

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del catálogo en línea, página web y Repositorio Institucional del CRAI-USTA, así como en las redes sociales y demás sitios web de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor, nunca para usos comerciales.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación, CRAI-USTA
Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

**Evaluación mecánica de la unión diente-implante con prótesis parcial fija: Análisis por el
Método de Elementos Finitos**

Anthony Benavidez López, José Fernando Rangel Duarte

Trabajo de grado para optar por el título de Especialista en Rehabilitación Oral

Director:

Camilo Andrés Villabona López, Ph.D en Implantología

Co-director

Iader Francisco Morales Ávila

Universidad Santo Tomás Bucaramanga

División de Ciencias de la Salud

Facultad de Odontología

Postgrado de Rehabilitación Oral

2020

Tabla de Contenido

Introducción	14
1. Planteamiento del problema	15
2. Justificación.....	18
3. Marco Teórico	19
3.1 Implantología.....	19
3.1.1 Prótesis fija	20
3.1.2 Prótesis fija dento-soportada	21
3.1.3 Prótesis fija implanto-soportada	25
3.1.4 Prótesis fija con unión diente-implante	26
3.2 Implantes dentales	27
3.2.1 Sistema Cone Morse.....	28
3.3 Mecánica del hueso	29
3.4 Biomecánica	29
3.4.1 Carga estática.....	29
3.4.2 Carga dinámica.....	29
3.4.3 Estabilidad del implante	30
3.4.4 Oseointegración.....	31
3.5 Análisis de elementos finitos.....	32

4.	Objetivos.....	35
4.1	Objetivo general	35
4.2	Objetivos específicos.....	35
5.	Materiales y métodos.....	36
5.1	Tipo de estudio	36
5.1.1	Muestra	36
5.1.2	Criterios de selección (inclusión y exclusión).....	37
5.2	Variables	37
5.2.1	Distribución de esfuerzos	37
5.2.2	Esfuerzos principales.....	37
5.3	Hipótesis	38
5.4	Instrumento.....	38
5.5	Procedimiento.....	38
5.5.1	Pre-procesamiento	39
5.5.2	Procesamiento.....	50
5.5.3	Asignación de materiales.....	51
5.5.4	Discretización de la geometría	52
5.5.5	Propiedades geométricas	53
5.5.6	Conexiones de las piezas	55

5.5.7 Aplicación de fuerzas	56
5.5.8 Post- procesamiento.....	59
5.6 Plan de análisis	59
5.7 Implicaciones bioéticas	60
6. Resultados.....	60
6.1 Análisis de resultados de los desplazamientos máximos totales	60
6.1.1 Desplazamientos máximos del modelo implante-diente	60
6.1.2 Desplazamientos máximos del modelo Diente-Diente.....	62
6.1.3 Desplazamientos máximos del modelo Implante-Implante.....	63
6.1.4 Síntesis de los resultados de desplazamiento máximo en modelo Diente-implante.....	63
6.1.5 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea.....	65
6.1.6 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo diente-implante.	65
6.1.7 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Diente-Diente ...	67
6.1.8 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Implante- Implante.....	68
6.1.9 Síntesis de los resultados de esfuerzos principales en superficie ósea de prótesis implanto- dento soportada.....	70
6.1.10 Esfuerzo máximo y mínimo en implante, pilar protésico y tejidos periodontales.	71
6.1.11 Esfuerzo máximo y mínimo en implante, pilar protésico y diente en modelo diente- implante.....	71

6.1.12	Esfuerzos principales en implantes y pilares protésicos en modelo diente-implante	71
6.1.13	Esfuerzo máximo y mínimo en modelo diente-diente	73
6.1.14	Esfuerzo máximo y mínimo modelo Implante-implante.	76
6.1.15	Síntesis de los resultados de esfuerzos principales en prótesis implanto-soporta	78
7.	Discusión	79
8.	Conclusiones.....	86
9.	Recomendaciones	87
	Referencias.....	88
	Apéndices.....	95

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Restauración de dientes ausentes</i>	22
Tabla 2. <i>Variables</i>	38
Tabla 3. <i>Propiedades de los materiales</i>	51
Tabla 4. <i>Datos de geometría</i>	53
Tabla 5. <i>Datos de geometría de las piezas</i>	54
Tabla 6. <i>Conexiones de las piezas del modelo 1 de 2</i>	55
Tabla 7. <i>Conexiones de las piezas del modelo 2 de 2</i>	55
Tabla 8. <i>Estática estructural</i>	56
Tabla 9. <i>Propiedades mecánicas de los materiales dúctiles</i>	58
Tabla 10. <i>Propiedades mecánicas de los materiales fríasbles</i>	58
Tabla 11. <i>Desplazamientos máximos del modelo Implante-Diente</i>	60
Tabla 12. <i>Desplazamientos máximos del modelo Diente-Diente</i>	62
Tabla 13. <i>Desplazamientos máximos del modelo Implante-Implante</i>	63
Tabla 14. <i>Resultados de los desplazamientos máximos entre grupos</i>	64
Tabla 15. <i>Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo diente-implante</i>	65
Tabla 16. <i>Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Diente-Diente</i>	67
Tabla 17. <i>Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Implante-Implante</i>	68
Tabla 18. <i>Resultados de esfuerzos principales entre grupos</i>	70

Tabla 19. <i>Esfuerzo máximo y mínimo de coronas, implante, pilar, pulpa, ligamento, dentina y cemento (G1)</i>	71
Tabla 20. <i>Esfuerzo máximo y mínimo de los dientes tallados</i>	74
Tabla 21. <i>Esfuerzo máximo y mínimo pilar-implante</i>	76
Tabla 22. <i>Resultados de esfuerzos principales entre grupos</i>	78

Lista de Figuras

<i>Figura 1.</i> Sistema implante Cone Morse.	28
<i>Figura 2.</i> (A) Representación tridimensional ósea; (B) Corte sagital de tomografía computarizada.	39
<i>Figura 3.</i> (A) Implante (A) Implante CM diámetro 4,3 mm con plataforma protésica de 4,5 mm diámetro y de 10 mm largo. (B-C) Mini Abutment Strong SW para CM con altura de cinta transmucoso de 2mm. (D) Implante CM diámetro mm con plataforma protésica de mm diámetro y de 10 mm largo.	40
<i>Figura 4.</i> Edición virtual corte sagital prótesis dento-implanto-soportada (A); Prótesis dento-soportada (B) y Prótesis implanto-soportada (C).	41
<i>Figura 5.</i> Sistema diente-implante.	42
<i>Figura 6.</i> Sistema diente-diente.	44
<i>Figura 7.</i> Sistema implante-implante.	48
<i>Figura 8.</i> (A) modelo virtual con transparencia de prótesis implanto soportada (B) camadas y edición ensamblada del diente (22).	50
<i>Figura 9.</i> Modelo de prótesis implpanto-dento soportada.	52
<i>Figura 10.</i> Malla del modelo, Izquierda: Modelo completo, Derecha: prótesis.	53
<i>Figura 11.</i> Distribución de fuerza, torque y condición de no desplazamiento.	56
<i>Figura 12.</i> Modelo virtual tridimensional de la rehabilitación implanto-dentosoportada. (A) vista frontal, (B) vista palatina.	57
<i>Figura 13.</i> Desplazamiento Total en el sistema Implante-Diente.	61
<i>Figura 14.</i> Deformaciones totales para diente tallado y conjunto Pilar-Implante.	61
<i>Figura 15.</i> Desplazamientos totales del modelo Diente-Diente (1).	62

<i>Figura 16.</i> Desplazamientos totales del modelo Diente-Diente (2).	62
<i>Figura 17.</i> Desplazamientos totales de los conjuntos Pilar-Implante 24 y 26.....	63
<i>Figura 18.</i> Esfuerzo principal máximo en el modelo completo.	65
<i>Figura 19.</i> A Esfuerzo principal máximo en el hueso (zona del diente 24); B Esfuerzo principal máximo en el hueso (zona del implante 26).	66
<i>Figura 20.</i> Distribución del esfuerzo principal en el hueso del modelo Diente-Diente.	67
<i>Figura 21.</i> Distribución de esfuerzo principal en el modelo.	68
<i>Figura 22.</i> Esfuerzo principal máximo, zona crítica modelo Implante-Implante (zona del implante 24); Esfuerzo principal máximo, zona crítica modelo Implante-Implante (zona del implante del 26).	69
<i>Figura 23.</i> Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar y el implante (a) ensamble, (b) pilar, (c) implante.	72
<i>Figura 24.</i> Distribución de esfuerzo principal para el diente tallado (a) Diente completo, (b) Pulpa, (c) Ligamento periodontal, (d) Dentina, (e) Cemento.	73
<i>Figura 25.</i> Distribución de esfuerzo principal para el diente 24 (a) Diente completo, (b) Pulpa, (c) Ligamento periodontal, (c) Dentina, (e) Cemento.....	74
<i>Figura 26.</i> Distribución de esfuerzo principal para el diente 26 (a) Diente completo, (b) Pulpa, (c) Ligamento periodontal, (d) Dentina, (e) Cemento.	75
<i>Figura 27.</i> Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar-implante 26 (a): ensamble, (b): pilar, (c): implante.	76
<i>Figura 28.</i> Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar-implante 24 (a): ensamble, (b): pilar, (c): implante.	77

Lista de apéndices

Apéndice A. Operacionalización de variables	95
Apéndice B. Instrumento	96

Resumen

La rehabilitación oral, se encarga de plantear opciones protésicas, con el fin de lograr un tratamiento con diferentes materiales restauradores, en pacientes parcialmente dentados los tratamientos usados son; prótesis parciales removibles, prótesis parciales fijas implanto soportadas, prótesis parciales fijas dento soportadas y prótesis parciales fijas dento implanto soportadas. El presente estudio evalúo la mecánica de la unión diente-implante en prótesis parcial fija con implante cono Morse. Con la incursión de los análisis del elemento finito en los estudios odontológicos, se han logrado hacer pruebas muy cercanas a la realidad y se pueden hacer estimaciones valiosas en prostodoncia e implantología. **Objetivo:** Analizar los desplazamientos totales de un modelo virtual de prótesis parcial fija implanto-dento soportada, distribución de esfuerzos principales en la superficie ósea periodontal y peri-implantar, distribución y esfuerzos principales en pilar protésico e implante en el modelo de prótesis parcial fija implanto-dento soportada, mediante el método de los elementos finitos. **Materiales y métodos:** Se realizó un estudio experimental de simulación, por el Método de los Elementos Finitos (MEF), con una muestra virtual, no probabilística. En el modelo a diseñar en Solidworks 2015, el primer premolar diente 24 relacionado a diente pilar y tejidos de soporte, el segundo premolar como pónico y el primer molar es un implante Cone Morse. El Grupo 1-experimental: Prótesis parcial fija implant-dento soportada (24-25-26) cementada sobre diente pilar (24), pónico (25) y pilar-implante CM (26). Grupo 2-control: Prótesis parcial fija dento soportada (24-25-26) cementada sobre diente pilar (24), pónico (25) y diente pilar (26). Grupo 3-control: Prótesis parcial fija Implanto soportada (24-25-26) cementada sobre pilar-implante CM (24) y pilar-implante CM (26). **Resultados:** Diente-implante: muestra un desplazamiento total del modelo implante-diente, cuyo valor máximo de 0.010038 [mm] es obtenido en la cerámica de la corona del diente pilar 24, esto indica que la menor rigidez del diente (menor módulo de elasticidad) produce un mayor desplazamiento. Los desplazamientos máximos totales encontrados en la cerámica del diente pilar 24 y pónico 25, son transmitido a la región disto-vestibular del preparado coronal del diente 24, siendo más del doble que los hallados en la región del pilar, con valores máximos de 0.0096 [mm] y 0.0042 [mm] respectivamente. Diente-diente: Al revisar los desplazamientos totales en el modelo, se observa que en este caso se alcanza una distribución uniforme, encontrando la zona más desplazada en el pónico 25, con valor de desplazamiento máximo de 0.0105 [mm]. Implante-implante: Los desplazamientos totales máximos del modelo Implante-Implante se encuentran en la corona protésica pilar de 24, con un valor 0.0104 [mm]. **Conclusiones:** En prótesis implanto-dento soportada existe mayor desplazamiento del diente pilar en relación a la región del pilar-implante. Existe mayor desplazamiento en el diente pilar de una prótesis implanto-dento soportada en relación a la prótesis dento soportada. La superficie ósea periodontal presenta un funcionamiento mecánico similar cuando son rehabilitados con prótesis implanto-dento soportada o prótesis dento soportadas. El pilar protésico presenta comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento soportadas o implantos o soportada.

Palabras clave: Prótesis fija dento soportada, prótesis fija implanto soportada, implante dental, mecánica de hueso, carga estática, carga dinámica, estabilidad del implante, método de elementos finitos.

Summary

Oral rehabilitation is in charge of proposing prosthetic options, in order to achieve a treatment with different restorative materials. In partially dentate patients, the treatments used are; removable partial dentures, supported implant fixed partial prostheses, supported dento fixed partial prostheses, and implant supported fixed partial dentures. The present study evaluated the mechanics of the tooth-implant junction in a fixed partial prosthesis with a Morse cone implant. With the incursion of finite element analysis in dental studies, tests very close to reality have been made and valuable estimates can be made in prosthodontics and implantology. Objective: To analyze the total displacements of a virtual model of supported implant-dento fixed partial prosthesis, distribution of main stresses in the periodontal and peri-implant bone surface, distribution and main stresses in the prosthetic abutment and implant in the model of fixed partial implant prosthesis. -dento supported. using the finite element method. Materials and methods: An experimental simulation study was carried out using the Finite Element Method (MEF), with a virtual, non-probabilistic sample. In the model to be designed in Solidworks 2015, the first premolar tooth 24 related to abutment teeth and supporting tissues, the second premolar as pontic and the first molar is a Cone Morse implant. Group 1-experimental: Fixed partial implant-dento prosthesis supported (24-25-26) cemented on abutment (24), pontic (25) and CM implant-pile (26). Group 2-control: Fixed partial denture prosthesis supported (24-25-26) cemented on abutment tooth (24), pontic (25) and abutment tooth (26). Group 3-control: Fixed partial prosthesis Implant supported (24-25-26) cemented on the CM implant-abutment (24) and the CM implant-abutment (26).

Results: Tooth-implant: shows a total displacement of the implant-tooth model, whose maximum value of 0.010038 [mm] is obtained in the ceramic of the crown of the abutment tooth 24, this indicates that the lower stiffness of the tooth (lower modulus of elasticity) produces a greater displacement. The total maximum displacements found in the ceramic of the abutment tooth 24 and pontic 25, are transmitted to the disto-vestibular region of the coronal preparation of tooth 24, being more than double that found in the abutment region, with maximum values of 0.0096 [mm] and 0.0042 [mm] respectively. Tooth-tooth: When reviewing the total displacements in the model, it is observed that in this case a uniform distribution is reached, finding the most displaced area in the pontic 25, with a maximum displacement value of 0.0105 [mm]. Implant-implant: The maximum total displacements of the Implant-Implant model are found in the abutment prosthetic crown of 24, with a value of 0.0104 [mm]. Conclusions: In supported implant-dento prostheses there is a greater displacement of the abutment tooth in relation to the abutment-implant region. There is greater displacement in the abutment tooth of a supported implant-dento prosthesis in relation to the supported dento prosthesis. The periodontal bone surface presents a similar mechanical function when they are rehabilitated with supported implant-dento prostheses or dento-supported prostheses. The prosthetic abutment exhibits similar mechanical behavior when used on implant-supported or implant-supported prostheses.

Key words: Fixed dento supported prosthesis, fixed supported implant prosthesis, dental implant, bone mechanics, static load, dynamic load, implant stability, finite element method.

Introducción

La rehabilitación en pacientes parcialmente dentados comprende varios tratamientos: prótesis parcial removible (PPFR); prótesis parcial fija (PPF); prótesis dento-soportada; prótesis Implanto-soportada y prótesis implanto-dento-soportada (PPFI-DS), siendo esta última, una rehabilitación que genera controversia entre los clínicos especialistas del área odontológica debido a fallas biomecánicas por la unión diente-implante (1).

Todas las prótesis señaladas anteriormente están sujetas a varias condiciones para tener supervivencia basada en la salud, función y estética. Los tejidos de soporte, diente pilar con una proporción corono radicular adecuada son preparados básicamente para soportar una rehabilitación sub cargas dinámicas siendo el vector de carga oblicua reportada como la más patológica y su tendencia es manifestar las fallas biomecánicas (1). La tasa de éxito aproximada de estos tratamientos después del quinto año en función es del 94,1% y después del décimo año se ha reportado un 77,8% (2).

Por tanto, hay varias razones por las cuales estos tratamientos pueden fracasar, existen complicaciones técnicas que resultan en fallas mecánicas, como por ejemplo la fractura de cerámica a nivel del margen protésico, fenómeno que usualmente se relaciona con problemas de contactos oclusales. Por otro lado, existen complicaciones de tipo biológico, como infección alrededor de tejidos y a nivel del periápice del pilar relacionadas a fallas endodónticas, periodontales o asociadas (3), sin embargo, los fracasos mecánicos también se asocian por comportamientos o hábitos, como los parafuncionales, que afectan el desempeño de la prótesis (1,3).

En la práctica clínica se puede observar pacientes con ausencia de una sola pieza, escenario que no genera mayores preocupaciones en cuestión de planeación en rehabilitación oral, no obstante, algunos individuos, pueden carecer de varias piezas y ser catalogados como parcialmente edéntulos; dependiendo de la cantidad de dientes que estén ausentes, el presupuesto del paciente y las recomendaciones del profesional, en dichos casos se puede recurrir a una prótesis parcial fija soportada con implante(s) y/o con los dientes naturales remanentes (3).

Una prótesis fija dento-soportada es la opción más común en donde dos o más dientes pilares soportan las cargas. Estos dientes pilares se someten a desgastes estructurales protésicos y materiales adhesivos que desencadena problemas de filtración marginal. Además de esto, se deben tener en cuenta aspectos como la extensión del espacio edéntulo, el estado endodóntico y periodontal, tipo de oclusión y demás factores que puedan favorecer o contraindicar esta modalidad de tratamiento. Por otro lado, existe la opción de la prótesis parcial fija implanto soportadas que buscan no recurrir al desgaste de dientes pilares naturales sino la ganancia de retención y soporte por medio de implantes ubicados en áreas desdentadas (3).

Si el paciente cuenta con dientes naturales intermedios o que por su ubicación permiten una integración entre la PPFI-DS, se puede pensar en utilizar dichos dientes como soporte o en caso contrario, pensar en colocar un implante que contribuya a la distribución de esfuerzos en una PPF.

Una opción de tratamiento es Prótesis Parcial Fija Implanto-Dento Soportadas (PPFI-DS) obtuvo resultados relativamente buenos debido a reacciones en los tejidos que fueron explicados por las diferencias entre el comportamiento de un implante y un diente natural (4). Posteriormente otros estudios encontraron una alta tasa de supervivencia durante 3 años de PPF soportadas en dientes naturales e implantes (5). Luego, Gunne y cols concluyeron que no existen diferencias notables entre los desempeños clínicos de los dos tratamientos y que a pesar de tasas de fracaso debido a cambios en el nivel de hueso marginal que corresponde a una falla biológica, ambas opciones ofrecen resultados parecidos (6). Estudios han sugerido que el éxito de este tipo de prótesis depende del conector para alcanzar resultados más favorables en términos mecánicos (7). Se ha mencionado también que la resistencia a la fractura resulta ser más alta en las PPFI-S que en las PPFI-DS, sin embargo, reiteran que su uso clínico es aceptable y podría justificarse y considerarse una vez que se han analizado todos los factores que intervienen en el caso (8,9).

Existen algunos criterios establecidos que podrían indicar el éxito de una rehabilitación con implantes, primeramente, no se deben observar signos de infección periimplantar y el paciente tampoco debería presentar dolor alguno, ni afecciones nerviosas, o parestesia, en adición tampoco se espera que el implante presente movilidad o que radiográficamente se evidencie una pérdida de ósea aumentada. En cuanto a los aspectos que se suelen evaluar al considerar el éxito de un diente pilar natural, vale la pena destacar la ausencia de fracturas tanto de prótesis como del diente, la ausencia de infección en el periápice, al igual que gingivitis o periodontitis crónica (en lo posible no encontrar profundidades de surco $<4\text{mm}$), adicionalmente estos dientes deberían conservar su vitalidad, entre otras características que sugieren un éxito del tratamiento (10).

