TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

FACULTAD DE POSGRADO DE CIENCIAS DE LA SALUD

"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO"

Tesis para optar el grado académico de:

MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL

Presentado por:

Eduardo Antonio Diaz Piccone (0009-0007-6449-1194)

Asesor:

Monica Mercedes Hermoza Novoa (0000-0003-0927--3710)

Lima – Perú

2019

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

FACULTAD DE POSGRADO DE CIENCIAS DE LA SALUD

"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO"

Tesis para optar el grado académico de:
MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL

Presentado por:
Eduardo Antonio Diaz Piccone (0009-0007-6449-1194)

Asesor:
Monica Mercedes Hermoza Novoa (0000-0003-0927--3710)

Lima – Perú
2019

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En la ciudad de Lima, a los **25** días del mes de **FEBRERO** del **2019**, siendo las …**12:35**……horas, con la asistencia del Jurado de Tesis, Presidido por el **Dr. FERNANDO ORTÍZ CULCA,** los miembros del Jurado **Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN** y **Mg. RUBÉN ANGELES LÓPEZ** y la Asesora de la Tesis **Mg. MÓNICA HERMOZA NOVOA,** el **Esp. EDUARDO ANTONIO DÍAZ PICCONE,** autor de la tesis Titulada: **"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO",** con el fin de optar el Grado Académico de Maestro en **REHABILITACIÓN ORAL.**

Concluida la exposición, se procedió a la evaluación y deliberación por parte del Jurado correspondiente, habiendo sido …**aprobado**…… con el calificativo de ……**quince (15)**…….. .

Se extiende la presente acta en tres originales y siendo las ……**13:10**…… horas, se da por concluido el Acto Académico de Sustentación.



Presidente
Dr. FERNANDO ORTÍZ CULCA
DNI: 07747839



Miembro
Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN
DNI: 42279064



Miembro
Mg. RUBÉN ANGELES LÓPEZ
DNI: 10151320



Asesora
Mg. MÓNICA HERMOZA NOVOA
DNI: 10306015

UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR
POSGRADO ESTOMATOLOGÍA
INDICAR EL TÍTULO DE SEGUNDA ESPECIALIDAD O GRADO ACADÉMICO A OPTAR
DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD DE CONTENIDO DE INFORME FINAL DE TESIS[13]

Lima, 18 de Noviembre Del 2025
Señor:
Dr. Percy MaytaTristan
Vicerrectorado de Investigación
Universidad Científica del Sur
Presente.-

De nuestra consideración,

Yo: (nombre de tesista; si hay más de un tesista, colocar todos los nombres y firmar todos), estudiante/ egresado del Posgrado Estomatología de la Universidad Científica del Sur, en conjunto con el asesor/ la asesora de tesis (nombre del asesor), declaramos que este informe final de tesis/ trabajo de investigación titulado: (nombre de la tesis), sustentado para obtener el título de Segunda Especialidad en …/ Grado Académico de Maestro en …. Es original.

Es decir, no contiene plagio parcial ni total, cuando se utilizó información de fuentes externas se reconoció la autoría mediante la adecuada citación y los resultados obtenidos son producto entero de mi (nuestra) investigación y no han sido falseados ni fabricados. Todo esto en cumplimiento del Código de ética en la investigación, Reglamento del Comité de Integridad Científica, Reglamento de Propiedad Intelectual, Normas y procedimientos de los trabajos de investigación para la obtención de títulos profesionales y grados académicos[14], que afirmamos conocer en su totalidad.

Por ello, en caso de identificarse alguna situación de plagio, falsificación o fabricación de resultados, nos allanamos al proceso de investigación que establezca la Universidad y las posibles sanciones que pudieran surgir.

Firmamos en conformidad con lo declarado,



EDUARDO ANTONIO DÍAZ PICCONE (TESISTA)
DNI: 09881618



MÓNICA MERCEDES HERMOZA NOVOA (ASESORA)
DNI: 10306015

[13] En conformidad con la Resolución del Consejo Directivo N° 084-SUNEDU/CD
[14] Los documentos están en: https://investigacion.cientifica.edu.pe/reglamentos/

INFORME DE REVISIÓN DE ORIGINALIDAD

Título del documento evaluado. Análisis de tensiones en modelos de elemento finito aplicando dos técnicas: prótesis híbrida atornillada en monoblock y la técnica de prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo

Autores. Eduardo Antonio Diaz Piccone

Mecanismo de revisión de originalidad. Evaluación con Turnitin (ID 2989052263)

Código de registro. 411-2018-POS72R

Resultado de la evaluación. 8%

Revisado por. Magaly Kelly Guerrero Huaracallo.

Comentarios sobre la revisión. Filtros usados: excluir fuentes de menos de 12 palabras.



v.2.0. Análisis de tensiones

INFORME DE ORIGINALIDAD

8%	7%	2%	1%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	eprints.ucm.es Fuente de Internet	3%
2	issuu.com Fuente de Internet	1%
3	Adriana de Castro Oliveira Pereira Braga. "Avaliação da tensão gerada em intermediários e região peri-implantar simulada após aperto de parafusos para fixação de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e convencional", Universidade de São Paulo. Agência de Bibliotecas e Coleções Digitais, 2013 Publicación	1%
4	Submitted to Universidad Cientifica del Sur Trabajo del estudiante	1%
5	www.gba.gob.ar Fuente de Internet	<1%

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

DEDICATORIA

A mi esposa por el apoyo incondicional, por ayudarme en mi crecimiento profesional y personal, por ser mi compañera de tantos sueños planeados y concretizados. A mis hijos porque son el motor de mi vida, la razón de ser. Los amo mucho.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

AGRADECIMIENTOS

A Dios por iluminar mi camino

A mis padres, Cecilia y Lalo por el amor, ejemplo, educación e incentivo en todos los momentos de mi vida.

A mi hermanos Luis Miguel y Marice por su apoyo y cariño.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

INDICE

Pág.

I. INTRODUCCIÓN 12

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 14

III. JUSTIFICACIÓN 15

IV. MARCO TEÓRICO 16

IV.1 PILARES PROTÉSICOS Y CONEXIONES 16

IV.2 CON RELACIÓN AL HUESO PERI-IMPLANTAR 18

IV.3 CON RELACIÓN A LA PRÓTESIS 18

IV.4 PILARES PROTÉSICOS Y CONEXIONES 19

IV.4.1 TIPO DE CONEXIONES 20

IV.4.1.1 HEXÁGONO EXTERNO 20

IV.4.1.2 HEXÁGONO INTERNO 20

IV.4.1.3 CONO MORSE 21

IV.4.2 PILARES PROTÉSICOS 22

IV.4.2.1 PILARES ATORNILLADOS 22

IV.4.2.2 PILARES CEMENTADOS 24

IV.4.3 PRÓTESIS CEMENTADAS SOBRE IMPLANTES 25

IV.4.3.1 INFLUENCIA DEL CEMENTADO 25

IV.4.3.2 SITUACIÓN ACTUAL CON RESPECTO AL AJUSTE PASIVO 26

IV.4.3.3 TÉCNICA DE CILINDRO DE ASENTAMIENTO PASIVO 28

IV.4.5 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 28

V. HIPÓTESIS 30

VI. OBJETIVOS 31

VI.1. OBJETIVO GENERAL 31

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VI.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS 31
VII. MATERIAL Y MÉTODO 32
VII.1. TIPO DE ESTUDIO 32
VII.2. POBLACIÓN Y MUESTRA 32
VII.2.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN 32
VII.3. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES 34
VII.4. MÉTODO Y TÉCNICAS 36
VII.4.1 MÉTODO 36
VII.4.2 TÉCNICAS Y PROCEDIMIENTOS 36
VII.4.2.1 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES 36
VII.5. CONSIDERACIONES ETICAS 38
VII.6. PROCESAMIENTO Y ANALISIS DE DATOS 39
VIII. RESULTADOS 40
IX. DISCUSIÓN 48
X. CONCLUSIONES 50
XI. RECOMENDACIONES 51
XII. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS 52
XIII. ANEXOS 58

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ÌNDICE DE TABLAS

PÁG.

TABLA 1: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre el hueso alrededor del implante número 5 **41**

TABLA 2: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre la zona del implante número 5 **42**

TABLA 3: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre el pilar protésico **43**

TABLA 4: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre el tornillo protésico **44**

TABLA 5: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre la barra distal del implante número 5 **45**

TABLA 6: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre el cilindro del modelo 3 **46**

TABLA 7: Tensión compresiva (MPa) máxima sobre el cemento del cilindro del modelo 3 **47**

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ÍNDICE DE ANEXOS

Pág

ANEXO 1: Propiedades de los materiales de los modelos en elementos finitos **58**

ANEXO 2: Datos de la malla del modelo 1 **59**

ANEXO 3: Datos de la malla del modelo 2 **60**

ANEXO 4: Datos de la malla del modelo 3 **61**

ANEXO 5:IMÁGEN 1: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque **62**

ANEXO 6: IMÁGEN 2: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque – Vista Sagital **63**

ANEXO 7: IMÁGEN 3: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque – Elementos de la Prótesis **64**

ANEXO 8: IMÁGEN 4: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque con Barra Desadaptada– Elementos de la Prótesis **65**

ANEXO 9: IMÁGEN 5: Técnica de Prótesis Híbrida con Cilindro Cementado para Asentamiento Pasivo – Elementos de la Prótesis **66**

ANEXO 10: IMÁGEN 6: Esquematización de la distribución de las cargas ejercidas sobre los modelos **67**

ANEXO 11: IMÁGEN 7: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante número 5 del Modelo 1 **68**

ANEXO 12: IMÁGEN 8: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante número 5 del Modelo 2 **69**

ANEXO 13: IMÁGEN 9: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante número 5 del Modelo 3 **70**

ANEXO 14: IMÁGEN 10: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante número 5 del Modelo 1 **71**

ANEXO 15: IMÁGEN 11: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante número 5 del Modelo 2 **72**

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 16: IMÁGEN 12: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante número 5 del Modelo 3 **73**

ANEXO 17: IMÁGEN 13: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 1 **74**

ANEXO 18: IMÁGEN 14: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 2 **75**

ANEXO 19: IMÁGEN 15: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 3 **76**

ANEXO 20: IMÁGEN 16: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 1 **77**

ANEXO 21: IMÁGEN 17: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 2 **78**

ANEXO 22: IMÁGEN 18: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 3 **79**

ANEXO 23: IMAGEN 19: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante número 5 del Modelo 1 **80**

ANEXO 24: IMÁGEN 20: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante número 5 del Modelo 2 **81**

ANEXO 25: IMÁGEN 21: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante número 5 del Modelo 3 **82**

ANEXO 26: IMÁGEN 27: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el cilindro del implante 5 del Modelo 3 **83**

ANEXO 27: IMÁGEN 28: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra sola del Modelo 3 **84**

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

LISTA DE ABREVIATURAS

- **3D:** Tres dimensiones
- **MEF:** Métodos de Elementos Finitos
- **MPa:** Mega Pascales
- **N:** Newtons

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

RESUMEN

Objetivo: Evaluar las tensiones en tres modelos de elementos finitos MEF: prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo, prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada y desaptada, sometidas a tres niveles de fuerzas.

Materiales y Método: El grupo de estudio estuvo compuesto por simulaciones mediante el método de elementos finitos (MEF), organizadas en tres modelos experimentales: Modelo 1 -Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque adaptada; Modelo 2 – Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque desadaptada y Modelo 3 – Técnica de Prótesis Híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo sometidas a carga compresiva de 100N, 200N y 300N. Se evaluaron los tres modelos en: la zona del hueso alrededor del implante, en la zona del implante distal, en el pilar protésico, en el tornillo protésico, en la zona la barra distal, en el cilindro cementado del modelo 3 y en el cemento del cilindro del modelo 3.

Resultados: Los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron mayores valores de tensiones sobre el hueso alrededor del implante para el Modelo 1: la técnica Prótesis Hibrida atornillada en Monobloque (44.77 Mpa, 53.54 MPa y 124 MPa respectivamente) a diferencia de la Técnica de Cilindro cementado para asentamiento pasivo (19 MPa, 39 MPa y 58 MPa respectivamente). Así mismo, existen mayores tensiones en la zona la barra distal para los 3 modelos, existiendo mayores tensiones en el modelo 3: técnica de cilindro cementado para asentamiento pasivo con valores de 2415 Mpa con fuerzas de 300N . Al analizar el implante, pilar y tornillo protésico presentan mayores valores de tensiones en el modelo 2: Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque desadaptada. Al analizar el cilindro y el cemento del cilindro del Modelo 3 se observan mayores tensiones con 300N.

Conclusiones: Al evaluar la tensión compresiva máxima en los tres diseños sometidos a cargas de 100N, 200N y 300N, se evidenció que el modelo 3 generó menores niveles de tensión en comparación con los modelos 1 y 2, específicamente en las zonas del hueso alveolar, el implante y el tornillo protésico.

Palabras clave: Métodos de Elementos Finitos, Stress, Implant, Tecnica de Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque, Técnica de Prótesis Híbrida de Cilindro Cementado

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ABSTRACT

Aim: Evaluate the values of maximum compressive stress in three types of models: Retained and manufactured framework for implant protheses; Retained and manufactured framework for implant prostheses misfit and Framework cement retained system in fixed implant protheses, applying vertical loads of 100N, 200N and 300N using the finite element method (MEF).

Materials and Methods: The study was based on finite element method (FEM) simulations of three different experimental models: Model 1 – Retained and manufactured framework for implant protheses; Model 2 – Retained and manufactured framework for implant prostheses misfit and Model 3 – Framework cement retained system in fixed implant protheses with vertical compressive loads of 100N, 200N and 300N. The stress of 3 models were evaluated on the bone around the distal implant, on the distal implant, on the Prosthetic Abutment, on the prosthetic screw, on the Distal bar, on the Cylinder of the Model 3, and on the Cement of the Cylinder of the Model 3.

Results: The Analysis of Von Misses with loads of 100N, 200N and 300N showed more compressive tension on the Bone around the implant of the Model 1: Retained and manufactured framework for implant protheses (44.77 Mp, 53.54 Mp y 124 Mp respectively) that differs from the Model 3 - Framework cement retained system in fixed implant protheses (19 Mpa, 39 Mpa y 58 Mpa respectively). Furthermore, there is more compressive tension on distal bar from the 3 models, with the most compressive tension for the model 3: Framework cement retained system in fixed implant protheses with 2415 Mpa on loads of 300N. When analyzing the prosthetic abutment and the prosthetic screw it showed more compressive tensions on Model 2: Retained and manufactured framework for implant prostheses misfit

Conclusion: Upon evaluating the maximum compressive stress across the three models, Model 3 exhibited reduced stress levels, particularly in the peri-implant bone, the distal implant, and the prosthetic screw.

Key Words: Final Element Method, stress, Retained and manufactured framework for implant prostheses, Framework cement retained system in fixed implant protheses

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

I. INTRODUCCIÓN

Las prótesis implantosoportadas han proporcionado mejoras considerables en pacientes desdentados en comparación con el uso de prótesis convencionales, logrando mejorar su calidad de vida. El incremento en sus aplicaciones clínicas ha impulsado numerosas investigaciones científicas, las cuales han contribuido al desarrollo de sistemas de implantes, así como a nuevos enfoques de tratamiento, técnicas y materiales para la confección de prótesis. Durante las últimas 3 décadas, la significancia del aspecto biomecánico de este tipo de tratamiento ha sido enfatizada y medidas de seguridad han sido sugeridas y aplicadas con la intención de controlar mejor las cargas biomecánicas que inciden sobre los implantes oseointegrados.

Dentro de los aspectos biomecánicos, la adaptación pasiva es considerada uno de los pre requisitos más importantes para la longevidad de los implantes dentarios. Es caracterizada por el contacto completo y simultáneo de toda la superficie interna de anclaje de la prótesis sobre el implante, para promover una adaptación libre de tensión[1]. En la ausencia de cargas externas, la infraestructura de una prótesis debería, teoricamente, inducir tensión igual a cero sobre los componentes del implante y el tejido óseo adyacente. Interfases no pasivas entre restauraciones e implantes son consideradas como una posible causa de complicaciones, variando desde fractura de la porcelana, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación, fractura del tornillo del intermediario hasta el compromiso de la unión hueso implante[2].

La necesidad de pasividad en la adaptación es mayor en restauraciones soportadas por implantes que en las restauraciones convencionales sobre dientes. Esto ocurre debido a la rígida fijación de los implantes al hueso en comparación con el anclaje elástico de los dientes por medio del ligamento periodontal. La prótesis es rígidamente fija al implante y el implante al hueso por oseointegración, por eso, este sistema funciona como una pieza única y reacciona a las fuerzas externas hasta alcanzar el límite de su parte más frágil[3].

Estudios preliminares verificaron que el desarrollo de tensión causado por prótesis soportadas por implantes correspondía a sus respectivos niveles de desadaptación, independientemente del tipo de retención: atornillada o cementada. Así, en todos los tipos de restauraciones implanto soportadas, son identificados dos modos de acción de las fuerzas sobre implantes dentarios, cargas dinámicas impuestas por las fuerzas de masticación y cargas estáticas, causadas imprecisiones en el proceso de fabricación de las infraestructuras[4].

Para las prótesis atornilladas, una desadaptación marginal excesiva entre la estructura y el pilar, generará como consecuencia una carga al sistema. De esta manera, durante el apretamiento del tornillo, puede ser observada una distorsión de la infraestructura y en algunos casos, la cantidad de desadaptación no detectada clínicamente es enmascarada por el cierre sutil de *gaps*. Así mismo, fuerzas de tracción, compresión y flexión pueden sobrecargar a los implantes y consecuentemente concentrar tensiones en el hueso circundante[5]. Con ello, los tornillos de fijación que deberían funcionar apenas para mantener, de forma firme, la prótesis sobre implante, pasan a provocar una carga en el

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

sistema que puede causar complicaciones principalmente después de la aplicación continua de cargas funcionales.

