Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

Dirección General de Estudios de Posgrado
Facultad de Odontología
Unidad de Posgrado

Relación entre el diseño y la tensión en el implante en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada- Un análisis de elementos finitos

TESIS

Para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología

AUTOR

Sergio Halain ROCCA CAMUS

ASESOR

Dr. Romel Armando WATANABE VELÁSQUEZ

Lima, Perú

2025



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Rocca S. Relación entre el diseño y la tensión en el implante en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada- Un análisis de elementos finitos [Tesis de maestría]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Unidad de Posgrado; 2025.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Sergio Halain Rocca Camus
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	70559491
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0001-9147-8955
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Romel Armando Watanabe Velásquez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	07310411
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-6873-3361
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Jesús Julio Ochoa Tataje
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	07033907
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Livia Sonia Zambrano de la Peña
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	06218984
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	César Ivanovish Franco Quino
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	70516067
Datos de investigación	

Línea de investigación	Ciencias de la Salud
Grupo de investigación	No aplica.
Agencia de financiamiento	Sin financiamiento.
Ubicación geográfica de la investigación	Universidad Nacional Mayor de San Marcos Latitud: -12.055989913030288 Longitud: -77.08387587404823
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Marzo 2021 – octubre 2024
URL de disciplinas OCDE	Odontología, Cirugía oral, Medicina oral **https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.14**

Facultad de Odontología
Universidad Nacional Mayor de San Marcos
UNIDAD DE POSGRADO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

"Año de la recuperación y consolidación de la economía peruana"

ACTA N° 006-FO-UPG-2025

ACTA DE SUSTENTACIÓN PRESENCIAL DE TESIS
PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE MAGÍSTER EN ESTOMATOLOGÍA

Siendo las 12:30 horas del día jueves 27 de febrero de dos mil veinticinco, en el Auditorio "Horacio Wells" de la Facultad de Odontología, el Jurado de Sustentación conformado por los docentes:

- Presidente : Mg. Jesús Julio Ochoa Tataje
- Miembro : Mg. Livia Sonia Zambrano de la Peña
- Miembro : Mg. César Ivanovish Franco Quino
- Asesor : Dr. Romel Armando Watanabe Velásquez

Se reunieron para la sustentación de la tesis titulada: **RELACIÓN ENTRE EL DISEÑO Y LA TENSIÓN EN EL IMPLANTE EN UNA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE A EXTREMO LIBRE IMPLANTO SOPORTADA - UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS,** presentada por el Bach. **SERGIO HALAIN ROCCA CAMUS,** egresado del programa de **Maestría en Estomatología,** desarrollado en la Unidad de Posgrado de la Facultad de Odontología.

Concluida la sustentación, los miembros del jurado procedieron a formular sus preguntas las que fueron absueltas por el graduando. Acto seguido se procedió con la evaluación correspondiente. En forma colegiada, el jurado asignó la calificación de:

Letras	Números	Escala
Veinte	20	Aprobado por Excelencia

Habiendo sido aprobada la sustentación de la tesis, el Jurado de Sustentación recomienda al Consejo de Facultad **apruebe el otorgamiento del grado de Magíster en Estomatología a don SERGIO HALAIN ROCCA CAMUS.**

Siendo las 13.55 horas, se levantó la sesión. Se deja constancia del acto, mediante las firmas del Jurado de Sustentación y asesor del trabajo académico en la presente acta.

Mg. Jesús Julio Ochoa Tataje
Presidente

Mg. Livia Sonia Zambrano de la Peña
Miembro

Mg. César Ivanovish Franco Quino
Miembro

Dr. Romel Armando Watanabe Velásquez
Miembro Asesor

Nota: La calificación se consigna en letras, números y nivel, de acuerdo con el Reglamento General de Estudios de Posgrado.
El resultado de la calificación de la sustentación de tesis corresponderá a uno de los siguientes niveles:

20	Aprobado por excelencia
18 - 19	Aprobado por destacado
16 - 17	Aprobado por logro
14 - 15	Aprobado
00 - 13	Desaprobado

El promedio de la calificación con fracción de 0.5 o más, se redondea al entero inmediato superior.

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
Universidad del Perú. Decana de América
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

UNIDAD DE POSGRADO

CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo, Romel Armando Watanabe Velásquez en mi condición de asesor acreditado con el Dictamen N° 032- FO-UPG-2021 de la tesis, cuyo título es "**RELACIÓN ENTRE EL DISEÑO Y LA TENSIÓN EN EL IMPLANTE EN UNA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE A EXTREMO LIBRE IMPLANTO SOPORTADA - UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS**" presentado por el bachiller. Sergio Halain Rocca Camus para optar el Grado Académico Magíster en Estomatología.

CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante el software de similitud textual, el documento evaluado cuenta con el porcentaje de 11% de similitud, nivel PERMITIDO para continuar con los trámites correspondientes y para su publicación en el repositorio institucional.

Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del grado/ título/ especialidad correspondiente.

Firma del Asesor _____

DNI: 07310411

Nombres y apellidos del asesor:

DR. ROMEL ARMANDO WATANABE VELÁSQUEZ



Huella digital

DEDICATORIA.

A Dios por brindarme salud, amor y darme la paz en todo momento de mi vida.

A mis padres y familia que me apoyan en todo momento para continuar con mis metas y sueños.

A mis maestros, Dra. Nelly Tanaka Torres y Dr. Romel Watanabe Velazques por su apoyo constante y los consejos para continuar en mi vida académica.

A mi gran amigo de toda mi vida odontológica Luis Alberto Cueva Principe, por su apoyo constante en este trabajo.

INDICE GENERAL

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN……..1

1.1. Situación Problemática……1

1.2. Formulación del Problema……1

1.3. Justificación del Estudio……2

1.4. Objetivos……2

1.4.1. Objetivo General……2

1.4.2. Objetivos específicos……..2

CAPITULO 2: MARCO TEÓRICO……..4

2.1. Filosófico o epistemológico de la investigación……4

2.2. Antecedentes de investigación……4

2.3. Bases Teóricas……8

CAPÍTULO 3: HIPÒTESIS Y VARIABLES……..15

3.1. Hipótesis General……15

3.2. Hipótesis Especifica……..15

3.2.1. Operacionalización de Variables……16

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA……18

4.1. Comité de Ética……18

4.2. Tipo de Diseño de Investigación……18

4.3. Población de Estudio……...18

4.4. Tamaño de muestra……18

4.5. Selección de muestra……18

4.6. Técnicas de recolección de Datos……19

4.7. Análisis e interpretación de la información……20

CAPITULO 5: RESULTADOS……21

CAPITULO 6: DISCUSIÓN…….32

CAPITULO 7: IMPACTOS……..36

CONCLUSION……..37

RECOMENDACIONES……38

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS…….39

ANEXOS…….....43

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tensión máxima (Mpa) generadas por diferentes fuerzas sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo barra lingual…27

Tabla 2. Tensión máxima (Mpa) generadas por diferentes fuerzas sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo placa lingual…28

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Tensión máxima en hueso, implante y cicatrizal, generadas por diferentes fuerzas aplicada sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo barra lingual……27

Figura 2. Tensión máxima en hueso, implante y cicatrizal, generadas por diferentes fuerzas aplicada sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo placa lingual……28

Figura 3. Distribución de la tensión a nivel del Hueso mandibular generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial en una prótesis parcial removible implanto soportada con barra lingual……29

Figura 4. Máxima Tensión en los implantes ubicado a nivel de piezas dentarias 4.6 y 3.5 generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial sobre la prótesis parcial removible implanto soportada con barra lingual……30

Figura 5. Máxima tensión a nivel del cicatrizal de la Pieza 4.6 y 3.5 generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial para un diseño de PPR con barra lingual……..31

Figura 6. Máxima Tensiones a nivel del hueso mandibular generada por fuerza vertical, horizontal y tangencial en un modelo de PPR con placa lingual……32

Figura 7. Máxima tensión a nivel del implante de la Pieza 4.6 y 3.5, generada por fuerza vertical, horizontal y tangencial en una PPR con placa lingual……33

Figura 8. Máxima Tensión nivel del cicatrizal de la Pieza 4.6 y 3.5, generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial en una PPR con placa lingual…….34

RESUMEN

Objetivo: El presente estudio tuvo como objetivo determinar la relación entre el diseño de la estructura y la tensión generada en el implante en una prótesis removible a extremo libre implanto soportada. **Metodología**: El estudio se realizó de manera in vitro con una simulación o análisis de elementos finitos, donde se diseñaron dos prótesis parciales removibles con diferentes conectores mayores, y con dos implantes colocados a nivel de la pieza 3.5 y 4.6. **Resultados**: Se encontró que la máxima tensión se genera en prótesis parciales removibles con conector tipo barra lingual a nivel del hueso (120.1 MPa) aplicando una fuerza tangencial, pero en el implante del cuadrante 3 se encontró menor tensión (41.4 MPa) a diferencia del implante del cuadrante 4 donde se encontró una máxima tensión de (71.5 MPa). **Conclusión**: El estudio concluyó que las mayores tensiones generadas se presentaron en los diseños con barra lingual, con diferencias de acuerdo a la posición del implante y la zona evaluada.

Palabras clave: Implante dental; Prótesis dental; Mecánica.

ABSTRACT

Objective: The present study aimed to determine the relationship between the design of the structure and the tension generated in the implant in a removable implant-supported free-end prosthesis. **Methodology:** The study was carried out in vitro with a simulation or finite element analysis, where two removable partial prostheses were designed with different major connectors, and with two implants placed at tooth level 3.5 and 4.6. **Results:** It was found that the maximum tension is generated in removable partial prostheses with a lingual bar type connector at the level of the bone (120.1 MPa) by applying a tangential force, but in the quadrant 3 implant a lower tension was found (41.4 MPa) unlike the quadrant 4 implant where a maximum stress of (71.5 MPa) was found. **Conclusion:** The study concluded that the highest tensions generated occurred in designs with lingual bar, with differences according to the position of the implant and the area evaluated

Keywords: Dental Implant; Dental prostheses; Mechanics.

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1. Situación Problemática

La rehabilitación con prótesis parcial removible (PPR) de tipo implanto soportada es una alternativa de tratamiento de rutina en la clínica, para rehabilitar pacientes desdentados clase 1 de Kennedy.

Existen reportes de complicaciones relacionadas con diseño de la estructura y distribución de los implantes que son los problemas más comunes. Este tipo de prótesis solucionan las quejas más relevantes en una PRR mandibular con extremo libre, como inestabilidad, retención mínima e incomodidad durante la masticación.

La diferencia viscoelástica de los tejidos que soportan la prótesis dentomucosoportadas, inevitablemente generan palancas y este movimiento de la PPR de extremo libre, principalmente la mandibular, puede ser eliminado o atenuado con la instalación de implantes, de forma que una clase I ó II de Kennedy puede convertirse en una clase III, mejorando su biomecánica, tornándose así en una alternativa para pacientes de bajos recursos financieros. Además, los implantes pueden mejorar o preservar los dientes pilares remanentes, evitando la utilización de retenedores poco estéticos y disminuir la reabsorción ósea.

Los estudios relacionados con planificación son muy escasos dificultando resolver correctamente los casos y tener clara las complicaciones que se puedan presentar(Ortiz-Puigpelat et al., 2019; Ramchandran et al., 2016; Threeburuth et al., 2018).

1.2. Formulación del Problema

¿Existe relación entre el diseño y la tensión generada en el implante colocado en diferentes posiciones en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada?