Aspectos específicos biomecánicos del comportamiento de la PPFI-DS pueden ser estudiados mediante el método de elementos finitos, que implica una serie de procedimientos en computador para calcular las áreas críticas de desplazamientos y esfuerzos de cada elemento. Se aplican fuerzas externas, presión, cambios térmicos para valorar los aspectos mecánicos de tejidos usando un software ya que son parámetros de difícil medición en vivo (11). Por medio de este método se ha encontrado que la calidad del hueso y la rigidez del conector entre el diente natural y el implante presentan una influencia tanto en el esfuerzo generado como en el desplazamiento del diente o el implante. Los sitios más críticos de esfuerzo resultaron ser la interfase entre el implante y el hueso cortical, algunas áreas entre la corona y el implante y zonas apicales del diente natural (12). El presente estudio pretende evaluar la mecánica de la unión diente-implante en prótesis parcial fija con implante cono Morse.

1. Planteamiento del problema

Es un hecho entonces que se cuenta con buenas opciones de tratamiento para aquellos pacientes parcialmente dentados, sin embargo, la literatura ha reportado que a veces puede ser necesario instalar una prótesis fija de varias unidades soportando dientes naturales y también en implantes, lo que produce una distribución de esfuerzos dinámicos del aparato protésico, que a futuro podría causar fallas mecánicas, por lo mismo en varias ocasiones se han cuestionado las prótesis implanto-dento soportada (5,6).

Una prótesis parcial fija implantodento soportada representa una combinación compleja al tener en cuenta la relación biomecánica de su diseño (13). Estos implantes osteointegrados presentan fuerzas oclusales que se transmiten desde la prótesis a través de un pilar a un implante dental. El pilar se conecta al implante mediante un tornillo, los cuales con frecuencia se rompen y se pierden. Sin embargo, mediante la alternativa de sistemas de pilares atornillados Cone-Morse gracias a la ausencia del tornillo del pilar, se garantiza que no existan micro huecos que permitan la proliferación de microorganismos y que los desplazamientos sean menores. A pesar de que los implantes de tipo Cone-Morse son considerados más estables, existe evidencia que este tipo de prótesis genera desplazamiento de la carga hacia el implante pilar, sobrecargándolo con riesgo de reabsorción ósea y fractura de los componentes del implante (14). En consecuencia, esta investigación contemplará la prótesis con el sistema Cone-Morse debido a la reducción de la fuga bacteriana entre el implante y el pilar, dado que la penetración de *P. gingivalis* y *T. forsythia* puede tener relevancia clínica en la biomecánica del implante (15).

Se han reportado casos de intrusión dentaria basados en la diferencia de movilidad que existe entre el pilar dentario y el implante. En un diente natural, el movimiento se da gracias al ligamento periodontal y a las propiedades visco elásticas del hueso. En los implantes la movilidad que se presenta depende solo de la visco-elasticidad ósea (11). Sin embargo, se ha encontrado que la distribución de los esfuerzos del titanio en pilares, implantes y tornillos de fijación es suficiente para compensar el movimiento dental (14).

Para justificar su utilización, se ha mencionado además que estas combinaciones resultan útiles cuando el volumen del hueso en ciertas regiones no permite la inserción más de un implante y, de hecho, resultados promisorios se han demostrado que desde un punto de vista biomecánico ambos podrían resultar equivalentes con relación a su movilidad en caso de los esfuerzos funcionales (7). Por otro lado, se han evidenciado varias complicaciones al realizar la utilización de dos tipos de pilares, estas incluyen pérdida de oseo-integración del implante, fractura de la PPF, intrusión del diente pilar, gran pérdida ósea alrededor del implante, desbalance en la distribución de cargas y afección de los antagonistas (5). Lang et. al, en su revisión sistemática, indicaron que existen varias interacciones biomecánicas que resultan complejas de comprender en su totalidad, e incluso mencionan que la tasa de supervivencia de las prótesis fijas cementadas en dientes naturales y en implantes era menor (90,1%) que aquella de prótesis únicamente soportadas en dientes naturales (94%), complicaciones biológicas como la periimplantitis y mecánicas como la pérdida de la retención, la fractura del material de recubrimiento (acrílico, resina o cerámica), aflojamiento y fractura del *abutment* y/o componentes protésicos, también fueron reportados y la complicación menos frecuente pero también encontrada fue la fractura como tal del implante; además recomiendan dejar esta opción siempre en un segundo lugar debido a que según ellos las complicaciones técnicas ocurren muy frecuentemente (2).

En contraste, autores como Alkharrat et. al, observaron que las prótesis soportadas en implantes y dientes se fracturaron a los 1636 ± 158 y 1086 ± 156 N para cargas axiales y oblicuas, respectivamente, no obstante, la resistencia a la fractura resultó ser ligeramente superior en aquellas prótesis soportadas en implantes únicamente (1789 ± 202 y 1200 ± 68 N, respectivamente) (8). La combinación de estos dos tipos de pilares (diente natural e implante) podría tener buenos resultados a corto plazo, ya que en un seguimiento a cinco años se podría estimar una tasa de supervivencia aproximada del 94% y a los diez años de seguimiento se ha reportado que esta tasa

puede bajar hasta el 77%; otro aspecto importante a resaltar, es el pilar responsable del fracaso, ya que no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas que indique cuál de los dos podría ser el responsable del mayor número de fracasos de las PPF (2). Bragger et. al, demostraron que utilizar PPF con unión diente-implante, no necesariamente implicaba mayor riesgo de presentar complicaciones técnicas o biológicas y aluden la razón de fracaso de estos tratamientos a condiciones específicas de cada paciente como por ejemplo enfermedades sistémicas y actividades parafuncionales como lo es el bruxismo (10).

Con la incursión de los análisis del elemento finito en los estudios odontológicos, se han logrado hacer pruebas muy cercanas a la realidad y se pueden hacer estimaciones valiosas en prostodoncia e implantología (16); algunas simulaciones de casos se han realizado con esta herramienta y se han encontrado diversos resultados. Tsouknidas et. al en su análisis 3D del elemento finito concluyen que la calidad del hueso y la rigidez del conector entre el diente natural y el implante, presentan una influencia tanto en el esfuerzo generado como en el desplazamiento del diente o el implante; en los casos planteados, se observaron menores desplazamientos en huesos tipo 1 y mayores en los tipo 4; dentro de sus resultados también se reporta que es preferible usar conectores rígidos porque los desplazamientos de los dientes naturales fueron más ligeros, en comparación con los no rígidos; respecto a las áreas de esfuerzo, los sitios más críticos resultaron ser la interfase entre el implante y el hueso cortical, algunas áreas entre la corona y el implante y zonas apicales del diente natural (12).

Por medio de análisis de los Elementos Finitos se observó que diseños de prótesis de cinco unidades presentan ventajas notables al incluir un implante como soporte a la prótesis fija dento-soportada (17). Un aspecto que preocupa a los especialistas en prostodoncia al planear este tipo de prótesis es cuando se requiere un diseño en cantiléver, para esta cuestión, autores como Pratheep et. al han establecido que para las prótesis combinadas (con unión implante-diente) con diseño cantiléver, los implantes crestaless mostraron un esfuerzo menor en el hueso crestal y cuando se selecciona una opción sin cantiléver, los implantes basales parecen ofrecer una mejor distribución de esfuerzos en comparación a los implantes crestaless (18).

La evidencia científica resulta inconclusa y el uso de este tipo de prótesis sigue en controversia principalmente por la diferencia de movilidad entre el diente natural y el implante, aunque otros autores consideran que el resultado terapéutico no se ve comprometido (19). Por lo tanto, se vuelve necesario plantear modelos de prótesis parciales fijas con unión implante-diente para que así pueda ser analizado completamente su comportamiento mecánico a través del análisis de elementos finitos y surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el comportamiento mecánico de prótesis parciales fijas tipo Cone Morse con unión implante-diente mediante el análisis por el método de los elementos finitos?

2. Justificación

En nuestra comunidad clínica, existe incertidumbre respecto al diseño y cementación de este tipo de prótesis fija, puesto que algunos estudios recomiendan altamente su implementación (5,6), mientras que otros aclaran que sólo se deberían usar cuando fuese estrictamente necesario y cuando las condiciones anatómicas y propias del paciente lo ameriten (20). En la revisión sistemática de Pjetursson BE, evaluaron la supervivencia y tasas de complicación de prótesis parciales fijas encontrando que después de 10 años, la complicación biológica más común fue la pérdida de vitalidad pulpar, seguida por caries y periodontitis recurrente; la complicación técnica más frecuente fue la pérdida de retención seguida por fractura de materiales (2). Algunos autores han visto que la supervivencia de las prótesis implantodento soportadas después de 5 años fue mayor que en el caso de las prótesis fijas sobre dientes e incluso sobre implantes y con menor reabsorción ósea. Sin embargo, estudios a largo plazo han encontrado mayor actividad de reabsorción ósea que en las prótesis implantosoportadas de acuerdo a los tipos de conectores (14).

Así que evaluar completamente la biomecánica de estos casos podría ofrecer mayor claridad a los especialistas al momento de proponer las opciones de tratamiento a su paciente. Conocer los desplazamientos totales y esfuerzos que se generan en los diseños de estas prótesis, identificando zonas que necesitan de mayor atención por parte del operador y que seguramente requerirán de una consideración razonable y basada en la evidencia científica (14).

Al reportar los datos de esta investigación, el criterio de las personas que analicen este estudio, podría tener mayor seguridad y conocimiento específico de los posibles escenarios de éxito y fracaso para la elaboración de PPF con unión diente-implante, ya que, al generar un reporte completo de los modelos en tercera dimensión, se podrán tomar decisiones de tratamiento más acertadas para los pacientes. Al realizar búsquedas sobre este tema, se puede observar que existe poca literatura al respecto y se puede pensar entonces, que la divulgación de nuestros hallazgos contribuirá al estado del arte porque se aportará nuevo conocimiento que posiblemente sea altamente apreciado por los clínicos.

Llevar a cabo investigaciones clínicas puede aportar datos acerca de la tasa de éxito y longevidad de las prótesis, sin embargo, la ejecución de estudios con análisis de los elementos finitos provee información específica de los esfuerzos y áreas crítica a falla que ocurren sobre las estructuras, lo que orienta (dependiendo del caso) la selección adecuada o más apropiada en el tratamiento para devolver funcionalidad mecánica oclusal. Al tener en cuenta que este trabajo se realizó en conjunto con la Universidad Industrial de Santander y con la Facultad de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Santo Tomás, se podrán fortalecer las redes de investigación de la Facultad de Odontología y posiblemente nuevas propuestas surjan a raíz de esta colaboración; de esta manera los estudiantes de posgrado tendrán la posibilidad de realizar estudios complejos que favorecerán seguramente el impacto de los programas y se favorezca la producción científica de la Universidad.

3. Marco Teórico

3.1 Implantología

En el amplio mundo de la rehabilitación oral, existen varias opciones de tratamiento de acuerdo con el número de piezas faltantes; si son muy pocas las piezas ausentes se puede preferir una prótesis fija, en cambio si el paciente parcialmente desdentado conserva muy pocos dientes remanentes, se podría sugerir una prótesis removible o una fija con soportes implantados y cuando no queda ningún diente que sirva de apoyo, normalmente se elaboran prótesis totales o completas ya sea de tipo removible o de forma fija como es el caso de las sobre-dentaduras (21).

Es importante mencionar que varios pacientes, reportan incomodidades al ser portadores de prótesis removibles, debido a que estas pueden desalojarse, en algunos casos son más notorias y suelen disminuir la autoestima y la autoconfianza del individuo (22). Para que estos tratamientos resulten duraderos, tengan buen pronóstico y cumplan con las expectativas del paciente, se deben considerar principalmente tres grupos de factores: biológicos, mecánicos y estéticos (22).

Infortunadamente no siempre es posible ofrecer el tratamiento más ideal para cada paciente y considerar a cabalidad los tres grupos de factores anteriormente mencionados, en varios casos se tiene en cuenta el costo de la prótesis por encima de los beneficios. En países tercermundistas es muy común encontrar soluciones económicas a los problemas de salud bucal como las amalgamas dentales y las prótesis removibles acrílicas, sin embargo, estas opciones cada vez se promocionan menos y se intenta brindar un tratamiento más cómodo y práctico para los pacientes cementando prótesis fijas, que claramente resultan más atractivas para el paciente pero que requieren de un gran compromiso y cuidados especiales para que no fracasen y resulten afectando estructuras sanas (23).

El presente trabajo se enfocó en una parte de los tratamientos rehabilitadores que consiste en la reconstrucción y reemplazo de piezas dentales de manera fija, es decir, tratamientos que no pueden ser removidos por el paciente y que se adhieren o anclan a las estructuras biológicas a través de diversos mecanismos. Estas prótesis tienen una alta demanda hoy en día y en conjunto con la implantología, poco a poco van desplazando a las soluciones removibles ya sea para pacientes parcial o totalmente desdentados, así que para informarse más acerca de este tipo de prótesis se sugiere consultar otras fuentes (24,25) ya que en esta investigación se abordaron temas únicamente referentes a la rehabilitación fija.

3.1.1 Prótesis fija. Esta opción de tratamiento busca reemplazar dientes faltantes en las arcadas parcialmente edéntulas, ofreciendo salud, función y estética (1). Para planear un diseño de esta clase se requiere indiscutiblemente la presencia de dientes ‘pilares’ que sirven como elementos de unión para la prótesis. Los póncticos son coronas que no presentan pilares en su base y se conectan por medio de una infraestructura conectando todas las coronas de la PF.

Dentro de los componentes que conforman una prótesis fija, se encuentran particularmente las coronas, que son restauraciones extra coronarias cementadas que rodean la superficie exterior de la corona clínica, el propósito principal es reproducir la morfología deteriorada del diente natural con el fin de que pueda desempeñar funciones muy similares, además de preservar y proteger el tejido duro remanente y lograr contactos oclusales adecuados con los antagonistas. Dependiendo de la pérdida de esmalte y dentina de la pieza a restaurar, estas coronas pueden ser de recubrimiento parcial o total y los laboratorios dentales las pueden elaborar en diferentes materiales como, por ejemplo: en metales que no se corroen, en aleaciones de oro, en combinaciones de cerámica y metal, también se pueden conseguir completamente en cerámica o en metal y en materiales resinosos (26).

3.1.1.1. Diagnóstico en prótesis fija. De acuerdo con Shillingburg (1) “existen cinco elementos principales para un diagnóstico en la preparación de un tratamiento en prótesis fija: 1. La historia, 2. Evaluación de la ATM/oclusión, 3. Exploración intraoral, 4. Modelos diagnósticos y 5. Radiografías seriadas orales”:

Conocer el perfil sistémico del paciente y su estado de salud general, es solo el primer paso en la planeación, vale la pena posponer o aplazar algunos tratamientos con el fin de comprometer el bienestar del paciente; algunas condiciones de importancia podrían ser la hepatitis sérica, el síndrome de inmunodeficiencia adquirida, ansiedad frente a la consulta odontológica, reacción alérgica a fármacos o a materiales dentales (especialmente aquellos con níquel). Aquellos pacientes con hipertensión no controlada no suelen ser candidatos para procedimientos dentales extenuantes, por otro lado, cuando se reporta diabetes mellitus, el especialista debe entender que esto no contraindica las rehabilitaciones, pero si predispone al individuo a la formación de abscesos y desarrollo de enfermedad periodontal; la presencia de xerostomía debe siempre considerarse debido a que la actividad cariosa suele progresar con mayor rapidez (27). Otro aspecto importante a considerar, es la inspección oclusal y de la Articulación Temporo-Mandibular (ATM), si la oclusión del paciente se encuentra dentro de los parámetros de normalidad, el plan de tratamiento debería diseñarse para mantener esa relación oclusal, si se presenta algún tipo de disfunción se deberá analizar si es posible su corrección antes de iniciar la rehabilitación o si incluso esta podría contribuir a su mejoría. En la anamnesis se debe indagar acerca de la presencia de clics articulares, crepitaciones, limitaciones de movimiento al cierre o a la apertura, al momento de realizar lateralidades, o dolores cefálicos o musculares en cuello y hombros (28).

Al finalizar el estudio de las estructuras temporomandibulares se procederá con la exploración intraoral, para esto los profesionales deben enfocarse en los hábitos de higiene bucal del paciente, también podrían llevar a cabo evaluaciones de placa bacteriana y una valoración de la condición de tejidos duros al igual que los blandos y particularmente la condición periodontal. Comprobar una banda de encía adherida alrededor de las piezas dentales es bastante valioso ya que un pilar con insuficiente tejido adherido no es un buen candidato para soportar una corona, es muy

altamente probable, desarrollar inflamación crónica en respuesta a irregularidades marginales por mínimas que sean. Para esto se recomienda entonces la elaboración de un periodontograma, porque es clave también identificar si algunos dientes presentan movilidad y valorar el estado de los rebordes edéntulos también cobra importancia para el tratamiento rehabilitador.

Si el candidato presenta lesiones cariosas, restauraciones defectuosas, facetas de desgaste o cualquier signo que indique un desbalance oclusal, es mucho más sensato tratar estos aspectos antes de iniciar cualquier otro procedimiento rehabilitador, conseguir que los pacientes con higiene bucal regular o deficiente mejoren sus hábitos también debe primar antes del inicio dicho tratamiento. Durante las primeras citas los modelos diagnósticos deben ser registrados de manera precisa para que puedan reproducir las arcadas del paciente apropiadamente, usualmente estos modelos son registrados con alginato y son montados en un articulador semiajustable; se recomienda también que el modelo mandibular se posicione en la posición condilar óptima del paciente, es decir con el disco interpuesto, ya que de esta manera se podrá obtener un mejor análisis crítico de la oclusión. La información que se extrae de estos modelos preliminares resulta bastante útil, puesto que los espacios edéntulos son más fácilmente visualizables, al igual que la longitud y la dimensión oclusal gingival, de esta manera la curvatura de la arcada puede ser determinada y se podrá predecir si los dientes pónicos tenderán a actuar como un brazo de palanca sobre los pilares o no.

Otros factores determinantes para el plan de tratamiento son identificables en los modelos preliminares o diagnósticos, una apreciación más clara de las inclinaciones, rotaciones y versiones se logra con la reproducción de estos. Con un análisis más detallado incluso pueden detectarse prematuridades céntricas o de interferencias excursivas, al igual que discrepancias del plano oclusal (29). Para finalizar el proceso diagnóstico el especialista puede correlacionar los datos suministrados por el paciente y los hallazgos que perciba en los demás estudios incluido el radiológico; pues algunas lesiones pueden hacerse muy notables con ayudas imagenológicas, la presencia de lesiones periodontales y periapicales también deben detectarse si las hay y si existen tratamientos de endodoncia previos, la calidad de estos debe ser verificada. Las características del hueso alveolar deben ser detalladas con especial atención a los potenciales dientes pilares e incluso es el momento preciso para calcular la proporción corono-radicular de estos, como también la condición de la cortical circundante y la trabécula ósea (30).

3.1.2 Prótesis fija dento-soportada. Sin duda esta puede ser la opción más común entre muchos pacientes y su configuración convencional comprende dos dientes pilares a cada extremo que soportan las cargas de un pónico.

Se ha pronosticado una buena longevidad para estos tratamientos siempre que el estado periodontal de los pilares sea adecuado, el espacio edéntulo sea recto y corto y los retenedores funcionen acertadamente. Hay varios factores a considerar antes de proponer el diseño de una Prótesis Parcial Fija (PPF), usualmente se presentan defectos de tejido blando en la cresta ósea edéntula que pueden ser modificados a través de injertos siempre y cuando se cuente con la aprobación del paciente y su presupuesto se ajuste.

Al entender que los dientes pilares deben someterse a un desgaste estructural y que al finalizar la cementación de la prótesis llevarán materiales adhesivos y prostéticos a su alrededor, se podrá presumir que cierta filtración marginal puede llegar a producirse, lo cual indudablemente expondrá los dientes de soporte al desarrollo de lesiones cariosas y en los casos más severos a pulpitis e infecciones bucodentales; condiciones como la xerostomía, que de por sí ya hacen que el paciente sea más propenso a desarrollar caries dental, deben estar en la mira de los rehabilitadores orales que proponen PPF como opción de tratamiento y en lo posible se deben solucionar estas problemáticas ya sea sugiriendo el uso de antisépticos bucales o cualquier otra estrategia efectiva que esté al alcance del paciente (31).

Otros parámetros como la extensión del espacio edéntulo, el estado de los pilares, el periodonto, el tipo de oclusión y otras características propias del paciente, son factores determinantes que favorecen o contraindican la realización de las PPF, siempre debe reconocerse que de no ser posible recurrir a esta opción, existe una alternativa bastante módica como lo es la Prótesis Parcial Removable (PPR) y otra un poco más costosa: la Prótesis Parcial Fija Implanto-soportada (PPFI) (1) (tabla 1).