Con el intento de compensar el desarrollo de tensiones sobre los implantes dentarios, muchos estudios surgieron para investigar los factores determinantes de imprecisiones en las infraestructuras implanto soportadas. Como resultado se descubrió que infraestructuras sobre implantes con una adaptación pasiva verdadera no pueden ser obtenidas por medio de técnicas convencionales de fundición[6].

El ajuste pasivo es la unión plena de la estructura protésica sobre los pilares protésicos o la conexiones de los implantes, con ausencia de tensión, evitando la sobrecarga. El logro de 100% de adaptación pasiva es inalcanzable, sin embargo, el rehabilitador puede intentar minimizar los errores durante el proceso de fabricación de la prótesis. Una de las maneras de minimizar errores es mediante el uso de elementos protésicos, que buscan garantizar el asentamiento pasivo.

Por otro lado, el análisis por elementos finitos es una herramienta computacional que facilita a los investigadores estimar cómo se distribuyen las tensiones en las zonas de contacto entre los implantes y el hueso cortical, así como en el área alrededor del ápice del implante dentro del hueso trabecular[76]. Además, este análisis permite evaluar el comportamiento de los distintos componentes del implante ante la aplicación de cargas externas, proporcionando una estimación del comportamiento estructural tridimensional. así como en los componentes de los implantes[77,78].

De esta manera, el presente estudio tuvo como propósito evaluar las tensiones en tres modelos de elemento finito (MEF): prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo, prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada y desadaptada en la zona del implante distal derecho sometidas a tres niveles de fuerza.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

El éxito clínico de la rehabilitación con implantes está relacionado, principalmente, por el modo con el que las tensiones mecánicas son transferidas al implante para el hueso circundante, sin generar tensiones que puedan colocar en riesgo la longevidad de los implantes y la prótesis.

La pasividad ha sido descrita como un requisito importante para la longevidad de las restauraciones implanto soportadas y en la búsqueda incesante por materiales y técnicas que desempeñen un mejor resultado biomecánico para este tipo de restauración surgen nuevos métodos como la técnica de asentamiento pasivo con cilindros cementados. Estos métodos aparecen debido a que las técnicas convencionales para la confección de estructuras para prótesis híbrida no ajustan pasivamente en los implantes, causando la pérdida del hueso alrededor del implante.

Por ello, resulta fundamental llevar a cabo pruebas que permitan analizar el comportamiento biomecánico de los implantes y prótesis en las distintas alternativas terapéuticas. Estas pruebas proporcionan al profesional clínico datos precisos sobre el asentamiento de las prótesis híbridas, tanto en su forma convencional como utilizando la técnica de asentamiento pasivo con cilindros cementados. En ese contexto, el presente estudio tuvo como propósito examinar las tensiones mediante el análisis de tres modelos de elementos finitos: una prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo, una prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada, y otra desadaptada en la región del implante distal derecho, expuestas a tres niveles de carga.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

III. JUSTIFICACIÓN

A pesar del alto índice de éxito de prótesis fijas implanto soportadas, existen complicaciones clínicas por el modo con el que las tensiones mecánicas son transferidas al implante para el hueso circundante. Se ha sugerido que la perfecta adaptación llamada asentamiento pasivo debe existir para minimizar el estrés sobre los componentes protésicos y el tejido óseo.

Considerando la escasez de estudios previos relacionados con este tipo de análisis, la presente investigación adquiere un notable valor teórico, ya que sus hallazgos contribuirán a ampliar el conocimiento sobre el comportamiento biomecánico de las prótesis implantosoportadas en ambas alternativas de tratamiento.

Así mismo, presenta importancia clínica ya que se podrá ofrecer al rehabilitador informaciones precisas en cuanto al planeamiento, selección adecuada del tipo de implante y comportamiento de restauraciones provisionales y definitivas.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

IV. MARCO TEÓRICO

Los implantes dentarios son confiables, eficientes y han demostrado una tasa creciente de éxito a lo largo de los años. El aumento del número de sus aplicaciones clínicas ha promovido muchas investigaciones científicas que han contribuido con la evolución de los sistemas de implantes; así como nuevos formas de tratamiento, técnicas y materiales para la confección de las prótesis. Durante las tres últimas décadas, la significancia del aspecto biomecánico de este tipo de tratamiento ha sido enfatizada y han sido sugeridas medidas de seguridad y aplicadas con la intención de controlar las cargas biomecánicas que inciden sobre los implantes oseointegrados[3].

La biomecánica en el área odontológica tiene una importancia significativa en relación a los implantes dentarios y las prótesis asociadas. Su influencia directa sobre la longevidad de este tipo de tratamiento rehabilitador está en el entendimiento de la actuación de fuerzas sobre el complejo prótesis- implante-hueso y de los diversos factores que las influencian. Según Goodacre y colaboradores[7] consideran que las complicaciones más comunes en prótesis parciales fijas implanto-soportadas son: fractura del material de revestimiento de prótesis (22% resina, 14% porcelana), aflojamiento (7%) y fractura (4%) de los tornillos de la protesis, aflojamiento (6%) y fractura (2%) de los tornillos del intermediario, fractura de la infraestructura (3%), fractura del implante (1%), perdida del implante (6%) y pérdida ósea marginal[8]. Para Chee y Jivraj[9], las fallas biomecánicas pueden ser evitadas con un planeamiento adecuado, una buena comprensión de la mecánica de las uniones atornilladas y el conocimiento acerca del sistema del implante utilizado.

Skalak[10] considera que para comprender como actúan las fuerzas sobre el sistema de los implantes se debe considerar que la prótesis, implante y hueso constituyen una pieza única, debido a la rígida conexión entre sí. De esta manera, dos tipos de fuerzas pueden actuar en esta unidad: fuerzas de tensión que tienden a separar la unidad de anclaje, por la tanto, las de mayor preocupación por una falla mecánica; y las fuerzas de compresión, que presionan los componentes del sistema y normalmente no determinan ningún problema mecánico en el anclaje de la unidad[3].

IV.1 PILARES PROTÉSICOS Y CONEXIONES:

En un sistema de implantes atornillados, así como entre prótesis e intermediario, la unión entre el intermediario y el implante se da por medio de un tornillo[11]. El tornillo es apretado por la aplicación de un torque que desarrolla una fuerza en su interior llamada pre carga. Cuando el tornillo es apretado, éste sufre un alargamiento que produce una tensión. La recuperación elástica de este tornillo promueve la unión de las dos piezas. Cualquier carga de la tensión externa que sea mayor que esa carga, provocará un aumento de tensión en el tornillo y una disminución en la fuerza de compresión de los dos cilindros. Para que esta unión sea favorable, la pre carga debe ser mantenida de tal manera que la unión no se abra, una vez que se presenta la abertura de la unión del

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

tornillo, o el aflojamiento ocurre la fractura del mismo[3]. Según Lang, May y Wang[12], las fuerzas excesivas causan un deslizamiento entre las roscas del tornillo y las contenidas en el orificio al cual está insertado, resultando en la pérdida de pre carga. Entre las causas de las fuerzas intraorales capaces de provocar la separación, se pueden incluir: contactos oclusales no axiales, movimientos excursivos, contactos interproximales entre dientes naturales y prótesis sobre implantes, fuerzas parafuncionales e infraestructuras no pasivas.

Una vez que las fuerzas externas excedan la pre carga de un tornillo, la unión quedará inestable, resultando en vibración y micromovimientos que empeorarán el aflojamiento. Cuando dos o más implantes son colocados a lo largo de una línea recta y sobre ellos existe una prótesis, un conjunto de fuerzas son distribuidas a todo el sistema, desde que la prótesis sea suficientemente rígida. Debido a esto, un ajuste perfecto a todos los pilares y una gran rigidez de la infaestructura son factores necesarios para que las fuerzas sean distribuidas uniformemente. Estos dos requisitos se basan en lo siguiente: Cuando el encaje entre el implante y la prótesis no es preciso, alguno de los componentes de anclaje va a recibir la mayor carga, mientras que los otros no recibirán casi nada. Además, si una rigidez no es conseguida, la unidad de anclaje más próxima de la carga irá a asumir la mayor parte de la fuerza[3]. Los componentes del sistema de implantes son concebidos de tal manera que el punto más débil será el tornillo de fijación. De ocurrir una fractura, sería de preferencia en este tornillo, ya que es el componente más fácil de recuperar. La causa más común de las fracturas del tornillo se debe al aflojamiento. De ocurrir una fractura, a pesar de estar bien apretados, puede indicar precisión insuficiente de la infraestructura. Por otro lado, si el tornillo de fijación se fractura, el sistema probablemente esta sobrecargado[3]. Con eso, se puede percibir que, para que la función deseada del tornillo de fijación sea exitosa, deben ser alcanzadas las siguientes condiciones: pre carga óptima y encaje preciso entre el cilindro y el pilar. Sin embargo, es importante destacar que la tensión sobre el tornillo es una carga que puede ser considerada crítica debido a los riesgos de sobre carga. Este estrés puede ser inducido por una carga de tensión directa o a partir de un momento de flexión. Para permitir, que la unidad absorba esas cargas con éxito, se debe considerar que las condiciones de pre carga deben ser óptimas y una precisión de encaje prótesis sobre implante debe ser alcanzada[3].

La pre carga citada hasta el momento, caracterizada por el alargamiento del tornillo fue considerada por Smedberg et al.[5] Como pre carga interna, una fuerza axial. Para los autores, ésta es idealmente alcanzada si el contacto entre los componentes del sistema de implantes se presenta favorable. Por otro lado, cuando una prótesis demuestra cierto grado de desajuste sobre el implante, una distorsión de la restauración ocurrirá cuando al apretar el tornillo genera una carga adicional, referida por los autores como la pre carga externa. Esta fuerza adicional es desarrollada una vez que, en la ausencia del ligamento periodontal, una acomodación de la desadaptación de la prótesis no es posible. Este componente externo de pre carga es el que puede resultar en fuerzas axiales y momentos de flexión sobre los implantes, actuando como una permanente carga estática sobre los mismos[13]. Según Karl et al.[14], existen dos tipos de acción de fuerzas sobre restauraciones implanto soportadas: cargas dinámicas impuestas

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

por las fuerzas de masticación y cargas estáticas causadas por las imprecisiones en proceso de fabricación de las infraestructuras.

La reducción de la precarga puede provocar un desajuste en la unión entre el implante y el pilar, lo que facilita la infiltración bacteriana en esa zona, aumentando el riesgo de fracaso del implante. A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversas modificaciones en el diseño de la conexión implante-pilar con el objetivo de mejorar el ajuste y minimizar o eliminar el microespacio existente entre ambas[15].

IV.2 CON RELACIÓN AL HUESO PERI–IMPLANTAR

Generalmente la pre carga es la primera respuesta a una fuerza (torque) aplicada al sistema del implante. De esta manera, solamente después de la comprensión exacta de su dinámica es posible entender correctamente las respuestas de tensión deformación del complejo que envuelve el implante y hueso[16].

Uno de los primeros trabajos sobre biomecánica en implantes dentarios fue el de Skalak[10] quien analizó la distribución de tensión y los mecanismos de transferencia de carga en implantes y hueso. De acuerdo con el autor, la proximidad entre el implante y el hueso es una característica fundamental para la trasmisión de fuerzas una vez que, sin ninguna capa fibrosa como intermediaria, permite el funcionamiento de ambos como una unidad. Por eso, cualquier tipo de carga aplicada afectará la interfase hueso implante. De esta manera, uno de los aspectos críticos para el éxito o fracaso de los implantes dentarios está en la manera cómo estas fuerzas son transmitidas.

Según Duyck et al.[17], cualquier implante oral puede ser expuesto a las fuerzas y momentos de fuerza que puedan exceder sus gradientes de tensión, permitiendo que las mismas sean transferidas para el hueso. Por otro lado, si una gran cantidad de energía es absorbida por el implante, existirá una gran reducción en la tensión a ser distribuida.

IV.3 CON RELACIÓN A LA PRÓTESIS

Una prótesis con adaptación pasiva fue defendida por la primera vez por Brånemark et al.[18] para responder a las preocupaciones en torno a calidad de anclaje hueso implante. Según los autores, un implante oseointegrado tiene un movimiento extremamente limitado – dentro de un intervalo de 10 um – mientras que un diente natural puede moverse 100 um en su ligamento periodontal. Esta falta de flexibilidad en la zona de contacto entre el hueso y el implante, esto implica que las fuerzas de tensión, compresión o flexión, introducidas por la mala adaptación y la ausencia de asentamiento pasivo en el encaje de una prótesis sobre implante puede resultar en fallas del sistema.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Pasividad o asentamiento pasivo es caracterizado por el contacto circunferencial simultaneo de toda la superficie de encaje de prótesis sobre implante[1]. Para Sahin y Cehreli[2], el asentamiento pasivo es asumido como siendo uno de los pre requisitos más importante para el mantenimiento de la interfase hueso-implante. Consideran además, que para proporcionar una adaptación pasiva o una prótesis libre de tensión, la infraestructura debería, teóricamente, inducir tensión igual a cero sobre componentes de implante y su entorno óseo, en la ausencia de cargas externas.

Para prótesis atornilladas si el gap marginal entre las infraestructuras y pilares fuera excesivo, pre cargas externas serán introducidas en los intermediarios y tornillos de fijación causando aflojamiento o fractura. El aflojamiento de los tornillos de fijación es atribuido al torque contrario insuficiente (tensión en vástago del tornillo), para la curvatura de una infraestructura mal adaptada. Como consecuencia, un brazo de palanca es creado, y inevitablemente, existe una sobrecarga de todos los componentes del implante vecino. Si eso no ocurre, el estrés incorporado puede causar fractura de la infraestructura, a menos de que sea confeccionada con un volumen adecuado. En esta situación tensiones son transferidas para el intermediario y el implante, lo que puede provocar complicaciones en relación al tornillo del pilar y el compromiso de la interfase hueso-implante. Por lo tanto una distorsión puede ocurrir tanto en la infra estructura como en el intermediario e implante[2].

De acuerdo con Karl y Taylor[19], a pesar de la utilización de técnicas altamente sofisticadas, que aumentan la precisión de la adaptación, aún existe un desajuste leve de infraestructuras sobre intermediarios de implante. Monteiro et al.[1] Consideran que a pesar de que exista dificultad en la obtención de una prótesis con pasividad completa, el profesional debe utilizar recursos tecnológicos para ofrecer mejores condiciones para sus pacientes. Como una adaptación totalmente pasiva puede ser imposible de ser alcanzada, el objetivo por lo tanto, debe ser proporcionar un nivel mínimo de distorsión a través de la combinación de los mejores materiales y métodos clínicos y laboratoriales disponibles para la fabricación de infraestructuras sobre implantes[20,21].

Entre las técnicas conocidas de asentamiento pasivo en prótesis múltiples implanto retenidas podemos citar, la técnica de mono bloque, técnica de soldadura por fundición, la técnica de segmentos de soldadura laser, técnica de electroerosión y técnica de cilindro cementado.

IV.4 PILARES PROTÉSICOS Y CONEXIONES:

El grado de precisión en el acoplamiento entre el implante y el pilar, así como el adecuado ajuste de la precarga, son factores cruciales para el éxito del tratamiento implantológico. La precarga se refiere a la fuerza que se aplica al pilar durante su colocación. Cuando esta se pierde, puede generarse un desajuste en la conexión entre el implante y el pilar, lo cual facilita la penetración bacteriana en esa área y puede conducir al fracaso del implante.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversas propuestas para mejorar el diseño de la conexión implante-pilar con el fin de lograr un encaje más preciso y reducir o eliminar el microespacio que puede formarse entre ambas estructuras[7].

IV.4.1 TIPO DE CONEXIONES

IV.4.1.1 HEXÁGONO EXTERNO

Este tipo de sistema implantológico se caracteriza por contar con una plataforma hexagonal ubicada en la parte superior del implante y un pilar independiente que se fija mediante un tornillo separado. En este diseño, el hexágono actúa como el único componente encargado de impedir la rotación de la plataforma. La superficie horizontal de la plataforma está diseñada para soportar las fuerzas verticales, mientras que el tornillo del pilar se encarga de absorber las cargas laterales[22].

Este diseño ha sido el más empleado a lo largo de la evolución de la implantología desde su creación[23]. No obstante, con el tiempo, el sistema de conexión externa fue progresivamente modificado, incorporando mecanismos destinados a evitar la rotación[24,25]. Uno de los inconvenientes asociados a esta conexión es el aflojamiento del tornillo, el cual está directamente relacionado con la falta de ajuste rotacional en la unión entre el implante y el pilar. A mayor libertad de rotación, mayor es la probabilidad de que el tornillo se afloje. Para abordar este problema, McHugh desarrolló una técnica orientada a mejorar el ajuste rotacional[24,25].

Este sistema presenta micro movimientos que pueden conllevar a complicaciones clínicas[26]. El centro de rotación más externo promueve menor resistencia sobre movimientos laterales, creando una posible interrupción en la interfase implante-pilar, pudiendo conllevar a una reabsorción ósea. Este sistema está contraindicado para situaciones de sobrecarga[27].

El aflojamiento del tornillo en implantes con conexión de hexágono externo puede deberse a diversos factores, entre ellos: fuerzas verticales excesivas, cargas laterales aplicadas en el lado contrario al trabajo funcional y estructuras protésicas con un ajuste inadecuado[23]. Las limitaciones de la plataforma de hexágono externo se tornaron más evidentes cuando su aplicación fue ampliada para arcos parcialmente edentulos, siendo más adecuado en esos casos, la utilización de conexiones internas anti-rotacionales[23]. En la conexión del hexágono externo, el tornillo del pilar es el único responsable por el mantenimiento del pilar durante las cargas funcionales[28]. Kim et al[29] verificaron que el sistema de hexágono externo posee menor asentamiento en la interfase de la plataforma cuando es comparado con el sistema de hexágono interno.