1.3. Justificación del Estudio

Los pacientes portadores de PPR reportan muchos problemas en la biomecánica, pero cuando se coloca un implante esto suele cambiar por tal motivo es importante conocer la relación entre los implantes, sus anexos y las prótesis parcial removible. (Threeburuth et al., 2018).

El presente trabajo nos brindará información digital sobre el correcto diseño del conector mayor o estructura en una PRR implanto soportada y los niveles de tensión generados en el implante, permitiéndonos tener un protocolo y parámetros para que en un futuro podamos realizar otros estudios clínicos. (Ortiz-Puigpelat et al., 2019)

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Determinar el efecto en la tensión por aplicación de fuerzas sobre prótesis parciales implanto soportada con diferentes tipos de conectores mayores, utilizando un análisis de simulación por elementos finitos.

1.4.2. Objetivos específicos

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con barra lingual a nivel de hueso mandibular.

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con barra lingual a nivel de los implantes.

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con barra lingual a nivel de los cicatrizales.

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con placa lingual a nivel de hueso mandibular

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con placa lingual a nivel de los implantes

Determinar la tensión generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales y tangenciales para un diseño de PPR con placa lingual a nivel de los cicatrizales.

CAPITULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de investigación

Shahmiri et al. (2013) analizaron los efectos de carga en prótesis parcial removible implanto asistida en pacientes clase 1 de Kennedy mediante análisis de elementos finitos (AEF). Utilizaron un escáner para extraer los datos geométricos de una mandíbula humana parcialmente desdentada. Se utilizó las características de los implantes marca Straumann estándar (4.8 × 12 mm) las raíces dentales y ligamentos periodontales fueron modelados usando una combinación de ingeniería inversa en Rapidform XOR2 y modelado en el programa Solidworks 2008. En los resultados se observaron que hubo un desajuste potencialmente destructivo de la distribución entre la estructura de acrílico y el metal, que podría ser un factor importante, mientras que la estructura de metal mostró patrones de alta deformación en el conector mayor y menor alrededor de los dientes.

Ramchandran et al. (2016) presentaron un caso clínico donde muestran la modificación de una prótesis parcial removible (RPD o PPR) dentomucosoportado a una dentomucoimplanto soportada con soporte distal en un implante, consiguiendo varias mejoras de soporte, estabilidad y satisfacción del paciente, mostrando finalmente que los implantes oseointegrados renuevan posibilidades para mejorar la terapia de prótesis dental removible de extremo libre colocando el implante en las regiones edéntulas posteriores, distal al pilar terminal proporcionando una mejora de soporte vertical a la prótesis parcial removible de extensión distal, convirtiendo efectivamente su desempeño intraoral de una situación Kennedy Clase I a una Clase III.

Bural et al. (2016) mostraron la fabricación de una prótesis parcial removible (PPR) de extremo libre de un paciente de 65 años de edad con soporte posterior de implantes. Señalando que en el caso clínico había pérdida de fibroelasticidad de

los tejidos periféricos y reducción de la profundidad del surco vestibular mandibular debido a una resección quirúrgica previa y radioterapia del lado derecho que crearon dificultad para la prótesis en retención y estabilidad. La fabricación de un PPR mandibular soportado por dientes anteriores y dos implantes colocados bilateralmente en el área de los molares para convertir del diseño Kennedy Clase I a la PPR delimitada por implantes en Kennedy Clase III, mostraron una mejoría en retención y estabilidad. Llegando a la conclusión de que la PPR implanto soportada puede sugerirse como una opción de tratamiento ventajosa y rentable para los pacientes parcialmente desdentados.

Matsudate et al. (2016) estudiaron el efecto de la ubicación del implante en la distribución de la carga en el diente pilar, el implante y el reborde residual con una prótesis parcial removible a extremo libre asistida por implantes de (ISRPD). Utilizando un modelo de simulación, colocaron implantes en el área edéntula a nivel de segundo premolar y segundo molar respectivamente. Se fabricó una PRR experimental y se midieron las cargas sobre los implantes y el diente pilar con transductores de fuerza piezoeléctricos. La carga en la cresta residual se midió con una película sensible a la presión, donde se aplicó una carga vertical de 100N en la región del primer molar. Las mediciones se realizaron en las tres condiciones siguientes: con dentadura parcial removible convencional (CRPD), con dentadura parcial removible soportada por implante mesial (región de premolar) (MISRPD) y con dentadura parcial removible soportada por implante distal (DISRPD) región de molar. Resultados: La carga sobre el diente pilar fue mayor con DISRPD, seguida de CRPD y MISRPD ($P < 0,01$). La carga sobre el implante fue mayor con DISRPD que con MISRPD ($P < 0,01$). La carga en la cresta residual fue más baja con DISRPD, seguida de MISRPD y CRPD ($P < 0.01$). Conclusiones: este estudio experimental proporcionó datos cuantitativos sobre el efecto de la ubicación del implante en la distribución de la carga en una prótesis Parcial Removible Implanto Asistida.

Kern et al. (2016) realizaron una revisión sistemática donde analizaron la pérdida de implantes en prótesis implanto asistidas en maxilares edéntulos, en

relación a la ubicación del implante (mandíbula), tipo de prótesis (removible o fija) número de implantes por paciente, y tipo de sistema de fijación (en bola vs. barra vs. corona telescópica). Se consideraron ensayos aleatorios, estudios prospectivos en PubMed, Cochrane Library y Embase. La revisión se estructuró de acuerdo con PRISMA. Se encontró que la pérdida de implantes y las correspondientes tasas de supervivencia a 3 y 5 años se estimaron mediante un Modelo de regresión de Poisson. Resultados: Las tasas de supervivencia estimadas de los implantes a 5 años fueron del 97,9% en el maxilar y 98,9% en la mandíbula. Las tasas de fracaso en la perdida de implantes correspondientes fueron significativamente más altas en el maxilar. Conclusiones: la ubicación del implante, el tipo de restauración y el número de implantes influyen en la tasa estimada de pérdida de implantes.

Hirata et al. (2017) evaluaron el impacto de los pilares angulados sobre los implantes soportando una prótesis parcial removible con extremo libre. Fue desarrollado en un modelo in vitro donde el implante soporta una prótesis parcial removible de extremo libre. El implante se colocó con una inclinación mesial de 17 o 30 grados, con un pilar de cicatrización o un pilar angulado. Se compararon los niveles de tensión mediante la prueba t ($p = 0,05$). Obteniendo como resultado que con un pilar angulado multiunit disminuyó significativamente la deformación ($p < 0,05$) en comparación con un pilar de cicatrización. Concluyendo que un pilar en ángulo disminuye la deformación en un implante inclinado significativamente más que un pilar de cicatrización, cuando se carga debajo de una prótesis parcial removible en un extremo libre.

Threeburuth et al. (2018) utilizaron implantes dentales para mejorar el extremo libre en prótesis parciales removibles pero muchos pacientes tienen poco soporte óseo para colocar implantes dentales de tamaño promedio. En este trabajo se propuso colocar implantes cortos de carga inmediata y comparar los resultados clínicos con Implantes dentales de tamaño convencional de carga inmediata, para retener PPR en Clase I de Kennedy mandibular. Los pacientes fueron evaluados 1 a 12 meses después de la cirugía. Utilizando radiografías convencionales se demostró que los implantes de tamaño convencional tenían una pérdida de hueso

marginal significativamente mayor que los implantes cortos. La satisfacción del paciente mostró una mejora significativa después del tratamiento en ambos grupos. Concluyendo que se pueden aplicar implantes cortos de carga inmediata para retener prótesis parciales removibles mandibulares clase I de Kennedy con resultados muy favorables.

Lian et al. (2018) realizaron una revisión sistemática para evaluar el pronóstico de las prótesis dentales removibles retenidas por coronas y con soporte de implantes donde compararon por un período mínimo de observación de 3 años. Realizaron búsqueda en bases de datos electrónicas (PubMed, Embase, Central y SCI) y manuales hasta agosto de 2016. De 366 artículos identificados inicialmente, 17 fueron incluidos en un análisis cuantitativo. Teniendo como resultados que la tasa de supervivencia acumulada global estimada para implantes combinados con coronas fue del 98,72% y para prótesis únicamente soportada por cicatrizales fue del 98,83%. Concluyendo que la combinación de dientes e implantes es una modalidad de tratamiento confiable y predecible para pacientes parcialmente edéntulos, observando tasas de supervivencia altas.

Ortiz-Puigpelat et al. (2019) realizaron un estudio de la influencia de la posición del implante en prótesis parcial removible implanto asistida mediante un análisis de elementos finitos tridimensional, con el propósito de determinar la posición ideal de los implantes dental para ayudar a una prótesis parcial removible con extremo libre. Para el análisis de elemento finito se diseñó los implantes en diferentes posiciones utilizando un modelo 3D mandibular de un paciente humano. Se crearon modelos de ensayo: modelo A (implante en segunda zona molar), modelo B (implante en la zona del primer molar), y el modelo C (implante en la zona de premolar). También se creó un modelo de control sin el apoyo del implante. Concluyendo que la colocación del implante en la posición del primer molar mejora el comportamiento biomecánico del implante PRR con extremo libre.

You-Kjoung et al. (2020) realizaron el análisis comparativo clínico de dos tipos de PPR asistidas por implantes: las PPR que usa un puente con implantes como pilares (ISBRPD) y la PPR que usa implantes con ataches (IARPD). Se

evaluó la tasa de supervivencia del implante, la reabsorción ósea, la profundidad de sondaje, inflamación periimplantaria, sangrado, placa o acumulo de cálculo y sus complicaciones, en 24 pacientes con un seguimiento de 1 año. En los resultados se vio que la pérdida marginal fue significativamente menor en las ISBRPD que IARPD. Concluyeron que una ISBRPD bien planificada era clínicamente apropiada y que se necesitan estudios clínicos longitudinales y sistemáticos para confirmar los resultados de este estudio.

2.2. Bases Teóricas

2.3.1 Biomecánica de la Prótesis Parcial Removible a extensión distal convencional

Las prótesis parciales removibles (PPR) dentomucosoportadas, de extremo libre o de extensión distal, son aquellas en que las cargas oclusales la soportan mayormente los dientes pilares cercanos a la brecha edéntula y en menor dimensión la mucosa de los rebordes residuales. El ligamento periodontal tiene un espesor aproximado de 0,2 mm normalmente, cantidad que ante una presión puede hacer desplazar apicalmente el diente pilar. La mucosa que recubre los rebordes alveolares donde se adapta la base de la prótesis que contiene los dientes artificiales, tiene un espesor aproximado de 2 mm. Las fuerzas masticatorias se distribuyen entre los dientes y la mucosa bucal, como tejido móvil. Esta diferencia hace que en la PPR se produzcan movimientos multidireccionales con fuerzas verticales y horizontales que se transmiten a los dientes pilares. (David Loza Fernández, 2006).

2.3.2 Análisis de las palancas en el extremo libre

Si el apoyo oclusal es colocado en distal, la palanca es de primer género, este diseño no es deseable, ya que la base de la PPR se inclina hacia distal, traccionando el pilar dental. En cambio, si el apoyo lo colocamos a mesial del pilar, el tipo de palanca cambia a segundo género, aunque la fuerza sigue siendo mayor, el pilar no es traccionado hacia distal y la base acrílica realiza un movimiento menos

oblicuo. Si colocamos aún más a mesial el apoyo oclusal, y considerando que las fuerzas oclusales se ejercen en los dientes artificiales, el brazo de potencia no está dado por toda la longitud de la base, sino la longitud de los diámetros mesiodistales de los dientes artificiales, y así ventaja mecánica disminuye (David Loza Fernández, 2006).