Tabla 1. *Restauración de dientes ausentes*

	Prótesis parcial removable	Prótesis parcial fija convencional dentosoportada	Prótesis parcial fija implantosoportada
Longitud del espacio	Espacios posteriores de + 2 dientes y anteriores de + 4.	Espacio posterior de 2 o – y anteriores 4 o -	Diente unitario, espacio de 2-6
Configuración del espacio edéntulo	Sin pilar distal, espacios edéntulos múltiples o bilaterales	Con pilar distal, pero puede emplearse con un pónico corto en extensión	Sin pilar distal Pier en 3 + espacio del pónico
Estado de los pilares	Coronas clínicas cortas, Pilares insuficientes	Bueno, si los pilares necesitan coronas, dientes no vitales pueden siempre que tengan suficiente corona	Pilares sin defectos, que no requieran restauraciones
Oclusión	Adaptable a las irregularidades en una dentición antagonista natural sana	Carga favorable (magnitud, dirección, frecuencia, duración)	Fuerzas oclusales lo más verticales posibles, por la carga lateral desfavorable de los implantes
Estado periodontal	Puede emplear pilares alternativos cuando los	Buen soporte del hueso alveolar	Hueso denso

Tabla 1. (Continuación)

	primarios se han debilitado	Relación corona raíz 1:1 o mejor Sin movilidad	
Forma de la cresta	Gran pérdida de tejido en la cresta residual	Reabsorción moderada Sin grandes defectos de tejido blando	Cresta amplia y plana
Características generales	Boca seca poco riesgo para PPR Poco presupuesto Higiene bucal aceptable Simplificación del tratamiento Edad avanzada Problemas sistémicos de salud Más adaptable a la dentición en transición a un estado edéntulo	Alto riesgo de caries en boca seca con PPF Incoordinación muscular Torus mandibulares Reflejo de náuseas exagerado Oclusión antagonista favorable	Puede mantenerse en una boca seca Ideal, si los dientes requieren un tratamiento extensivo y serán unos pilares débiles y dudosos

Nota: Adaptado de Fundamentals of fixed prosthodontics (1).

3.1.2.1 Tallado o preparación de dientes. Según Pegoraro (32) “el éxito del tratamiento con prótesis fija es determinado a través de tres criterios importantes: la longevidad de la prótesis, la salud pulpar y gingival de los dientes involucrados y la satisfacción del paciente”, y lograr esto requiere de bastante detalle y precisión en todos los momentos de intervención.

El tallado de los dientes pilares sin duda es uno de los más críticos, porque un mal tallado quizás exagerado, alterará la biología pulpar y mecánicamente podría también traer fracasos al tratamiento.

Por lo tanto, se han planteado tres principios para los tallados correctos: en el primer grupo se encuentran los mecánicos, que buscan obtener retención, resistencia y estabilidad, al igual que rigidez estructural e integridad marginal. Seguidamente se habla de unos principios biológicos que mencionan detalles acerca de cómo preservar el órgano pulpar, los tejidos periodontales y el bienestar del paciente como tal. Finalmente, pero no menos importante, se espera que al tallar se realice un desgaste lo necesariamente eficiente para ocultar colores poco agradables como el que se proyecta en las restauraciones de metal-porcelana (10).

3.1.2.2 Tipos de terminación cervical. Principalmente se destacan tres terminaciones en PF y dependen del material a ser empleado para la fabricación de la corona. La primera es la terminación en hombro o escalón que se caracteriza por tener un ángulo de 90° con la pared cervical y se indica para rehabilitaciones de porcelana pura (jacket) con 1,0 a 1,2 mm de espesor uniforme, no se suele utilizar para coronas con contenido de metal.

La segunda corresponde al chamfer, que es declarado por varios autores como el ideal en PPF, se diferencia de los demás porque su unión entre la pared axial y la gingival es hecha por un

segmento de círculo, este está indicado para las coronas de metal-porcelana principalmente. La tercera terminación se denomina popularmente ‘en filo de cuchillo’ y pretende conservar al máximo la estructura dentaria, el grosor del material debe ser mínimo (1,32).

3.1.2.3 Materiales para la confección de coronas en prótesis fija. Las coronas o unidades para prótesis fija, se pueden fabricar en diferentes combinaciones de materiales, el metal ha estado presente en muchas de estas confecciones, por las grandes características biomecánicas que otorga en términos de longevidad; en algún tiempo se utilizaron coronas totalmente metálicas, sin embargo en la actualidad, con el fin de garantizar un tratamiento estético para el paciente, estas rehabilitaciones han perdido bastante popularidad porque algunas combinaciones de metal-porcelana o metal-cerámica han demostrado ser casi tan duraderas y no comprometen de tal manera la estética del individuo.

Posteriormente se empezaron a fabricar estas PPF sin combinación de aleaciones metálicas, es decir, que se caracterizan por venir libres de metal, tal y como su nombre (total-cerámica) lo sugiere.

Algunos autores han indicado que la mayoría de las fracturas de prótesis fijas se deben a la falla mecánica de la porcelana o de la cerámica, sin embargo, con la mejora de los materiales cerámicos y la aparición de In-Ceram, mejores resultados se han encontrado. Motta en 2007 reporta una adecuada distribución de las tensiones en PPF confeccionadas en total cerámica, no obstante, en los dientes pónicos se observaron menos tensiones en aquellas PPF que tuvieron aleaciones metálicas, lo que podría sugerir la utilización de estos materiales totalmente cerámicos para áreas de menor tensión oclusal, como el sector anterior (33).

En el 2007 se llevó una revisión sistemática encabezada por Sailee que evaluó las tasas de supervivencia y complicaciones de las reconstrucciones en total cerámica y en metal cerámica en periodos de seguimiento de al menos tres años, después de haber analizado 9 estudios se llegó a la conclusión de que la tasa de supervivencia de las PPF en metal-cerámica era superior a la de PPF en total-cerámica ($p < 0,0001$), diferencia que en porcentaje indica una supervivencia al quinto año del 94,4% para el primer grupo y uno de 88,6% para el segundo, respectivamente (34).

En cuanto a la fractura de los retenedores/marcos y del material de recubrimiento, los resultados tampoco favorecieron a las PPF en total-cerámica, pues los porcentajes de fracaso oscilaron entre 6,5%-13,6% y para las elaboradas en meta-cerámica solo fracturas del 1,6%-2,9% se observaron ($p < 0,0001$). Otros hallazgos como pérdida de la retención y complicaciones biológicas (caries y pérdida de vitalidad) se observaron con igual magnitud en ambos tipos de prótesis a través de los cinco años de observación y no se encontraron mayores diferencias.

Los componentes a base de zirconio han sido muy bien acogidos en prótesis fija recientemente, Tinschert menciona que las PPF hechas de DC-Zircon ofrecen propiedades muy notables que son características de estas cerámicas de alto rendimiento y que podrían funcionar en áreas que deben someterse a grandes cargas como la región posterior o molar (35). Sailer en otro estudio realizado en 2007 hace mención de los retenedores o marcos de zirconio, en su investigación encuentra que

es un material bastante conveniente para la confección de estos componentes de las PPF porque se evidencia una tasa de supervivencia del 97,8% lo que sugiere que el zirconio ofrece una gran estabilidad como retenedor/marco en prótesis fijas posteriores de 3 o 4 unidades (36).

Según los hallazgos que reportan los diferentes estudios, en la actualidad se cuenta con varias opciones en la confección de las PPF, la tecnología hace que hoy en día se disponga de materiales altamente estéticos y de alto rendimiento mecánico que brindan seguridad y tranquilidad al paciente, las opciones más antiguas, sin embargo, siguen demostrando un desempeño aceptable y son la alternativa para aquellos pacientes con limitado presupuesto que necesitan resolver su situación dental.

3.1.3 Prótesis fija implanto-soportada. En el afán de satisfacer las exigentes demandas de los pacientes, la odontología ha intentado proponer alternativas a los tratamientos principales existentes hasta hacía unas décadas: la prótesis parcial fija (PPF), la prótesis parcial removible (PPR) y la prótesis total (PT); entonces se dieron a conocer propuestas como la PPF adhesiva, *overdentures* sobre raíces y las PPR con *attachments*, infortunadamente no en todos los casos los pacientes se mostraban satisfechos con los resultados, en términos tanto estéticos como funcionales.

Para pacientes parcialmente desdentados específicamente, la aceptación de la PPR siempre ha sido muy poca entre los pacientes debido a la baja estética que pueden llegar a tener si deben usarse ganchos que se hacen muy visibles al exponer los dientes cuando el paciente necesita hablar o incluso sonreír, además algunos dientes que reciben retenedores extracoronarios podrían experimentar movilidad con el tiempo, claro está, que los cuidados del paciente y el mantenimiento de los tejidos periodontales también deben conservarse muy prioritariamente.

En varias situaciones algunos pacientes deben ser descartados como candidatos de las PPF, por la ausencia de pilares efectivos o incluso de dientes naturales remanentes, como tal; en otros casos varias personas consideran la preservación de sus dientes naturales como primera medida y están en desacuerdo con tallar o preparar varios dientes sanos para reemplazar algunos que pueden ser implantados o ser parte de una unidad de una Prótesis Parcial Fija Implanto-Soportada (PPFI-S); de hecho si se analiza desde un punto de vista sensato, se lograría una mayor conservación de las estructuras dentales si se reemplaza un diente por medio de un implante único, a si se reemplaza por medio de una PPF que requiere el desgaste de uno o mínimo dos dientes; y la misma ideología aplica para las PPFI-S que buscan no recurrir al desgaste de pilares naturales, a expensas de la ganancia de retención y soporte por medio de implantes ubicados en áreas desdentadas de las arcadas (37).

Dadas las necesidades de los pacientes entonces se desarrollan estas PPFI-S que podrían dividirse en tres según Matos (33):

3.1.3.1 Prótesis fija sobre implante. Atornillada directamente sobre el implante: se usa una estructura metálica que se atornilla al implante, sobre la que se aplica la porcelana.

3.1.3.2 Prótesis fija sobre implante. Atornillada sobre el componente intermediario: se instala un componente intermediario en el implante y sobre él se ubica la prótesis fija con un tornillo de menor tamaño.

3.1.3.3 Prótesis fija sobre implante, cementada. sobre el componente intermediario se cementa la prótesis fija, esta es la más similar a las PPF convencional.

3.1.4 Prótesis fija con unión diente-implante. Pensar en ubicar determinada cantidad de implantes para el diseño de una PPFI-S, podría aumentar considerablemente el costo del tratamiento y si el paciente cuenta con dientes naturales intermedios o que por su ubicación permiten una integración entre la PPFI-S.

El clínico puede pensar en la posibilidad de utilizar dicho(s) diente(s) natural(es) como un soporte para esa PPFI-S o del mismo modo, pensar en recurrir a un implante que contribuya con la distribución de las cargas en una PPF; situaciones similares han cuestionado la formulado varias hipótesis con el fin analizar la posibilidad y seguridad de ejecutar tales tratamientos.

Los estudios más notables que empezaron a publicarse acerca de esta opción de tratamiento, fueron divulgados a finales de los años 80s y a principios de los 90s, Ericsson et al, en 1986 (4) presentaron los primeros 10 casos reportados en la literatura acerca del resultado clínico de puentes fijos que usaban dientes naturales como pilares e implantes de titanio oseo-integrados, su evaluación a 30 meses de estos pacientes, permitió saber que los resultados fueron ‘relativamente buenos’, a causa de ciertas reacciones en los tejidos, que según este grupo de investigadores, se explica por las diferencias entre el comportamiento de un implante y un diente natural. Algunos años después, investigadores provenientes también de Suecia dieron a conocer resultados muy interesantes observados en un grupo de 23 pacientes que recibieron PPF soportadas en dientes naturales e implantes; al parecer en este trabajo se encontró una alta tasa de supervivencia durante los tres años que fueron seguidos los individuos y se menciona que podría ser una alternativa de tratamiento (5).

Al final del año 1999 otro estudio de Gunne et al, se presenta con una comparación entre 23 casos clínicos de Prótesis Parciales Fijas Implanto-Dento Soportadas (PPFI-DS) y PPFI-S, después de 10 años de seguimiento se puede concluir que no existen diferencias notables entre los desempeños clínicos de los dos tratamientos y que a pesar de tasas de fracaso debido a cambios en el nivel de hueso marginal -que corresponde a una falla biológica-, ambas opciones parecen ofrecer resultados parecidos (6).

En el 2006 un estudio con 83 pacientes que recibieron PPFI-DS, reveló que parte del éxito de estas prótesis dependía del conector, ya que cuando se usaron conectores rígidos funcionales entre

dientes e implantes en PPFI-DS, se alcanzaron resultados más favorables en términos mecánicos (7).

Estudios más recientes han analizado el comportamiento de estas PPFI-DS a través de análisis de los elementos finitos y se han propuesto diversos casos que son configurados en modelos de estudios, situaciones que pueden presentarse con frecuencia en la clínica. Estas investigaciones también han mencionado que la resistencia a la fractura resulta ser más alta en las PPFI-S que en las PPFI-DS, sin embargo, reiteran que su uso clínico es aceptable y podría justificarse y considerarse una vez que se han analizado todos los factores que intervienen en el caso (8,9).

3.2 Implantes dentales

Un implante dental está compuesto por cuerpo (diseñado para colocarlo en el hueso), tornillo de pilar (fija el tornillo fuertemente al hueso) y pilar (sirve para soportar/retener la supraestructura). Como cualquier estructura mecánica puede llegar a fracturarse con el uso prolongado. La mayoría de implantes son fabricados de Titanio por su biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Las características del diseño del implante y su superficie contribuyen al proceso adecuado de oseo-integración (38).

El objetivo del diseño del implante es anclarlo lo mejor posible a la cresta ósea; en su mayoría son en forma de raíz con las mismas consideraciones de cualquier otro diseño estructural. Los tratamientos la superficie del implante varían para obtener la rugosidad de superficie deseada y son: mecanizado, pulverizado con plasma, láser, grabado ácido, arenado posterior al grabado ácido, anodizado y revestimiento biométrico (38).

Los biomateriales para implantes deben tener un módulo de elasticidad similar al hueso, resistencia a la tracción y compresión, resistencia a la fatiga, ductilidad, dureza y tenacidad.

Las propiedades de su superficie deben ser: tensión y energía superficial y aspereza de la superficie. Adicionalmente deben mostrar una respuesta favorable en el entorno biológico (resistencia a la corrosión) (39).

Durante el tiempo, los implantes soportan diferentes tipos de cargas debido a los ciclos de masticación de los pacientes. Las causas mecánicas son la segunda razón de pérdida de implantes e incluye la fractura del implante, fractura del tornillo pilar y del pilar que ocurren con frecuencia después de períodos de seguimiento relativamente largos (38). El diámetro, longitud, densidad y tipo de interfaz son variables de diseño que influyen en el comportamiento de los implantes. Bajo un análisis de comportamiento mecánico de implantes mostraron que el implante Cone Morse tuvo un rendimiento mayor en comparación al implante hexagonal externo (40).

3.2.1 Sistema Cone Morse. El sistema de implantes o conexiones protésicas Cone Morse ha representado un gran avance en la búsqueda de elementos seguros y resultados óptimos en la implantología. El implante Cone Morse, como su nombre lo indica, consiste en sistemas de conexiones cónicas de profundidad y mecanismos de trabado o bloqueo mecánico que representan el llamado efecto Morse lo que permite diferenciar este sistema de los demás implantes de este tipo (41).

En relación a la historia del sistema Cone Morse, entre 1980 y 1990 las compañías Bicon y Ankylos, especializadas en implantología, desarrollaron un mecanismo protésico de mayor estabilidad mecánica de conexión cónica con un atrito interno entre las paredes del implante y del componente que generan un trabado o bloqueo mecánico (ver figura 1).

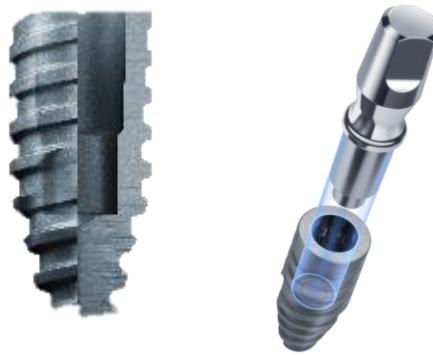


Figura 1. Sistema implante Cone Morse.

Fuente: fgm.ind.br (41).

A partir de esta propuesta, se han desarrollado versiones diferentes de conexiones cónicas internas con diferentes ángulos de conicidad, largo de profundidad de la conexión y presencia o no de un tornillo para guiar el trabado friccional entre las paredes del componente y el implante. Versiones alternas se ha desarrollado a causa de la presencia de ángulos internos incongruentes o excesivamente expulsivos, donde el tornillo está asociado a un índice interno o hexágono u octógono que promueve la retención del componente protésico, no habiendo ningún auto trabado lo que limita la fricción de la porción cónica de la conexión (41).

En relación a los conceptos y definiciones del efecto Morse de bloqueo mecánico, es importante reconocer que no todos los sistemas cónicos son de tipo Cono Morse, la angulación interna de la pared del Cono Morse propiamente dicho debe ser de $1,5^\circ$ en cada pared, totalizando una conicidad de 3° . De esa forma, conexiones con esas características poseerían auto trabado por puro atrito, sin la necesidad de un tornillo para generar torque y atrito, o aun de un índice interno hexagonal u octogonal como mecanismo de trabado (41).

En la literatura actual, es posible evidenciar la tasa de éxito para la implantología en el uso de este sistema de implantes Cone Morse, tanto para los aspectos de fijación, sellado hermético, así

como bajas tasas de resultados adversos por la limitación de la proliferación de agentes bacterianos (15,42).

3.3 Mecánica del hueso

La densidad ósea está directamente relacionada con la fuerza y el módulo elástico del hueso; cuanto más denso es el hueso tiene mayor rigidez y menor incompatibilidad con el titanio durante las cargas. El hueso trabecular es homogéneo y poroso entre un 30 y 90%. El hueso compacto o denso posee una porosidad mucho menor entre un 5 al 30%, hay menos tensión bajo carga y por consiguiente hay menos remodelación ósea (43).

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical en la boca varían de acuerdo a la dirección de la carga, la velocidad y la duración. A mayor ángulo de carga, mayores son las tensiones generadas. El hueso es 100% fuerte ante cargas de compresión, 70% a las cargas de tracción y un 35% ante las cargas de corte. El hueso cortical es 10 veces más fuerte y soporta más estrés, pero menos tensión y el hueso trabecular resiste más tensión antes de fracturarse. La sobrecarga cíclica en los huesos causa microcrack y aumenta el riesgo de fractura (43).

3.4 Biomecánica

A la relación entre el comportamiento de las estructuras biológicas orales y la influencia física de las restauraciones dentales se le denomina biomecánica (44). La biomecánica realiza un análisis de la interacción de fuerzas estáticas y dinámicas involucradas entre los implantes como un elemento artificial y los tejidos preimplatarios (45).

3.4.1 Carga estática. Es la tensión y compresión generada entre el tornillo y las partes que une cuando éste se aprieta. Esta fuerza se denomina precarga y existe independientemente de que se ejerza o no una fuerza masticatoria externa. A mayor precarga, mayor protección y vida útil del tornillo (45).

3.4.1.1 Ajuste pasivo. es la máxima congruencia entre los componentes del implante. A mayor ajuste pasivo mayor será la precarga obtenida con un torque determinado y menor la tensión en el sistema. Las rehabilitaciones sobre implantes mal ajustadas se asocian a una mayor incidencia de fracasos técnicos como aflojamientos o fractura de tornillos o pilares (45).

3.4.2 Carga dinámica. Es la carga generada durante los contactos oclusales (funcionales o parafuncionales) (45).

El pronóstico de una prótesis implanto soportada depende en gran parte del efecto biomecánico de direcciones de fuerza, magnitudes de fuerza, tipo de prótesis, material protésico, diseño del implante, número y distribución de los implantes, densidad del hueso, propiedades mecánicas de la interfase del implante y tensiones de los huesos que rodean al implante (43).

La carga mecánica del implante en vivo se da en tres formas: magnitud (varía según al sitio), dirección y duración (44). El factor más influyente de la magnitud de las fuerzas es la masa muscular. Las cargas axiales son convenientes para los implantes. La frecuencia dependerá de los contactos fisiológicos generados entre los dientes durante la masticación y deglución de alimentos o saliva. A lo largo del día todos los contactos dentarios fisiológicos suman alrededor de 18 minutos; en caso de pacientes bruxistas pueden llegar a ser horas y con mayor fuerza (45).

La tensión mecánica y controlada se distribuye principalmente por la forma del implante. La longitud y diámetro del implante aumenta la estabilidad y el área de superficie. Sus características anti-rotacionales limitan los micro-movimientos y resisten la rotación del pilar sobre el implante-pueden ser hexagonal externo o interno (44).

La funcionalidad de los biomateriales incluye la transferencia de fuerza desde las superficies oclusales hasta los tejidos de soporte a través de la conexión de la corona y el implante. Esto implica una interacción compleja de condiciones ambientales químicas y físicas por lo que la biocompatibilidad depende del volumen básico y propiedades superficiales del biomaterial (43).