IV.4.1.2 HEXÁGONO INTERNO

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Consiste en un implante que posee un acoplamiento hexagonal dentro de su estructura y un pilar que se fija mediante un tornillo independiente. El diseño lateral del pilar contribuye a distribuir las fuerzas laterales y a minimizar el impacto de las tensiones sobre el tornillo[22].

Este sistema surgió como evolución del hexágono externo y presenta como ventajas menor aflojamiento del tornillo y fractura, además de la mayor absorción de cargas. El sistema promueve la distribución homogénea de tensiones en torno de los implantes, reduciendo así la tensión en la cresta ósea[30]. Esto puede ser explicado por la forma cónica del hexágono en la prótesis y por la mayor profundidad del encaje hexagonal en el interior del implante, disminuyendo el brazo de palanca y cambiando el fulcro prótesis – implante para el tercio medio del implante[31]

La conexión interna cónica posee un mecanismo que genera un soporte lateral frente las cargas externas, manteniendo el tornillo y el pilar completamente unidos, aumentando así, la resistencia al aflojamiento del tornillo[29]. Esto resulta una mejor distribución de tensión sobre el hueso[27] y promueve mayor estabilidad del tornillo de retención de la prótesis[32], disminuyendo el riesgo de fractura y falla en la prótesis[33,34]. En este tipo de conexión, el mantenimiento del tornillo de fijación en el pilar del implante depende de la pre carga del mismo. Si la fuerza oclusal, a la cual será sometido, excede la pre carga, puede llevar a complicaciones mecánicas, como la pérdida o fractura del tornillo[35].

Los sistemas de conexión interna han presentado mejores resultados en los tests laboratoriales y mayor estabilidad anti rotacional cuando comparados con los de conexión externa[36]. Sobre las cargas oblicuas, las paredes laterales del pilar contribuyen para la distribución de tensiones, siendo favorables para el uso en una única fase quirúrgica y con implantes individuales en regiones con espacio interoclusal reducido[27]. Sin embargo, en prótesis con implantes múltiples, no paralelos, la utilización de conexión interna es limitada[37]. Según Tsuge y Hagiwara[23] no existen evidencias la conexión interna sea mejor que la externa. Gurgel Juarez et al[36] verificaran que las conexiones internas propiciaron 60.4% menos tensión en el hueso trabeculádo que los sistemas de hexágono externo.

En la actualidad, el mercado ofrece una diversidad de conexiones internas, entre las cuales se encuentran múltiples variantes del hexágono interno, así como diseños con geometría triangular y sistemas de conexión cónica[38].

IV.4.1.3 CONO MORSE

Se compone de un implante y un pilar de forma cónica y alargada, que se acopla dentro del implante. La unión cónica profunda entre ambas piezas permite una mayor estabilidad frente a fuerzas laterales[22]-

El sistema cono morse surgió como alternativa al hexágono externo debido a su mayor estabilidad y menor cantidad y magnitud de micro

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

movimientos[39]. En este sistema el pilar está unido al implante por medio de una conexión cónica interna, sin tornillo de retención. Esta conexión fija el sistema por fricción mecánica entre la pared externa del pilar y la interna del implante[40]. El mecanismo de encaje a presión del pilar cónico, combinado con el tornillo de su extremidad, parecen ser los responsables por la protección de los pilares cuando existen cargas excesivas[41].

El sistema cono morse está favorecido por el sellado entre el pilar y el implante induciendo, automáticamente, un asentamiento en el sentido axial[42]. La unión pilar implante en este tipo de sistemas está localizada en la región surcular, evitando el aflojamiento y fractura de los componentes protésicos, además de poseer elevada estabilidad a largo plazo[31,43]. La conexión del implante cono morse prácticamente elimino la pérdida o fractura del pilar[44]. Las complicaciones biomecánicas, como la pérdida del tornillo o fractura de algún componente protésico sucede con menor frecuencia en las conexiones cónicas, disminuyendo los micro movimientos del implante – pilar[38]. El sistema cono morse fue descrito como más estable que el hexágono externo[43,45,46].

El pilar del cono morse, a nivel del hueso marginal, disminuyó sustancialmente el pico de tensión, además de mejorar la distribución de tensión en el hueso de soporte. Esto, puede ser explicado por el hecho de que este sistema posee una interfase cónica, permitiendo que la tensión de cizallamiento pueda localizarse de manera más apical, reduciendo la tensión y reabsorción del hueso marginal[47].

El uso de pilares cónicos mejoran la transmisión de cargas y pueden reducir los picos de tensión alrededor de los implantes[48,49]. El grado de conicidad del pilar no influye en la tensión generada en el hueso cuando es sometido a carga vertical o oblicua[50]. La interfase cónica entre el implante y el pilar contribuye a reducir los niveles máximos de tensión por cizallamiento en el contacto hueso–implante, cuando se compara con conexiones planas o con diseño biselado[43,51]. Doring et al[52] evaluaron clínicamente durante 8 años las complicaciones asociadas con los componentes protésicos en implantes de conexión cónica y no verificaron complicaciones mecánicas, como pérdida del tornillo, fractura del tornillo o corona. Krennmair et al[53] verificaron menor incidencia (3.5%) de pérdida del tornillo del pilar al utilizar implantes con conexión cónica, en comparación con aquellos que emplean pilares con hexágono interno.

IV.4.2 PILARES PROTÉSICOS SEGÚN SU UNIÓN A LA PRÓTESIS:

IV.4.2.1 PILARES ATORNILLADOS

Este tipo de pilar se utiliza en sistemas de retención por atornillado, en los cuales un tornillo mantiene fija la prótesis o la supraestructura[54].

Indicaciones principales:

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

- Cuando hay espacio vertical reducido para la corona, donde un pilar cementado no tendría la retención necesaria.
- En el diseño de estructuras protésicas de bajo perfil, como barras para sobredentaduras.

Ventajas:

- Son fáciles de colocar y retirar.
- Brindan seguridad y eficacia clínica.
- Permiten el desmontaje sin destruir la prótesis.
- Evitan residuos de cemento en los tejidos periimplantarios, reduciendo el riesgo de periimplantitis.
- Ofrecen buena retención incluso con componentes de tamaño reducido[55].

Desventajas

- Riesgo de aflojamiento del tornillo. En caso de repetirse, se recomienda identificar la causa, usualmente relacionada con contactos oclusales inadecuados, en lugar de aplicar más torque.
- La presencia visible del tornillo en la superficie oclusal afecta tanto la estética como la funcionalidad.
- Las obturaciones en resina compuesta sobre los accesos oclusales pueden desprenderse con el tiempo, y su desgaste compromete la anatomía oclusal.
- Frecuentemente, los accesos quedan ubicados en áreas no ideales como cúspides, lo cual interfiere con la oclusión.
- El tiempo clínico requerido para retirar una prótesis atornillada es considerable, ya que es necesario retirar la obturación, extraer el algodón protector y desatornillar los elementos de fijación. Al reinsertarla, los tornillos pueden requerir recambio y nuevamente deben restaurarse los accesos.
- En muchos sistemas, el ajuste entre el implante y el pilar no es completamente hermético, permitiendo el paso bacteriano a través del espacio de conexión (conocido como "gap"). Este fenómeno puede inducir halitosis, pérdida ósea alrededor del implante y afectación del espacio biológico.
- La fatiga de los componentes atornillados es una complicación habitual, ya que el tornillo oclusal es el más delgado del conjunto y presenta mayor riesgo de fractura.
- Lograr un ajuste pasivo preciso es más difícil que en prótesis cementadas. Una adaptación deficiente puede generar tensiones compresivas, tractivas o de cizallamiento en la interfase hueso-implante, provocando reabsorción ósea o daño en los componentes.
- Las fracturas del material oclusal ocurren con más frecuencia en restauraciones atornilladas, debido a la presencia del acceso del tornillo, que actúa como punto de concentración de tensiones. Las reparaciones posteriores presentan menor resistencia, lo que favorece fracturas repetidas y afecta la percepción del tratamiento por parte del paciente.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

- El acceso a sectores posteriores es más complejo, especialmente en pacientes con apertura oral limitada. El manejo de tornillos pequeños y destornilladores puede ser difícil y representa un riesgo si alguno de estos elementos se cae en la cavidad oral, con posibilidad de deglución o aspiración accidental, en especial en el maxilar superior destornillador[55].

IV.4.2.2 PILARES CEMENTADOS

En este sistema, la retención de la prótesis o de la supraestructura se logra mediante el uso de cemento dental[54].

Indicaciones Clínicas

- Especialmente recomendado en casos con altos requerimientos estéticos[55].

Ventajas

- Permite un asentamiento más preciso de las estructuras protésicas sobre los implantes.
- La fase de laboratorio se simplifica, lo que facilita su fabricación.
- La distribución de las cargas masticatorias, generalmente axiales, es más favorable al no haber acceso oclusal para el tornillo, lo que también mejora los contactos oclusales sobre el material definitivo (y no sobre resina compuesta).
- Proporciona un resultado estético superior.
- Se asocia con un menor índice de complicaciones.
- El procedimiento clínico es más simple y presenta un costo reducido.
- Las restauraciones fijas cementadas muestran una menor tendencia al aflojamiento en comparación con las atornilladas.
- Hay menor incidencia de fracturas en la porcelana oclusal gracias a la continuidad estructural de la superficie.
- Si el cemento se desprende, la solución es sencilla: se recementa la restauración sin mayores inconvenientes.
- En términos económicos, las prótesis cementadas son más accesibles que las atornilladas, ya que requieren menos componentes y el proceso de fabricación es más eficiente tanto para el laboratorio como para el clínico.

Desventajas

- Presentan dificultad al momento de retirar la corona, ya que el descementado puede ser complejo.
- El exceso de cemento en los márgenes periimplantarios representa un riesgo, ya que puede causar inflamación o periimplantitis si no se elimina completamente[55].

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

IV. 4.3 PRÓTESIS CEMENTADAS SOBRE IMPLANTES

Las restauraciones fijas implantosoportadas con retención por cementado presentan ventajas biomecánicas destacables frente a las atornilladas. Su diseño permite una estructura protésica estable y sin movimiento, ya que el uso del cemento contribuye a lograr un asentamiento pasivo. Además, este tipo de prótesis está concebido para favorecer una transmisión axial de las fuerzas hacia los implantes, lo que optimiza la distribución del estrés masticatorio.

IV 4.3.1 INFLUENCIA DEL CEMENTADO EN EL AJUSTE

Karl et al[6], en una revisión sobre el ajuste pasivo en prótesis fijas soportadas por implantes, destacó que las restauraciones cementadas pueden favorecer este tipo de ajuste, dado que al prescindir de tornillos de fijación, se elimina la tensión que normalmente se genera al atornillar la estructura. Además, señaló que, si el procedimiento de cementado se lleva a cabo de forma precisa, el cemento no solo no afecta negativamente el ajuste, sino que incluso puede compensar las pequeñas discrepancias generadas durante la etapa de colado[6]. Por su parte, Guichet[56], en un estudio de características similares, no halló diferencias significativas en la apertura marginal entre ambos tipos de prótesis antes de su fijación. Sin embargo, observó que el 80% de las prótesis cementadas presentaban una menor concentración de tensiones frente a la aplicación de cargas, y que estas fuerzas se distribuían de forma más uniforme en comparación con las restauraciones atornilladas, a lo largo del conjunto implante-prótesis[56].

Hasta la fecha, no se ha identificado un sistema de unión óptimo entre los implantes y sus prótesis —ya sea mediante tornillos o cemento—, lo que mantiene abierto el campo de investigación en este aspecto.

En las rehabilitaciones orales, tanto convencionales como sobre implantes, el cementado representa la etapa final, en la que se insertan las restauraciones en la cavidad bucal. Esta fase es crucial por su relación directa con la retención, la resistencia, el sellado marginal y el éxito clínico del tratamiento[6]. Actualmente se sabe que el cemento incide más en la resistencia que en la retención, ya que su función es incrementar la fricción entre la restauración y el pilar, mientras que la retención está más condicionada por la geometría y dimensiones del mismo[57].

Una de las principales complicaciones asociadas al cementado es la falta de asentamiento completo de las restauraciones sobre los pilares. Esta situación provoca una disminución de la retención y un aumento de la discrepancia marginal, lo cual favorece la disolución del cemento, y puede generar problemas oclusales y periodontales, comprometiendo el éxito de la restauración[58]

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Es bien sabido que el asentamiento incompleto en prótesis cementadas no solo se debe a imperfecciones en el colado, sino también a diversos factores como la cantidad, viscosidad y espesor del cemento, el método de aplicación, la distribución uniforme del material, la presión ejercida durante el cementado, el tiempo de trabajo y las condiciones ambientales, como humedad y temperatura[58].

Cuando el procedimiento de cementado no es el adecuado, se puede generar una presión hidráulica excesiva en la superficie oclusal del pilar, lo que impide el correcto asentamiento de la prótesis. Para minimizar este efecto, se han propuesto ajustes en la técnica.

En la actualidad, se recomienda aplicar una capa delgada de cemento sobre las paredes axiales del pilar, manteniéndose a cierta distancia del margen. Esta técnica, respaldada por estudios como los de Suárez[58], ha demostrado mejorar tanto la retención como el sellado marginal de las restauraciones. En relación al tipo de cemento ideal, no existe un consenso definitivo, y la literatura muestra resultados contradictorios respecto a la influencia de distintos cementos sobre el ajuste marginal[58].

Debido a la ausencia de un cemento que cumpla con todos los requisitos ideales, su elección debe basarse en las características del caso clínico y los objetivos del tratamiento. En prótesis fija, algunos autores sugieren el uso de cementos temporales, que ofrecen una retención adecuada y facilitan la remoción de las restauraciones sin recurrir a técnicas invasivas[57].

Aunque se ha reportado que la retención uniaxial de los cementos permanentes (como el fosfato de zinc) es entre 2,5 y 4,7 veces superior a la de los cementos temporales (como el óxido de zinc con eugenol), no se ha encontrado una relación directa entre el tipo de cemento y el ajuste marginal alcanzado.

IV 4.3.2 SITUACIÓN ACTUAL RESPECTO AL AJUSTE PASIVO

Aunque la rehabilitación con implantes dentales es un procedimiento planificado y estandarizado, no está exenta de complicaciones que pueden surgir en diferentes etapas del tratamiento. Durante la fase quirúrgica, los principales inconvenientes incluyen el fallo en la osteointegración, la reabsorción ósea alrededor del implante y una inserción inadecuada en cuanto a posición y eje. En cuanto a la fase protésica, los fallos más comunes están relacionados con cargas oclusales desfavorables —especialmente si no están alineadas con el eje del implante— y con la ausencia de un ajuste pasivo entre la estructura protésica y los pilares[59].

Cabe destacar la relevancia de los problemas asociados a las estructuras metálicas utilizadas en este tipo de rehabilitación. Uno de los inconvenientes más relevantes es la deformación plástica o permanente de las supraestructuras,

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

cuando estas no logran resistir de manera adecuada las cargas funcionales. Esta deformación puede conllevar una transmisión inadecuada de fuerzas a los implantes, provocando el aflojamiento de los tornillos o incluso la fractura de los componentes restauradores debido al estrés excesivo o a la sobrecarga. Para evitar este tipo de fallos, es fundamental seleccionar aleaciones con un módulo de elasticidad y un límite elástico elevados, que puedan soportar las fuerzas del sistema estomatognático sin sufrir deformaciones.

Otro desafío crítico es la falta de adaptación precisa entre la estructura y los pilares. El llamado "ajuste pasivo" en implantoprótesis cementadas se define como el contacto circunferencial simultáneo de todos los pilares con sus respectivos implantes y de la estructura protésica con cada uno de los pilares[59].

Desde la introducción de las prótesis implantosoportadas, Weinberg[60] advirtió que un colado inexacto podría dar lugar a fallos mecánicos tanto en el armazón metálico como en los materiales estéticos, así como a posibles daños en los componentes protésicos o incluso en los propios implantes. También señaló que la distribución inadecuada de las tensiones podría inducir pérdida ósea alrededor del implante. Sin embargo, investigaciones posteriores, como las de Jemt y Book[26] no identificaron una relación estadísticamente significativa entre la falta de ajuste pasivo y la pérdida ósea periimplantaria, aunque sí observaron que las rehabilitaciones desajustadas tienden a fatigarse con mayor facilidad[59].

Algunos trabajos incluso sugieren que el tejido óseo podría tolerar cierto grado de desajuste en las supraestructuras sobre implantes. No obstante, todavía no se ha determinado con precisión hasta qué punto estas discrepancias pueden comprometer la osteointegración ni cuál es el margen de tolerancia aceptable en prótesis fijas convencionales o sobre implantes, ya que los valores propuestos por diferentes autores se basan en observaciones empíricas.

Es importante considerar que, en el caso de prótesis implantosoportadas, la mayoría de los estudios sobre tolerancia al desajuste se centran en estructuras atornilladas, cuyas características de fabricación, inserción y comportamiento biomecánico difieren considerablemente de las prótesis fijas cementadas.

Branemark[18] (citado por Kan) fue el primero en introducir el concepto de asentamiento pasivo en 1983, estableciendo como límite aceptable de desajuste una discrepancia de hasta 10 micras, permitiendo con ello una remodelación ósea que respondiera adecuadamente a las fuerzas oclusales.

Posteriormente, Klineberg y Murray[61] (1985) definieron sus propios parámetros, señalando que una discrepancia vertical máxima de 30 micras entre el margen superior del pilar y el borde inferior de la estructura era aceptable en al menos el 90% de la circunferencia.