Con respecto a las bases acrílicas, para evitar rotaciones con sus respectivas fuerzas indeseables, deben tener la máxima extensión cubriendo la papila retromolar y máxima adaptación al reborde hasta el fondo de surco vestibular y hacia lingual de la zona retromilohiodea.

La mejor solución es no llegar al extremo libre, donde se puede colocar una dentadura sobre la pieza posterior endodónticamente tratada, la cual evita el movimiento de inclinación distal de la base de la dentadura; otra solución es el uso de los implantes en el extremo libre. (David Loza Fernández, 2006)

2.3.3 Biomecánica de la Prótesis Parcial Removible a extensión distal implanto asistida

Con la llegada de la odontología de implantes, la fabricación de una prótesis dental fija se convirtió en una alternativa ideal para edéntulos parciales.

Asimismo, existen numerosas investigaciones las cuales señalan que la colocación de un implante a nivel distal de la mucosa en un edéntulo clase I y II de Kennedy en la confección de una prótesis parcial removible, mejoraría el comportamiento biomecánico nocivo de esta. La colocación de un implante en la región edéntula posterior, distal al pilar terminal, proporciona una mejora en el soporte vertical a la prótesis parcial removible de extensión distal, convirtiendo la biomecánica de una situación Kennedy Clase I a una Clase III, lo que resulta en una mejor estabilidad de la prótesis y en consecuencia, mayor satisfacción del paciente. La retención y la estabilidad de la dentadura mejoró con el soporte del implante en el sitio de extensión distal de la prótesis parcial removible debido a la disminución de los movimientos de rotación que se producen en la prótesis

convencional. La colocación del implante en la posición del primer molar mejora el comportamiento biomecánico de la prótesis parcial removible implanto soportada y prótesis parcial removible implanto asistida. La presencia del implante en la zona edéntula de una clase I de Kennedy evitaría la formación de una palanca convirtiéndola en una clase III, actuando de esta manera como una prótesis dentosoportada (Bural et al., 2016; Kern et al., 2016; Ortiz-Puigpelat et al., 2019).

2.3.4 Aplicación de las cargas a los implantes dentales.

Los implantes dentales son sometidos a cargas oclusales durante la masticación, la magnitud, duración y frecuencia, las cuales suelen variar según las condiciones del paciente, estás pueden ser de mayor magnitud en caso de parafunción o de empuje lingual, por ello es importante conocer sobre el enfoque biomecánico ya que esto nos permitirá conocer cuáles son los riesgos a corto o mediano plazo de estos tratamientos.

Las fuerzas constituyen un aspecto importante y se pueden describir por su magnitud, duración, dirección, tipo y factores de ampliación. Las fuerzas que actúan sobre los implantes son cantidades vectoriales, es decir poseen magnitud y dirección; en otras palabras, no basta decir la cantidad de fuerza que afecta el implante sino también su dirección, ya que esta misma rara vez siguen la dirección longitudinal del implante.

Como norma general, uno de los objetivos de la planificación es limitar y distribuir uniformemente las tensiones mecánicas en el sistema del implante y el hueso para evitar la saucerización que se define como la pérdida ósea producida a nivel cervical del implante, luego de su colocación y esto continua lentamente durante el tiempo que se encuentra presente en boca (Misch, 2015).

2.3.5 Posición del implante

La posición del implante es importante para poder conocer cómo es que se distribuyen las fuerzas. En esa dirección Cunha et al. (2011), realizaron un estudio

de elementos finitos donde analizaron la posición ideal del implante, observándose que la posición a nivel de la premolar presento menor estrés. Resultados opuestos fueron encontrados en otro estudio con la misma metodología, pues el mayor estrés se generó cuando el implante se colocó a nivel de la premolar. Así mismo, Matsudate et al. (2016) también encontró que la situación más favorable se presentó en la región del primer molar, el mismo autor en años más recientes menciona que el implante colocado distalmente disminuye el riesgo de movilidad del diente próximo a la brecha edéntula y la microfractura del hueso que rodea al implante, estos resultados son similares a los que encontró Ortiz-Puigpelat et al. (2019). Por otro lado, la colocación de un implante en la zona más distal puede prevenir el desplazamiento apical de la prótesis Sato et al., 2013. Es indispensable planificar bien la posición del implante, para poder así dirigir las fuerzas en el eje longitudinal del implante y evitar sobrecargas (Mijiritsky et al., 2015).

Otro aspecto importante es la inclinación del implante, así al analizar el desplazamiento y las tensiones en implantes con 0°, 5°, 15°, y 30° de inclinación. Fue observado que no hubo riesgos biomecánicos en las diferentes angulaciones de los implantes, esto fue similar a la conclusión a la que llego Hirata et al. (2017), al analizar implantes con 17 y 30 grados con pilares, mejorando la tensión que pueden producir la masticación a diferencia de utilizar cicatrízales.

2.3.6 Sistemas de retención y/o apoyo.

Es importante conocer cómo se retiene la prótesis sobre implantes, ya que existen diferentes tipos, tales como sistema de retención por ataches y los cicatrizales (Bural et al., 2016).

Desde el punto de vista de la retención se debe considerar a los ataches como una alternativa. Existen diferentes clasificaciones de ataches de acuerdo con estos se clasifican de acuerdo con la función de resiliencia o falta de la misma, existiendo 5 clases (Pellizzer et al., 2017). La clase 1, encajes que teóricamente no

permiten movimiento, toda la tensión dada por las fuerzas oclusales; clase 2, encajes resilientes que permiten apenas un movimiento vertical; clase 3, encajes que permiten movimientos de rotación de la PRR en un plano antero- posterior; clase 4, combinación de los encajes de dos movimientos diferentes donde presenta una libertad de rotación y movimientos en sentido vertical siendo así un encaje que proporciona un alivio de la tensión y clase 5, encajes que permiten movimientos de rotación, verticales o vestíbulo linguales, minimizando la tensión lateral.

.

Pellizzer et al. (2010) realizaron un estudio de elementos finitos donde compararon tres sistemas de retención y/o apoyo para PRR con un implante como apoyo distal, determinando que los tres grupos son viables para ser utilizados en conjunto con estas prótesis pero que el sistema ERA mostró la mejor distribución de la tensión. En otro estudio, se comparó también dos grupos, PRR implanto-soportado e implanto-asistida, el primer grupo produjo aflojamiento y deterioro de la superficie del cicatrizal y fractura de la prótesis; mientras que el segundo mejoró la estética. Ambos grupos mejoraron la satisfacción del paciente. Kono et al. (2014) concordaron con esos resultados al evaluar tapas de cierre y cicatrízales como topes distales. Los pacientes mostraron no solo mayor satisfacción, sino también mejor eficacia masticatoria, no hubo diferencias significativas entre los grupos.

En relación con la biomecánica de los métodos de retención asociados a PRR, algunas investigaciones como la de Xiao et al. (2014), quienes mostraron que una conexión rígida puede ser establecida si la calidad ósea es la ideal, pero si queremos proteger al implante, se sugiere la colocación de una conexión no rígida. Por otro lado, Eom et al.(2017), contradice la utilización de implantes con una corona que funciona como apoyo y retención, demostrando que hay aumento en la tensión, por lo tanto se debe considerar el diseño de la PRR y la posición del implante. Por su parte Ortiz-Puigpelat et al. (2019), verificó que la utilización de un locator, independientemente de la localización, mejoró enormemente el comportamiento biomecánico, al igual que, que menciona que el sistema ERA fue el indicado, ya que no presentó complicaciones a diferencia de las conexiones rígidas o semirrígidas.

2.3.7 Complicaciones

Las principales complicaciones mecánicas es la pérdida de retención en las PRR implanto asistidas a diferencia de las PRR implanto soportadas que no presentaban este problema; sin embargo, hay acúmulo de placa bacteriana y cálculo a nivel del cicatrizal. Las complicaciones mecánicas por lo general no se presentaron en relación con la prótesis y que la fractura del pilar es muy rara (Jensen et al., 2017; Matsudate et al., 2016). Mientras que las complicaciones biológicas tienen mayor prevalencia como mucositis y peri-implantitis.

En el caso de PRR implanto soportadas la complicación más común fue la pérdida del implante cuanto se utilizó una corona telescópica, pero en los casos donde se remplaza por un cicatrizal, la complicación más común es el aflojamiento del mismo (Payne et al., 2017; Gholami et al., 2014; Lian et al., 2018).

Uno de los datos importantes son los niveles de pérdida ósea en este tipo de rehabilitación, un estudio observó que la perdida ósea fue de 0.68mm en el rango de un año (Bassetti et al., 2018).

2.3.8 Análisis con elementos finitos (MEF)

El MEF es uno de los métodos numéricos más utilizados para poder resolver problemas de la mecánica que se basa en la física donde se simulan dimensiones definidas, propiedades físicas, geométricas y su comportamiento, buscando una solución a problemas de esta naturaleza.

Las ventajas del MEF residen principalmente en su adaptabilidad para analizar estructuras, materiales, cargas y soportes arbitrarios de diferentes elementos, dentro de un solo programa de computadora y la definición de todas las variables de entrada necesarias que son controladas por el usuario.

Las aplicaciones de los elementos finitos en odontología implican el diseño de un modelo de virtual con una geometría y propiedades del material correctamente definidas, cargas definidas con precisión y condiciones de contorno. Esto será relevante para definir la precisión matemática del trabajo y sus resultados.

Algunos autores como Shahmiri & Das (2016) y Zancopé et al. (2015) , evaluaron el uso de implantes a nivel de la región distal con diferentes dispositivos elásticos o cicatrízales; con la finalidad de estabilizar la PRR. Ese tipo de prótesis fueron llamadas PRR implantosoportadas, pero si el implante posee una corona o sistema de retención entonces fueron llamadas PRR implanto asistida.

CAPÍTULO 3: HIPÒTESIS Y VARIABLES

3.1. Hipótesis General

El tipo de diseño estructural de una prótesis parcial removible y la ubicación del implante, simulados por análisis de elementos finitos, tienen diferente efecto en la tensión generada por aplicación de fuerzas verticales generadas por la estructura de la PPR implanto soportada.

3.2. Hipótesis Especifica

- La tensión en el hueso mandibular, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo con la ubicación distal del implante.

- La tensión en el hueso mandibular, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo al tipo de conector mayor.

- La tensión en los implantes, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo con la ubicación distal del implante.

- La tensión en los implantes, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo al tipo de conector mayor.

- La tensión en el dispositivo cicatrizal, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo con la ubicación distal del implante.

- La tensión en el dispositivo cicatrizal, generada por la aplicación de fuerzas verticales, horizontales o tangenciales en estructura de la PPR implanto soportada difiere de acuerdo al tipo de conector mayor.

3.2.1. Operacionalización de Variables.

Variable Independiente	Dimensión	Definición Conceptual	Indicador	Tipo de Variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Valores Finales
Diseño del Conector Mayor	Conector Mayor	Elemento de la **P.P.R.** que conecta las partes de la prótesis que están situadas de un lado del arco con las del lado opuesto, conocido como conector mayor donde tendremos dos tipos barra lingual y placa lingual.	Tipo de Conector Mayor inferior diseñado en el software	Categórica	Nominal	Solidworks	Barra lingual Placa lingual
Posición del implante.		Posición del implante según la pieza dentaria que se considera como distal.	La posición del implante diseñada en el software	Categórica	Nominal	Solidworks	Implantes a nivel de la 35 y 46.