La deformación elástica del material es importante para la optimización del diseño ya que a mayores cargas al material se aumenta la posibilidad de sobrepasar el límite de resistencia a la fatiga. El módulo de elasticidad del titanio es de cinco a diez veces mayor que el del hueso cortical (43).

Posición de implantes. El resultado final se ve influido directamente por la posición de la cabeza del implante en las 3 dimensiones del espacio.

-Relación mesio-distal: no es posible elaborar una restauración estética si el implante abarca la zona de la trónea.

-Relación buco lingual: la más adecuada es cuando se la cabeza del implante se encuentra entre el borde incisal y el cingulo de la restauración definitiva ya que permite tener un óptimo perfil de emergencia.

-Relación apico-coronal: determinada por la anchura de la restauración y la posición del margen gingival (distancia entre 2 a 4mm del margen gingival adyacente) (46).

3.4.3 Estabilidad del implante. Se refiere a la capacidad de transportar cargas en dirección axial, lateral y rotación debido al contacto del hueso con la superficie del implante.

3.4.3.1 Estabilidad primaria. Se da posterior a la intervención quirúrgica y se relaciona con la calidad del hueso en el lugar del implante. Se ve influenciada por el diseño del implante, protocolo de cirugía y congruencia hueso-implante. Permite la aposición de hueso en la superficie del implante. De no ser suficiente, se pueden presentar micromovimientos que se traducen en fallo quirúrgico y si es excesiva puede afectar la circulación de nutrientes y causar necrosis (47).

3.4.3.2 Estabilidad secundaria. Ocurre luego de varios meses por la remodelación ósea donde la estabilidad inicial se refuerza con hueso nuevo y la maduración en la interfaz hueso-implante (47).

3.4.4 Oseointegración. La transmisión de fuerzas al hueso se da a través de la interfaz ósea del implante que es una región de interacción bastante dinámica en donde el hueso responde a la regulación hormonal y mecánica. La conexión directa estructural y funcional entre el hueso y el implante se le denomina oseointegración (44).

Una oseointegración exitosa depende de la manera en que se transmiten las tensiones y deformaciones hacia el hueso y los tejidos. Las variables que afectan este proceso son la carga aplicada, longitud y diámetro del implante, geometría y superficie del implante y del hueso (calidad-cantidad). Las complicaciones que se pueden presentar son en la interfaz hueso-implante, pérdida ósea, aparición de micromovimientos y concentración de estrés en la superficie del hueso y el implante. La estabilidad primaria asegura gran resistencia del implante a los micromovimientos y depende de la densidad ósea, tipo de superficie y técnica quirúrgica. Cuando es débil es una de las principales causas de la falla de implantes (48).

El espacio biológico se refiere a la zona ocupada por el tejido conectivo supra alveolar y el epitelio de unión. Es importante que se deje una zona de titanio en contacto con los tejidos que esté estable, intocable ante procedimientos de chequeo para que corresponda al espacio biológico propiamente dicho, por encima estaría el margen crevicular correspondiente al surco periimplantario que recoge los gaps de conexión (49).

Además de conseguir un buen soporte óseo, se debe mantener un adecuado sellado tisular para aislar los tejidos preimplatarios del medio séptico que se da en la cavidad oral. Los implantes además están expuestos a variaciones de pH lo que genera riesgo de corrosión galvánica que sumado a altas magnitudes de tensión mecánica puede desencadenar la falla de los materiales metálicos (43).

El sellado tisular es vital ya que, si se pierde, el avance hacia el hueso es inevitable. La presencia de placa bacteriana en el surco preimplatario implica la pérdida de sellado, pérdida o reabsorción de la cresta ósea y poner en riesgo la oseointegración del implante. Se puede llegar a presentar una mucositis periimplantaria y posteriormente una periimplantitis. Los ajustes no deben permitir la creación de depósitos patógenos en el margen crevicular. La conexión se puede lograr con aditamentos calcinables (colados o fundidos) o con aditamentos prefabricados o mecanizados que se adapten con máxima exactitud al hombro del implante. Según Arano Sesma JM et al, existe mejor ajuste con los aditamentos mecanizados y los metales más nobles (49).

3.5 Análisis de elementos finitos

El Método de elementos finitos (MEF) consiste en un modelo numérico de estructuras y contornos anatómicos que genera una aproximación muy cercana al modelo físico real, este modelo matemático resuelve ecuaciones diferenciales por medio de aproximaciones directas en espacios geométricos complejos por medio de un software asistido por un procesador (50); conceptualmente, el principio de este método se atribuye al matemático, físico e inventor Gauss, cuando intento aproximar el área de la circunferencia a través del uso de polígonos circunscritos cada vez más pequeños, convergiendo en el valor real, pero no fue hasta 1943 que el matemático Richard Courant desarrolló como tal este método a partir de estudios de análisis numérico realizados por Walther Ritz (51).

En la ingeniería este método es utilizado para establecer parámetros importantes de diseño y protección, estos resultados son utilizados en la construcción de elementos mecánicos o biomecánicos, elaborados con alta resistencia a la deformación, en la odontología se utiliza en el modelado de piezas cerámicas para la elaboración de prótesis, en biomédica se utiliza en la elaboración de órganos artificiales y en general en el diseño y fabricación de instrumental quirúrgico (50,52), como tal este método consiste en subdividir en pequeñas áreas 2D o volúmenes 3D una figura geométrica irregular para encontrar una ecuación característica que define el comportamiento físico del cuerpo sometido a estudios. Los cálculos se realizan sobre una malla de puntos (llamados nodos), estos nodos son la base en la parametrización de matrices introducidas al software. La generación de la malla se realiza usualmente con programas alternos, en una etapa previa a los cálculos que se denomina pre-proceso. De acuerdo al proceso que se quiera realizar manteniendo un margen de error o también llamado grado de libertad (53,54).

De esta manera se logra obtener áreas o volúmenes de concentración de fuerzas al igual que distribución de cargas, gracias a lo anterior se pueden conocer las razones de posibles fallas mecánicas en los modelos sometidos a esfuerzos e identificarlas en el objeto de estudio. En la odontología este método permite la simulación de fuerzas en áreas puntuales y el análisis de tensiones resulta ser muy valioso para identificar zonas de sobrecarga o que sugieran un fracaso potencial si se llegase a ejecutar clínicamente (54). En la actualidad la tecnología y la informática tienen la capacidad de generar modelos tridimensionales que permiten realizar el análisis de esfuerzo en forma de simulación controlada mostrando deformaciones, rupturas, fracturas y todo tipo de falla mecánica que se pueda generar en el modelo (55).

Gultekin explica como sucede este análisis de la siguiente manera: Un modelo de elementos finitos (MEF) se construye entre puntos, que son llamados nodos o puntos nodales, que van conectados entre sí, cuando varios nodos son conectados por líneas rectas o curvas forman una figura geométrica sencilla y fácil de calcular, a esta figura se le denomina elemento. Al conjunto de nodos y elementos se lo denomina malla. Debido a las subdivisiones de la geometría, las ecuaciones matemáticas que rigen el comportamiento físico se desarrollan de manera iterativa llegando a una aproximación aceptable. La efectividad del Método de Elementos Finitos dependerá de la cantidad de nodos y elementos, de las dimensiones y elementos de la malla. Por lo tanto, cuanto menor sea el tamaño y mayor el número de elementos en una malla, se tendrá una mayor precisión en los resultados del estudio (56).

Primeramente, se selecciona la geometría del objeto en un conjunto ajustable de nódulos y elementos teniendo la opción de ajustar la malla a elementos más pequeños siendo de ‘finitas’ dimensiones, cuando se combina la malla o con el sólido o cuerpo a estudiar cada elemento puede adoptar una forma geométrica específica como triángulos, rectángulos, tetraedros y más, con una función de tensión interna específica, al usar estas funciones teniendo en cuenta la geometría, las ecuaciones de equilibrio entre las fuerzas externas que actúan sobre el elemento genera un desplazamiento en cada nodo donde resultará en tensiones vectoriales (54).

Existen tres momentos para la obtención del modelo: la primera se denomina preprocesamiento y es cuando se hace la definición del modelo y características mecánicas de los componentes, en el caso de la odontología esto podría referirse a los tejidos que componen los maxilares y la arcada dental. Posteriormente se lleva a cabo el procesamiento y el diseño del modelo, entonces se ejecuta la configuración geométrica de las zonas de interés, entre más propiedades de los materiales se incluyan mayor fidelidad con respecto al modelo original se tendrá, después se continua con el post-procesamiento que indica el análisis utilizando diferentes métodos de visualización (53,57).

Existen, además, ciertas características de los modelados que dependen de las propiedades del material, aquellos cuyas propiedades mecánicas son las mismas en todas las direcciones se les conoce como ‘isotrópicos’, si estas cambian dependiendo de la orientación espacial se hablará de ‘anisotrópicos’ y si el material cuenta con tres ejes ortogonales serán entonces ‘orto-trópicos’ porque las propiedades mecánicas serán diferentes en las direcciones de cada eje (50).

Este método pretende optimizar tiempo y recursos físicos, para ejecutar pruebas experimentales en implantología, ortodoncia, rehabilitación y en muchas más subciencias biomédicas; una de sus más notables características es la precisión en el pronóstico ya que le permite rápidamente al diseñador crear sus modelos y obtener datos del fracaso muy específicos con gran cantidad de información; lo que era muy difícil de medir con las técnicas *in vitro* convencionales en prostodoncia (50,51).

El MEF se ha usado en odontología ampliamente y particularmente para analizar las tensiones producidas en los implantes, se ha reportado que la mayor cantidad de tensiones se ubican alrededor de la plataforma y primeras roscas del implante (51,52). En rehabilitación oral antes de iniciar la fase de análisis mediante elementos finitos, es probable que los investigadores recurran también a procesos de envejecimiento artificial, para lo cual se puede utilizar el termociclador y se ha observado también que pueden realizar simulaciones masticatorias (57). Las cargas de fractura oblicuas o axiales son determinadas al someter a los modelos en un dispositivo de prueba universal hasta su fractura, a su vez se registran señales del cuerpo para obtener información acerca de la formación de grietas subcríticas que se conocen como el primer fallo, con la ayuda de un microscopio se identifican las regiones donde se generaron dichas separaciones y se determina la carga máxima hasta el momento en el que ocurre una separación de la estructura evidenciada por una fractura. En promedio, una PPFI-DS en total-cerámica puede resistir fuerzas fisiológicas oclusales de más de 373 N aplicadas en la región posterior, en contraste con las PPFI-S en el que, fabricadas con el mismo material, logran alcanzar más del 500 N (58).

En un estudio hecho por Edwin Chica, Federico Latorre y Sergio Agudelo donde realizaron un análisis biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención utilizando

el método de elementos finitos, teniendo en cuenta las propiedades de los materiales involucrado entre el paciente y la prótesis encontraron distribuciones diferente y concentraciones de esfuerzo que dependen del material y modelo del implante (59).

Al llevar estos modelos al software y usando un modelo lineal con figuras de geometría hexaédricas tipo Brik, obtuvieron convergencias de malla llegando a unos 275.306 nodos y 78.659 elementos analizados, con el modelo listo se prosiguieron a ingresar los datos de las propiedades de los materiales que fueron obtenidas, donde se contó con propiedades isotrópicas y orto-trópicas características de los materiales estudiados. El estudio arrojó como resultado distribuciones de fuerzas y concentración de esfuerzo de Von Mises, para el modelo de prótesis fijas usando postes estos absorben la mayor cantidad de esfuerzos que generó la carga aplicada en la corona, para el modelo de postes prefabricado mostró una distribución más uniforme debido al módulo de elasticidad que es menor, por eso los esfuerzos recaen en los tejidos y hueso adyacentes ya para el modelo restaurado con implantes la concentración de esfuerzos estuvo en la zona cervical del implante viéndose afectada la parte externa e interna del mismo.

En la odontología el análisis de elementos finitos ha sido extensamente utilizado, ya que permite evaluar el comportamiento mecánico de los materiales utilizados para las rehabilitaciones dentales. Asmussen (60) se plantean que el mayor esfuerzo se da en el poste con módulo de elasticidad mayor y de esta manera reducir el esfuerzo en las estructuras adyacentes. Por otro lado, Pegoretti (61) plantean que la distribución de los esfuerzos en modelos con menor módulo elástico da ventaja adicional al diente. De ahí la importancia en la calidad y cantidad del hueso cuando la alternativa de restauración del tramo protésico será implanto-soportada, debido a una mayor influencia en el hueso, muy similar a lo que plantea Geng a la importancia de las dimensiones y la densidad ósea en implantes dentales (16) y al análisis sobre la deformación ósea hecha por Tada al comparar la magnitud de los esfuerzos sobre el hueso trabecular (62).

4. Objetivos

4.1 Objetivo general

Analizar los esfuerzos principales en prótesis parcial fija implanto-dento soportada mediante el método de los elementos finitos para esclarecer su comportamiento bio-mecánico.

4.2 Objetivos específicos

- Analizar los desplazamientos totales de un modelo virtual de prótesis parcial fija implanto-dento soportada.
- Analizar la distribución y esfuerzos principales en la prótesis de un modelo virtual a partir de una rehabilitación parcial fija implanto-dento soportada.
- Analizar la distribución y esfuerzos principales en pilar protésico e implante de un modelo virtual de prótesis parcial fija implanto-dento soportada.
- Analizar la distribución de esfuerzos principales en la superficie ósea periodontal y periimplantar de un modelo virtual de prótesis parcial fija implanto-dento soportada.
- Analizar los picos y distribución de tensiones principales en diente pilar natural y tejidos periodontales de un modelo virtual de prótesis parcial fija implanto-dento soportada.

5. Materiales y métodos

5.1 Tipo de estudio

Se realizó un estudio experimental de simulación que pretendió definir, caracterizar, clasificar, observar, registrar y analizar el comportamiento mecánico mediante los esfuerzos y distribución de esfuerzos principales generadas en una prótesis implanto dentosoportada creada virtualmente a través de un software de análisis por el Método de los Elementos Finitos (MEF). En el presente proyecto, el método registró el comportamiento de las estructuras biológicas, friables y dúctiles estableciendo y/o definiendo modelos virtuales editados por el investigador.

Estos estudios de simulación son utilizados bajo un enfoque de diseño experimental tridimensional y utilizados generalmente en el área de la investigación de la ingeniería bajo parámetros virtuales a través de softwares específicos licenciados con el objetivo de proponer un análisis al comportamiento de diferentes realidades clínicas.

5.1.1 Muestra. Se trabajó con una muestra virtual, no probabilística. En el modelo a diseñar con el software de modelamiento mecánico Solidworks 2015, el primer premolar es un implante Cone Morse, el segundo premolar como pónico y el primer molar relacionado a diente pilar y tejidos de soporte.

El sistema implante y componentes protésicos utilizados en el proyecto consistió en implantes de la casa comercial (S.I.N, sistema de implante, Sao Paulo, SP, Brasil) utilizando modelos tridimensionales donados por el fabricante para investigación en odontología en base al producto del catálogo 2017, Strong Cono morse. Este sistema es de conexión cónica con angulación interna de 16°, por tanto, es mal llamado en la comunidad clínica e investigativa como (Cone morse) debido a que entendemos que en conceptos de ingeniería Cono morse tiene angulación interna hasta 3 grados, por tanto, es un término aceptado en la implantología y en la ciencia a cualquier tipo de angulación interna con sistema de adaptación cónica que varía de un rango de 3 a 18 grados generalmente y depende de las casas comerciales.

Los implantes Cone morse en términos de ingeniería (cónico interno) han mostrado ventajas biológicas y mecánicas en la salud peri implantar, preservando los tejidos óseos, distancias biológicas, mejorando su adaptación marginal entre componentes, por presentar mayor área de contacto pilar-implante en comparación a otras conexiones existentes en el mercado tanto interno o externo. Adicionalmente, disminuye los efectos de carga, absorbiendo las tensiones y distribuyéndolas de manera más homogénea, disminuyendo los micro movimientos y aumentando la estabilidad ante el aflojamiento y fractura de los componentes (31,63,64).

Existen múltiples casas comerciales que en su estructura macro-geométrica e investigativa supera la edición del implante de la empresa S.I.N, por tanto, en este estudio no se estudia la casa comercial, sólo se empleó la conexión (cónica) o (cone morse) para representar un caso clínico en la zona estética donde está indicado la instalación de este tipo de implante.

En relación al sistema protésico, se utilizó un análogo de un muñón universal recto para rehabilitación cementada, donde los abutment fueron editados en el programa tridimensional por ingeniería reversa para adaptar las coronas, este abutmen es modificado y no comprende la estructura tridimensional original de la casa comercial utilizada.

5.1.2 Criterios de selección (inclusión y exclusión). No aplica debido al método de análisis.

5.2 Variables

En el estudio se tuvieron en cuenta los tipos de variables que impactan directamente la prótesis modelada en el software. Para entender estas variables fue necesario comprender el fenómeno físico de la resistencia de materiales y los sistemas involucrados; de esto dependieron las propiedades de los materiales, la geometría, el desgaste natural y forzado.

-Deformación Elástica-límite elástico: (es el esfuerzo máximo que soporta un material antes de entrar en zona plástica). Desplazamiento de un punto de la prótesis con retorno a su punto inicial.

-Módulo de elasticidad o módulo de Young: (es la deformación que presenta un material con respecto a su posición inicial y depende de la ecuación $T=F/A$). Coeficiente que determina la capacidad de la prótesis a soportar diferentes tensiones.

-Coeficiente de Poisson: (es la razón entre el acortamiento de una longitud situada en un plano perpendicular a la dirección de la carga aplicada, dividido en el alargamiento longitudinal producido). Factor que determina el desplazamiento longitudinal de la prótesis con respecto a la dirección de la fuerza aplicada.

-Esfuerzo de Von Mises: (cantidad física proporcional a la energía de distorsión). Es la cantidad de esfuerzo que soportara la prótesis antes de fallar por superar el límite elástico.

5.2.1 Distribución de esfuerzos. Definición operacional: (es la manera como una estimulación de fuerza se distribuye sobre la estructura de un cuerpo). Naturaleza: cualitativa; escala de medición: ordinal. La escala de colores es representada por el color rojo indicando el pico de esfuerzo máximo (tracción) y el azul el pico de esfuerzo mínimo (compresión).

5.2.2 Esfuerzos principales. (fuerza por unidad de área que soporta un cuerpo). Fuerza o cantidad de esfuerzo de tracción y compresión a la que es sometida cada estructura en los modelos analizados; Naturaleza: Cuantitativa; Escala de medición: intervalo. Valor numérico: representado en Megapascasles (MPa) (Tabla 2)

Tabla 2. *Variables.*

Variable	Naturaleza	Escala de medición	Valor numérico
1. Esfuerzos Von Mises en implante	Cuantitativa Continua	Intervalo	Megapascals (MPa)
2. Esfuerzos Von Mises en pilar	Cuantitativa Continua	Intervalo	Megapascals (MPa)
3. Esfuerzos principales en hueso	Cuantitativa Continua	Intervalo	Megapascals (MPa)
4. Esfuerzos principales en prótesis	Cuantitativa Continua	Intervalo	Megapascals (MPa)
5. Esfuerzos principales en tejidos periodontales	Cuantitativa Continua	Intervalo	Megapascals (MPa)

5.3 Hipótesis

La simulación de esfuerzos, distribución de tensiones y esfuerzos principales en prótesis parcial fija implanto-dento soportada, mediante el método de elementos finitos, evidencia mínimos desplazamientos y cargas de esfuerzos mínimas que permitan su implementación más segura.

5.4 Instrumento

Se diseñó un instrumento de recolección de datos para registrar la información pertinente, obtenida en las pruebas mecánicas de cada modelo. Se tuvieron en cuenta las variables cualitativas como: distribución de esfuerzos y cuantitativos valores de esfuerzo máximo y mínimo en (implante, pilar protésico, elemento dental y tejidos de soporte, superficie ósea periodontal y periimplantar, corona protésica) (Ver apéndice B).

5.5 Procedimiento

El proceso de simulación estática por medio de elementos finitos se divide en tres partes: la primera corresponde a la sección previa de simulación en la cual se desarrolla el modelado de las piezas y la configuración protésica adecuada; en otras palabras, es la definición y diseño del modelo virtual tridimensional con las características macro-geométricas de todos los componentes biológicos y estructuras mecánicas protésicas. La segunda parte corresponde al proceso de adecuación para una simulación, en la cual se realiza la asignación de los materiales a las piezas (configuración y registro de propiedades mecánicas), transformación de geometrías a malla de

elementos finitos, adecuación de los contactos en las conexiones y ensambles. Finalmente se resuelve el modelo matemático y se analizan los resultados de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones (análisis de resultados de los desplazamientos totales y esfuerzos principales por medio de mapa de colores y resultados numéricos automáticos).