En otro estudio Millington y Leung [62] demostraron in vitro que desajustes tan pequeños como 6 micras ya generaban tensiones en los márgenes protésicos. Asimismo, comprobaron que si las discrepancias superaban las 50

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

micras, los tornillos transoclusales de las prótesis atornilladas no lograban asegurar el contacto adecuado entre los cilindros metálicos y los pilares en la zona del hombro.

IV 4.3.3 TECNICA DE CILINDRO DE ASENTAMIENTO PASIVO

Este método posibilita lograr un asentamiento pasivo eficaz sin requerir procesos de soldadura, ya que se basa en la fijación mediante cemento del cilindro de titanio a la estructura metálica. Al utilizar esta técnica, se obtiene un excelente nivel de adaptación de la prótesis y una pasividad adecuada, lo cual representa una ventaja adicional a la disminución del tiempo clínico y de laboratorio necesario para su ejecución[57,58].

Borges et al.[57] evaluaron la rehabilitación con implantes en prótesis con la técnica de cilindro cementado. La evaluación fue longitudinal de uno a cinco años después de la instalación de prótesis. Después de la evaluación, se observó que los doscientos treinta y siete implantes evaluados, cinco habían aflojamiento de los cilindros. Dos de los implantes se perdieron después del primer año de funcionamiento, dieciséis presentaron aflojamiento de tornillos del pilar. Los autores también afirman que, debido a la utilización de cilindros prefabricados, existe un mejor ajuste marginal, que no se someten a la fusión, lo que podría provocar cambios dimensionales. Por otra parte, la técnica tiene otras ventajas, tales como: mayor resistencia de la infraestructura debido a la colada monobloque, facilidad de mantenimiento, y la reducción de la reversibilidad de la clínica y el costo[57].

IV. 4.5. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

La distribución de tensiones en el hueso circundante es un factor fundamental para el éxito o fracaso de un implante[63]. La determinación correcta de la biomecánica en el tejido óseo periimplantar es un desafío experimental que ha sido estudiado por diferentes métodos de la bioingenieria incluyendo tests de fotoelasticidad, “Strain Gauge” y análisis por elementos finitos, teniendo como objetivo final la evaluación del riesgo de reabsorción ósea que puede afectar la estabilidad de la prótesis durante cierto periodo de tiempo[64,65].

Para determinar las propiedades mecánicas del hueso, es usado como padrón oro el test de ensayo mecánico. Desgraciadamente, es un test destructivo y su metodología no es aplicable *in vivo* [66]. Recientemente, la incorporación de innovadores diseños de implantes ha impulsado el uso del método de elementos finitos, el cual permite analizar cómo se distribuyen las fuerzas de tensión y deformación mediante la resolución de ecuaciones de equilibrio, considerando tanto las cargas aplicadas como las restricciones del sistema[67].

Para el análisis por medio del método de elementos finitos (MEF) son empleados modelos matemáticos, que son descripciones analíticas de fenómenos y procesos físicos, siendo desarrollado utilizando suposiciones sobre cómo funciona el procesos y las leyes que regulan el mismo, siendo

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

generalmente caracterizados por ecuaciones muy complejas y o integrales, en dominios geométricamente complejos que describen el sistema[68]. Actualmente, el uso de un método numérico y computadora para evaluar el modelo matemático de un proceso y estimar sus características es llamado de simulación numérica.

Los modelos numéricos poseen ventajas como[68] :

1. La mayoría de las situaciones reales involucran geometrías complejas, materiales heterogéneos y condiciones de carga no lineales, lo que dificulta la obtención de soluciones exactas mediante métodos analíticos. Por esta razón, los métodos numéricos representan una alternativa viable para encontrar soluciones aproximadas.
2. Con el apoyo de herramientas computacionales, los métodos numéricos permiten analizar cómo distintos parámetros influyen en el comportamiento del sistema, facilitando una mejor comprensión del proceso evaluado. Además, esta estrategia reduce el uso de recursos físicos y el tiempo requerido, en comparación con la realización de múltiples experimentos de laboratorio.
3. Es posible incorporar al modelo matemático todos los aspectos relevantes del fenómeno físico, sin necesidad de centrarse exclusivamente en soluciones exactas.

El método de los elementos finitos (MEF) se destaca como una técnica numérica eficiente para resolver problemas complejos con condiciones físicas reales, considerando tanto la geometría como los límites del sistema. Esta herramienta posibilita representar con precisión geometrías elaboradas, integrar distintas propiedades de los materiales involucrados y obtener una solución global aproximada[68].

Los elementos finitos pueden clasificarse en dos tipos principales: en dos dimensiones (2D), que emplean mallas triangulares con elementos lineales y dos grados de libertad por nodo; y en tres dimensiones (3D), donde las mallas son tetraédricas, con elementos cuadráticos y tres grados de libertad por nodo[69].

El MEF permite simular de manera cuantitativa y cualitativa diversos ensayos mecánicos complejos. Esto resulta útil para identificar posibles fallos o deformaciones en el hueso de soporte, superando las limitaciones de los métodos de medición in vivo[70-73].

En el ámbito odontológico, los modelos de elementos finitos han avanzado significativamente, siendo utilizados para analizar el impacto de la pérdida ósea sobre las respuestas mecánicas del sistema[71,74,75]. Según Baggi et al. (2008), este análisis permite prever la distribución de tensiones en las zonas de contacto entre el implante y el hueso cortical, así como en el área apical del implante y el hueso trabecular[76]. También se aplica al estudio de los componentes del sistema implantológico. En general, este tipo de análisis proporciona estimaciones sobre el comportamiento estructural tridimensional frente a cargas externas[77,78]. Sin embargo, los resultados están influenciados por múltiples factores, como las propiedades del material, las condiciones de frontera y la definición de lasinterfase[66].

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

A pesar de que los elementos finitos son considerados una herramienta útil[70,79,80], es imposible extrapolar los datos para una situación clínica por las limitaciones de estos modeles, así el modelo presentado por el análisis de los elementos finitos es apenas una aproximación de la situación clínica.

V. HIPÓTESIS:

La prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo presenta menor tensión que la prótesis híbrida con estructura en monobloque atornillada y que la prótesis híbrida con estructura en monobloque desadaptada.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VI. OBJETIVOS DE INVESTIGACIÓN

VI.1 OBJETIVO GENERAL:

Evaluar las tensiones en tres modelos de elementos finitos (MEF): prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo, prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada y desadaptada en la zona del implante distal derecho sometidas a tres niveles de fuerza .

VI.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Evaluar las tensiones máximas en MEF del modelo 1: prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada en el hueso alrededor del implante, en el implante distal dereho, en el pilar y tornillo protésico, en la barra distal derecha a 100N, 200N y 300N**.**
2. Evaluar las tensiones máximas en MEF del modelo 2: prótesis híbrida atornillada en monobloque desadaptada en el hueso alrededor del implante, en el implante distal dereho, en el pilar y tornillo protésico, en la barra distal derecha a 100N, 200N y 300N**.**
3. Evaluar las tensiones máximas en MEF del modelo 3: prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo en el hueso alrededor del implante, en el implante distal dereho, en el pilar y tornillo protésico, en la barra distal derecha a 100N, 200N y 300N**.**
4. Evaluar las tensiones máximas en MEF del modelo 3: prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo en la zona del cilindro y cemento del implante distal derecho a 100N, 200N y 300N**.**

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VII. MATERIAL Y MÉTODO

VI.1. TIPO DE ESTUDIO

Este trabajo corresponde a una investigación de tipo experimental, basada en simulaciones virtuales mediante el método de elementos finitos. Para su ejecución, se empleó el software "SOLIDWORKS® Office Premium 2018.

VI.2. POBLACIÓN Y MUESTRA

La muestra estuvo constituida por tres modelos digitales tridimensionales desarrollados mediante el método de elementos finitos. Cada uno representa un diseño distinto: Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque, Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque desadaptada y Prótesis Híbrida con Cilindro cementado para Asentamiento Pasivo en Maxilar Inferior.

Grupos Experimentales:

Modelo 1: Prótesis híbrida atornillada en monobloque

Este modelo está compuesto por 5 implantes dentales cónicos y roscados, diseñados completamente en titanio grado 5, regular; con conexión externa, unidos con una barra de titanio atornillada a los implantes (Fig. 1,2 y3).

Modelo 2: Prótesis híbrida atornillada en monobloque desadaptada

Este modelo está compuesto por 5 implantes dentales cónicos y roscados, diseñados completamente en titanio grado 5, regular; con conexión externa, unidos con una barra de titanio atornillada a los implantes. A diferencia del modelo anterior esta barra presenta desadaptación de 0.8 mm en el implante número 5 (Fig. 4).

Modelo 3: Prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo

Este modelo está compuesto por 5 implantes dentales cónicos y roscados, diseñados completamente en titanio grado 5, regular; con conexión externa, unido con una barra de titanio cementada a los cilindros de asentamiento pasivo (Fig.5).

VI.2.1 CRITERIOS DE SELECCIÓN

Criterios de inclusión:

Se incluyeron en el estudio únicamente aquellas simulaciones que cumplieron con las siguientes condiciones:

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

- Los modelos fueron elaborados utilizando el software **SOLIDWORKS®**, presentando un mallado completo y correctamente ensamblado.
- Las estructuras se diseñaron siguiendo parámetros previamente establecidos, y se asignaron propiedades mecánicas basadas en referencias bibliográficas, como el módulo de elasticidad, el coeficiente de Poisson, el coeficiente estructural y las características del tejido óseo.
- No se identificaron modelos con ensamblajes incompletos o defectuosos.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

VII.3. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIBLES	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADORES	TIPO	ESCALA	VALORES
Tensión Compresiva (Dependiente)	Se define operacionalmente como el valor máximo, expresado en megapascales, de la deformación experimentada por el hueso, el implante distal derecho, el pilar protésico y la estructura de la prótesis cuando son sometidos a una carga a lo largo de su eje axial.	Valores de escalas de Von Misses	Cuantitativa continua	Razón	Megapascales es Mpa
Dirección de la Fuerza (Variable Independiente)	Definida como la dirección con que se aplicará la fuerza		Cualitativa	Nominal	Vertical: 100N, 200N y 300N

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

	(100N, 200N, 300N) a través del software				
Tipos de Prótesis Híbrida (Variable Independiente)	Prótesis híbrida atornillada en monobloque adaptada Prótesis híbrida atornillada en monobloque desadaptada Pótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo		Cualitativa	Nominal	

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VII.4 MÉTODO Y TÉCNICAS

VII.4.1 MÉTODO

El empleó la observación estructurada para analizar las tensiones en los distintos componentes de una prótesis híbrida, esamblada mediante una barra pre fabricada rígida.

VII.4.2 TÉCNICAS Y PROCEDIMIENTOS

El enfoque metodológico empleado en esta investigación fue de tipo experimental virtual. La evaluación de la distribución de tensiones compresivas en las prótesis híbridas se llevó a cabo mediante el **Método de Elementos Finitos (MEF)**, utilizando herramientas computacionales. Para ello, se trabajó con el software **SOLIDWORKS COSMOWORKS® 2018**.

Los modelos tridimensionales fueron desarrollados por un ingeniero mecatrónico con especialización en ingeniería biomédica, quien además cuenta con formación de nivel máster en el uso del programa **SOLIDWORKS COSMOWORKS®**, obtenida en la Pontificia Universidad Católica del Perú.

VII.4.2.1 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Los materiales fueron considerados homogéneos e isotrópicos, siendo configurados en relación a las propiedades mecánicas, módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson con base en la literatura (Anexo 1).

Modelos de Implantes y componentes protésicos:

Los modelos de los implantes (Neodent) y componentes protésicos fueron construidos digitalmente en 2D y transformados en un modelo con formato 3D.

Generación de la malla:

La malla fue generada con elementos tetraedricos, controlados por medio de refinamiento en las regiones de mayor interés, esto es: hueso perimplantar y componentes de las prótesis híbridas. De esta manera, se buscó obtener elementos con pequeñas dimensiones (máximo de 2mm) y con un valor de crecimiento del elemento igual a 1,5 (Anexo 2,3 y 4).

Condiciones de Carga:

Una vez construido el modelo como parte del proceso numérico, el análisis estructural fue resuelto mediante el software de simulación, obteniéndose los resultados correspondientes a los campos de tensión y deformación. Las cargas fueron aplicadas utilizando el programa de elementos finitos **COSMOWORKS®**

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

2018, simulando fuerzas de **100 N, 200 N y 300 N** dirigidas verticalmente a lo largo del eje axial del implante número 5, tal como se muestra en la figura 6.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VII.5. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El presente estudio fue remitido al Comité Institucional de Ética e Investigación de la Facultad de Estomatología de la Universidad Científica del Sur para su evaluación. Al tratarse de una investigación basada en simulaciones mediante el método de elementos finitos, y no involucrar seres humanos ni animales, se determinó que no existía vulneración de principios éticos, por lo cual fue exonerado de revisión completa (Código de aprobación Nº 000264).

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

VII.6 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

El análisis se inició con la aplicación de estadística descriptiva, utilizando medidas de dispersión como los valores máximos y mínimos para la variable de tensión compresiva en cada uno de los modelos evaluados: prótesis híbrida atornillada en monobloque, prótesis híbrida atornillada en monobloque con desadaptación y prótesis híbrida con cilindro cementado orientada al asentamiento pasivo.

A continuación, se generaron representaciones gráficas basadas en la escala de valores de Von Mises, con el fin de identificar las zonas que presentaban mayor o menor concentración de tensiones compresivas.

El diseño de la malla fue realizado utilizando el software **SolidWorks®**, mientras que la interpretación de los resultados se efectuó mediante el programa **CosmoWorks®**. Este último permite el análisis numérico de los datos a través de gráficos tridimensionales con contornos que representan distintas variables: tensiones, deformaciones, errores, energía de tensión, densidad y fuerzas de reacción.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

X. RESULTADOS

El presente estudio se basó en la comparación de las tensiones máximas en Newtons de tres modelos de elemento finitos: Prótesis Hibrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo, Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque adaptada y desadaptada sometidas a carga compresiva de 100N, 200N y 300N en la zona del hueso alrededor del implante distal derecho, en la zona del implante distal derecho, en el pilar protésico, en el tornillo protésico, en la zona la barra distal del implante distal derecho, en el cilindro cementado del modelo 3 y en el cemento del cilindro del modelo 3.

Los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron mayores valores de tensiones sobre la barra distal para el Modelo 1: la técnica Prótesis Hibrida atornillada en Monobloque (173,59 Mpa, 349,24 Mpa, 616,50 Mpa). Mientras que presenta menores valores en el implante distal derecho a 100N y 200N (28.54 Mpa, 42.56 Mpa). Sin embargo a 300 N los valores en el implante distal derecho aumentaban a 370.04 Mpa como se muestra en la Tabla 1.

Por otro lado, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N, 300 N también mostraron valores mayores de tensiones en la barra distal del Modelo 2: técnica Prótesis Hibrida atornillada en Monobloque desajustada (176 Mpa, 351 Mpa y 527 Mpa). Así mismo, presenta menores valores alrededor del hueso del implante distal derecho (29 Mpa, 57Mpa, 86 Mpa) como se observa en la Tabla 2.

Sin embargo, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores mayores de tensiones sobre el cemento así como en la barra distal para el modelo 3: técnica Prótesis Hibrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo (Tabla 3). Así mismo, presenta menores valores en la zona alrededor del implante (19 Mpa, 39 Mpa y 58 Mpa), incluso menores que los modelos 1 y 2 (Tabla 1 y 2).

De la misma manera, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores mayores de tensiones sobre el tornillo protésico para el modelo 2: técnica Prótesis Hibrida atornillada en Monobloque desadaptada (91 MPa, 170 MPa, 250 MPa - Tabla 4).

Sin embargo, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores mayores de tensiones sobre la barra distal para el modelo 3: técnica Prótesis con cilindro cementado para asentamiento pasivo (806 MPa, 1611 MPa y 2415 MPa respectivamente - Tabla 5).

Adicionalmente, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores de tensiones sobre el cilindro cementado para el modelo 3 de 36MPa, 72 MPa y 108 MPa respectivamente (Tabla 6).

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

Finalmente, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores de tensiones sobre el cemento resinoso para el modelo 3 de 806 MPa, 1611 MPa y 2415 MPa respectivamente (Tabla 7).

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Tabla 1 Tensión compresiva (MPa) máxima del Modelo 1: Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque adaptada

Modelo 1	100N	200N	300N
Hueso alrededor del Implante Distal Derecho	44.77 Mpa	53.54 Mpa	124 Mpa
Implante Distal Derecho	28.54 Mpa	42,56 Mpa	370.04 Mpa
Pilar	51.40 Mpa	172.38 Mpa	217.12 Mpa
Tornillo	40.59 Mpa	98.54 Mpa	182.02 Mpa
Barra Distal	173,59 Mpa	349,24 Mpa	616,50 Mpa

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Tabla 2 Tensión compresiva (MPa) máxima del Modelo 2: Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque desadptada

Modelo 2	100N	200N	300N
Hueso alrededor del Implante Distal Derecho	29 Mpa	57 Mpa	86 Mpa
Implante Distal Derecho	38 Mpa	78 Mpa	119 Mpa
Pilar	136 Mpa	254 Mpa	373 Mpa
Tornillo	91 Mpa	170 Mpa	250 Mpa
Barra Distal	176 Mpa	351 Mpa	527 Mpa

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Tabla 3 Tensión compresiva (MPa) máxima del Modelo 3: Prótesis Híbrida con Cilindro Cementado para Asentamiento Pasivo

Modelo 3	100N	200N	300N
Hueso alrededor del Implante Distal Derecho	19 Mpa	39 Mpa	58 Mpa
Implante Distal Derecho	38 Mpa	78 Mpa	119 Mpa
Pilar	78 Mpa	156 Mpa	234 Mpa
Tornillo	34 Mpa	69 Mpa	103 Mpa
Barra Distal	806 Mpa	1611Mpa	2415 Mpa
Cilindro	36 Mpa	72 Mpa	108 Mpa
Cemento	806 Mpa	1,611 Mpa	2,415 Mpa

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

XI. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como finalidad comparar las tensiones de la Técnica Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque adaptada (Modelo 1) y desadaptada (Modelo 2) con la Técnica de Prótesis Hibrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo (Modelo 3) sometidas a carga compresiva de 100N, 200N y 300N, a través del MEF. Se evaluaron los tres modelos en: la zona del hueso alrededor del implante distal derecho, en la zona del implante distal derecho, en el pilar protésico, en el tornillo protésico, en la zona la barra distal del implante distal derecho, en el cilindro cementado del modelo 3 y en el cemento del cilindro del modelo 3.