Variable Dependiente	Dimensión	Definición Conceptual	Indicador	Tipo de Variable	Escala de medición	Instrumento de medición	Valores Finales
Tensión		Magnitud física que representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo	Von misses: -Máxima energía de distorsión. -Mínima energía de distorsión.	Numérica	intervalo	Coeficiente Poisson's	0-x MPa

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA.

4.1. Comité de Ética.

El estudio fue aprobado por el comité de ética institucional de la Facultad de Odontología de la UNMSM constancia de aprobación N°080-CEI-FO-2024. (Anexo N° 3)

4.2. Tipo de Diseño de Investigación.

El presente estudio es de tipo experimental mediante simulación digital de aplicación de cargas sobre un modelos generado y analizado por el método de elementos finitos.

4.3. Población de Estudio.

Simulaciones según el análisis de elementos finitos (MEF) de dos prótesis parciales removibles implanto asistidas clases I de Kennedy con diferentes diseños de conectores mayores y posición del implante.

4.4. Tamaño de muestra

Se realizaron 3 simulaciones de situaciones clínicas:

- **Modelo 1:** Se realizo la simulacion de un maxilar edentulo.

- **Modelo 2:** Prótesis parcial removible implanto soportada con una placa lingual, con posición de implantes a nivel del segundo premolar en el cuadrante 3 e implante en nivel de la primera molar en el cuadrante 4.

- **Modelo 3:** Prótesis parcial removible implanto soportada con una barra lingual, con posición de implantes a nivel de segundo premolar en el cuadrante 3 e implante en nivel de la primera molar en el cuadrante 4.

4.5. Selección de muestra

No aplica para el presente diseño

4.6. Técnicas de recolección de Datos

4.6.1 Análisis y Diseño por elementos finitos

Para realizar la simulación del experimento por elementos finitos, se utilizó un Workstation empleando 3 softwares de ingeniería, Meshmixer version 3.5 USA , Fusion 360 version 2.0 USA y SolidWorks 2018 version 5.0 USA, el proyecto se realizó en 6 etapas:

(1) Escaneo del modelo base, referido al escaneo 3D de un modelo de yeso del maxilar inferior.

(2) Procesamiento del modelo, referido al procesamiento del modelo de yeso escaneado para su individualización de sus componentes (mandíbula, dientes y proyección de las PPRs) haciendo uso del software Meshmixer y Fusion360.

(3) Diseño de elementos y piezas metálicas, referido al diseño del implante y sus componentes haciendo uso del software Solidworks.

(4) Ensamblaje y configuración de los diferentes modelos, referido al ensamblaje y generación de las diferentes variaciones del modelo.

(5) Configuración y ejecución del análisis de elementos finitos, referido a la configuración de cada estudio por cada modelo y su respectiva simulación de esfuerzos.

(6) Evaluación de resultados, referido a la evaluación e interpretación de los resultados obtenidos por cada uno de los modelos de estudio.

4.6.2 Capacitacion

Se realizo la capacitacion en la ciudad de Lima en las instalacion de la empresa CAD con sede en lince, brindada por un profesional en ingenieria **Ing. Diego A. Rozas Llontop** Ingeniero Mecatrónico - CIP: 207031 especialista en diseño asistido por computadora y con más de 9 años de experiencia en el rubro.

4.6.3 Aplicación de Fuerzas

Se eligió la magnitud de fuerza a ser aplicada. En este estudio se aplicó 200N de fuerza vertical y horizontal, que representarían a las generadas durante la actividad masticatoria del ser humano que se encuentra alrededor de 400N, que fueron aplicadas en dirección de los dientes de la prótesis. También se colocó restricciones al modelo de manera que la estructura de acrílico y metálica se comporten como un solo bloque (Maluscan, 2021).

4.6.5 Análisis de resultados

Se calcularon las tensiones de Von Mises por cada zona de implantes para cada uno de las estructuras diseñadas (Maluscan, 2021). También se recogió

información gráfica mediante figuras para identificar la distribución de la tensión en los implantes, hueso y dispositivo cicatrizal.

4.7. Análisis e interpretación de la información

Las mediciones de las fuerzas de tensiones de ambas simulaciones se registraron en una base de datos hoja Excel para la realización de la estadística descriptiva. Fueron resumidas y presentadas en tablas de clasificación y figuras de barras e imágenes de distribución de la tensiones.

CAPITULO 5: RESULTADOS

La tabla 1 muestra los valores máximos de tensión generados por la simulación de aplicación de diferentes fuerzas para un modelo de PPR con conector mayor de tipo barra lingual. Todas las fuerzas fueron aplicadas a nivel de los implantes zona de la pieza 3.5 y 4.6 La fuerza aplicada en sentido vertical a genero tensiones máximas en el hueso de 59.3 Mpa en ambas zonas, en el implante de 20.3 Mpa y 24.8 Mpa, y a nivel del dispositivo cicatrizal de 9.3 Mpa y 20.5 Mpa respectivamente.

Las fuerzas de tipo horizontal generaron, a nivel del hueso, tensiones máximas de 153.2 Mpa en ambas zonas, a nivel del implante de 51.9 Mpa y 54.9 Mpa, mientras que en e dispositivo cicatrizal valores de 29.3 Mpa y 19 Mpa respectivamente.

Las fuerzas aplicadas de forma tangencial generaron tensiones máximas a nivel de hueso de 120.1 Mpa en ambas zonas del los implantes, a nivel del implante de 41.4 Mpa y 50.3 Mpa, a nivel del implante de 41.4 Mpa y 50.3 Mpa, y a nivel del dispositivo cicatrizal valores de 27.2 Mpa y 22.7 Mpa.

La figura1 muestra la distribución de los valores de tensiones máximas generadas por fuerzas en tres distintas orientaciones: vertical, horizontal y tangencial. Se observan mayores valores para las fuerzas aplicadas de forma horizontal a nivel del hueso. En el mismo sentido, las fuerzas aplicadas de forma tangencial generaron valores de tensión más altos a nivel del hueso.

La tabla 2 muestra valores de tensiones máximas generados por fuerzas diferentes para un modelo de PPR con conector mayor tipo placa lingual. Las fuerzas de tipo vertical generaron tensiones máximas a nivel de hueso de 4.2 Mpa en ambas zonas de los implantes. A nivel del implante valores de 20 Mpa y 20.2 Mpa y a nivel de dispositivo cicatrizal de 10.7 Mpa y 15.6 Mpa. Las fuerzas horizontales generaron valores de tensión máxima en el hueso de 12.2 Mpa para ambas zonas del implante, a nivel de implante de 61 Mpa y 31.4 Mpa, y a nivel del dispositivo cicatrizal de 22.4 Mpa y 16.2 Mpa. Las fuerzas aplicadas en sentido tangencial generaron tensiones máximas en el hueso de 12.3 Mpa par ambas zonas de implantes, a nivel del implante 71.5 Mpa y 35 Mpa, y a nivel del dispositivo cicatrizal 23.6 Mpa y 16.2 Mpa.

La figura 2, muestra la distribución de las tensiones máximas como respuesta a las fuerzas aplicadas en diferentes sentidos. Se observa que las fuerzas horizontales generaron los valores ms altos a nivel de los implantes. En generales las tensiones máximas generadas fueron menores en el diseño de PPR con conector mayor de tipo placa lingual.

La distribución de las tensiones generadas por fuerzas en diferentes sentidos varía de acuerdo con la zona done fue evaluada, mostrando diversas zonas con tensiones diferentes. Las mayores tensiones generadas se observan con colores amarillos, naranjas y rojos, mientras que los valores bajos o nulos de tensión se encuentran en la escala de los azules.

Para un diseño de PPR con barra lingual, las mayores tensiones generadas a nivel del hueso mandibular se concentraron en las zonas edéntulas al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales. A nivel de los implantes, las tensiones máximas se concentraron en la parte interna de la zona cervical con valores más altos al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales. Para los dispositivos cicatrizales las mayores tensiones se generaron en la parte externa del dispositivo cicatrizal con valores más altos en los ubicados en implantes a nivel de 3.5. Figura 3, 4 y 5

Para el diseño de PPR con placa lingual, las tensiones a nivel del hueso mandibular también se concentraron en las zonas edéntulas distales con mayor intensidad donde se aplicó fuerzas horizontales y tangenciales. A nivel de los implantes las tensiones máximas se concentraron en la parte interna de la zona cervical con valores más altos donde se aplicaron fuerzas horizontales y tangenciales. En el mismo sentido, las tensiones se concentraron a nivel externo de los cicatrizales con valores más intensos en los colocados en implantes a nivel de 3.5. Figuras 6, 7 y 8

Tabla 1

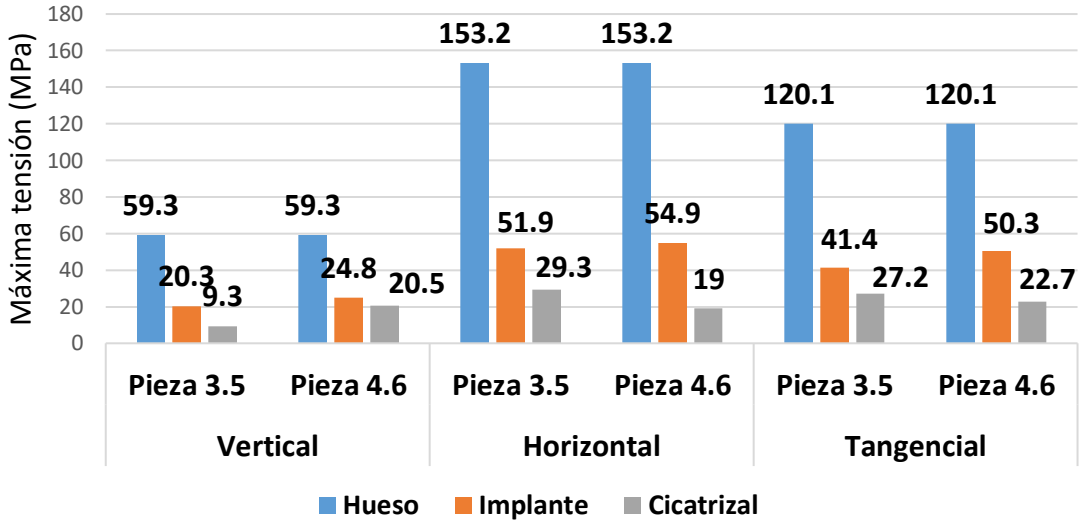
Tensión máxima (Mpa) generadas por diferentes fuerzas sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo barra lingual

Fuerza aplicadas	IMPLANTE	HUESO	IMPLANTE	CICATRIZAL
Vertical	**Pieza 3.5**	59.3	20.3	9.3
	Pieza 4.6	59.3	24.8	20.5
Horizontal	**Pieza 3.5**	153.2	51.9	29.3
	Pieza 4.6	153.2	54.9	19
Tangencial	**Pieza 3.5**	120.1	41.4	27.2
	Pieza 4.6	120.1	50.3	22.7

Fuente: Elaboración propia
Nota: Basado en los valores de tensión de Von Mises generados por la simulación de Analisis de elementos finitos (MEF)

Figura 1

Tensión máxima en hueso, implante y cicatrizal, generadas por diferentes fuerzas aplicada sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo barra lingual



Fuente: Elaboración Propia.
Nota: La simulación se realizó atravez de un anailisis de elementos finitos (MEF) , simulando fuerzas de tipo vertical, horizontal y tangencial