5.5.1 Pre-procesamiento. Se realizó la edición y montaje in-vitro de todas las piezas de una rehabilitación oral implanto-dento soportada simulando un caso clínico en tercera dimensión mediante la construcción y unión a través de un proceso de diseño computacional editado en el software SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, Massachusetts, EE. UU).

5.5.1.1 Edición de base ósea. El presente proyecto optó por un modelo de base ósea disponible para investigación a partir de la edición de una tomografía computadorizada (TC) tridimensional del maxilar superior perteneciente a la base de datos del grupo de investigación INTERFAZ adscrito a la escuela de diseño industrial, reconocido por la vicerrectoría de investigación y extensión de la Universidad Industrial de Santander (UIS) (figura 1).

Para asegurar mayor eficacia en la próxima etapa (procesamiento), el modelo presentó cortes sagitales, transversales y axiales del cráneo de la TC editando la región de interés para la simulación del caso clínico, siendo establecido el cuadrante dos del maxilar superior con zona edéntula 24-25-26 y dientes de referencia 23 y 27 editados como un material sólido, así como el hueso trabecular que recubre internamente la capa del hueso cortical de 3 mm espesor delgado representado al hueso tipo IV (60).

La edición de TC fue procesada en formato “*Digital Imaging and Communications in Medicine Standard*” DAICOM e importadas para un programa de procesamiento de imagen digital software MIMICS.

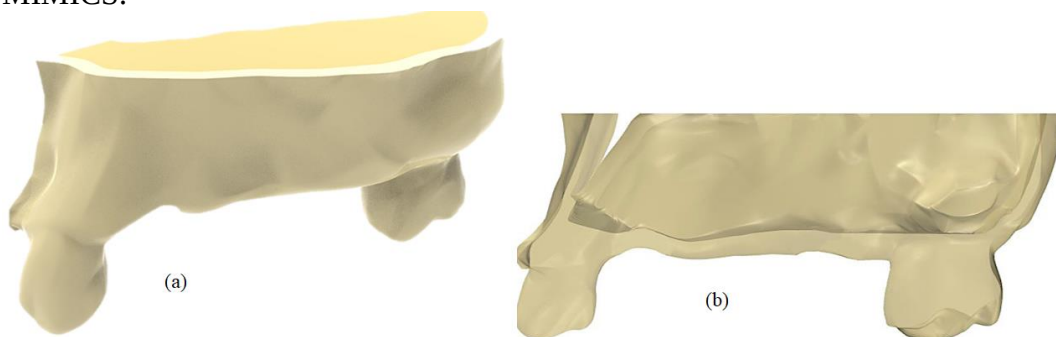


Figura 2. (A) Representación tridimensional ósea; (B) Corte sagital de tomografía computadorizada.

5.5.1.2 Modelo de los implantes y componentes protésico. Para la simulación de los grupos 1 y 3 correspondiente a la rehabilitación de prótesis parcial fija implanto-dentosoportada y implantosoportada fueron utilizados modelos tridimensionales del catálogo de productos sistema de implantes S.I.N (Empresa SIN, sistema de implantes, Sao paulo, SP, Brasil) donados a investigación odontológica producto de tesis de Villabona (2017) (65).

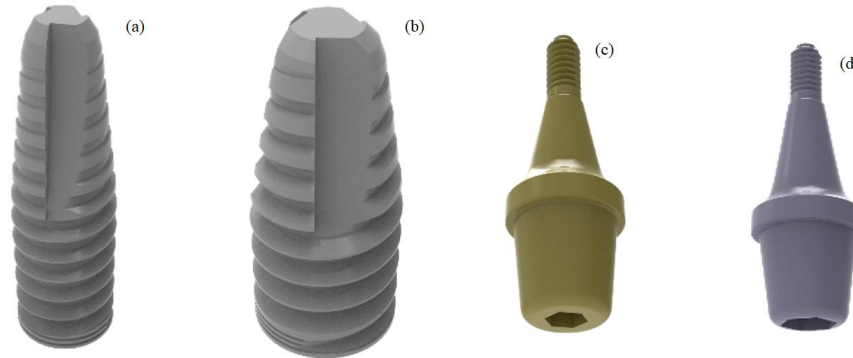


Figura 3. (A) Implante CM diámetro 4,3 mm con plataforma protésica de 4,5 mm diámetro y de 10 mm largo. (B-C) Mini Abutment Strong SW para CM con altura de cinta transmucoso de 2mm. (D) Implante CM diámetro mm con plataforma protésica de mm diámetro y de 10 mm largo.

5.5.1.3 Unión de contacto. Es importante destacar como limitación de los estudios in-vitro y/o virtuales, las uniones entre estructuras que conforman una rehabilitación oral son diferentes a una realidad clínica.

Por tanto, dentro del software se puede definir el tipo de unión más cercana a la realidad (bonded o NoSeparation) y estas son basada generalmente a estudios del área de la ingeniería y aceptadas en la ciencia para estudios odontológicos (66). El presente estudio optó por las siguientes uniones relacionadas a continuación: unión del implante al hueso= *Bonded*; unión del diente, ligamento periodontal al hueso= *Bonded*, unión del ligamento periodontal al cemento= *Bonded*, unión de cemento a la dentina= *Bonded*; unión de la dentina al esmalte= *Bonded*; unión del pilar protésico al implante= *NoSeparation*; unión de la infraestructura al pilar protésico= *NoSeparation*; unión de la cerámica protésica a la infraestructura= *Bonded* y unión de la infraestructura al preparado pre protésico dental= *NoSeparation*.

5.5.1.4 Edición de grupos.

- **Grupo 1-experimental:** Prótesis parcial fija implant-dento soportada cementada sobre diente pilar, pónico y pila-implante CM (Figura 4A).

- **Grupo 2-control:** Prótesis parcial fija dento-soportada cementada sobre diente pilar, pontico y diente pilar (Figura 4B).
 - **Grupo 3-control:** Prótesis parcial fija Implantosoportada cementada sobre pilar-implante CM, y pilar-implante CM (Figura 4C).
- Referencias: (23,24,25)

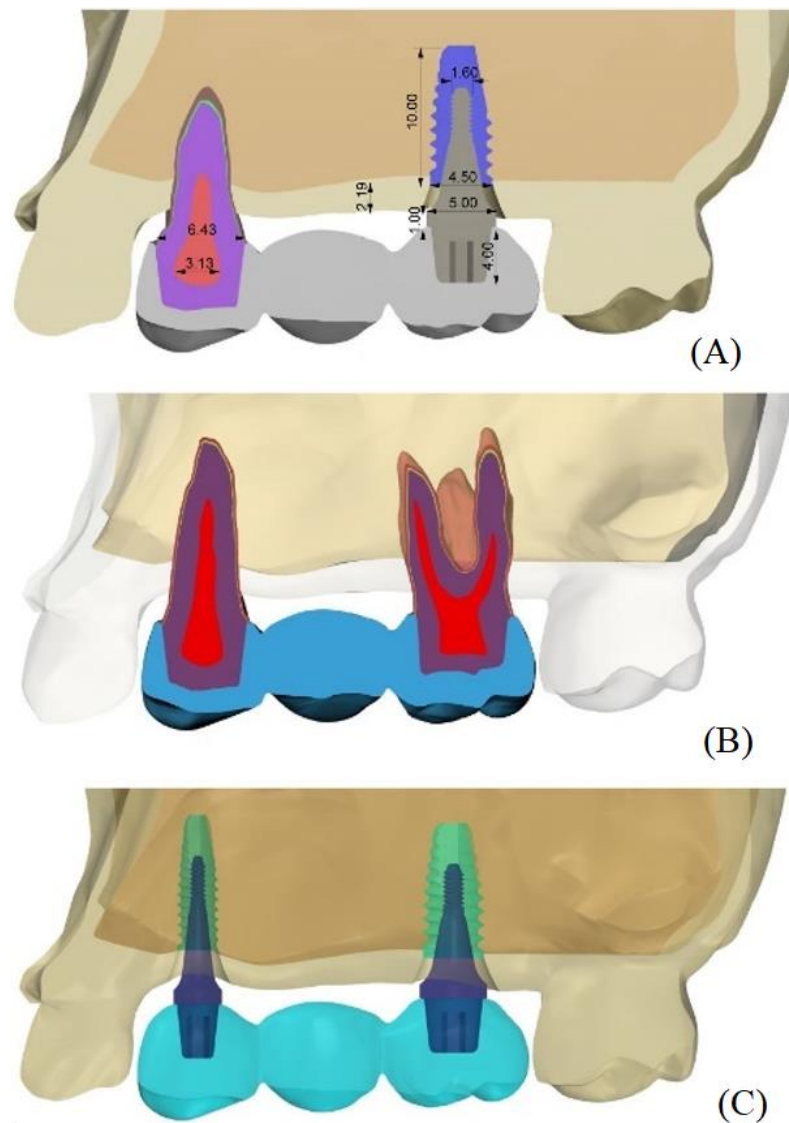


Figura 4. Edición virtual corte sagital prótesis dento-implanto-soportada (A); Prótesis dento-soportada (B) y Prótesis implanto-soportada (C).

Después de recibir la TC formateada en mimics, el modelo óseo tridimensional se importa a la herramienta de software RHINOCEROS para modelado de todas las estructuras basado en superficies tipo NURBS. Es un software de diseño asistido por computadora creado por Robert

McNeel & Associates que anima, edita, analiza superficies, sólidos y mallas poligonales creando todos los ensambles de prótesis dento-implanto soportada (tabla 4), prótesis dento-soportada (tabla 5), prótesis implantosoportada (tabla 3).

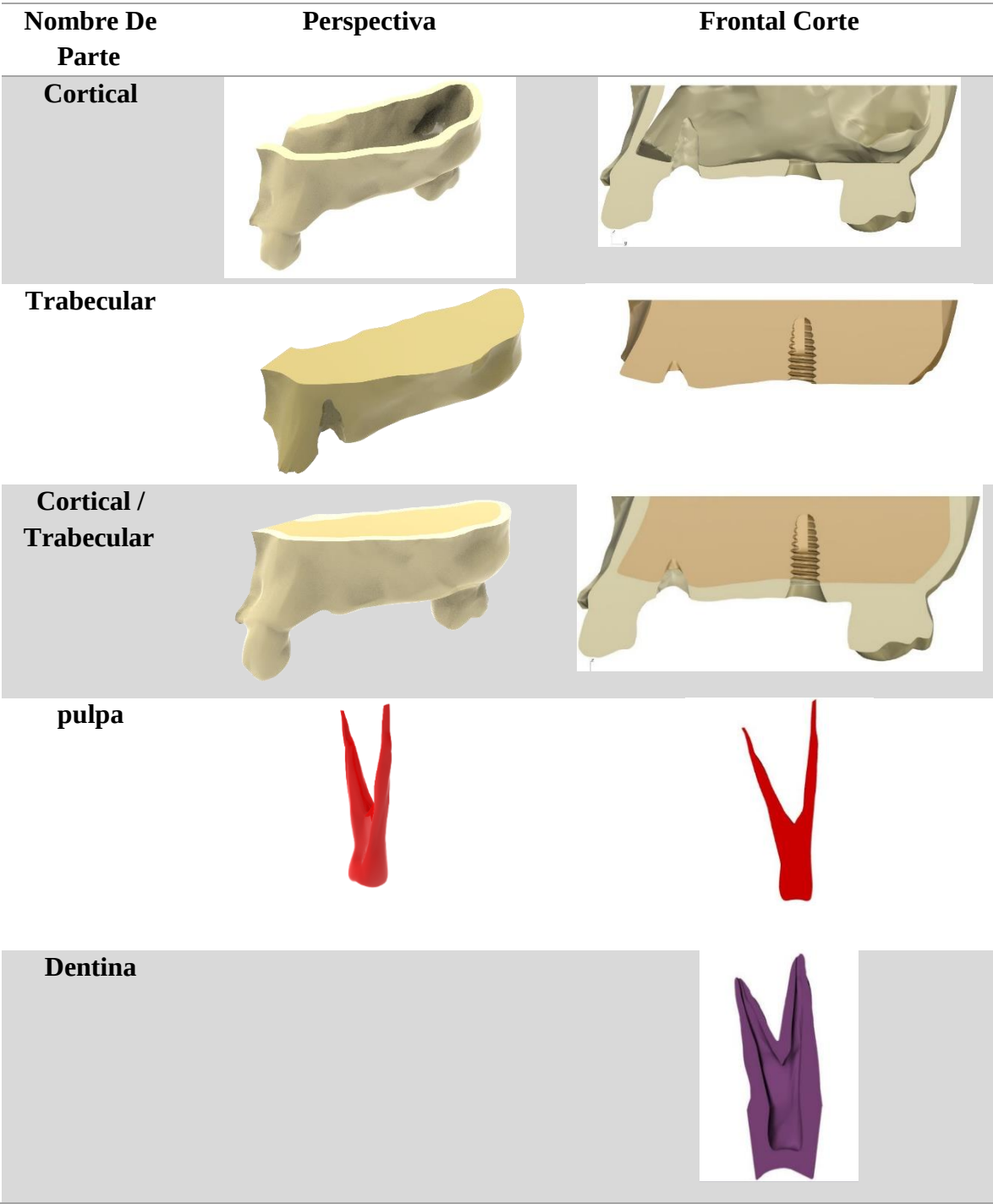


Figura 5.Sistema diente-implante

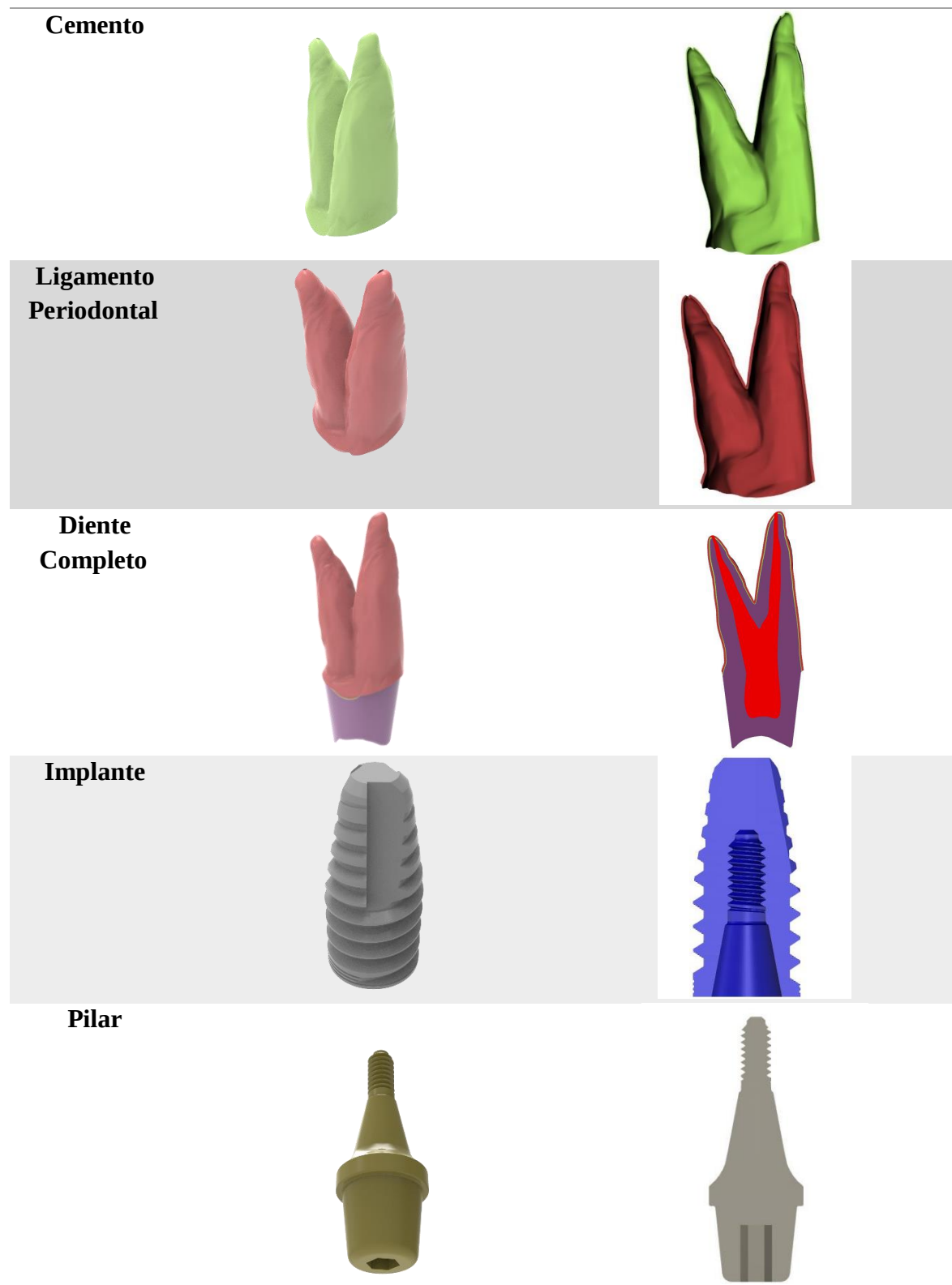


Figura 5. Sistema diente-implante (Continuación)

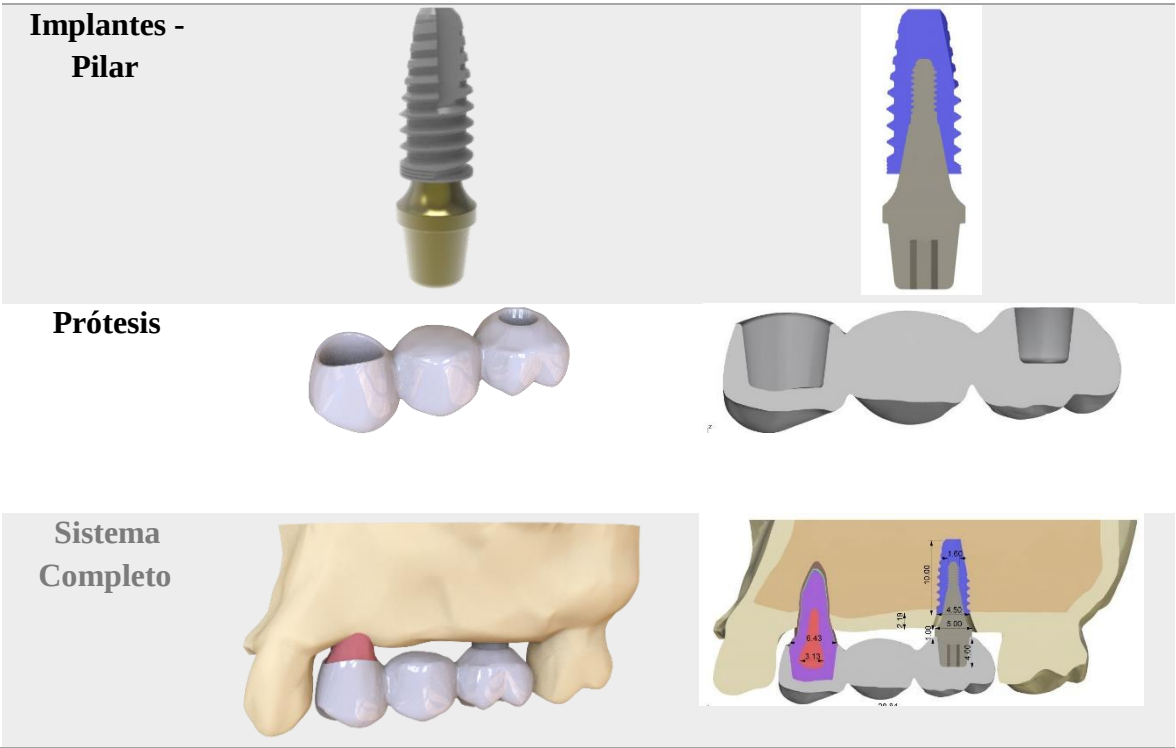


Figura 5. Sistema diente-implante (Continuación)

En la tabla 3 se presentan los componentes del sistema diente-diente, cortical, trabecular, pulpa, dentina, cemento, ligamento, diente completo, prótesis dento-soportada y sistema completo.