En este trabajo las tensiones fueron analizadas tridimensionalmente por medio del MEF porque este método permite la obtención de resultados más realistas en relación a los detalles y locales de posicionamiento de los implantes, además de poseer mayor precisión en la distribución de tensiones y deformaciones[65,69,71 81]. Así mismo, el análisis por medio del MEF ofrece detalles de las tensiones en el hueso que serían imposibles de obtener *in vivo*[82]. El modelo de tres dimensiones permite analizar con mayor precisión los tejidos bucales con morfología compleja e irregular[83]. A pesar de esto, los resultados analíticos del MEF dependen, en su mayoría, de la exactitud de los modelos desarrollados, los cuales deben ser modelados lo más semejante posible al objeto real[78,84] por eso, los modelos empleados en este estudio intentaron cumplir con los parámetros más reales dentro de lo posible.

Las fuerzas del estudio fueron simuladas mediante el programa **SOLIDWORKS COSMOSWORKS® 2018**, empleando el criterio de von Mises para el análisis de la distribución de tensiones. El criterio de von Mises, también denominado criterio de máxima energía de distorsión, se utiliza para estimar el límite de fluencia en materiales dúctiles. Este establece que el material cede cuando la energía de distorsión alcanza un valor crítico equivalente al observado en ensayos de tracción uniaxial.

El análisis se representa mediante una escala cromática que va del azul al rojo, permitiendo visualizar la magnitud y localización de las tensiones en los diferentes componentes del sistema implante–pilar, donde los colores cálidos indican mayores concentraciones de tensión.

La reducción de las tensiones en el hueso que circunda los implantes es uno de los objetivos de mayor importancia en implantología[85], ya que la interfase hueso-implante es considerada con la región más vulnerable mecanicamente del sistema pótesis-implante[86].

De esta manera, la falta de pasividad entre las interfases de los componentes de la prótesis pueden inducir una pérdida ósea, fractura del pilar o quiebra y soltura del tornillo de conexión protésica, complicación muy común en caso de adaptación no pasiva. Por esta razón, apareció la técnica de cilindro

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

cementado para así evitar la desadaptación de la estructura. Estos datos concuerdan con los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N que mostraron valores mayores de tensiones en la zona del hueso alrededor del implante para el Modelo 1 (Tabla 1): la técnica Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque (44.77 MPa, 53.54 MPa y 124MPa respectivamente); a diferencia de la Técnica de Cilindro cementado para asentamiento pasivo, Modelo 3 (19 MPa, 39 MPa y 58 MPa respectivamente).

En ese sentido, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N mostraron valores mayores de tensiones en la zona del implante distal para el modelo 2: técnica Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque desajustada (38 MPa y 78 MPa respectivamente). Sin embargo, con fuerzas de 300N mostraron valores mayores de tensiones para el modelo 1: técnica Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque (370.04 MPa - Tabla 1). Ésto concuerda con lo expuesto por Hermann, C. et al.[58] quienes mencionan que la principal ventaja de la técnica de cilindro cementado es la preservación de los implantes distales, debido a la pasividad que presenta la estructura metálica durante el asentamiento.

Los resultados de análisis de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N varian al analizar el pilar y tornillo protésico (Tabla 2), ya que presentan mayores valores de tensiones en el modelo 2: Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque desajustada. Dicho modelo fue estudiado ya que clínicamente la Prótesis Híbrida atornillada en monobloque puede sufrir un pequeño desajuste que es finalmente compensado al atornillarlo, pero como se observa en los resultados, esto conlleva a mayor tensión en el Pilar y Tornillo Protésico.

Sin embargo, de acuerdo con los resultados del análisis de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N existen mayores tensiones en la zona la barra distal para los 3 modelos, existiendo mayores tensiones en el modelo 3: técnica de cilindro cementado para asentamiento pasivo con valores de 2415 MPa con fuerzas de 300N . Este comportamiento puede deberse por las propiedades mecánicas de la barra, debido a su módulo de elasticidad más alto, absorben mayor esfuerzo.

Adicionalmente, los resultados de análisis de tensiones de tipo Von Misses con fuerzas de 100N, 200N y 300N mostraron valores de tensiones sobre el cilindro cementado para el modelo 3 de 36 MPa, 72 MPa y 108 MPa respectivamente y valores de tensiones sobre el cemento resinoso para el modelo 3 de 806 MPa, 1611 MPa y 2415 MPa respectivamente. De esta manera, se puede observar que la línea de cemento recibe mayores tensiones que el cilindro y que el propio implante, conservando así el hueso alrededor del implante.

Una de las limitaciones del estudio fue el espacio diseñado para la desaptación del modelo 2 que fue de 0.8mm, de la misma manera del espacio para el cemento del modelo 3 con el mismo grosor. La desadaptación no es esperada pero 0.8 mm es un gap muy grande. Así mismo, el grosor del cemento oscila ente 50 um y 80 um, por lo que la diferencia de valores puede haber alterado los resultados observados.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

XII. CONCLUSIONES

Después de comparar las tensiones máximas de tres modeles de elementos finitos: Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque adaptada (Modelo 1) y desadaptada (Modelo 2) con la Técnica de Prótesis Hibrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo (Modelo 3) sometidas a carga compresiva de 100N, 200N y 300N, a través del MEF se observó:

1. Que la técnica de Prótesis Híbrida atornillada en Monobloque presenta menores tensiones en el implante distal derecho a 100N y 200 N. Sin embargo, a 300N los valores en el implante distal derecho aumentaban.
2. Que la técnica de Prótesis Hibrida atornillada en monobloque desajustada presento menores tensiones alrededor del hueso del implante distal derecho.
3. Que la técnica de prótesis hibrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo presenta mayores valores a nivel de la barra distal.
4. Que la prótesis híbrida con cilindro cementado para asentamiento pasivo presenta menores tensiones (a nivel del hueso alveolar, de implante y del tornillo protésico) que la prótesis híbrida con estructura en monobloque atornillada adaptada y que la prótesis híbrida con estructura en monobloque desadaptada

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

XIII. RECOMENDACIONES

El presente estudio se circunscribió al análisis de cargas exclusivamente verticales mediante el método de elementos finitos, lo que constituye una limitación en la simulación de condiciones clínicas reales. Se sugiere que futuras investigaciones incluyan la aplicación de cargas oblicuas y la realización de análisis de fatiga, a fin de evaluar el comportamiento biomecánico de los modelos ante esfuerzos dinámicos y repetitivos que simulen de manera más precisa el entorno funcional intraoral.

Se recomienda realizar estudios similares, replicando fuerzas verticales y oblicuas en implante para evaluar diferentes tipos de cementos en la técnica de Prótesis con Cilindro Cementado para Asentamiento Pasivo.

Se recomienda realizar estudios similares *In Vitro* para contrastar los resultados encontrados.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

XIV. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Monteiro DR, Goiato MC, Gennari Filho H, Pesqueira AA. Passivity in implant-supported prosthesis. J Craniofac Surg 2010;21:2026-2029.
2. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent 2001;10:85-92.
3. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-247.
4. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:209-218.
5. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res 1996;7:55-63.
6. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:30-37.
7. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90:121-132.
8. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27:894-904.
9. Chee W, Jivraj S. Failures in implant dentistry. Br Dent J 2007;202:123-129.
10. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-848.
11. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42:71-89.
12. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. J Prosthet Dent 1999;81:411-417.
13. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. J Oral Rehabil 2001;28:226-233.
14. Karl M, Fischer H, Graef F, Wichmann MG, Taylor TD, Heckmann SM. Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. Dent Mater 2008;24:464-470.
15. Pedrola F. Implantologia oral. Alternativas para una prótesis exitosa. Colombia: Amolca; 2008.
16. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. J Prosthet Dent 2009;101:359-371.
17. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care 1997;5:253-273.
18. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977;16:1-132.
19. Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:739-745.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

20. Winter W, Taylor TD, Karl M. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a finite element analysis based on in vivo strain measurements. Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:1288-1295.
21. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. Clin Implant Dent Relat Res 2012;14 Suppl 1:e20-29.
22. Pessoa RS ML, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. . Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:219-234.
23. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J 2009;28:373-381.
24. Binon PP MM. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int. J. Prosthodont 1996;9:511-519.
25. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int. J. Prosthodont 1996;9:149-160.
26. Jemt T CL, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable proteheses: a comparative pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:413-417.
27. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006;33:75-78.
28. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent 2011;20:e24-32.
29. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. Clin Oral Implants Res 2011;22:834-839.
30. Bernardes SR DAC, Fernandes-Neto AJ, Das Neves FD. Photoelastic analysis of abutment union to external and internal hexagons implants. Implant News 2006;3:355-359.
31. Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. J Craniofac Surg 2011;22:2327-2331.
32. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005;75:457-463.
33. Silva EF PE, Villa LMR, Mazaro JVQ, Vedovatto E, Verri FR. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuiçao do estresse. Implant News 2006;4:549-554.
34. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent 2009;18:512-520.
35. Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech 2005;38:87-97.
36. Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC, Jr., Anchieta RB, de Vargas LC et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. J Prosthodont 2012;21:160-166.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

37. Soares MAD PV, Santos AZ, Lenharo A, Luiz NE. Estudo comparativo entre conexoes para implaantes dentários. Implant News 2009;6:685-691.
38. Rodriguez AM, Rosenstiel SF. Esthetic considerations related to bone and soft tissue maintenance and development around dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. J Prosthet Dent 2012;108:259-267.
39. Jaworski ME, Melo AC, Picheth CM, Sartori IA. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27:1091-1095.
40. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 2001;12:262-272.
41. Cehreli M, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. J Dent 2004;32:123-132.
42. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:251-256.
43. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-526.
44. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res 2000;11 Suppl 1:156-158.
45. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997;8:290-298.
46. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. Implant Dent 2006;15:427-435.
47. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2003;14:286-293.
48. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent 2004;92:523-530.
49. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. Eur J Oral Sci 2007;115:408-416.
50. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. J Periodontol 2012;83:111-118.
51. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:33-41.
52. Doring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. J Oral Implantol 2004;30:198-209.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

53. Krennmair G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:78-85.
54. Spiekerman H DK, Jovanovic S, Richter J. Atlas de implantologia. Barcelona: Masson; 1995.
55. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: The denture conversion technique. J Oral Maxillofac Surg 2004;62:106-115.
56. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:239-246.
57. Borges CA HC, Thomé G, Sartori IA, FarneziAP. Analise do comportamento das protesesimplant-suportadas e dos componenetes pela tecnica do cilindro cimentado com diferentes marcas de cimentos resinosos. RGO 2008;56:315 - 318.
58. Hermann C CV, Bernardes S, Farnezi AP, Riesco M, Thomé G. Utilizacao da tecnica do cilindro cimentado emprotese tipo protocol sobre implantes de corpounico. RGO 2007;55:209 -212.
59. Roshanak BN, Saied N, Hasti B, A M. Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible? A Three-Dimensional Finite Element Analysis Int J Oral Maxillofac Implants 2011;26:776 - 781.
60. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:19-31.
61. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. Swed Dent J Suppl 1985;28:63-69.
62. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont 1995;8:511-516.
63. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res 1998;9:407-418.
64. Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Vozza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;16:e852-856.
65. Meric G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, ozden AU. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. Acta Odontol Scand 2011;69:374-384.
66. van Lenthe GH, Stauber M, Muller R. Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. Bone 2006;39:1182-1189.
67. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol 2000;26:77-81.
68. JN R. An introduction to the finite element method. New York: McGraw Hill; 1993. p. 3-16.
69. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. J Mech Behav Biomed Mater 2009;2:410-432.
70. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-598.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

71. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent 2008;100:422-431.
72. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont 2009;18:393-402.
73. Assuncao WG, Gomes EA, Barao VA, de Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:1040-1044.
74. Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. Med Biol Eng Comput 2006;44:527-535.
75. Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013;143:182-189.
76. Kayabasi O YE, Erzincanli F,. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Adv. Eng. Soft. 2006;37:649-658.
77. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. J Oral Rehabil 1998;25:299-303.
78. Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141:71-80.
79. Basciftci FA, Korkmaz HH, Usumez S, Eraslan O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134:773-781.
80. Hatamleh MM, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. Dent Mater 2011;27:445-454.
81. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. Dent Mater J 2012;31:297-308.
82. Field C, Li Q, Li W, Thompson M, Swain M. A comparative mechanical and bone remodelling study of all-ceramic posterior inlay and onlay fixed partial dentures. J Dent 2012;40:48-56.
83. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008;36:463-471.
84. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater 1992;10:153-201.
85. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil 2002;29:565-574.
86. Oliveira EJ. Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados. Pedro Primeiro Ltda. 1997:29-65.
87. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, Kemmoku DT. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. Int J Oral Maxillofac Implants 2016;31:101-110.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

XV. ANEXOS

ANEXO 1

PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE LOS MODELOS EN ELEMENTOS FINITOS[87]

Material	Módulo de Elasticidad (MPa)	Poisson Ratio (μ)
Hueso Trabecular	1.370	0.30
Hueso Cortical	13.700	0.30T
Titanio (Implante/Pilar/Implante/estructura/tornillo protésico y cilindro cementado)	110.000	0.35
Cemento resinoso	5.1	0.27

81. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, Kemmoku DT. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. Int J Oral Maxillofac Implants 2016;31:101-110.

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 2

Datos de la Malla del Modelo 1

Malla Detalles

Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	En los nodos
Control de malla	Definida
Tamaño máx. de elemento	1.99119 mm
Tamaño mín. de elemento	0.398238 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	631599
Número total de elementos	397862
Cociente de aspecto máximo	221.58
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	87
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0.713
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	0.371
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Activar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:09
Nombre de computadora	

Estudio Detalles

Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico	Incluir cargas térmicas
Temperatura a deformación nula	298Kelvin
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane)	Desactivar
Muelle blando	Desactivar
Desahogo inercial	Desactivar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo	Desactivar

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 3

Datos de la Malla del Modelo 2

Malla Detalles

Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	Desactivar
Control de malla	Definida
Tamaño máx. de elemento	1.99119 mm
Tamaño mín. de elemento	0.398238 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	522826
Número total de elementos	325082
Cociente de aspecto máximo	221.6
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	84.8
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	1.06
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	100
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Activar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:08
Nombre de computadora	

Estudio Detalles

Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico	Incluir cargas térmicas
Temperatura a deformación nula	298Kelvin
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane)	Desactivar
Muelle blando	Desactivar
Desahogo inercial	Desactivar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo	Desactivar

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 4

Datos de la malla modelo 3

Malla Detalles

Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	Desactivar
Control de malla	Definida
Tamaño máx. de elemento	0 mm
Tamaño mín. de elemento	0 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	662550
Número total de elementos	401893
Cociente de aspecto máximo	150.81
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	78.2
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	8.95
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	100
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:15
Nombre de computadora	

Estudio Detalles

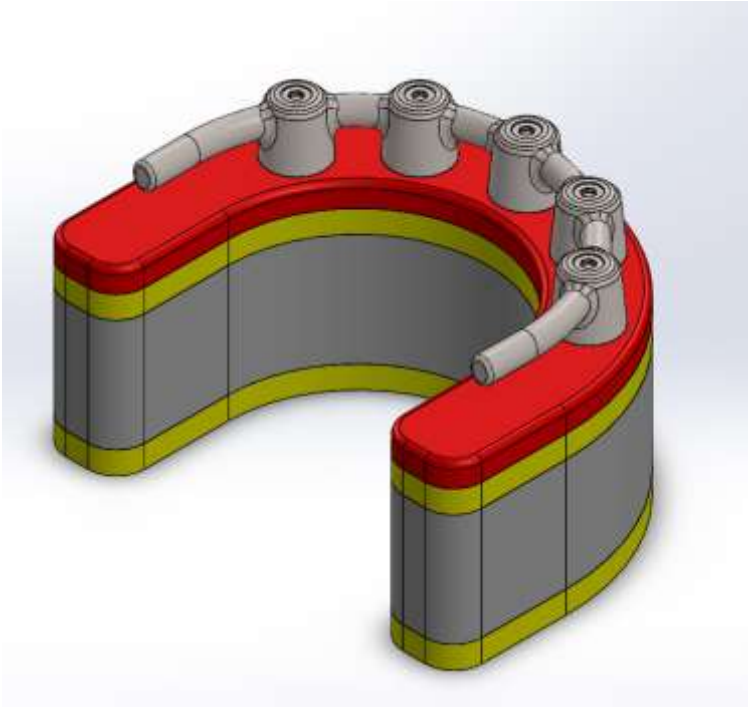
Nombre de estudio	Análisis estático 100N (-Predeterminado-)
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico	Incluir cargas térmicas
Temperatura a deformación nula	298Kelvin
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane)	Desactivar
Muelle blando	Desactivar
Desahogo inercial	Desactivar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo	Desactivar