Tabla 2

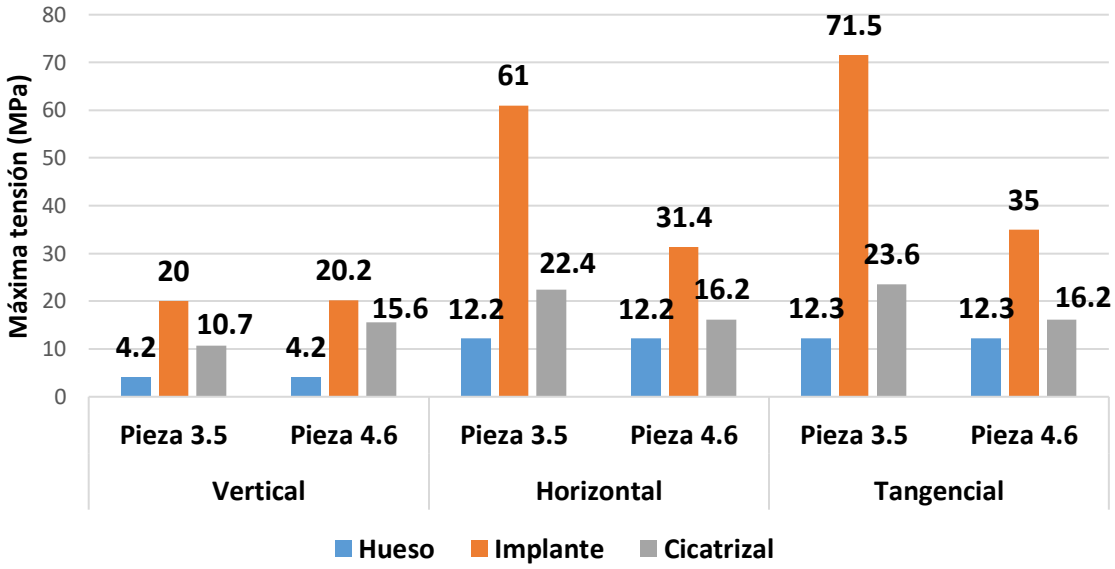
Tensión máxima (Mpa) generadas por diferentes fuerzas sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo placa lingual

Fuerza	IMPLANTE	HUESO	IMPLANTE	CICATRIZAL
Vertical	**Pieza 3.5**	4.2	20	10.7
	Pieza 4.6	4.2	20.2	15.6
Horizontal	**Pieza 3.5**	12.2	61	22.4
	Pieza 4.6	12.2	31.4	16.2
Tangencial	**Pieza 3.5**	12.3	71.5	23.6
	Pieza 4.6	12.3	35	16.2

Fuente: Elaboración propia
Nota: Basado en los valores de tensión de Von Mises generados por la simulación de Analisis de elementos finitos(MEF)

Figura 2

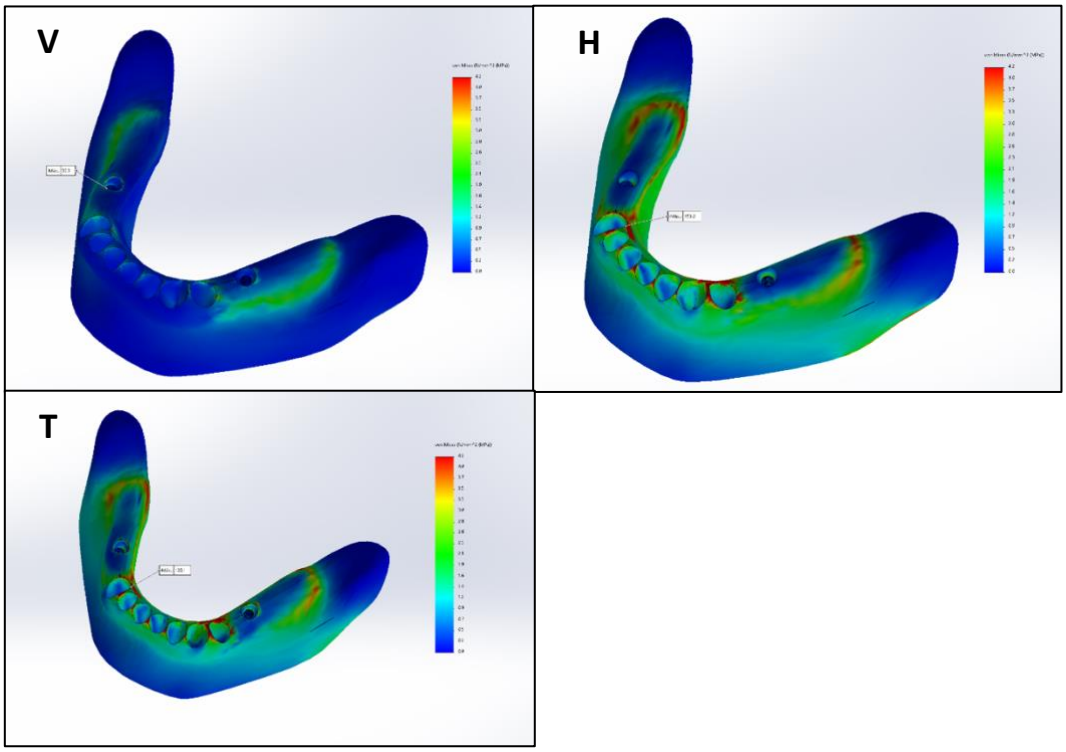
Tensión máxima en hueso, implante y cicatrizal, generadas por diferentes fuerzas aplicada sobre prótesis parcial removible implanto soportada para un conector mayor tipo placa lingual



Fuente: Elaboración Propia.
Nota: La simulación con Analisis de elementos finitos (MEF) realizó aplicaciones de fuerzas de tipo vertical, horizontal y tangencial

Figura 3

Distribución de la tensión a nivel del Hueso mandibular generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial en una prótesis parcial removible implanto soportada con barra lingual.

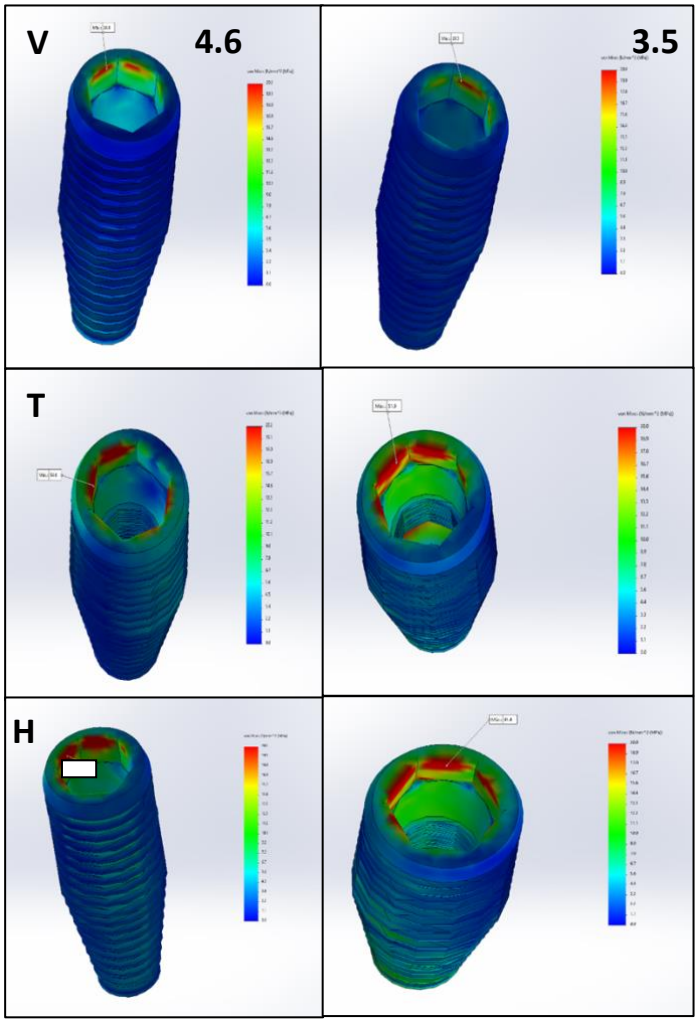


Fuente: Elaboración Propia.

Nota: La escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un Analisis de elementos finitos (MEF).

Figura 4

Máxima Tensión en los implantes ubicado a nivel de piezas dentarias 4.6 y 3.5 generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial sobre la prótesis parcial removible implanto soportada con barra lingual.



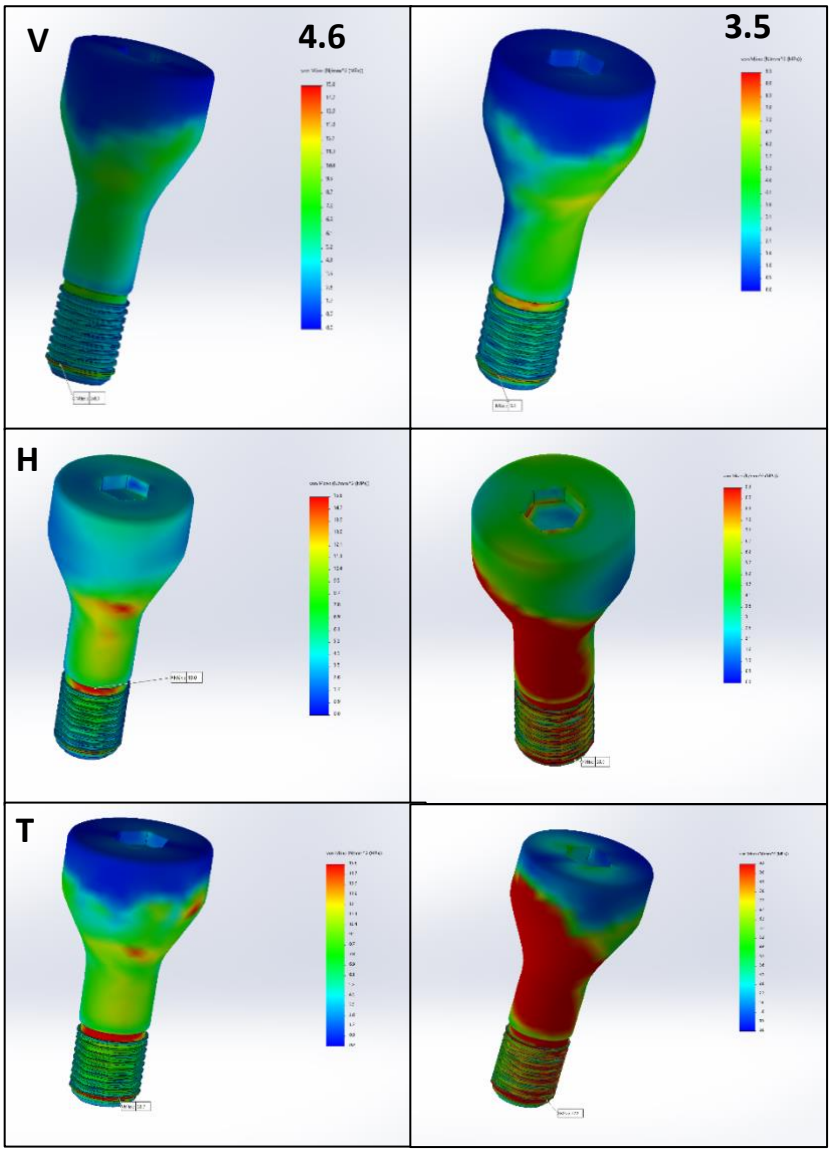
Fuente: Elaboración Propia.

