometidos cargas verticales de 50N y 100N, mediante el análisis de elementos finitos; donde se observó que las coronas cemento atornilladas presentaron mayor tensión que las coronas atornilladas bajo ambas cargas masticatorias. Así mismo las coronas atornilladas, aparentemente mostraron mejor distribución de las cargas, mostrando las tensiones en las zonas de las cúspides y en mayor parte de la zona oclusal. Así mismo, ambas coronas de zirconia mostraron ser resistentes bajo las cargas de 50N y 100 N, solo bajo fuerzas verticales.

Para analizar estas tensiones, el Método de Elementos Finitos (MEF) se presenta como una herramienta matemática invaluable que permite prever los efectos de la carga oclusal. A través del cálculo, se modela la forma y las propiedades físicas del material, y se determina la interacción física entre los diferentes componentes del modelo en términos de tensiones y deformaciones generadas en los tejidos.

Por lo tanto, el conocimiento sobre la transmisión de cargas se obtiene a través de las interacciones biomecánicas entre los implantes y las estructuras de soporte. Tanto como la dirección y el tipo de carga, la conexión entre el pilar y el implante, la longitud y el diámetro del implante, así como la calidad y cantidad de hueso, son determinantes en la distribución de tensiones en el tejido óseo.

En la literatura, pocos estudios han evaluado el comportamiento biomecánico de coronas unitarias monolíticas implantosoportadas y la influencia de variables aisladas. Hasta donde sabemos, éste sería uno de los pocos estudios biomecánicos que evalúa la comparación entre coronas cemento atornilladas y atornilladas sobre implantes cortos, con diferentes cargas masticatorias, ya que nos ayuda a localizar con precisión las zonas de alta tensión gracias a método de elemento finito que nos brinda las zonas específicas de las coronas donde está ocurriendo la tensión máxima.²⁵

Sin embargo, estos resultados deben interpretarse con prudencia, ya que en este estudio todos los modelos se simularon sin desajuste marginal, y no se están tomando resultados de la tensión de los implantes cortos, ya que solo estamos evaluando la tensión máxima de las coronas de zirconio y en donde se ubica esta tensión. El aumento del desajuste marginal podría contribuir a aumentar la tensión en los componentes, lo que podría interferir en la evaluación biomecánica

de las prótesis atornilladas y cemento atornilladas. Cabe señalar que algunos estudios informaron de que las prótesis cementadas pueden presentar una mejor distribución de la tensión, ya que la capa de cemento puede rellenar las discrepancias interfaciales y contribuir a la distribución equitativa de la carga.²⁵

La mayor tensión en el tornillo de fijación de las prótesis cementadas concuerda con el informe de una mayor incidencia de aflojamiento de pilares en las prótesis cementadas. Una explicación probable de este resultado puede estar asociada a la diferencia en la distribución de la tensión entre las prótesis cementadas y no cementadas; las prótesis atornilladas tienden a transmitir la tensión a la parte apical del implante, mientras que las prótesis cementadas tienden a concentrar la tensión en la parte coronal del implante. Así pues, según los resultados de esta investigación, las coronas atornilladas mostraron la tensión máxima en las zonas de las cúspides, lejos del agujero por donde se atornilla el implante, en cambio las coronas cemento atornilladas mostraron la tensión máxima en la zona central por donde se agrega el material restaurador, en el agujero antes mencionado. Esto se puede explicar a que en los resultados de las coronas atornilladas se muestra mejor distribuidas en las zonas de las cúspides. Y no en la corona cemento atornillada, porque en el momento que se ha diseñado las coronas cemento atornilladas, se ubicado la corona fija al pilar, para de esta forma simular la cementación de esta. Y como mencionamos anteriormente, es el cemento que de manera biomecánica es la que ayuda a amortiguar las cargas masticatorias.

En sí, la gran mayoría de estudios comparan las coronas cementadas y atornilladas, pero no cemento atornilladas. Por eso en este estudio mostramos la tensión máxima con cargas masticatorias de las coronas para ver donde se centra la carga máxima bajo fuerzas verticales. Y sobre implantes cortos que muestra el escenario de implante mas desfavorable por el tamaño que tienen.

Las principales limitaciones de este estudio se vinculan con las posibles restricciones inherentes al método computacional empleado en el análisis de elementos finitos. Se adoptaron las propiedades de materiales linealmente elásticos, isótropos y homogéneos, en consonancia con investigaciones previas. Por consiguiente, se aconseja interpretar estos hallazgos con prudencia antes de su aplicación en el ámbito clínico. Dentro del contexto de este estudio, la adopción de una metodología de elementos finitos presenta algunas ventajas, ya que permite analizar tanto las estructuras internas del hueso como los componentes, ofreciendo así respuestas orientadas al comportamiento biomecánico de diversas estructuras. Sin embargo, se sugiere realizar más estudios clínicos para evaluar la influencia de distintas variables biomecánicas validadas por este estudio, especialmente debido a la falta de investigaciones

clínicas que aborden el efecto combinado de la distribución de fuerzas con coronas cementadas o atornilladas, incluidos los nuevos materiales disponibles para restauraciones implantosoportadas.