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ANEXO 5

IMÁGEN 1: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque

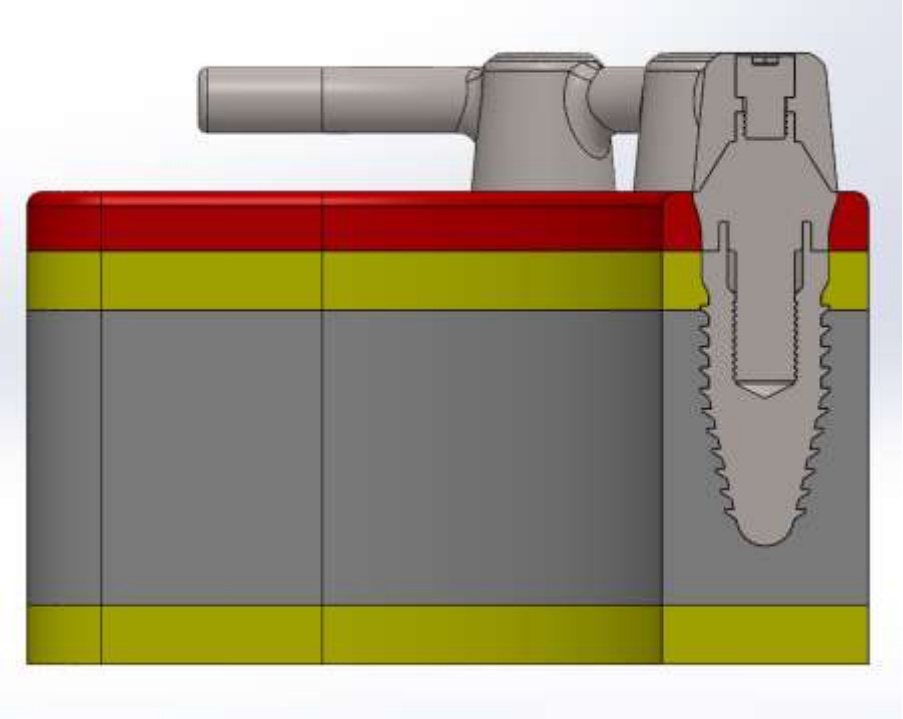


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ANEXO 6

IMÁGEN 2: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque – Vista Sagital

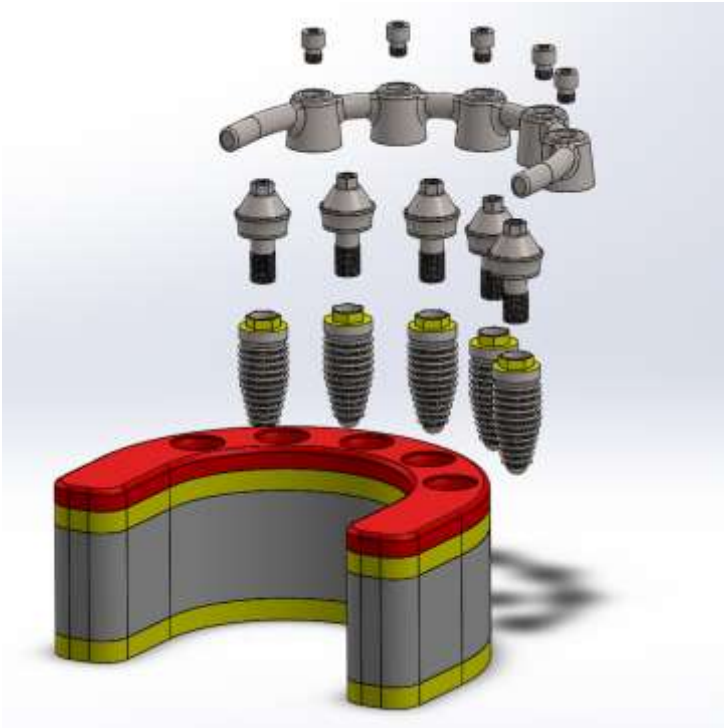


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ANEXO 7

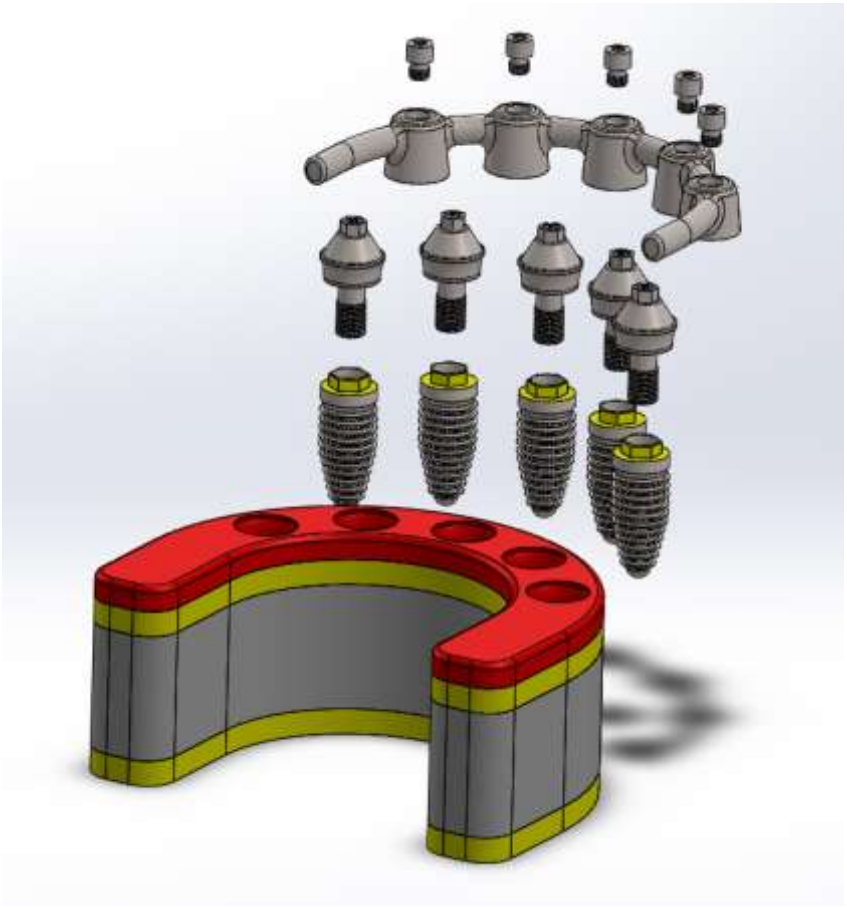
IMÁGEN 3: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque – Elementos de la Prótesis



Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 8

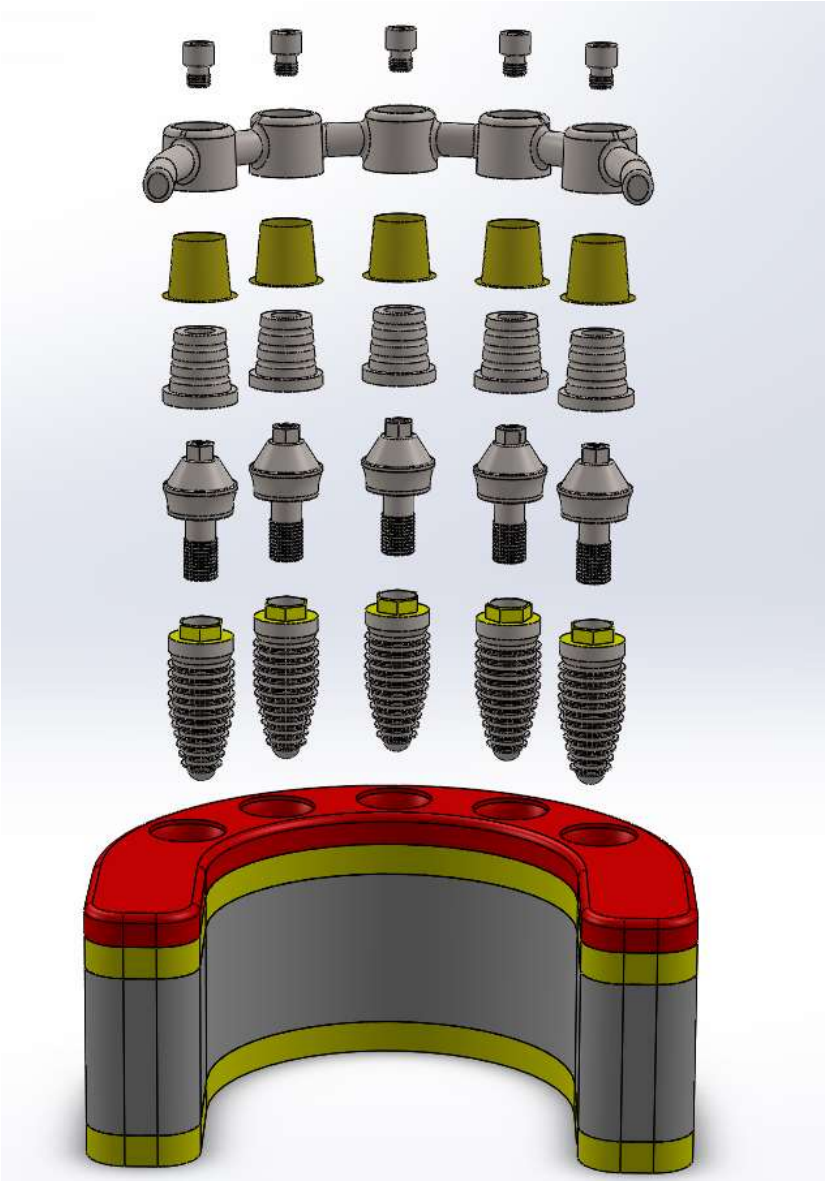
IMÁGEN 4: Técnica de Prótesis Híbrida Atornillada en Monobloque 2 con Barra Desadaptada– Elementos de la Prótesis



Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

ANEXO 9

IMÁGEN 5: Técnica de Prótesis Híbrida con Cilindro Cementado para Asentamiento Pasivo – Elementos de la Prótesis

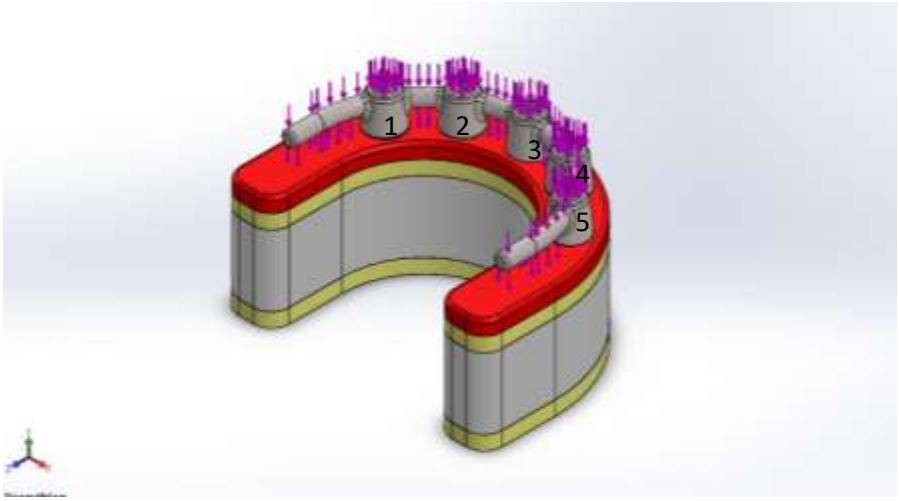


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

TESIS
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

ANEXO 10

IMÁGEN 6: Esquematización de la distribución de las cargas ejercidas sobre los modelos

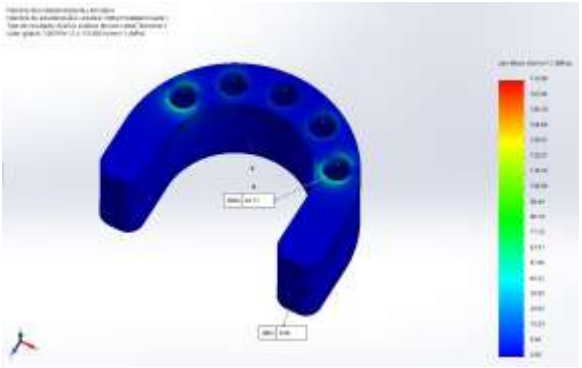


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

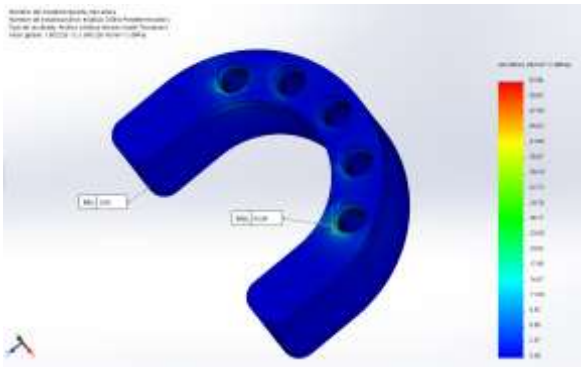
ANEXO 11

IMÁGEN 7: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante distal deerecho del Modelo 1

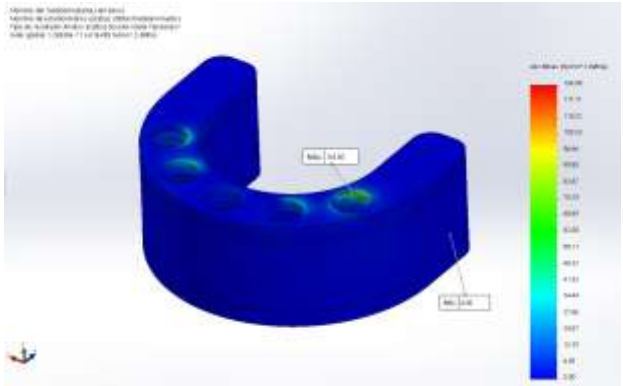
100N



200N



300N

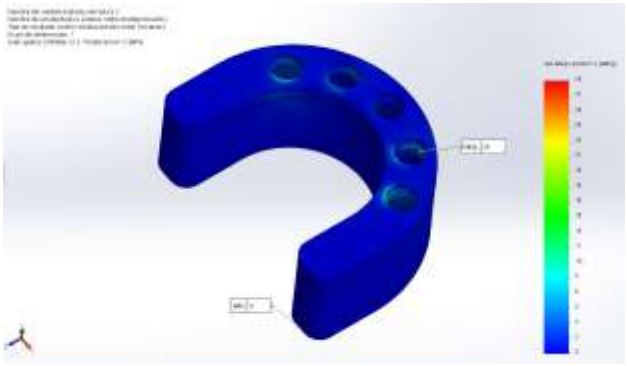


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

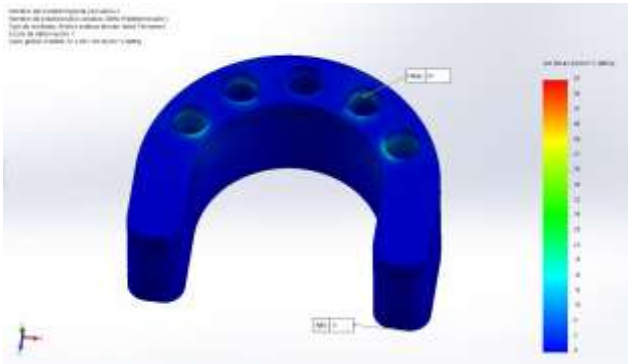
ANEXO 12

IMÁGEN 8: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante distal derecho del Modelo 2

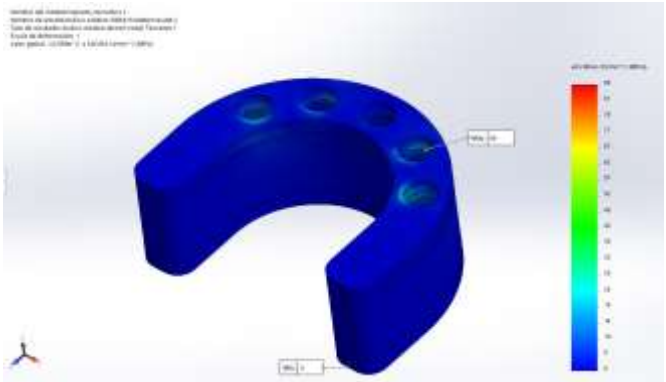
100N



200N



300N

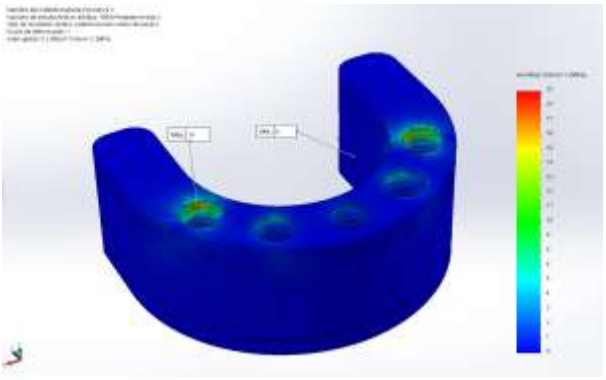


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

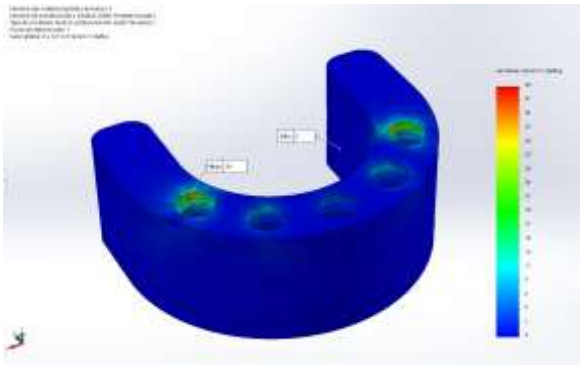
ANEXO 13

IMÁGEN 9: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el hueso alrededor del implante distal derecho del Modelo 3