Nota: La escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos

Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un analisis de elementos finitos (MEF).

Figura 5

Máxima tensión a nivel del cicatrizal de la Pieza 4.6 y 3.5 generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial para un diseño de PPR con barra lingual.



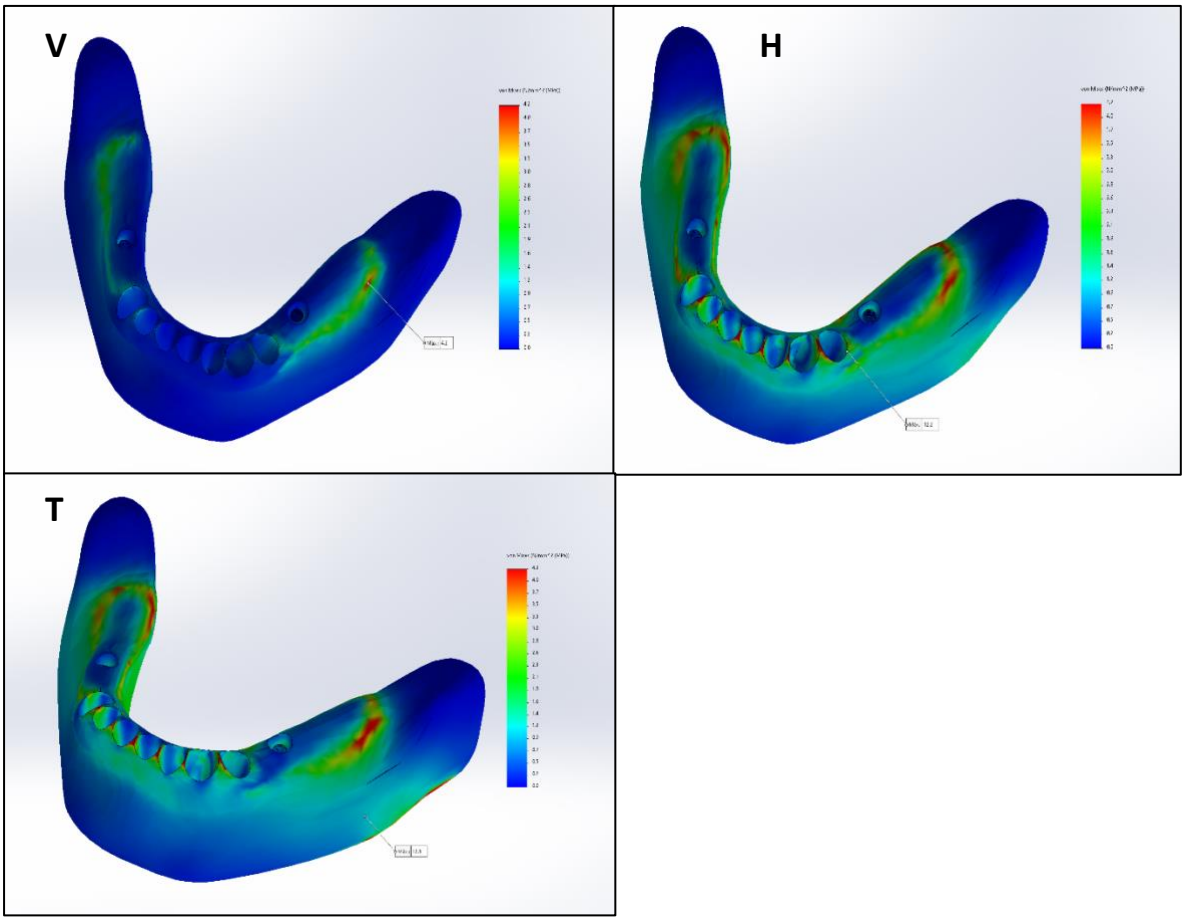
Fuente: Elaboración Propia.

Nota: La escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos

Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un analisis de elementos finitos (MEF).

Figura 6

Máxima Tensiones a nivel del hueso mandibular generada por fuerza vertical, horizontal y tangencial en un modelo de PPR con placa lingual

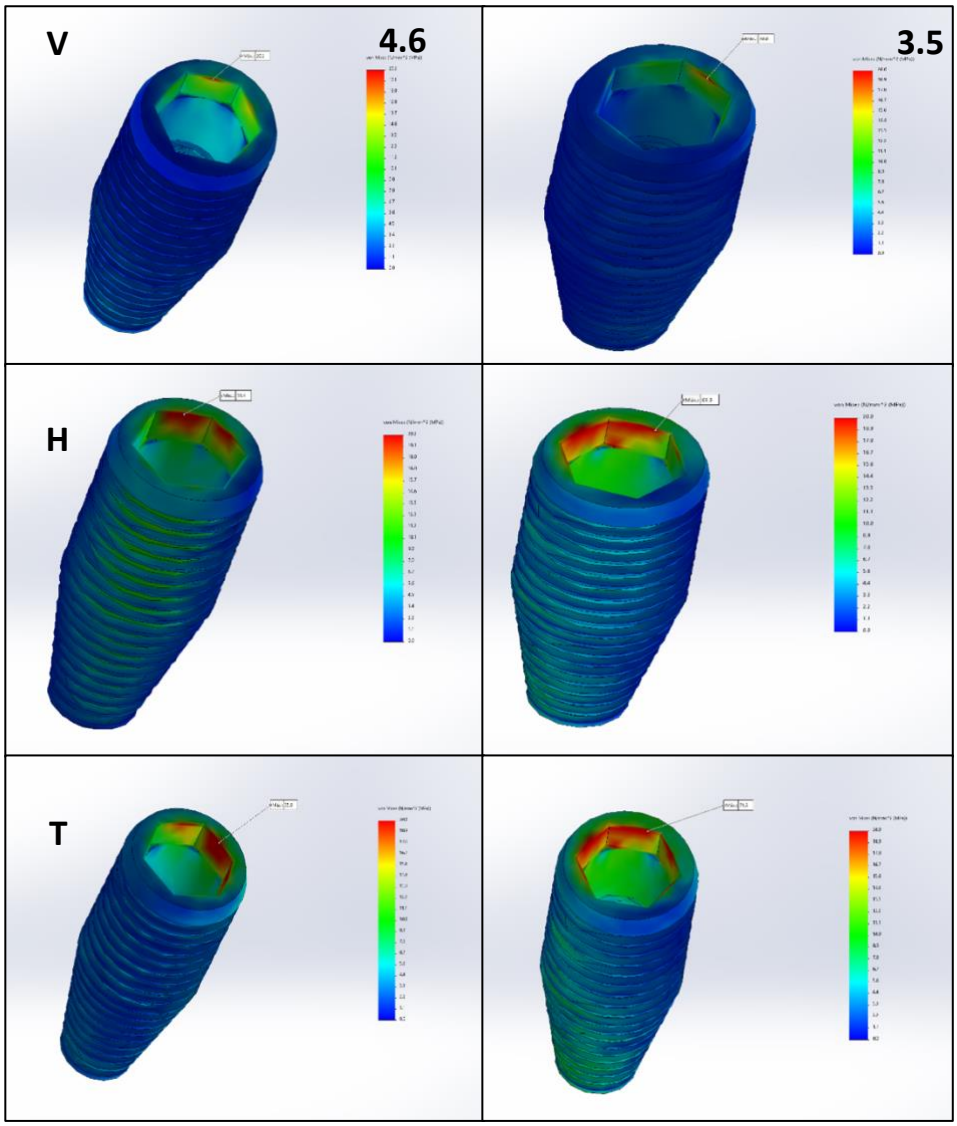


Fuente: Elaboración Propia.

Nota: la escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un analisis de elementos finitos (MEF).

Figura 7

Máxima tensión a nivel del implante de la Pieza 4.6 y 3.5, generada por fuerza vertical, horizontal y tangencial en una PPR con placa lingual



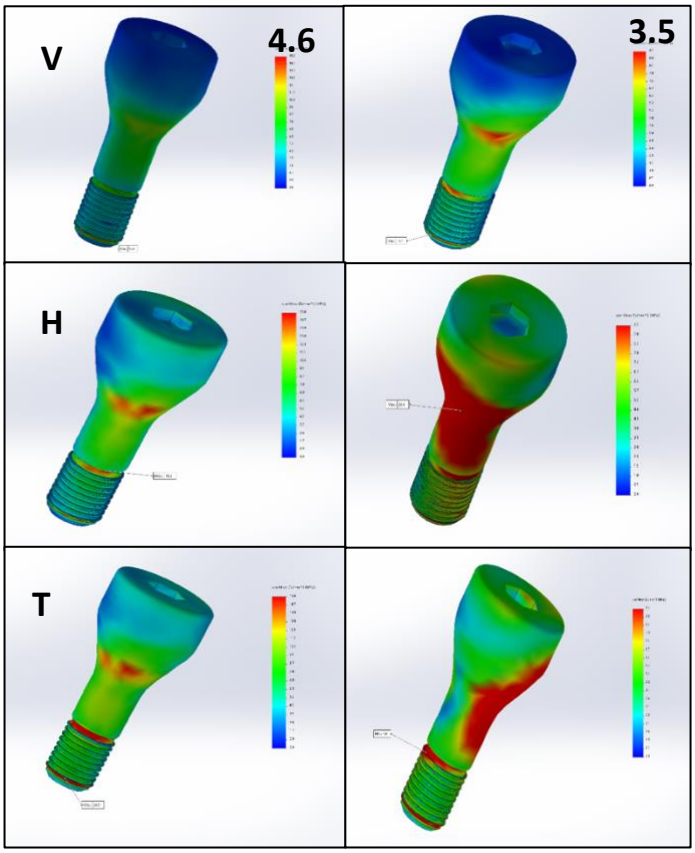
Fuente: Elaboración Propia.

Nota: la escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos

Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un analisis de elementos finitos (MEF).

Figura 8

Máxima Tensión nivel del cicatrizal de la Pieza 4.6 y 3.5, generada por una fuerza vertical, horizontal y tangencial en una PPR con placa lingual



Fuente: Elaboración Propia.

Nota: la escala de colores representa la concentración de tensiones que va de la menor tensión en tonos azules a mayor tensión en tonos amarillos y rojos.

Fuerzas verticales (V) horizontales (H) y tangenciales (T) un analisis de elementos finitos (MEF).

CAPITULO 6: DISCUSIÓN

En el presente trabajo se simularon dos prótesis parciales removibles implanto soportadas con diseño diferente en el conector mayor: el primero tipo barra lingual y la segunda con un conector mayor tipo placa lingual, ambas con dos implantes, uno colocado nivel de la pieza 3.5 y otro a nivel de la pieza 4.6.

Grossman, et al. (2008), menciona varios aspectos importantes que se debe tener en cuenta, como la posición del implante, mencionando que se debe colocar a nivel de segundo molar o colocar el implante lo más cerca al diente próximo a la brecha por si en un futuro el paciente desea una prótesis fija. Otro aspecto que menciona es que el diseño de la PRR implanto soportada debe ser simple y sencillo como una PRR convencional.

En los resultados obtenidos de la presente investigación se demostró que el diseño influye enormemente en la distribución de fuerzas generadas, es por eso que es un aspecto fundamental en esta alternativa de tratamiento. Para el caso de un conector mayor tipo barra lingual se observó mayor tensión a nivel del hueso (120.1 MPa) y del implante a nivel de la pza 46 (50.3 MPa), pero se observó una reducción bastante interesante a nivel del implante de la pza 35 (41.4 Mp) comparado al conector mayor tipo placa lingual donde el implante colocado en la pza 35 mostró máxima tensión en relación al hueso (71.5 MPA).