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

- Las coronas cemento atornilladas presentaron mayor tensión que las coronas atornilladas bajo ambas cargas masticatorias
- Así mismo las coronas atornilladas, aparentemente mostraron mejor distribución de las cargas, mostrando las tensiones en las zonas de las cúspides y en mayor parte de la zona oclusal
- Ambas coronas de zirconia mostraron ser resistentes bajo las cargas de 50N y 100 N

Recomendaciones

Se recomiendan investigaciones clínicas de este tipo, para evaluar en conjunto con los componentes biomecánicos, ya que el método de elementos finitos tiene sus límites. Además, se sugeriría hacer mayor investigación de las comparaciones de las coronas cemento atornilladas, junto con las atornilladas y agregando coronas cementadas. Así mismo, comparar coronas metal porcelana en los diferentes tipos de corona, para comparar resistencia de materiales entre zirconia y metal- porcelana.

Referencias

1. Naranjo M, Ortiz P, Díaz P, Gómez M, Patiño MC. Resistencia a la fractura de dientes intactos y restaurados con resina sometidos a carga constante. Revista [CES odontol](#); 20(2): 31-38, 2007.
2. Fernández CA, López GA, Villar FA. Prótesis sobre implantes. ¿Atornillada o cementada? Rev Asoc Odontol Argent 2020; 108:29-39.
3. Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. Int J Oral Maxillofac Implants 2015; 30:110-24.
4. Pradés R, Martínez R, Peláez J, Salido Rodríguez MP, Suárez García MJ. Cementos para implantes. ¿Cuál, cómo, dónde, cuándo y por qué? Gaceta Dental 2004; 152:70-91.

5. Clínica ferrus bratus, 2020. Disponible en URL: <https://www.clinicaferrusbratos.com/protesis-dental/hibridas/>
6. Dental borras, 2021. Disponible en URL: <https://www.dentalborras.com/protesis-hibridaimplantosoportada-inferior/>
7. Sanches LF. 2022. Disponible en URL: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/74753/1/T43418.pdf>
8. Gélvez MA, Velosa J, Pérez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos Universitas Odontológica, vol. 35, núm. 74, enero-julio, 2016
9. Cheng C, Chien CH, Chen CJ. Clinical Results and Technical Complications of Posterior Implant-Supported Modified Monolithic Zirconia Single Crowns and Short-Span Fixed Dental Prostheses: A 2-Year Pilot Study, Journal of Prosthodontics 27 (2018) 108–114.
10. Nogueira LB, Soares CD et al. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained, Journal of Prosthodontics 00 (2015) 1–5.
11. Cacaci C, Cantner F, Mücke T, Randelzhofer P, Hajtó J, Beuer F. Artículo original: Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results, Clin Oral Invest, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2016.
12. Thoma DS, Wolleb K, Bienz SP, Wiedemeier D, et al. Early histological, microbiological, radiological, and clinical response to cemented and screw-retained all-ceramic single crowns, Clin Oral Impl Res. 2018;1–11.
13. Kraus RD, Epprecht A, Hämmerle CH. Artículo original: Cemented vs screw-retained zirconia-based single implant reconstructions: A 3-year prospective randomized controlled clinical trial, Clin Implant Dent Relat Res. 2019;1–8.
14. Pesqueira AA, Goiato MC, Gennari H et al. Use of Stress Analysis method to evaluate Biomechanics of oral rehabilitation With Implants, Journal of Oral Implantology, Vol. XL, No. Two, 2014.
15. Linetska L, Linetskiy I, Demenko V, Nesvit V, Yefremov O. Evaluation of Bicon short implant longevity in terms of annual bone loss – 3D FE study, Clin Oral Impl Res. 2018;29(Suppl. 17).
16. Santiago JF et al. Implantes dentais curtos: alternativa conservadora na reabilitação bucal. Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac, v. 10, n. 2, p. 67-76, abr./jun. 2010.

17. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res Suppl*, v. 17, n. 2, p. 35-51, Sep. 2006.
18. Barbosa JR, Ferreira JR, Diaz EC. Implantes curtos: uma opção para regiões atroficas e fatores que influenciam os seus índices de sucesso. *ImplantNews*, v. 9, n. 1, p. 86-92, 2012
19. Speratti D. O uso de implantes curtos em reabilitações complexas. In: SALLUM, A. W. et al. *Periodontologia e implantodontia. Soluções estéticas e recursos clínicos*. Nova Odessa/SP: Napoleão, 2010. Cap. 21.
20. Chaar MS, Strub JR. Prosthetic outcome of cementretained implant -supported fixed dental restorations : a systematic review. *J Oral Rehabil* 2011; 38:697-711.
21. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implantsupported reconstructions. A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 (suppl):84-98.
22. Hernández RA, Ángeles BR, Sosa GU, Vázquez JA, Vázquez AJ. Research Article. Numerical Analysis of Masticatory Forces on a Lower First Molar considering the Contact between Dental Tissues, Hindawi, *Applied Bionics and Biomechanics* Volume 2018, Article ID 4196343, 15 pages.
23. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Batista VES, Cruz RS, Gomes JML, Limírio JPJO, Pellizzer EP. Biomechanical evaluation of different implant-abutment connections, retention systems, and restorative materials in the implant-supported single crowns using 3D finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2022;48(3):194-201. doi:10.1563/aaid-joi-D-20-00328.
24. Güth JF, Schweiger J, Graf T, Stimmelmayer M, Schubert O, Erdelt K. Are monolithic 3Y-TZP zirconia crowns too strong for titanium implants? *Int J Prosthodont*. 2022;35(4):509-511. doi:10.11607/ijp.7322.
25. Cleidiel Aparecido AL, Fellippo Ramos V, Biomechanical Evaluation of Different Implant-Abutment Connections, Retention Systems, and Restorative Materials in the Implant-Supported Single Crowns Using 3D Finite Element Analysis, 2022, Vol. XLVIII /No. Three, 194-201.

Anexos

Anexo 01



CONSEJO DE FACULTAD
RESOLUCIÓN Nº 334-2023-USAT-FMED
Chiclayo, 13 de octubre de 2023

Vista la solicitud virtual N° TRL-2023-12521 en virtud de la aprobación con fecha 09 de octubre de 2023 por el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Medicina del Proyecto de Investigación de la Srta. PERALTA GALLARDO LAURA NOELIA, estudiante de Segunda Especialidad en Rehabilitación Oral, de la Escuela de Odontología. Asesor: Mtro. C.D. Sandra Cecilia Vega Seminario Peñaranda.

CONSIDERANDO:

Que esta investigación forma parte de las áreas y líneas de Investigación de la Escuela de Odontología.

Que el proyecto de Investigación denominado: **ANÁLISIS CON ELEMENTO FINITO EN REHABILITACIÓN SOBRE IMPLANTES CORTOS: CORONA ATORNILLADA VS CORONA CEMENTO ATORNILLADA, SOMETIDOS A DIFERENTES CARGAS**, fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Medicina.

En uso de las atribuciones conferidas por la Ley Universitaria N° 30220 y el Estatuto de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo;


SE RESUELVE:

Artículo 1º.- Declarar aprobado el Proyecto de Investigación para continuar con el proceso de recolección de datos y finalización del mismo.

Artículo 2º.- Dar a conocer la presente resolución a la interesada.

Regístrese, comuníquese y archívese.




Mtro. Jorge Luis Limo Liza
Secretario Académico (e)
Facultad de Medicina




Mtro. Luis Enrique Jara Romero
Decano (e)
Facultad de Medicina

Anexo 02

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Relación de Poisson (ν)	Referencia
Hueso cortical (tipo IV)	13.7	0.30	Pellizzer et al.
Hueso trabecular (tipo IV)	1.10	0.30	Pellizzer et al.
Titanio	110.0	0.35	Sotto-Maior et al.
Aleación Ni-Cr	206.0	0.33	Pellizzer et al.
Zirconia	205.0	0.22	Lazari et al.

Anexo 03

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Resistencia a la flexión (MPa)	Límite de fluencia 0,2% (MPa)
Composite de cementación	7	—	—

Anexo 04



DETALLE DEL CURSO

CURSO	DEL	AL	DURACIÓN	NOTA
SOLIDWORKS MÁSTER	28 de marzo de 2021	25 de abril de 2021	24 horas	17.50

UNI, 15 de Mayo de 2021.

N°00599-2020

Anexo 05



DETALLE DEL CURSO					
<u>CURSO</u>	<u>DEL</u>	<u>AL</u>	<u>DURACIÓN</u>	<u>NOTA</u>	
SOLIDWORKS AVANZADO	14 de Febrero de 2021	04 de Abril de 2021.	24 horas	16.67	
UNI, 16 de Marzo de 2021					
N° 00354-2021					