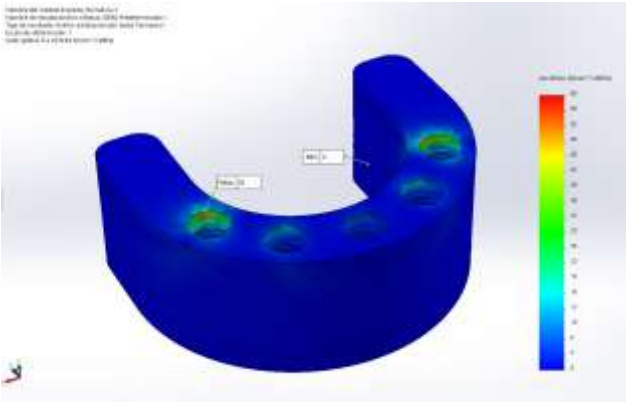
100N



200N



300N

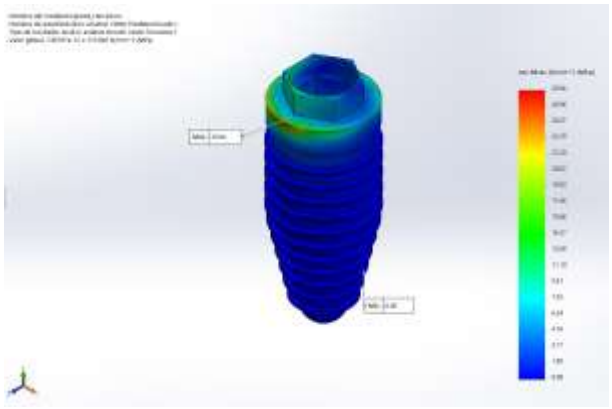


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

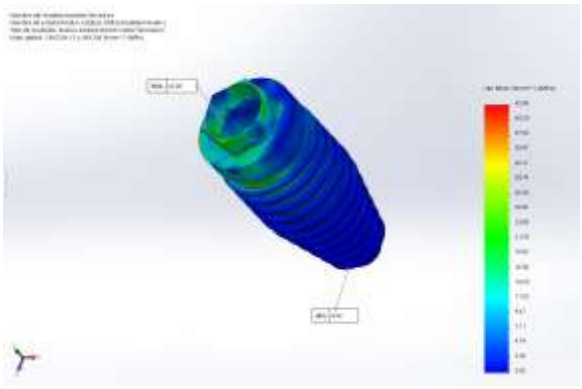
ANEXO 14

IMÁGEN 10: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante distal derecho del Modelo 1

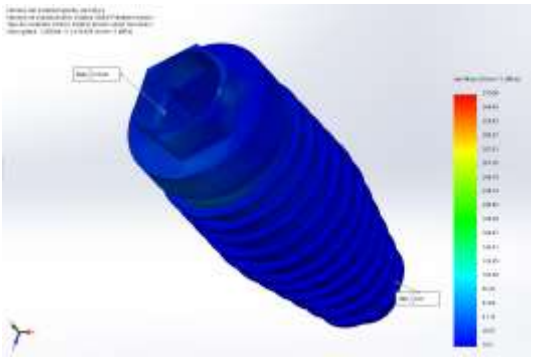
100N



200N



300N

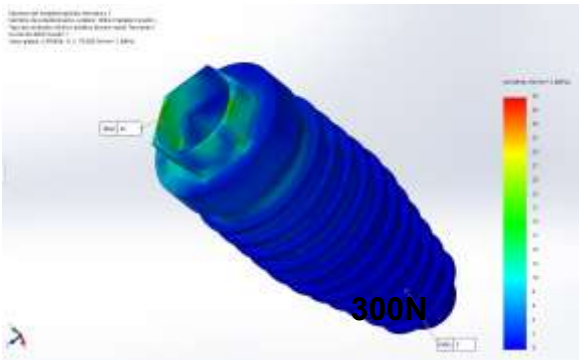


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

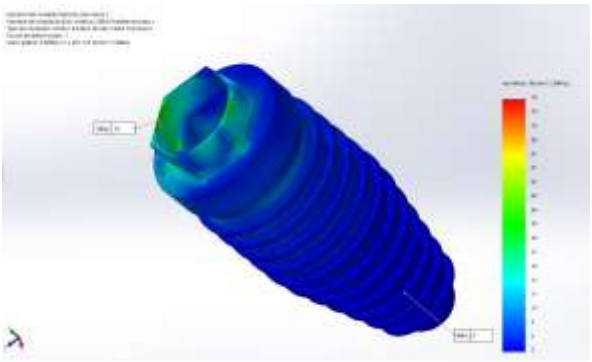
ANEXO 15

IMÁGEN 11: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante distal derecho del Modelo 2

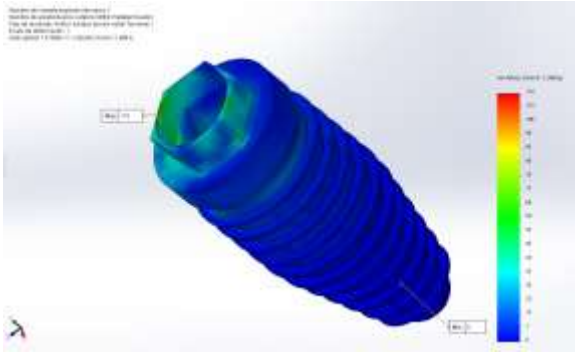
100N



200N



300N

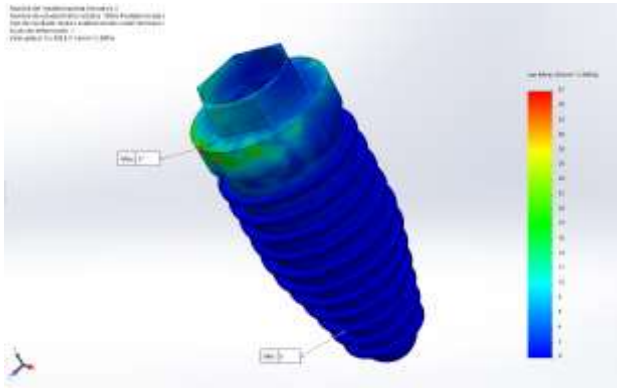


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

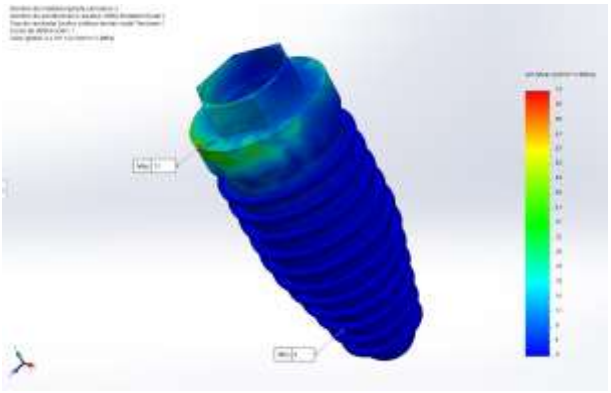
ANEXO 16

IMÁGEN 12: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la zona del implante distal derecho del Modelo 3

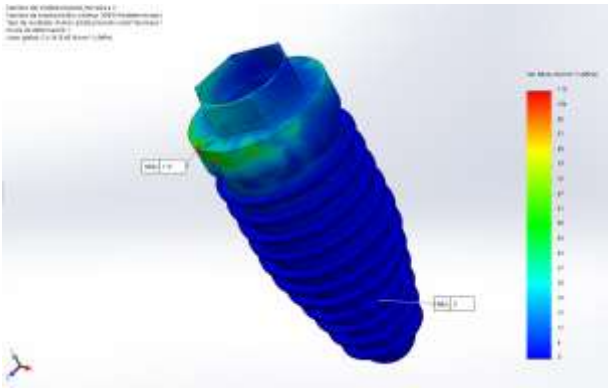
100N



200N



300N

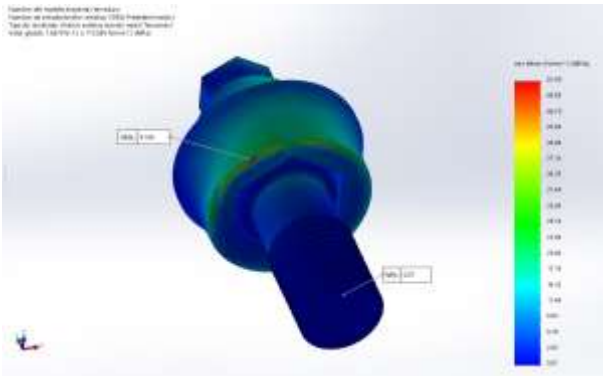


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

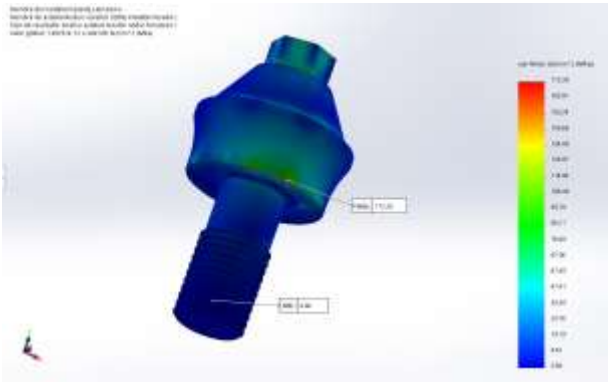
ANEXO 17

IMÁGEN 13: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 1

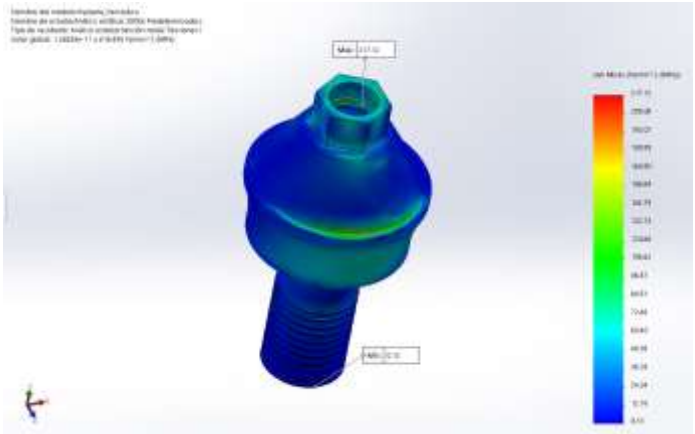
100N



200N



300N

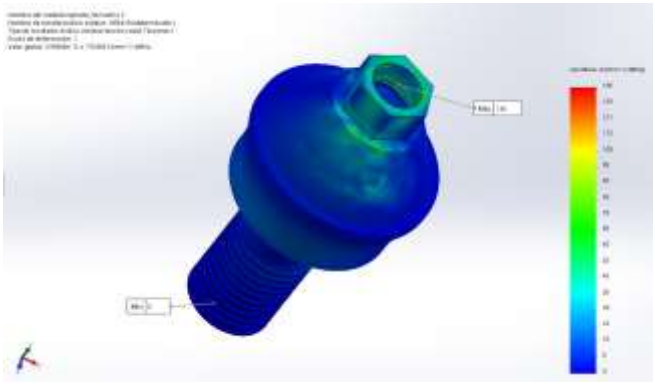


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

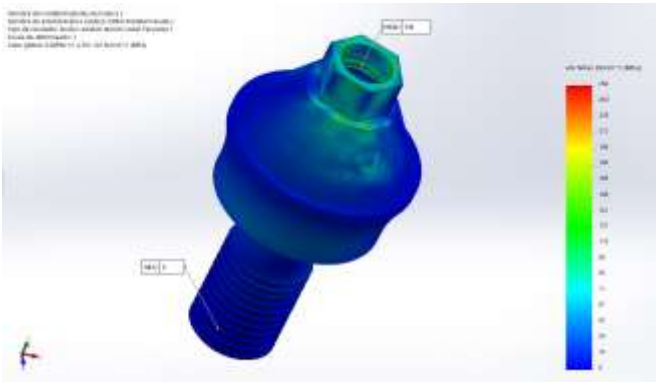
ANEXO 18

IMÁGEN 14: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 2

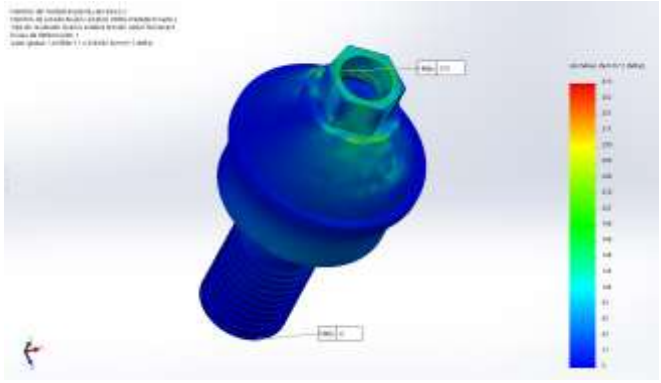
100N



200N



300N

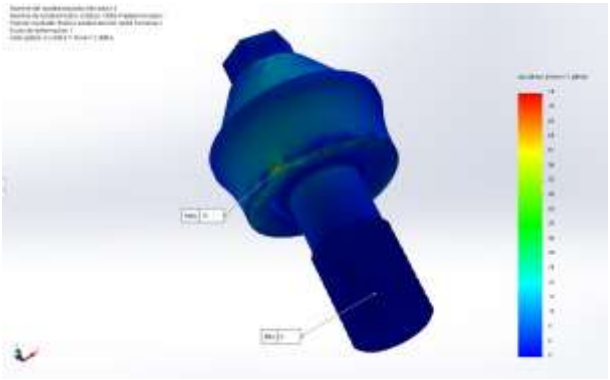


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

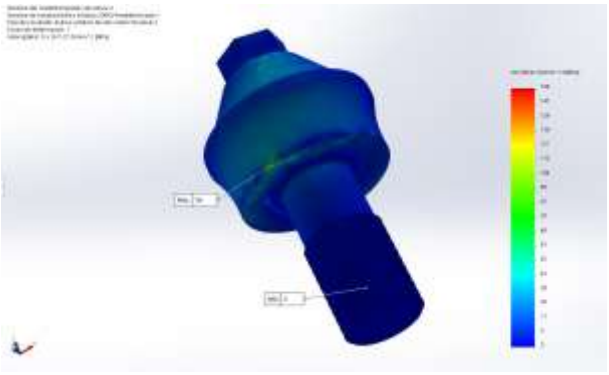
ANEXO 19

IMÁGEN 15: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Pilar Protésico del Modelo 3