Al analizar el hueso de la zona de la pza 4.6 se observó menos tensión (12.3 MPa) a diferencia del otro tipo de conector, esto también se ve reflejado en el implante donde la máxima tensión fue de (35.5 MPa), siendo menor y demostrando que existe una relación entre el diseño y la posición del implante.

Teniendo en cuenta estos resultados y dependiendo de la situación clínica, la posición ideal en el caso fuera necesario sería a nivel de la primera molar y/o premolares. En el mismo sentido, Cunha et al. (2011) realiza un análisis de elementos finitos donde encontró que los implantes colocados lo más anterior

posible beneficia en proteger el hueso crestal y evita su reabsorción. Estos resultados son muy parecidos obtenido por Tun Naing et al. (2022) que mencionan que los implantes colocados lo más posterior posible no se comportan de manera ideal en relación con la biomecánica por lo que sugiere colocarlo lo más mesial posible, pero esto no se cumple en su totalidad.

Matsudate et al. (2016) que realizo una simulación donde a través de un modelo de acrílico conectado a sensores encontró que la situación más favorable para disminuir la tensión del hueso se da a nivel de primer molar. A su vez Ortiz–Pulgpelat et al. (2019) realizó un análisis tridimensional de elementos finitos donde demostró que la colocación del implante a nivel de primera molar distribuye mejor las fuerzas en el hueso, mejorando los resultados biomecánicos en relación al implante y la estructura de la PRR. Estos resultados son muy parecidos a los datos obtenidos en la presente investigación ya que el comportamiento de la prótesis se mostró más favorable cuando el implante fue colocado a nivel de primera molar.

Otros autores como Memari et al. (2014) mencionan que la posición ideal es a nivel de primer molar, pero si las condiciones clínicas no lo permiten también se puede colocar en zona de premolares, ya que se observó que los implantes colocados a nivel de la zona de segundo molar generaban tensión intermitente tanto para el implante como para el hueso. Esto sugiere que no se debería colocar el implante a este nivel ni mucho menos de manera distal.

En estudios más recientes como el de Jia Mahsap W, et al. (2022). mencionan que los implantes colocados distalmente disminuyen los riesgos de movilidad del diente próximo a la brecha, mejora la distribución de estrés aumentado el confort y estética. Sin embargo, se debe tener en cuenta la posición ideal del implante, ya que observo que si es colocado nivel de segunda molar este sufre mayores cambios de tensión a nivel óseo, llegando a conclusión que la posición clínica sugerida es a la altura de primera molar. Comparado con el presente trabajo lo datos encontrados son igual de relevantes y parecidos, ya que, dependiendo de la situación clínica, el diseño de nuestra prótesis y la posición del implante se obtuvieron resultados favorables en la distribución de la tensión.

Existe muchas formas de apoyo, retención para la prótesis y el implante, pero la más económica y utilizada es cuando se coloca un cicatrizal y como lo muestra el análisis, se obtuvo resultados favorables en ambos diseños en relación de la máxima tensión generada. Es así que ohkubo, et al. (2017) realiza una simulación con sensores y maquetas de un edéntulo parcial, utilizando cicatrizales como topes, donde encuentra resultados alentadores para mejorar las condiciones de este tipo de paciente ya que al disminuir la presión generada en los tejidos o estructuras circundantes. Estos hallazgos son similares a los nuestros, ya que las estructuras adyacentes al implante mostraron menor tensión al utilizar un cicatrizal como apoyo.

Por otro lado, Pellizzer, et al. (2010) refiere que tanto los cicatrizales y los ataches brindan resultados óptimos para la rehabilitación de este tipo de casos, pero si pensamos en mejorar la estética y biomecánica de la prótesis lo ideal sería utilizar un sistema de apoyo y retención. En adición, Xiao, et al. (2016) reportaron que existe más complicación cuando se realizas PRR implanto soportadas ya sea con coronas o cicatrízales, a diferencia de las PRR implanto asistidas en las cuales tanto el apoyo como la retención son combinados, esto está presente en el sistema locator o ERA. En contraposición, Ortiz -Pulgpelat et al. (2019) demostró que un sistema de retención o apoyo es independiente de la localización del implante ya que se podría utilizar cualquiera de las opciones para una mejor biomecánica. Si comparamos estos antecedentes con nuestros resultados se puede inferir que al utilizar los cicatrízales la tensión disminuiría enormemente sobre las estructuras ósea y el implante independientemente del diseño del conector mayor.

Como toda alternativa de tratamiento se debe conocer cuáles son las complicaciones en relación a lo que pasa a nivel del hueso, es así que se demostró que dependiendo de la alternativa de diseño de la prótesis suceden diferentes problemas como mayor tensión tanto en el implante como en el hueso, encontrando mejores resultados en una prótesis con un conector mayor tipo placa lingual. En la mis dirección, Rodrigues Rc, et al. (2013) observo que existe una favorable distribución de carga entre los implantes y el hueso esto disminuye la reabsorción

ósea a diferencia de una corona sobre implante convencional, teniendo como resultados una supervivencia de más del 95%. Sin embargo, Bassetti et al. (2018) advierte que la perdida ósea es un factor importante que se debe evaluar y monitorear con detalle a través de la aplicación clínica de los diferentes estudios de elementos finitos.

Las simulaciones corresponden a un modelo matemático limitado al ser comparado con una evaluación clínica o en modelos in vivo, debido a que existen factores como la ausencia o manifestación de signos clínicos o síntomas del paciente; sin embargo, los modelos in silico poseen gran capacidad predictiva. En este caso, al utilizar el software SOLIDWORKS 2018 versión 5.0 USA, nos provee de una predicción oportuna de la situación clínica de los pacientes y la reacción de las estructuras simuladas. En el presente estudio, se realizó una simulación donde no se puede controlar factores externos como el biofilm, hábitos parafuncionales o la higiene del paciente, pero se pueden asumir condiciones ideales como propiedades elásticas lineales, materiales homogéneos e isotrópicos. Esta simulación tiene la ventaja de ofrecer una estimación inicial valiosa bajo estas condiciones, aunque evidentemente no representa una situación clínica completa. Para resolver las limitaciones de este estudio, es recomendable llevar acabo investigacion clinicas en diferentes pacientes y considerar variables externas mediante estudios complementarios. Esto mejoraría la precisión y representatividad del modelo en futuras investigaciones.

CAPITULO 7: IMPACTO

El impacto que tiene este trabajo, es brindar una alternativa de tratamiento a pacientes edéntulos parciales, los cuales quieren mejorar tanto la función, confort y estética con una prótesis parcial removibles, por lo que la colocación de implantes en el sector distal resulta un tratamiento más económico y predecible.

La utilización de simulaciones basadas en elementos finitos permite, con las limitaciones propias de este diseño, predecir el comportamiento biomecánico del uso de dispositivos protésicos complejos en las que las fuerzas se distribuyen en distintas direcciones, lo que hace imposible su calculo de forma directa.

CONCLUSIONES.

- La relación que existe entre el diseño de la estructura en una prótesis parcial removible implanto-soportada demostró ser mayor para el conector tipo barra lingual, a diferencia del conector tipo placa lingual, que mostró mejores resultados en la distribución de fuerzas a las estructuras adyacentes.

- La tensión a nivel de los implantes fue mayor al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales en los implantes ubicados en la zona de 3.5 y 4.6 de la PPR con barra lingual.

- A nivel de los cicatrizales, se generaron tensiones máximas para fuerzas tangenciales aplicadas a la PPR con barra lingual. En general, las tensiones generadas al aplicar fuerzas de diferentes orientaciones fueron más altas al usar un diseño de PPR con barra lingual en comparación con el uso de placa lingual.

- Las tensiones generadas en el hueso mandibular con un diseño de PPR con placa lingual fueron mayores al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales.

- A nivel de los implantes, la tensión generada fue mayor al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales sobre una PPR con placa lingual. Sin embargo, los valores más altos se observaron en la zona de 3.5.

- A nivel del dispositivo cicatricial, las tensiones generadas fueron mayores al aplicar fuerzas horizontales y tangenciales sobre una PPR con placa lingual, con tensiones más elevadas en la zona de 3.5.

RECOMENDACIONES

- Realizar estudios similares simulando aplicaciones de diferentes fuerzas a distintos niveles de las estructuras simuladas
- Incluir otros diseños prótesis parciales removibles implanto asistidas, tipos de implantes y cicatrizales
- Analizar el efecto de simulación de aplicación de fuerzas en diferentes diseño de PPR para el maxilar superior

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Bassetti, R., Bassetti, M., & Kuttenberger, J. (2018). Implant-Assisted Removable Partial Denture Prostheses: A Critical Review of Selected Literature. *The International Journal of Prosthodontics*, *31*(3), 287–302. Doi:10.11607/ijp.5227

Bural, C., Buzbas, B., Ozatik, S., Bayraktar, G., & Emes, Y. (2016a). Distal extension mandibular removable partial denture with implant support. *European Journal of Dentistry*, *10*(4), 566–570. doi: 10.4103/1305-7456.195180

Carl E. Misch. (2015). *Protesis Dental Sobre Implantes* (2nd ed., Vol. 2). Elsevier.

Cunha, L. D. A. P., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., Falcón-Antenucci, R. M., & Goiato, M. C. (2011). Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular kennedy class i removable partial denture. *Journal of Craniofacial Surgery*, *22*(3), 871–875. doi: 10.1097/SCS.0b013e31820f7d6a

Eom, J. W., Lim, Y. J., Kim, M. J., & Kwon, H. B. (2017). Three-dimensional finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(6), 735–742. Doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.021

Gholami, H., Mericske-Stern, R., Kessler-Liechti, G., & Katsoulis, J. (2014). Radiographic Bone Level Changes of Implant-Supported Restorations in Edentulous and Partially Dentate Patients: 5-Year Results. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *29*(4), 898–904. doi: 10.11607/jomi.3042

Hirata, K., Takahashi, T., Tomita, A., & Gonda, T. (2017). Influence of Abutment Angle on Implant Strain When Supporting a Distal Extension Removable Partial Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*, *30*(1), 51–53. Doi: 10.11607/ijp.5010

Jensen, C., Meijer, H. J. A., Raghoebar, G. M., Kerdijk, W., & Cune, M. S. (2017). Implant-supported removable partial dentures in the mandible: A 3–16 year retrospective study. *Journal of Prosthodontic Research*, *61*(2), 98–105. Doi: 10.1016/j.jpor.2016.07.002

Kern, J. S., Kern, T., Wolfart, S., & Heussen, N. (2016a). A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, *27*(2), 174–195. doi : 10.1111/clr.12531

Kono, K., Kurihara, D., Suzuki, Y., & Ohkubo, C. (2014). Pressure distribution of implant-supported removable partial dentures with stress-breaking attachments. *Journal of Prosthodontic Research*, *58*(2), 115–120. doi: 10.1016/j.jpor.2014.01.002

Lian, M., Zhao, K., Feng, Y., & Yao, Q. (2018). Prognosis of Combining Remaining Teeth and Implants in Double-Crown–Retained Removable Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *33*(2), 281–297. Doi: 10.11607/jomi.5796

Loza Fernández, H. R. (2006). *Diseño de prótesis parcial removible.* Lima: Ripano.