Nombre De Parte	Vista Frontal/ Dimensiones	Corte
Cortical		
Trabecular		

Figura 6. Sistema diente-diente

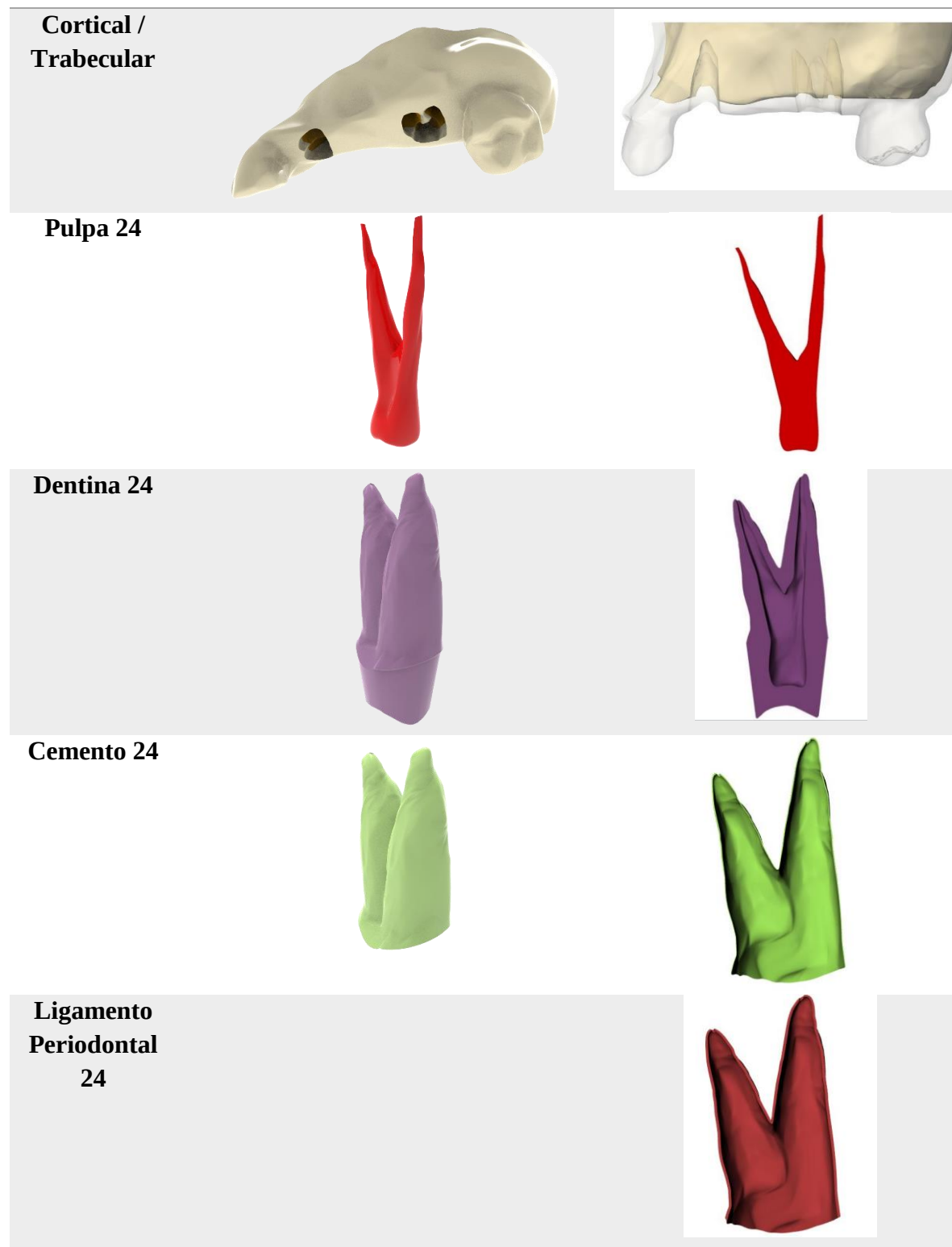


Figura 6. Sistema diente-diente (Continuación)

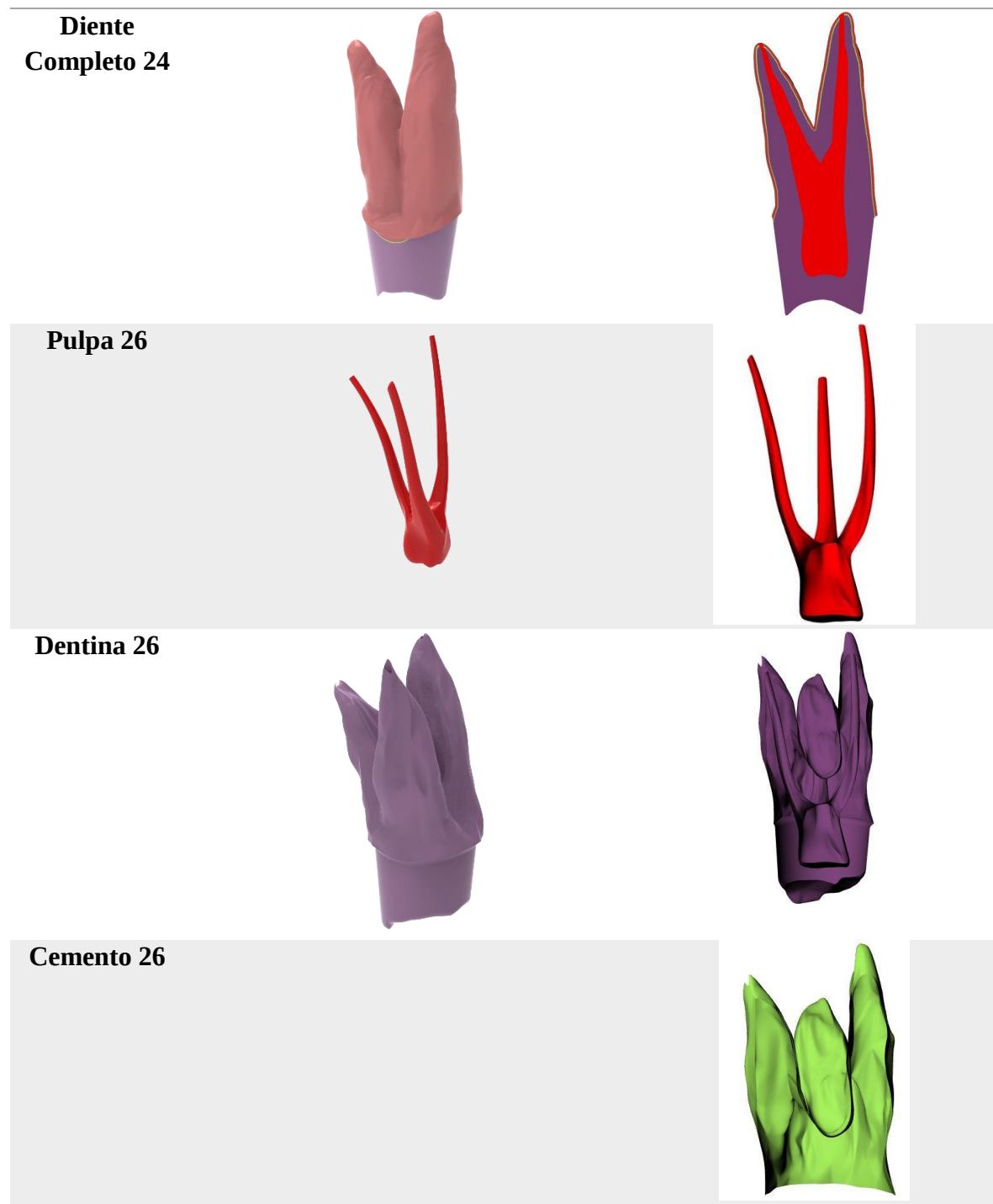


Figura 6. Sistema diente-diente (Continuación)

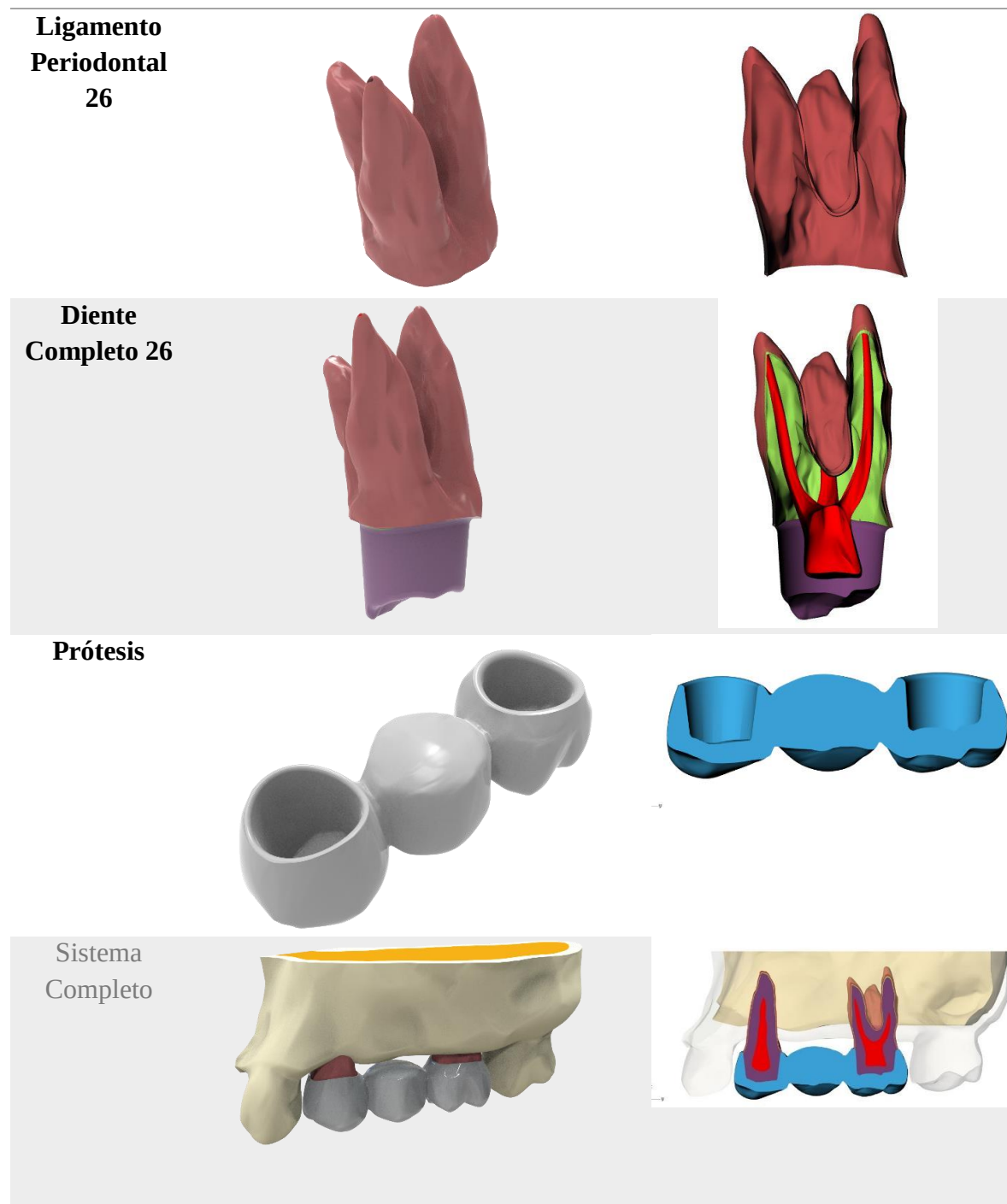


Figura 6. Sistema diente-diente (Continuación)

En la tabla 4 se encuentra el sistema implante-implante. Se discriminan los componentes del sistema incluyendo el hueso cortical y trabecular, el implante y pilar correspondientes al diente 24, así como el pilar e implante del diente 26. Finalmente, la prótesis implanto-soportada y el sistema ensamblado.

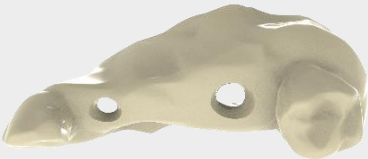
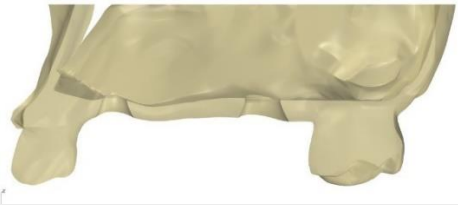
Nombre De Parte	Vista	Corte
Cortical		
Trabecular		
Cortical / Trabecular		
Implante 24		
Pilar 24		

Figura 7. Sistema implante-implante

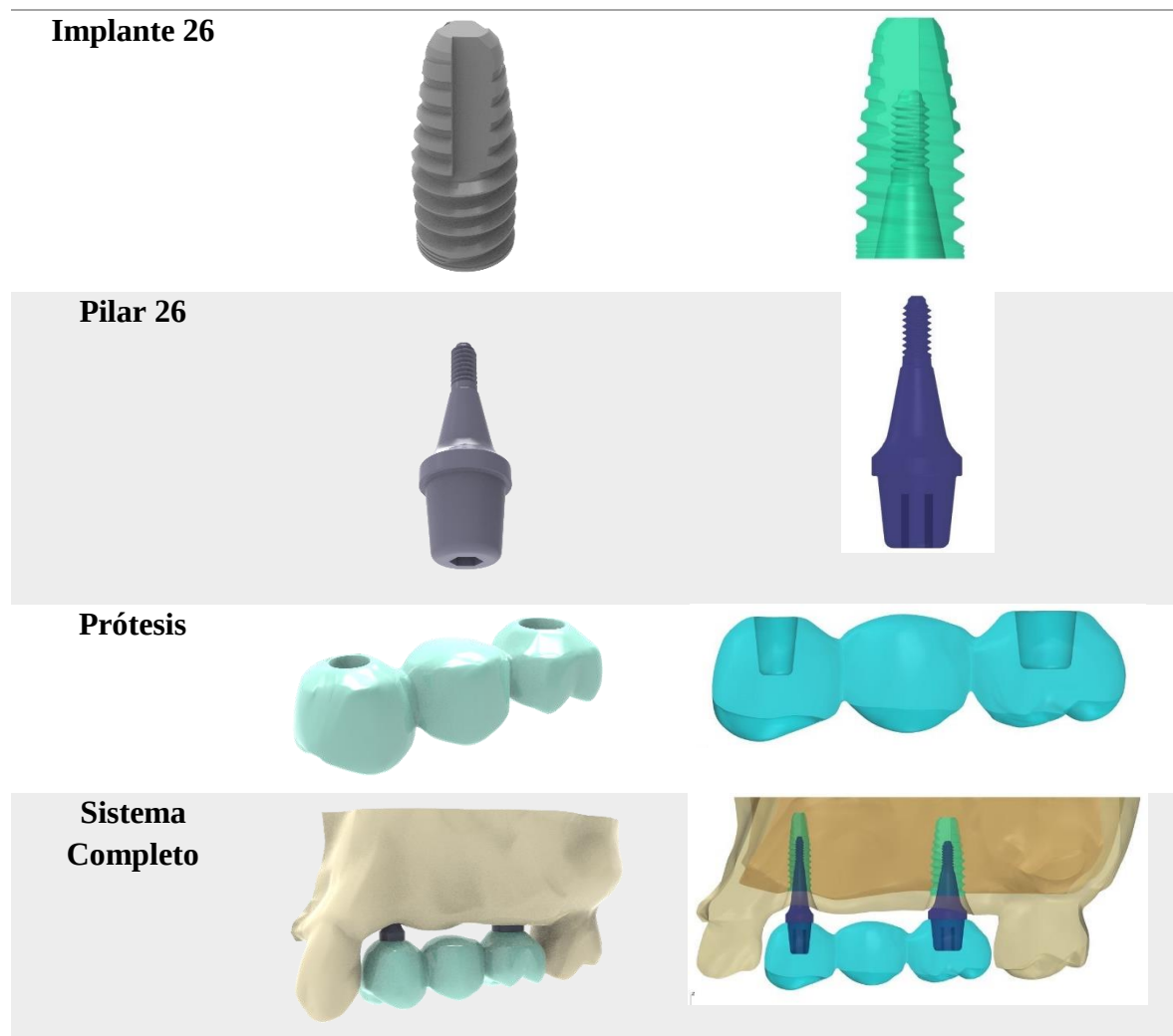


Figura 7. Sistema implante-implante (Continuación)

Los implantes fueron posicionados paralelos en relación al eje de la base ósea. La plataforma de todos los implantes CM fueron posicionados 2 mm infra óseo.

Todas las prótesis parciales fijas implanto soportadas fueron editadas como metal-free en el software Rhinoceros siendo igual en su diseño geométrico en sentido meso-distal, vestibulo-palatino y cervico-oclusal. La diferencia fue en la parte activa y pasiva de la unión prótesis-implante, prótesis-diente.

La cerámica fue modelada con espesor mínimo de 1 mm máximo 2 mm (figura D). Fueron aplicadas cargas axiales sobre el punto medio oclusal de cada diente y cargas oblicuas sobre la cúspide vestibular de cada corona protésica simultáneamente (figura 3).

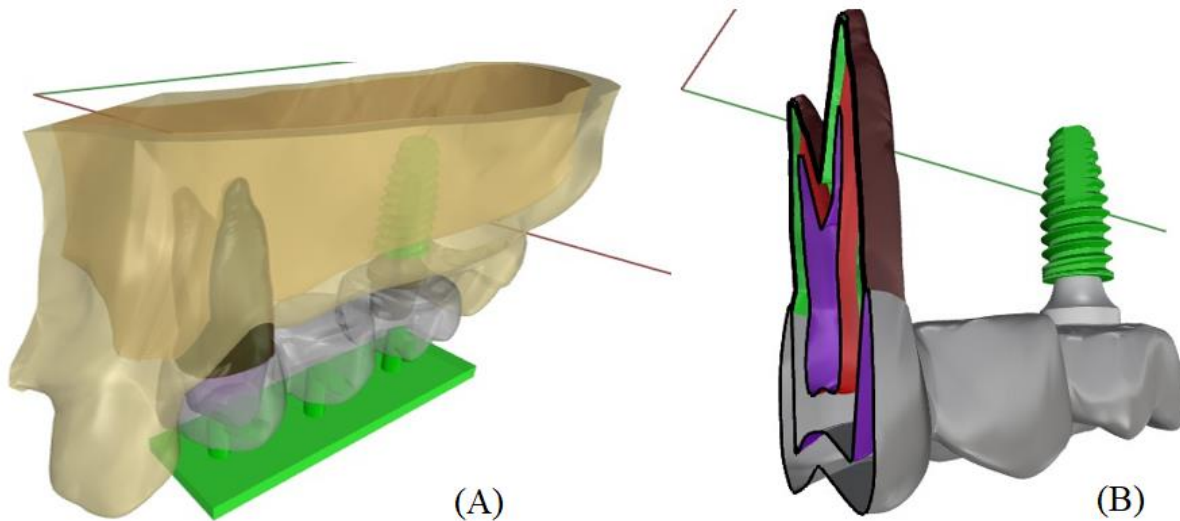


Figura 8. (A) modelo virtual con transparencia de prótesis implanto soportada (B) capas y edición ensamblada del diente (22).

5.5.2 Procesamiento

5.5.2.1 Proceso de adecuación para simulación. La simulación por elementos finitos es una técnica de simulación por computador usada en las áreas de ingeniería, para evaluar los efectos de cargas, temperaturas, comportamientos de fluidos, entre otros (4). Una vez se tiene el modelado de las piezas y los ensambles de las mismas, se procede a la adecuación para la simulación de elementos finitos:

- Se carga el modelo al software de simulación.
- Se asignan los materiales requeridos para cada pieza.
- Se definen las condiciones de contorno del modelo.
- Se realiza la discretización de la geometría generando la malla de elementos finitos.
- Se especifica los tipos de conexiones entre piezas.
- Se soluciona el modelo matemático.

A continuación, se muestran los datos que se tuvieron en cuenta para el desarrollo de las respectivas simulaciones en cada configuración, en primera instancia se describe los datos correspondientes en cuanto a los materiales y proceso de adecuación del modelado para que permita obtener los resultados sin ninguna interferencia externa que afecte la simulación ajena a los causados por sus propiedades mecánicas.

5.5.3 Asignación de materiales. Se debe especificar los tipos de materiales utilizados para las piezas presentes en el modelado, el software de ANSYS muestra una serie de materiales Isotrópicos y Anisotrópicos. Un material es isotrópico si sus propiedades mecánicas y térmicas son las mismas direcciones, es decir, si sus propiedades no varían con la dirección, estos materiales presentan un coeficiente de Poisson, conductividad térmica, coeficiente de expansión térmica, entre otros; un ejemplo de materiales isotrópicos son los metales.

Tabla 3. *Propiedades de los materiales*

Material	Isotropic Elasticity				Yield
	Densidad (g*cm ³)	Young's modulus (MPa)	Poisson's Ratio (MPa)	Tensile Strength (MPa)	
Cerámica feldespática	2.5	70000	0.19	100	
Hueso cortical	1.33	13700	0.3	60	
Hueso trabecular	0.17	1370	0.19	8	
Titanio IV	4.47	1.05E + 05	0.37	550	
Titanio V	4.42	1.138E + 05	0.342	880	
Ligamento Periodontal	-	68.9	0.45	-	
Cemento	-	8000	0.3	48	
Dentina	-	18600	0.31	-	
Pulpa	-	2000	0.45	-	

En cuanto a los materiales Anisotrópicos se refieren a aquellos que sus propiedades mecánicas o térmicas son únicas e independientes en tres direcciones perpendiculares entre sí; un ejemplo de materiales anisotrópicos son la madera y cristales (6).