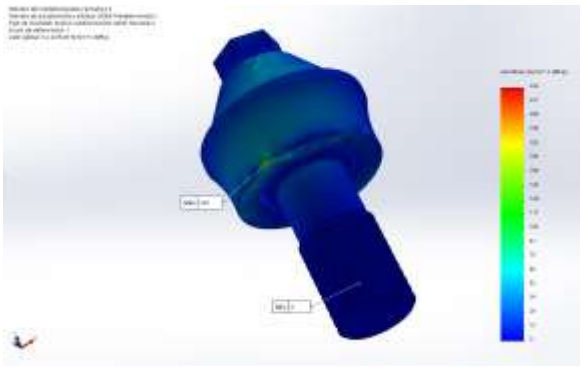
100N



200N



300N

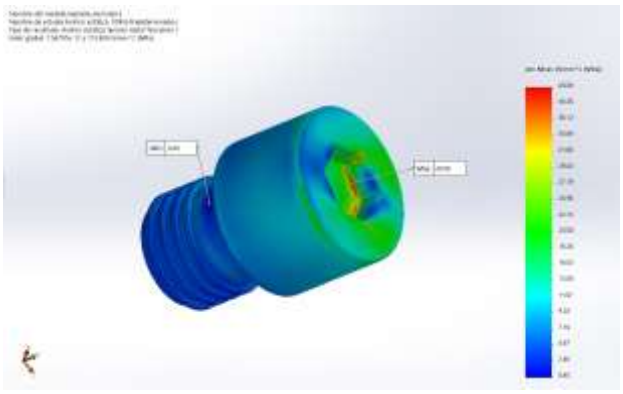


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

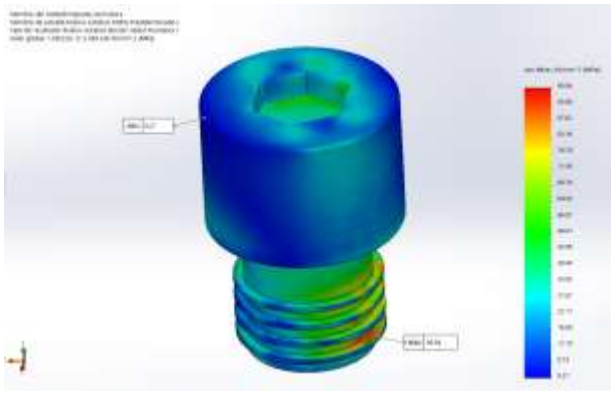
ANEXO 20

IMÁGEN 16: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 1

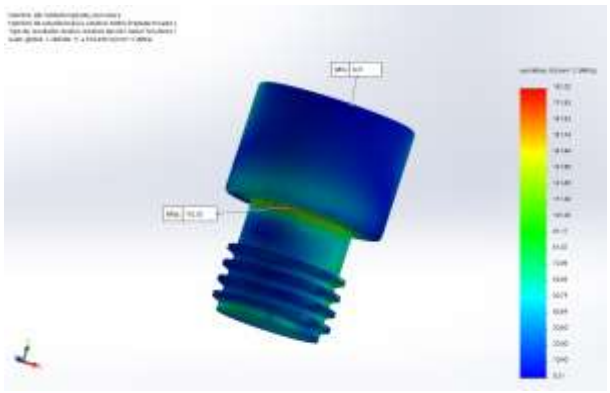
100N



200N



300N



Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

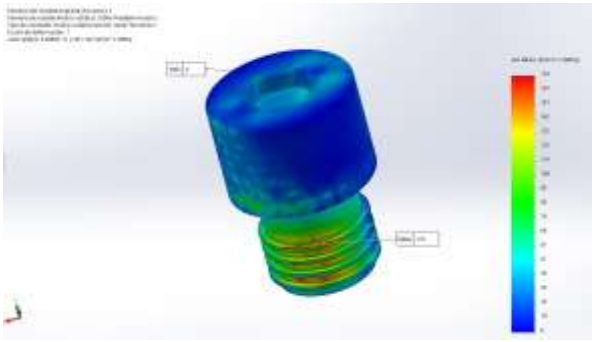
ANEXO 21

IMÁGEN 17: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 2

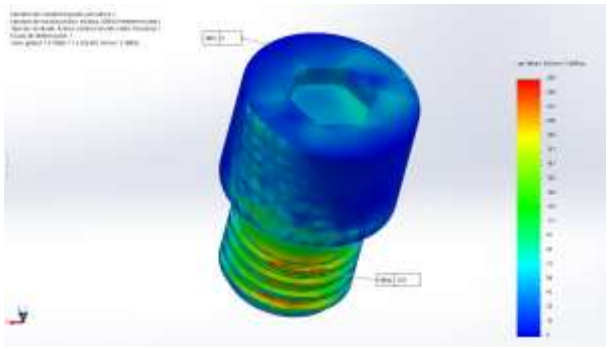
100N



200N



300N

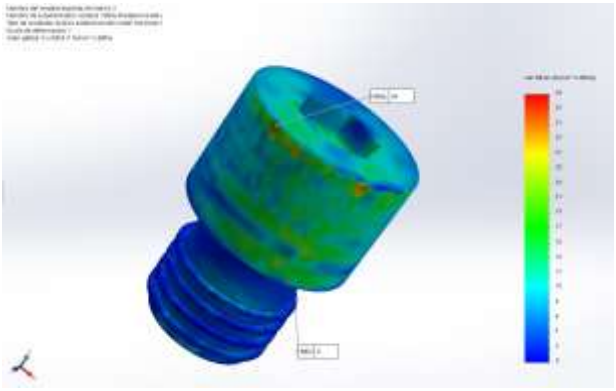


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

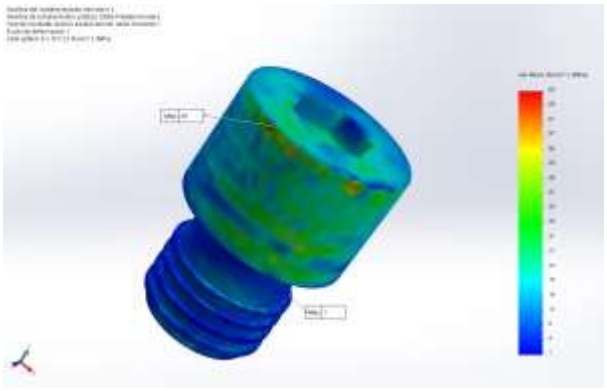
ANEXO 22

IMÁGEN 18: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el Tornillo Protésico del Modelo 3

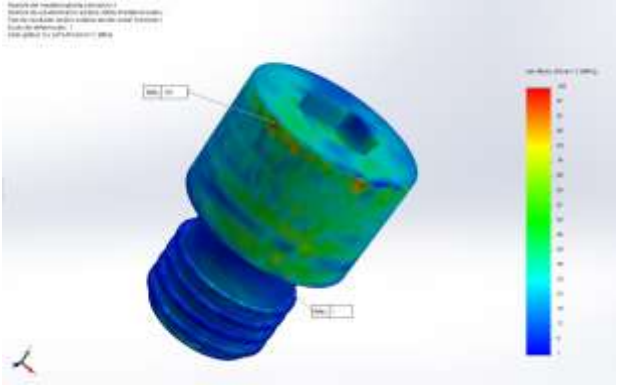
100N



200N



300N

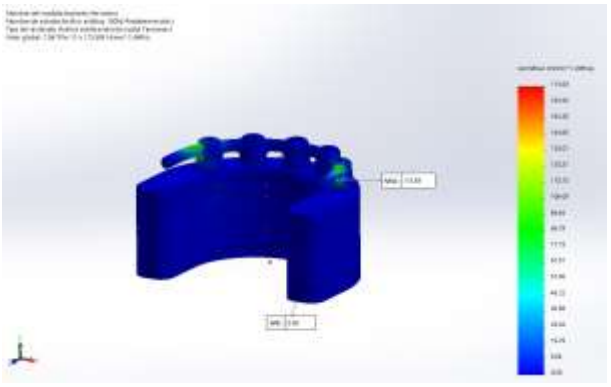


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

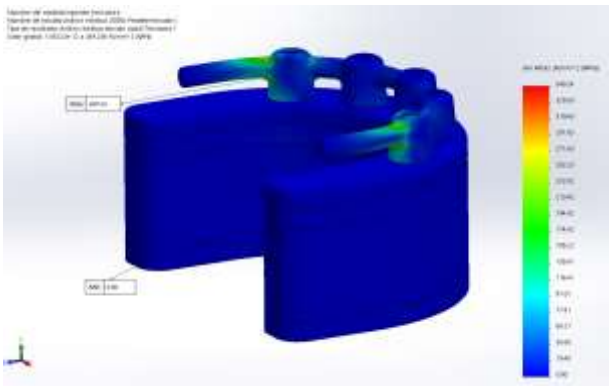
ANEXO 23

IMAGEN 19: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante distal derecho del Modelo 1

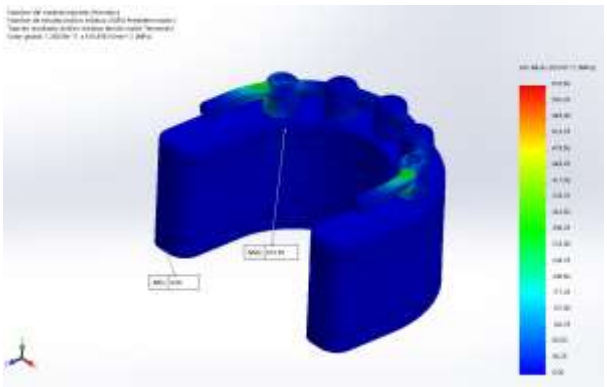
100N



200N



300N

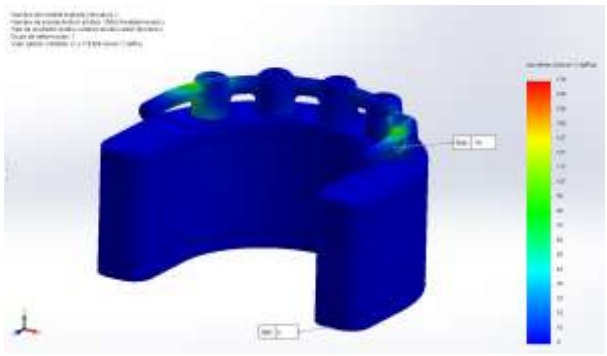


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

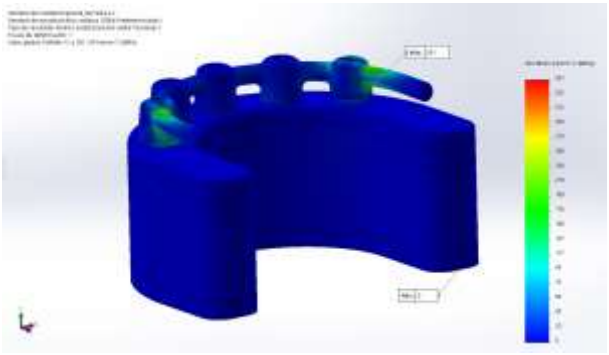
ANEXO 24

IMÁGEN 20: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante distal derecho del Modelo 2

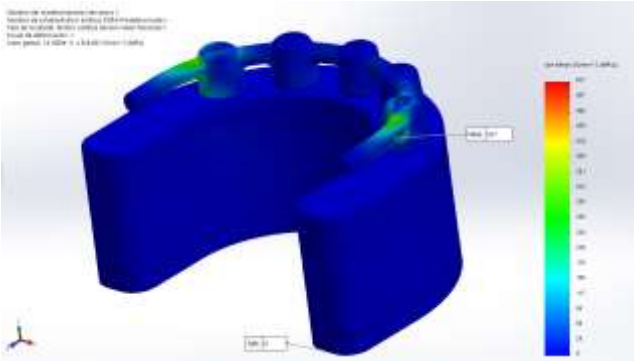
100N



200N



300N

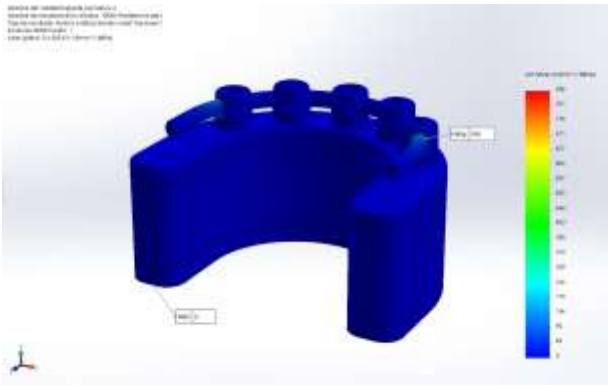


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

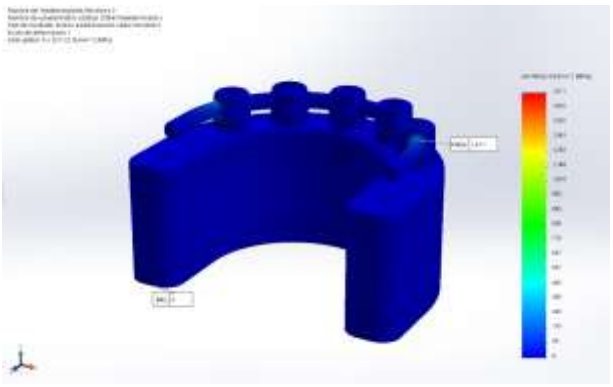
ANEXO 25

IMÁGEN 21: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra distal del implante distal derecho del Modelo 3

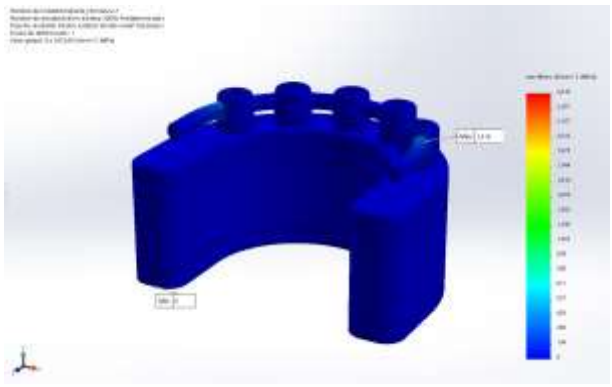
100N



200N



300N

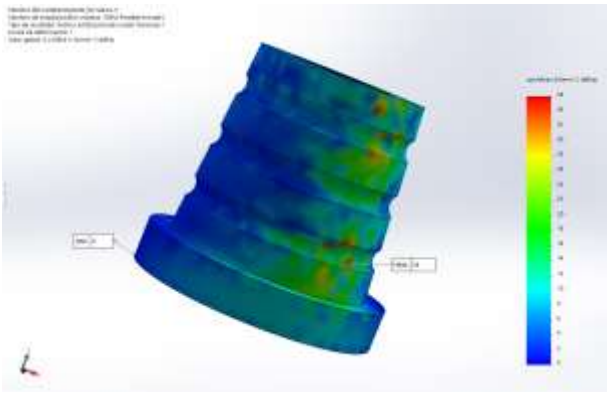


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

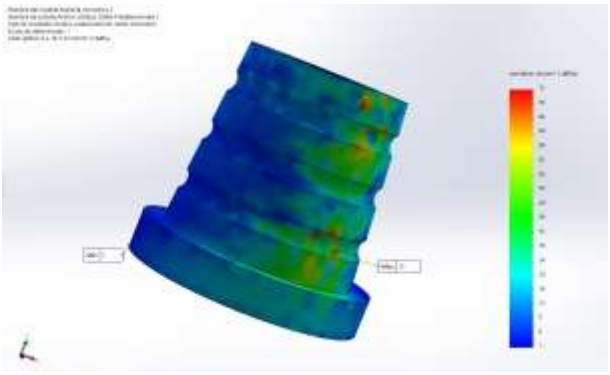
ANEXO 26

IMÁGEN 22: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre el cilindro del implante distal derecho del Modelo 3

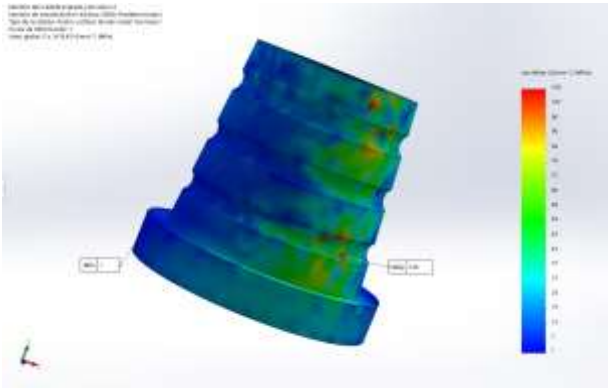
100N



200N



300N

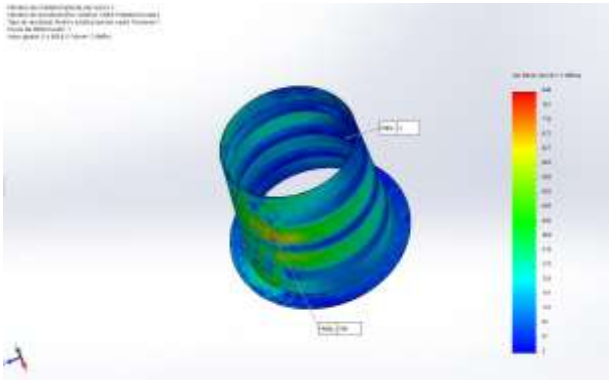


Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

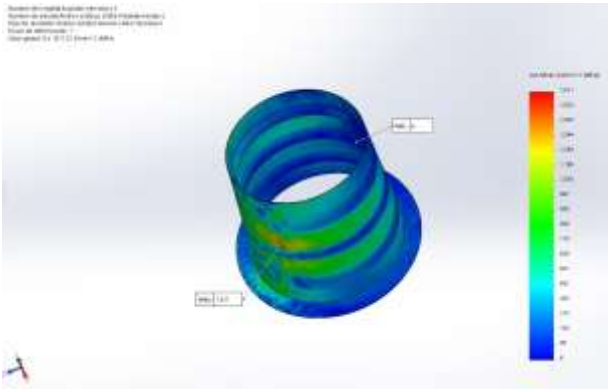
ANEXO 27

IMÁGEN 23: Análisis de Von Misses para la tensión compresiva con carga de 100, 200 y 300 Newtons sobre la barra sola del Modelo 3

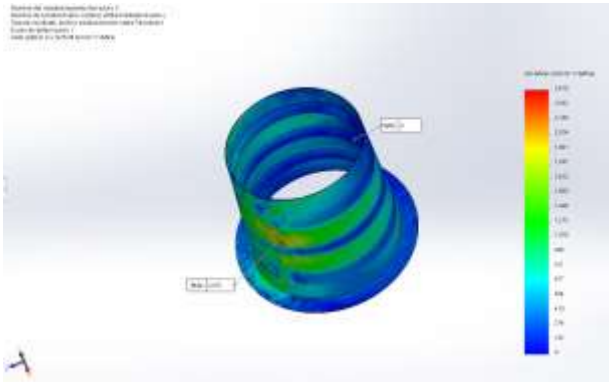
100N



200N



300N



Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis

Copia de resolución directoral de aprobación del proyecto de tesis

CIENTÍFICA
UNIVERSIDAD CIENTÍFICA DEL SUR

RESOLUCIÓN DIRECTORAL DE ACEPTACIÓN E INSCRIPCIÓN DEL PROYECTO DE TESIS Y NOMBRAMIENTO DEL ASESOR

RESOLUCIÓN DIRECTORAL ACADÉMICA DE CARRERA N° 236-DACE-DAFCS-U. CIENTIFICA-2018

Lima, 13 de julio del 2018

VISTO:
El informe técnico del Comité de Investigación de la Carrera de Estomatología, se aprueba el proyecto de Tesis Titulado: **"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO"**, presentado por el Esp. **EDUARDO ANTONIO DÍAZ PICCONE**, con código No. 100006315.

CONSIDERANDO:
Que de acuerdo al Reglamento de Estudios de Posgrado 2017, para obtener el Grado Académico de Maestro en la Carrera de Estomatología el Especialista en **Rehabilitación Oral**, debe desarrollar la Investigación titulada: **"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO"**.
El Especialista, ha presentado los expedientes correspondientes y efectuado los pagos respectivos.
Estando a lo dispuesto por el Reglamento de Estudios de Posgrado 2017, las disposiciones vigentes y en uso de las atribuciones conferidas al Director de la Carrera.

SE RESUELVE:

ART. 1°: APROBAR e inscribir el Proyecto de Tesis titulado: **"ANÁLISIS DE TENSIONES EN MODELOS DE ELEMENTO FINITO APLICANDO DOS TÉCNICAS: PRÓTESIS HÍBRIDA ATORNILLADA EN MONOBLOCK Y LA TÉCNICA DE PRÓTESIS HÍBRIDA CON CILINDRO CEMENTADO PARA ASENTAMIENTO PASIVO"** del Especialista **EDUARDO ANTONIO DÍAZ PICCONE**, con código No. 100006315.
ART. 2°: NOMBRAR como Asesor del Trabajo de Tesis señalado, a la **Mg. Mónica M. Hermoza Novoa.**

Regístrese, comuníquese y archívese.

Mg. Claudio Peña Soto
Director Académico de la Carrera de Estomatología

Tesis publicada con autorización del autor
No olvide citar esta tesis