Maslucan, r. J. (2021). “análisis de tensiones en elementos finitos de una conexión triangular cónica en implantes: una nueva propuesta”. Lima, peru. https://repositorio.upch.edu.pe/handle/20.500.12866/10027?locale-attribute=en

Matsudate, Y., Yoda, N., Nanba, M., Ogawa, T., & Sasaki, K. (2016). Load distribution on abutment tooth, implant and residual ridge with distal-extension implant-supported removable partial denture. *Journal of Prosthodontic Research*, *60*(4), 282–288. Doi: 10.1016/j.jpor.2016.01.008

Mijiritsky, E., Lorean, A., Mazor, Z., & Levin, L. (2015). Implant Tooth-Supported Removable Partial Denture with at Least 15-Year Long-Term Follow-Up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *17*(5), 917–922. Doi: 10.1111/cid.12190

Ortiz-Puigpelat, O., Lázaro-Abdulkarim. A., De Medrano-Reñé, JM., Gargallo-Albiol, J., Cabratosa-Termes, J., Hernández-Alfaro, F. (2019). Influence of Implant Position in Implant-Assisted Removable Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *28*(2), 675–681. https://doi.org/10.1111/jopr.12722

Payne, A. G. T., Tawse-Smith, A., Wismeijer, D., De Silva, R. K., & Ma, S. (2017). Multicentre prospective evaluation of implant-assisted mandibular removable partial dentures: surgical and prosthodontic outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, *28*(1), 116–125. Doi: 10.1111/clr.12769

Pellizzer, E. P., Goiato, M. C., Almeida, D. A. D. F., Falcon-Antenucci, R. M., Lemos, C. A. A., De Souza Batista, V. E., & Verri, F. R. (2017). Removable Partial Denture after Gunshot Injury: Five Year Follow-Up. *Journal of Craniofacial Surgery*, *28*(4), 381–383. Doi: 10.1097/SCS.0000000000003715

Pellizzer, E. P., Verri, F. R., Falcón-Antenucci, R. M., Goiato, M. C., & Filho, H. G. (2010). Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *Journal of Craniofacial Surgery*, *21*(3), 727–734. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181d8098a

Ramchandran, A., Agrawal, K. K., Chand, P., Ramashanker, Singh, R. D., & Gupta, A. (2016). Implant-assisted removable partial denture: An approach to switch Kennedy Class i to Kennedy Class III. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, *16*(4), 408–411. Doi: 10.4103/0972-4052.179262

Shahmiri, R., & Das, R. (2016). Finite Element Analysis of Implant-Assisted Removable Partial Denture Attachment with Different Matrix Designs During Bilateral Loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(5),116–127. Doi: 10.11607/jomi.4400

Sato, M., Suzuki, Y., Kurihara, D., Shimpo, H., & Ohkubo, C. (2013). Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: Relationship between denture supporting area and stress distribution. *Journal of Prosthodontic Research*, *57*(2), 109–112. doi: 10.1016/j.jpor.2013.01.002

Shahmiri, R., Aarts, J. M., Bennani, V., Atieh, M. A., & Swain, M. V. (2013). Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. *Journal of Prosthodontics*, *22*(7), 550–555. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.032

Threeburuth, W., Aunmeungtong, W., & Khongkhunthian, P. (2018). Comparison of immediate-load mini dental implants and conventional-size dental implants to retain mandibular Kennedy class I removable partial dentures: A randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *20*(5), 785–792. Doi: 10.1111/cid.12646

Xiao, W., Li, Z., Shen, S., Chen, S., Wang, Y., & Wang, J. (2014). Theoretical Role of Adjunctive Implant Positional Support in Stress Distribution of Distal-Extension Mandibular Removable Partial Dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, *27*(6), 579–581. doi: 10.11607/ijp.3866

Zancopé, K., Abrão, G. M., Karam, F. K., & Neves, F. D. (2015). Placement of a distal implant to convert a mandibular removable Kennedy class i to an implant-supported partial removable Class III dental prosthesis: A systematic review. In *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 528-533. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.011

ANEXOS

ANEXO N.° 1 : MATRIZ DE CONSISTENCIA

Problema	Objetivo	Hipótesis	Operacionalización de Variables.			
			Variables	Dimensión	Indicador	Valores
¿Existe relación entre el diseño y la tensión generada en el implante colocado en diferentes posiciones en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada?	Determinar la relación entre el diseño de la estructura y la tensión generada en el implante en una prótesis removible a extremo libre implanto soportada.	Existe relación entre el diseño de la estructura y la tensión generada en el implante en una prótesis removible a extremo libre implanto soportada.	Diseño del conecto mayor	Conector Mayor	Tipo de Conector Mayor inferior diseñado en el software	- Barra lingual con implante a nivel de la 35. - - Barra lingual con implantes a nivel de la 46. - - Placa lingual con implantes a nivel de la 35. - - Placa lingual con implantes a nivel de la 46.

	Determinar la relación entre el diseño de una PRRISBL y la tensión generada en el implante colocado a nivel de la pieza 35, en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada.	La relación entre el diseño del conector mayor tipo barra lingual y la tensión generada en el implante en la posición 35 en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada muestra diferencia al resto de prótesis diseñadas.	Tensión		Von misses: -Máxima energía de distorsión. -Mínima energía de distorsión.	MPa 46
	Determinar la relación entre el diseño de una PRRISBL y la tensión generada en el implante colocado a nivel de la pieza 46 en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada.	La relación entre el diseño del conecto mayor tipo barra lingual y la tensión generada en el implante en la posición 46 en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada muestra diferencia significativa al resto de prótesis diseñadas.	Posición del implante.		La posición del implante diseñada en el software	-Posición del implante a nivel de la 35. - Posición del implante a nivel de la 46.
	Determinar la relación entre el diseño de una PRRISPL y la tensión generada en el implante colocado a nivel de la pieza 35 en una prótesis parcial	La relación entre el diseño del conector mayor tipo placa lingual y la tensión generada en el implante en la posición 35 en una prótesis parcial removible a extremo				

	removible a extremo libre implanto soportada.	libre implanto soportada muestra diferencia significativa al resto de prótesis diseñadas de prótesis diseñadas.				
	Determinar la relación entre el diseño de una PRRISPL y la tensión generada en el implante colocado a nivel de la pieza 46 en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada.	La relación entre el diseño del conector mayor tipo placa lingual y la tensión generada en el implante en la posición 46 en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada muestra diferencia significativa al resto de prótesis diseñadas de prótesis diseñadas.				

	.	posición 46 en una prótesis parcial removible implanto asistidas mostro diferencia significativa al resto.				
		La relación entre el diseño de la estructura C y la tensión generada alrededor del implante en la posición 35 en una prótesis parcial removible implanto asistidas mostro diferencia significativa al resto.				
		La relación entre el diseño de la estructura D y la tensión generada alrededor del implante en la posición 45 en una prótesis parcial removible implanto asistidas mostro diferencia significativa al resto.				

ANEXO N° 2 : Reporte de diseño MEF

Señor
Sergio Rocca Camus
Presente. –

Asunto : Reporte del servicio de diseño asistido por computadora y análisis de elementos finitos para el proyecto de investigación denominado "Relación entre el diseño y la tensión en el implante en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada – un análisis de elementos finitos".

Fecha : 16 de septiembre del 2023

Tengo el agrado de dirigirme a usted para hacerle de conocimiento el desarrollo del servicio de diseño asistido por computadora y análisis de elementos finitos para el proyecto de investigación denominado "Relación entre el diseño y la tensión en el implante en una prótesis parcial removible a extremo libre implanto soportada – un análisis de elementos finitos".

Respecto a ello, se informe que el presente servicio fue desarrollado en la ciudad de Lima haciendo uso de una Workstation empleando 3 softwares de ingeniería Meshmixer, Fusion 360 y SolidWorks, por un profesional en ingeniero mecatrónica especialista en diseño asistido por computadora y con más de 9 años de experiencia en el rubro.

En tal sentido, el referido proyecto se realizó en 6 etapas: **(1) Escaneo del modelo base**, referido al escaneo 3D de un modelo de yeso del maxilar inferior; **(2) Procesamiento del modelo**, referido al procesamiento del modelo de yeso escaneado para su individualización de sus componentes (mandíbula, dientes y proyección de las PPRs) haciendo uso del software Meshmixer y Fusion360; **(3) Diseño de elementos y piezas metálicas**, referido al diseño del implante y sus componentes haciendo uso del software Solidworks; **(4) Ensamblaje y configuración de los diferentes modelos**, referido al ensamblaje y generación de las diferentes variaciones del modelo; **(5) Configuración y ejecución del análisis de elementos finitos**, referido a la configuración de cada estudio por cada modelo y su respectiva simulación de esfuerzos; **(6) Evaluación de resultados**, referido a la evaluación e interpretación de los resultados obtenidos por cada uno de los modelos materia de estudio.

De acuerdo con el detalle y actividades señaladas en el párrafo precedente, es de mencionar que el presente servicio de diseño y análisis de elementos finitos presentó las siguientes características:

i. **Número de piezas:** 14 piezas.
ii. **Número de modelos:** 3 modelos.
iii. **Números de escenarios por análisis:** 9 escenarios.
iv. **Fuerzas aplicadas por compresión:** 200 Newtons perpendicular a la cara oclusal de los dientes, 200 Newtons perpendicular a la cara vestibular y 200 Newtons a 30° grados sobre la cara oclusal.
v. **Resultados obtenidos por el total de piezas:** 105 resultados.

Sin otro particular, me despido de usted.

Atentamente,

Soluciones e Ingeniería en Diseño

Ing. Diego A. Rozas Llontop
Ingeniero Mecatrónico - CIP: 207031
Correo: droza@outlook.com
Cell: 975540076

SOLIDWORKS AUTODESK MESHMIXER AUTODESK FUSION 360

ANEXO N° 3 : Constancia de Aprobación N°080-CEI-FO-2024

Facultad de Odontología
Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Comité de Ética Institucional

""Año del Bicentenario, de la consolidación de nuestra Independencia, y de la conmemoración de las heroicas batallas de Junín y Ayacucho"

CONSTANCIA DE APROBACIÓN N°080-CEI-FO-2024

El Comité de Ética Institucional de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos ha **APROBADO** el proyecto de investigación: **"RELACIÓN ENTRE EL DISEÑO Y LA TENSIÓN EN EL IMPLANTE EN UNA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE A EXTREMO LIBRE IMPLANTO SOPORTADA- UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS",** a cargo del investigador principal **SERGIO HALAIN ROCCA CAMUS.**

La presente aprobación del Comité de Ética Institucional de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos tiene una vigencia de tres años, del 24 de setiembre de 2024 al 24 de setiembre de 2027 bajo los siguientes considerandos:

- El proyecto de investigación se encuentra registrado y almacenado en los archivos digitales del comité.
- Los datos obtenidos de la investigación deberán ser rigurosamente resguardados y almacenados por un periodo mínimo de tres años pudiendo ser solicitados por este comité en cualquier momento.
- El comité se reserva el derecho de solicitar en cualquier momento un informe del avance del proceso de ejecución del proyecto de investigación
- Cualquier modificación al proyecto presentado deberá ser informado al Comité.
- Al finalizar la ejecución el investigador responsable debe enviar una copia del informe final a este comité.
- El Comité de Ética está a disposición para posteriores esclarecimientos o dudas.

Ciudad Universitaria, 30 de setiembre de 2024

UNMSM
Firmado digitalmente por ORTIZ CULCA Fernando Alfonso FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 30.09.2024 11:59:58 -05:00

Dr. Fernando Alfonso Ortiz Culca
Presidente del Comité de Ética Institucional
Facultad de Odontología