En las piezas implanto soportadas y las coronas modeladas, se seleccionaron materiales isotrópicos para la realizar la simulación. En cuanto al hueso trabecular y cortical, debido a la complejidad y la ausencia de información sobre las propiedades de estos huesos se generaron especificaciones como materiales isotrópicos, debido a que solo se tenían los datos correspondientes al módulo de Young's, y el coeficiente de Poisson en una dirección. A continuación, en la Tabla 6, se muestran los materiales seleccionados y las propiedades de los mismos.

5.5.4 Discretización de la geometría. Una vez se tienen seleccionados los materiales de cada pieza, se procede a realizar una evaluación de los modelos, que corresponde al proceso de discretización de la geometría. Durante este proceso se tiene en cuenta el tamaño de la pieza, de modo que el tamaño del elemento sea el adecuado para que la discretización sea homogénea y se incluyan los detalles geométricos en especial de las piezas pequeñas.

La geometría mandibular, del implante, del diente tallado, coronas y placa de carga es importada al software de elementos finitos como se observa en la Figura 5, la placa de carga se posiciona de tal modo que las cargas en las coronas sean oblicuas y en la dirección en la que se verían cargadas bajo la acción normal de la mordida.

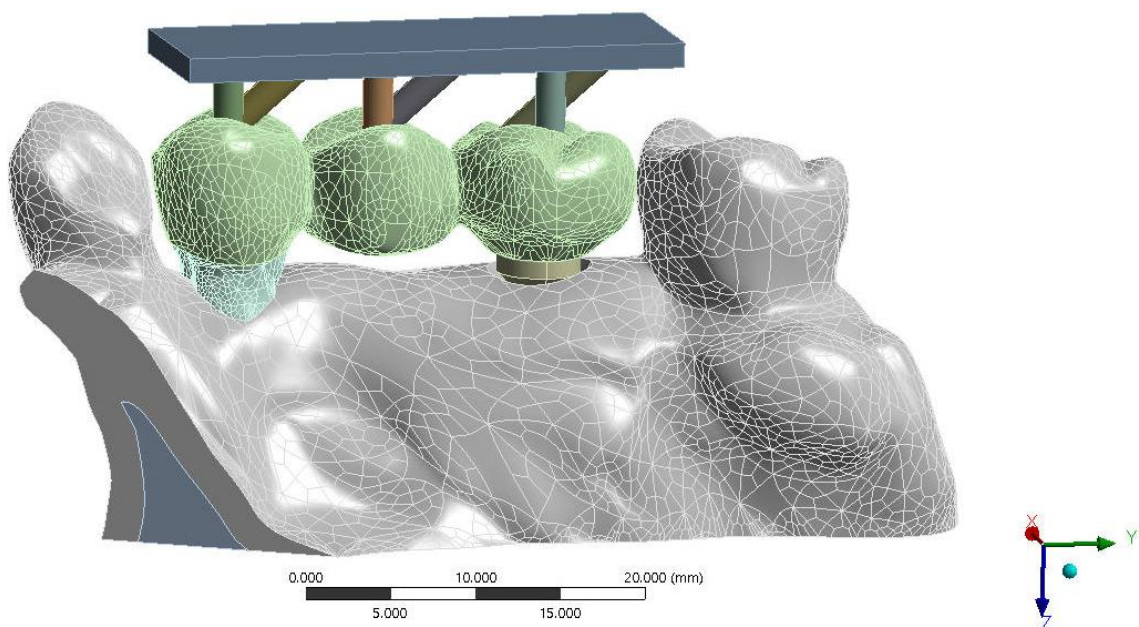


Figura 9. Modelo de prótesis implanto-dento soportada.

Para el proceso de mallado se tuvo en cuenta el tamaño de las piezas y la relevancia para el estudio, en el caso del implante, pilar y diente se utilizó un tamaño promedio de elemento de 0.35 [mm] de lado, para las coronas su usó 0.5 [mm] para el tamaño promedio de elementos y para los elementos restantes exceptuando la placa de carga (tamaño de elemento predeterminado) se usó 1[mm]. El tipo de elemento en todos los casos fue tetraédrico lineal con 3 grados de libertad. La malla final del modelo se observa en Figura 5 y se compone de 487158 elementos con 791526 nodos.

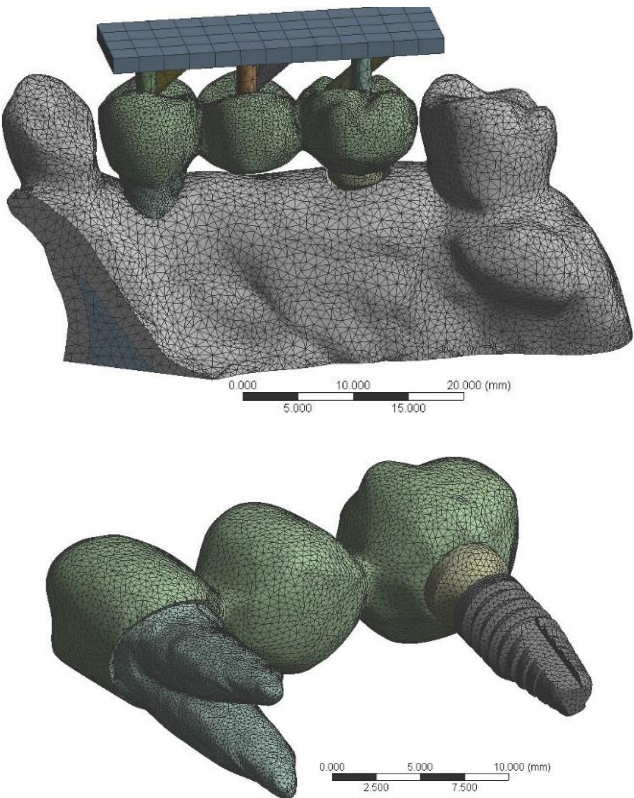


Figura 10. Malla del modelo, Izquierda: Modelo completo, Derecha: prótesis

5.5.5 Propiedades geométricas. En la siguiente tabla, la Tabla 7 se muestra los datos base de las propiedades de la geometría.

Tabla 4. Datos de geometría

NOMBRE DEL OBJETO SIMULACIÓN CM 24 – HE	
26	
Estado	Totalmente definida
Definición	
Tipo	SpaceClaim
Longitud de medida	Metros
Control de elementos	Controlado por el programa
Estilo de visualización	Color del cuerpo
Delimitación	
Longitud X	22.835 mm
Longitud Y	56.584 mm
Longitud Z	28.748 mm
Propiedades	

Tabla 4. (Continuación)

Volumen	12087 mm ³ mm ³
Factor de escala	1:1
Estadística	
Piezas	16
Piezas activadas	16
Nodos	791526
Elementos de malla	487158

Los datos de geometría anteriormente descritos son los correspondientes al modelado completo en cuanto refiere a ubicación espacial y características del proyecto completo. La Tabla 8 corresponde a las características individuales de las piezas que participan en el modelado; esta tabla incluye los momentos de inercia y el tipo de material de cada pieza.

Tabla 5. *Datos de geometría de las piezas*

Object Name	Hueso Cortical	Hueso esponjoso	Coronas	Dentina	Ligamento periodontal	Cemento	Pulpa	Pilar	Implante
State	Meshed								
Material									
Assignment	Hueso Cortical	Hueso esponjoso	Cerámica Feldespática	Dentina	Ligamento periodontal	Cemento	Pulpa	Titanio V	Titanio V
Bounding Box									
Length X	22.835 mm	17.985 mm	10.006 mm	7.6237 mm	8.0144 mm	7.7574 mm	5.8129 mm	5. mm	4.5026 mm
Length Y	56.584 mm	49.966 mm	28.9 mm	6.4079 mm	6.7355 mm	6.4464 mm	3.3441 mm	5. mm	4.5032 mm
Length Z	24.827 mm	13.308 mm	9.0252 mm	19.912 mm	14.377 mm	14.335 mm	17.307 mm	13.984 mm	10.009 mm
Properties									
Volume	5063.1 mm³	4876.7 mm³	1070.7 mm³	295.09 mm³	37.338 mm³	10.726 mm³	58.792 mm³	102.7 mm³	80.127 mm³
Centroid X	16.188 mm	16.283 mm	17.447 mm	16.968 mm	16.721 mm	16.666 mm	16.718 mm	17.338 mm	17.331 mm
Centroid Y	20.327 mm	22.4 mm	13.839 mm	2.9787 mm	3.0881 mm	3.1545 mm	2.8611 mm	21.56 mm	21.549 mm
Centroid Z	-10.214 mm	-5.2778 mm	-19.792 mm	-14.761 mm	-10.704 mm	-10.18 mm	- 14.886 mm	- 14.796 mm	-8.0182 mm
Statistics									
Nodes	157874	113950	151501	132409	64267	59803	30213	35002	40789
Elements	96319	72916	99578	85688	33095	29971	18521	23207	25201

5.5.6 Conexiones de las piezas. Se realizan un total de 34 conexiones, estas conexiones están todas activadas para el momento de hacer la simulación estática, se especifica que tienen un valor de tolerancia de 0.16863 mm para la auto detección entre piezas.

Los contactos fueron definidos como uniones sin desplazamiento relativo entre las piezas, esto siguiendo la física de las condiciones que se dan en el momento en que la prótesis es sometida a carga, teniéndose en cuenta que al momento de la carga el implante ha sanado y la corona está pegada tanto a diente como a implante. Para ANSYS, el tipo de unión que describe este comportamiento es el tipo “Bonded” (ver Tabla 9 y Tabla 10).

Tabla 6. *Conexiones de las piezas del modelo 1 de 2*

Type State	Bonded Fully Defined								
Contact	2637 Faces	35 Faces	1138 Faces	1123 Faces	1 Faces	59 Faces	1048 Faces	1037 Faces	7 Faces
Target	2635 Faces	41 Faces	1137 Faces	1142 Faces	7 Faces	54 Faces	1044 Faces	1043 Faces	7 Faces
Contact Bodies	Hueso Cortical					Hueso Trabecular			
Target Bodies	Hueso Trabecular	Dentina	Ligamento	Cemento	Pulpa	Dentina	Ligamento	Cemento	Pulpa

Tabla 7. *Conexiones de las piezas del modelo 2 de 2*

Type State	Bonded Fully Defined						
Contact	2376 Faces	2378 Faces	676 Faces	2382 Faces	18 Faces	21 Faces	34 Faces
Target		2378 Faces	676 Faces	2379 Faces		12 Faces	34 Faces
Contact Bodies	Dentina			Ligamento		Cemento	Pilar
Target Bodies	Ligamento	Cemento	Pulpa	Cemento		Pulpa	Implante

5.5.7 Aplicación de fuerzas. Para definir las condiciones de contorno del estudio se estableció un soporte fijo para la base de los huesos cortical y esponjoso siendo esta una zona de desplazamientos cero.

La carga con una magnitud de 400 [N] se ubicó en la placa de carga, la cual distribuye la carga en las coronas de forma uniforme y en la dirección esperada. Se definieron las precargas del implante y el pilar con valores de 400 [N-mm] (40 [N-cm]) y 200 [N-mm] (20 [N-cm]) respectivamente Figura 10 y Tabla 11.

La aplicación de carga simulada en la prótesis parcial fija a través de una fuerza estática y única de 400N. La dirección del vector de carga fue dirigido a la cara oclusal con la misma intensidad de fuerza para todas las coronas protésicas. La conexión Cone Morse entre el implante y pilar tuvo un pre-torque de 40.N*mm.

Posteriormente todos los modelos fueron editados de acuerdo con propiedades mecánicas del material individualmente en la etapa de procesamiento para iniciar el análisis de los elementos finitos .

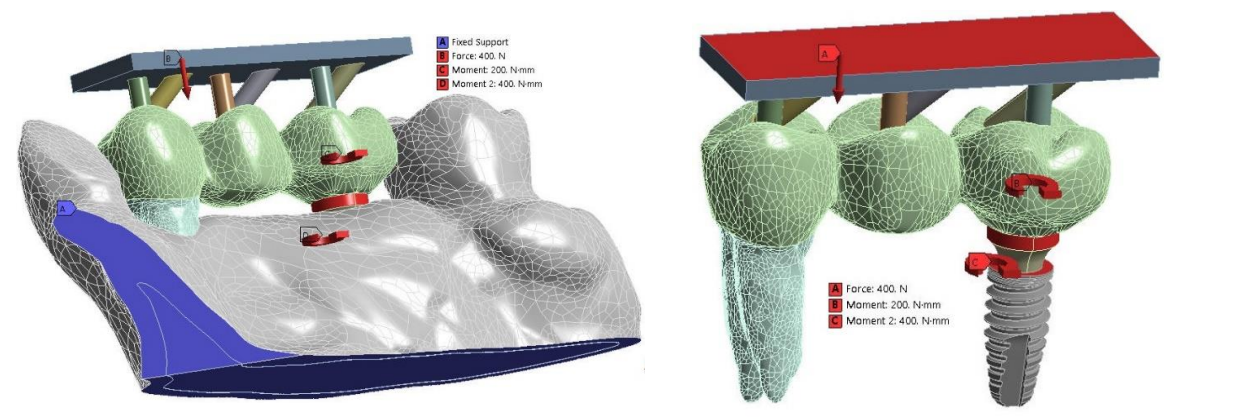


Figura 11. Distribución de fuerza, torque y condición de no desplazamiento.

Tabla 8. Estática estructural

Object Name	Fixed Support	Force	Moment	Moment 2
State	Fully Defined			
Scoping Method	Scope Geometry Selection			
Geometry	4 Faces	1 Face	2 Faces	1 Face
Type	Fixed Support	Force	Moment	

Tabla 8. (Continuación)

Suppressed	No		
Define By	Vector		
Magnitude	400. N (ramped)	200. N·mm (ramped)	400. N·mm (ramped)
Direction	Defined		

Después de realizar todos los ensambles de prótesis los modelos son importados a un software Ansys, se determinó una malla de tetraedros de 10 nódulos con refinamiento de malla, aumentando el número de nodos y elementos gradualmente hasta que la diferencia sea del 5% o menos (figura o).

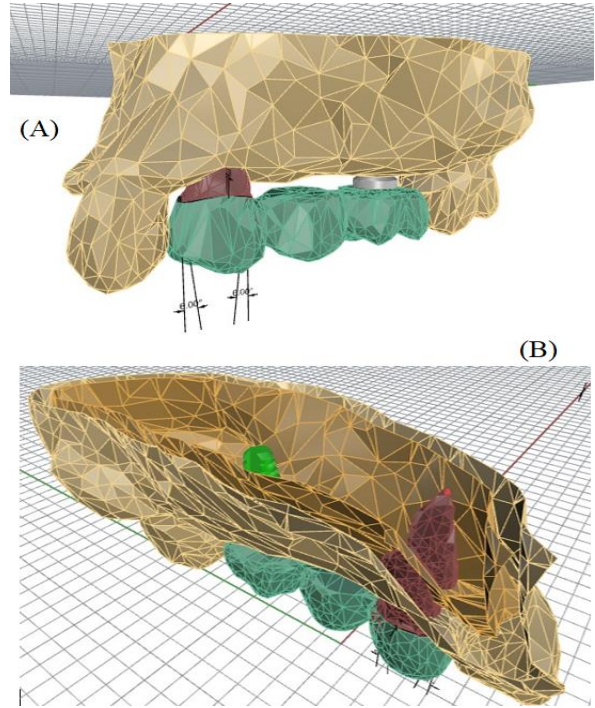


Figura 12. Modelo virtual tridimensional de la rehabilitación implanto-dentosoportada. (A) vista frontal, (B) vista palatina.

Todos los modelos fueron construidos y editados en tercera dimensión simulando el caso clínico de la rehabilitación oral prótesis parcial fija implanto-dentosoportada serán exportados para el software de análisis de los elementos finitos ANSYS Workbench VII (Ansys Inc. Canonsburg, P.A, EUA) con el objetivo de incluir en el software las propiedades mecánicas de cada material dúctil y simulación de propiedades mecánicas del material biológico de acuerdo con el módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson y densidad como se muestra en la tabla 12 y 13.

Tabla 9. *Propiedades mecánicas de los materiales dúctiles*

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG (GPA)	COEFICIENTE DE POISSON
Porcelana feldespática	70	0,19
Liga cromo-cobalto	218	0.33
Titanio grado IV	105	0,37
Titanio grado V	113,8	0,342

Nota: Adaptado de Skitascioglu et al. (2004); Matweb (2016a); Freitas et al. (2010); Lee et al. (2012)

SolidWorks 2015 es un programa que tiene de manera predeterminada una gran gama de materiales en sus bibliotecas, pero algunos de los materiales a usar no hacen parte de estas librerías por lo que es necesario ser incluidas en el software por un investigador de acuerdo a la literatura científica (tabla 2).

Tabla 10. *Propiedades mecánicas de los materiales friables*

Material	Módulo Elástico (E)	Coeficiente de Poisson (v)
Dentina	17,2 Gpa	0.32
Hueso cortical	13.700 MPa	0.30
Ligamento periodontal	0,07 MPa	0.45
Pulpa dental	2,07 MPa	0.45
Hueso trabecular	1370 MPa	0.30

Nota: Adaptado de Echeverry y colegas (67).

5.5.7.1 Método de análisis de los elementos finitos. El Método de elementos finitos (MEF) Consiste en el modelado tridimensional numérico de estructuras y contornos anatómicos que genera una aproximación muy cercana físico real, este modelo matemático resuelve automáticamente ecuaciones parciales diferenciales por medio de aproximaciones directas en espacios geométricos tetraédricos complejos por medio de un software asistido por el procesador.

Los cálculos se realizan sobre una malla de puntos (llamados nodos), estos nodos son la base en la parametrización de matrices introducidas al software. El proceso es realizado manteniendo un margen de error de 5% de grado de libertad.

Se selecciona la geometría del modelo por ejemplo primer grupo donde se ajusta automáticamente un conjunto ajustable de nódulos y elementos teniendo la opción de ajustar la malla a los nodos siendo de ‘finitas’ dimensiones, cuando se combina la malla con el sólido o cuerpo a estudiar cada elemento puede adoptar una forma geométrica específica siendo el tetraedros quien sea la base para función de resultados de tensión interna específica, al usar estas funciones teniendo en cuenta la geometría, las ecuaciones de equilibrio entre las fuerzas externas que actúan sobre el elemento genera un desplazamiento en cada nodo donde resultará en tensiones vectoriales y posteriormente los resultados serán incluidos para ser analizados en la etapa de post-procesamiento.

5.5.8 Post- procesamiento. Las simulaciones se analizaron cuantitativamente mediante valores expresados en milímetros para los desplazamientos totales (mm) y Megapascals (MPa) para esfuerzos principales según el criterio de Rankine y valores de pico para el criterio equivalente Von Mises. Cualitativamente también fueron analizadas todas las estructuras de acuerdo a la distribución de esfuerzos representados por mapa de colores dentro de las estructuras estudiadas.

Los resultados entre los lados de un mismo modelo presentan las mismas tendencias cualitativas, por lo que se presentan los gráficos del lado mesial o distal se escogió al mayor, incluso si hubo diferencias cuantitativas los resultados numéricos se presentaron en ambos lados (derecho e izquierdo) en algunos de los análisis de los modelos.

Los resultados de cada modelo fueron analizados individualmente, organizándose de la siguiente forma: corona protésica, hueso periodontal y periimplantar, pilares, implantes y diente.

5.6 Plan de análisis

Los resultados cualitativos se observaron de acuerdo al mapa de colores distribuida en el material siendo el esfuerzo principal máximo (a tracción) de color rojo y finalmente por los tonos azules que representan el esfuerzo mínimo (a tracción). Para análisis cuantitativo se analizará de acuerdo a los valores representados en la escala de colores (máximos y mínimos) y su relación de acuerdo al límite proporcional y/o propiedades de resistencia a la fractura de cada material.

5.7 Implicaciones bioéticas

De acuerdo a la resolución del 4 de octubre de 1993 N°008430 de las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud en su título II, capítulo 1, artículo 11; la presente investigación se cataloga como una “investigación sin riesgo”. Teniendo en cuenta que no se hace ninguna intervención clínica y los datos necesarios para el desarrollo del proyecto se obtendrán de un software asistido por procesador (68).

Además, se garantiza el cumplimiento de la normatividad de derechos de autor y propiedad intelectual en Colombia según el artículo 61 de la Constitución política, la ley 23 de 1982 (artículos 1 y 2) y ley 44 de 1993 (capítulo II y IV) (69).

6. Resultados

6.1 Análisis de resultados de los desplazamientos máximos totales

6.1.1 Desplazamientos máximos del modelo implante-diente. Los resultados cuantitativos de los desplazamientos máximos en la rehabilitación implanto-dentosoportada puede observarse en la tabla 11.

Tabla 11. *Desplazamientos máximos del modelo Implante-Diente*

Desplazamiento	Completo	Diente 24	Implante 26
Máximo (mm)	0.010038	0.009633	0.004225
Mínimo (mm)	0	1.15e-5	5.03e-6

6.1.1.1 Diente-implante. En la Figura 9 muestra el desplazamiento total del modelo implante-diente, cuyo valor máximo de 0.010038 [mm] es obtenido en la cerámica de la corona del diente pilar 24, esto indica que la menor rigidez del diente (menor módulo de elasticidad) produce un mayor desplazamiento. El desplazamiento mínimo igual a cero predice una correcta edición tridimensional con equilibrio en las condiciones de modelado para todos los grupos. Ambos poseen una zona de pequeños desplazamientos (zona azul Figura 9) que está directamente relacionada con la porción fijada virtualmente al hueso.

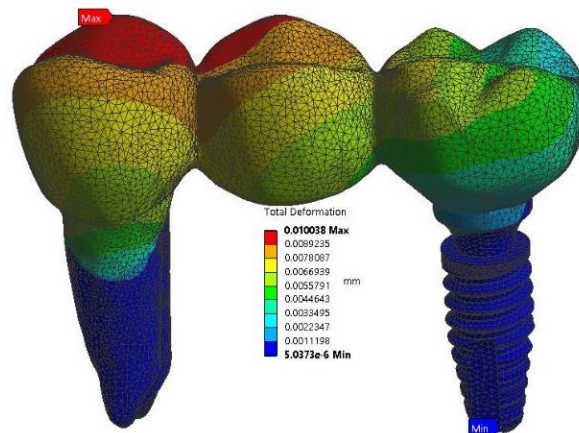


Figura 13. Desplazamiento Total en el sistema Implante-Diente.

Los desplazamientos máximos totales encontrados en la cerámica del diente pilar 24 y pónico 25 (figura 13), son transmitido a la región disto-vestibular coronal del diente 24, siendo más del doble que los hallados en la región del pilar (figura 10), con valores máximos de 0.0096 [mm] y 0.0042 [mm] respectivamente (Tabla 15).

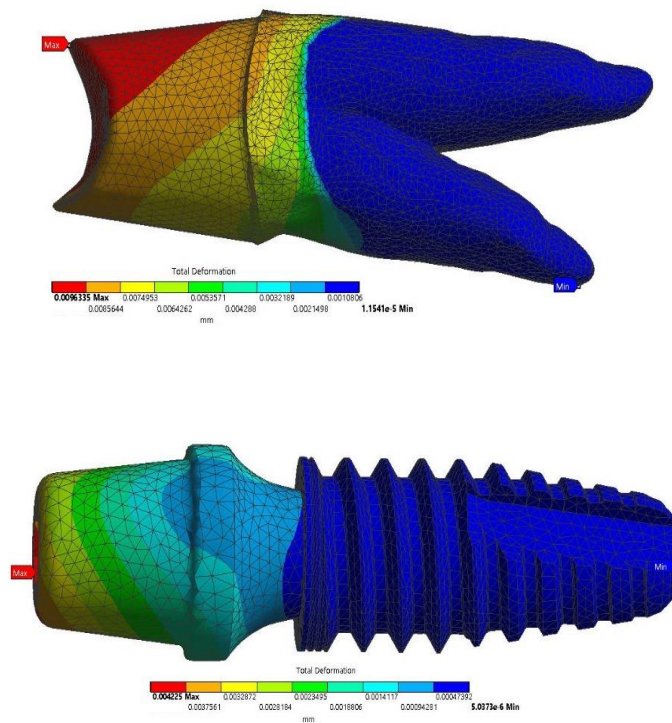


Figura 14. Deformaciones totales para diente tallado y conjunto Pilar-Implante.

6.1.2 Desplazamientos máximos del modelo Diente-Diente. Los resultados cuantitativos de los desplazamientos máximos en la rehabilitación dento-soportada puede observarse en la tabla 12.

Tabla 12. Desplazamientos máximos del modelo Diente-Diente

Desplazamiento	Completo	Diente 24	Diente 26
Máximo (mm)	0.0105	0.00846	0.00841
Mínimo (mm)	0	1.75e-5	3.36e-6

6.1.2.1 Diente-diente. Al revisar los desplazamientos totales en el modelo Figura 36, se observa que en este caso se alcanza una distribución uniforme, encontrando la zona más desplazada en el pónico 25, con valor de desplazamiento máximo de 0.0105 [mm] Tabla 19.

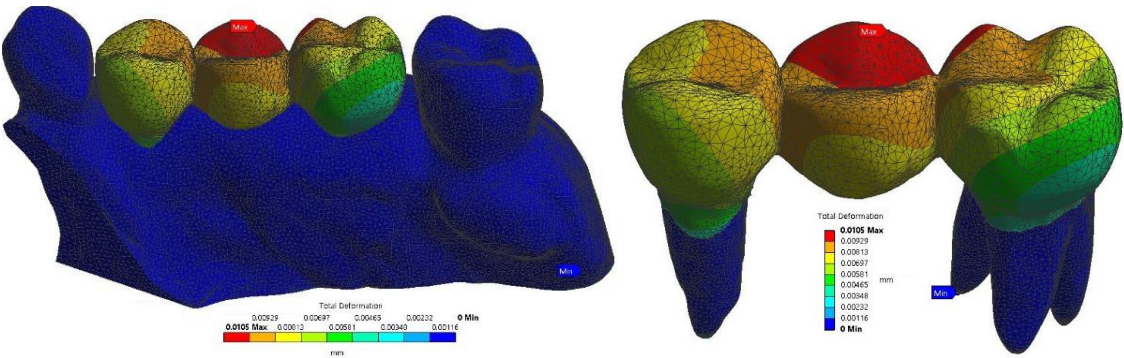


Figura 15. Desplazamientos totales del modelo Diente-Diente (1).

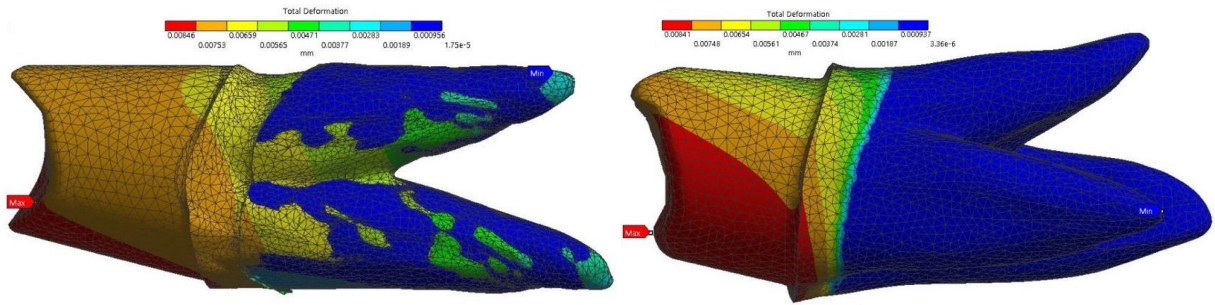


Figura 16. Desplazamientos totales del modelo Diente-Diente (2).

6.1.3 Desplazamientos máximos del modelo Implante-Implante. Los resultados cuantitativos de los desplazamientos máximos en la rehabilitación implanto-soportada puede observarse en la tabla 16, evidenciando que los desplazamientos máximos del modelo implante-implante se dieron en el diente 24.

Tabla 13. Desplazamientos máximos del modelo Implante-Implante

Desplazamiento	Completo	Implante 24	Implante 26
Máximo (mm)	0.0104	0.00711	0.00332
Mínimo (mm)	0	1.43e-5	4.95e-6

6.1.3.1 Implante-implante. Los desplazamientos totales máximos del modelo Implante-Implante se encuentran en la corona protésica pilar de 24, con un valor 0.0104 [mm] Tabla 16-Figura 13. Se observa que nuevamente la región que obtiene desplazamientos pequeños o nulos es aquella que se encuentra fijada en el hueso.

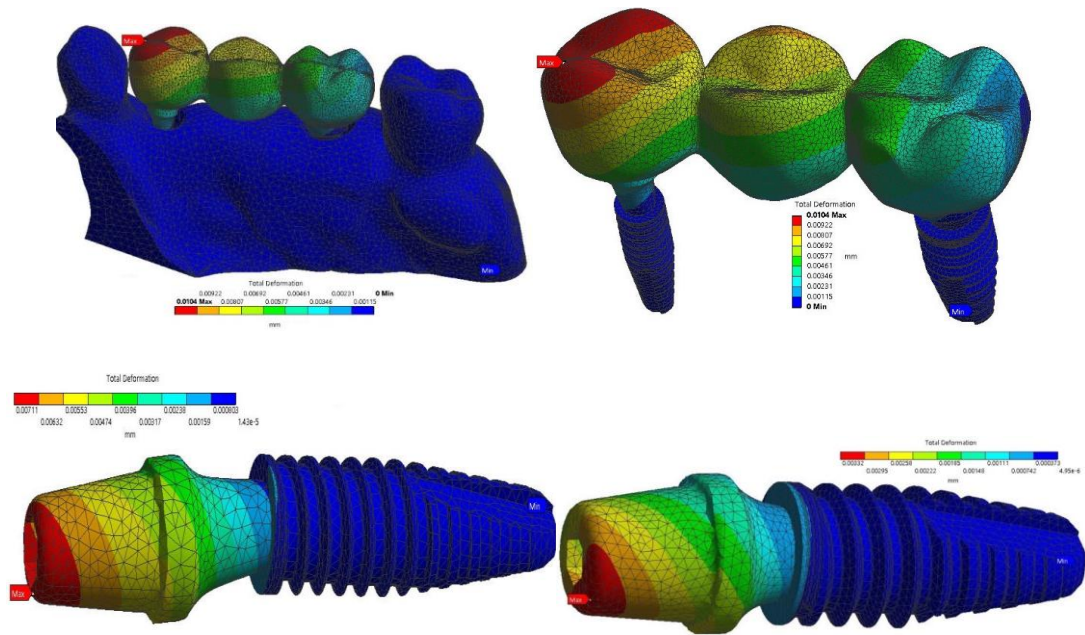


Figura 17. Desplazamientos totales de los conjuntos Pilar-Implante 24 y 26.

6.1.4 Síntesis de los resultados de desplazamiento máximo en modelo Diente-implante. En la (tabla 17) observamos los resultados cuantitativos de los desplazamientos máximos de todos los grupos con el objetivo de analizar los resultados del modelo de prótesis implantodento-soportada donde realizó de la siguiente manera:

- 1- Se compara los desplazamientos máximos en el mismo modelo entre diente 24 y región del implante 26.
- 2- Se compara los desplazamientos máximos del diente 24 (grupo experimental) con el diente 24 del grupo control.
- 3- Se compara los desplazamientos máximos región del implante 26 (grupo experimental) con el implante 26 del grupo control.

Tabla 14. Resultados de los desplazamientos máximos entre grupos.

	Grupo 1 (experimental)		Grupo 2 (control)		Grupo 3 (control)	
	Diente 24	Implante2 6	Diente2 4	Diente2 6	Implante2 4	Implante2 6
Desplazamiento máximo (mm)	0.00963	0.004225	0.00846	0.00841	0.00711	0.00332

- La corona protésica rehabilitada sobre el diente pilar 24 ($G1=0.009633/100\%$) evidenció un aumento (58%) del desplazamiento máximo en relación a la corona implanto-soportada ($G1=0.004225/42\%$) (tabla 17). Se puede concluir que en prótesis implanto-dento soportada existe mayor desplazamiento del diente pilar en relación a la región del pilar-implante.
- El diente pilar 24 ($G1=0.009633/100\%$) evidenció mayor desplazamiento (13%) en relación al diente 24 del grupo control ($G2=0.00846/87\%$); por tanto, $G2$ presentó un comportamiento mecánico similar del desplazamiento máximo en los dos dientes pilares de la rehabilitación dento-soportada (tabla 17). Podemos concluir que existe mayor desplazamiento en el diente pilar de una prótesis implanto-dento soportada en relación a la prótesis dento-soportada.
- La corona implanto-soportada 26 ($G1=0.00422/100\%$) evidenció mayor desplazamiento (24%) en relación a la corona 26 del grupo control ($G3=0.00332/75\%$) (tabla 17) con el grupo control. Se puede concluir que existe mayor desplazamiento en la corona implanto-dentosoportada en relación a la prótesis implanto-soportada.

6.1.5 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea. Los resultados se relacionan de acuerdo a la resistencia a la tracción de la superficie ósea hueso cortical (60MPa) y trabecular (8MPa) según las propiedades de los materiales descrita en la tabla 7.

Al revisar el esfuerzo principal máximo del modelo Figura 20, puede evidenciarse que se obtienen valores entre -40.8 [MPa] (a compresión) en la región correspondiente al elemento dental 24 y 204.2 [MPa] (a tracción) en la región periimplantar del elemento 26. Ha de resaltarse que, a diferencia de los desplazamientos, los esfuerzos máximos en el 26, se debe a que al sufrir desplazamientos en la corona protésica del diente pilar 24 el elemento 26 se ve expuesto a un mayor esfuerzo de tracción, adicionando la marcada diferencia que existe entre la rigidez del implante y del hueso.

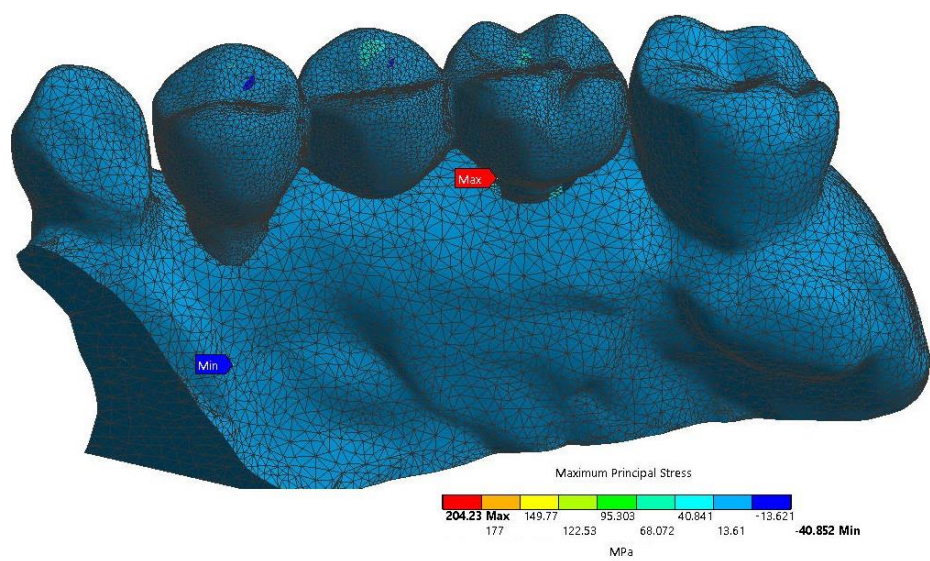


Figura 18. Esfuerzo principal máximo en el modelo completo.

6.1.6 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo diente-implante. Los resultados cuantitativos de los esfuerzos máximos (a tracción) y mínimo (a compresión) en la rehabilitación implanto-dento soportada puede observarse en la tabla 15.

Tabla 15. Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo diente-implante

Esfuerzo principal	Diente 24	Implante 26
Máximo (MPa)	30.6	204
Mínimo (MPa)	-3.2	-0.191

Analizando los esfuerzos principales en la prótesis implanto-dento soportada, la zona mayormente esforzada se encuentra en área mesio-palatina del hueso periimplantar, más precisamente en la primera rosca del implante (204MPa) Figura 19B. También se observa zona de tensión en la región de la bifurcación correspondiente al diente 24, Figura 19A.

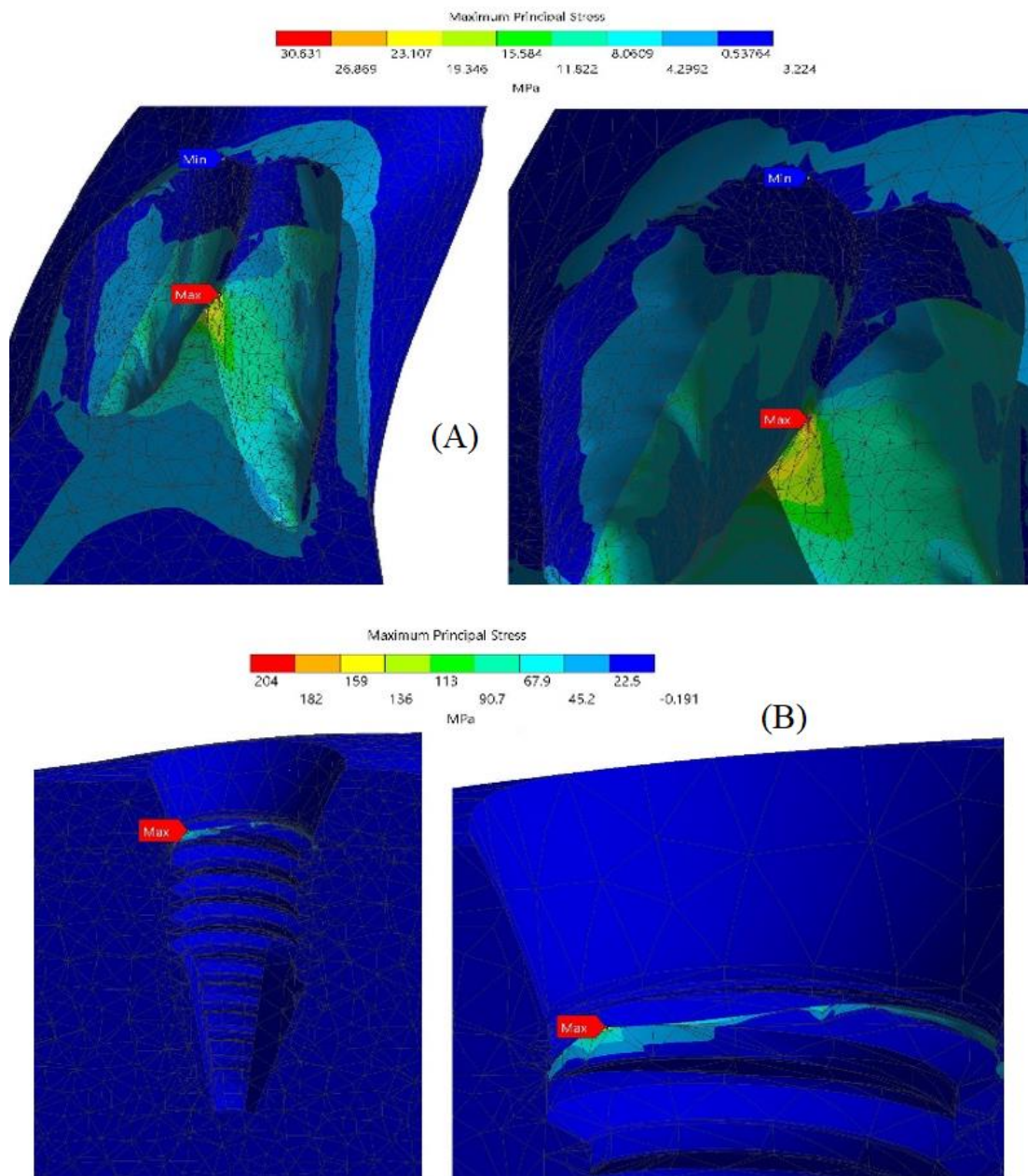


Figura 19. A Esfuerzo principal máximo en el hueso (zona del diente 24); B Esfuerzo principal máximo en el hueso (zona del implante 26).

6.1.7 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Diente-Diente. Los resultados cuantitativos de los esfuerzos máximos (a tracción) y mínimo (a compresión) en el hueso periodontal modelo grupo 2 puede observarse en la tabla 19.

Tabla 16. *Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Diente-Diente*

Esfuerzo principal	Diente 24	Diente 26
Máximo (MPa)	32	27
Mínimo (MPa)	-3.7	-3.6

En la distribución de esfuerzos principales en el hueso periodontal se observa que la zona de mayor esfuerzo a tracción (32 MPa) coincide con la región de desplazamiento máximo (figura 37), debido a la compresión ocasionada por el contacto entre la placa de carga y las coronas, las coronas se ven deformadas y el aplastamiento de la zona ocasiona deformaciones a lo largo de la bifurcación Figura 16 y Figura 17.

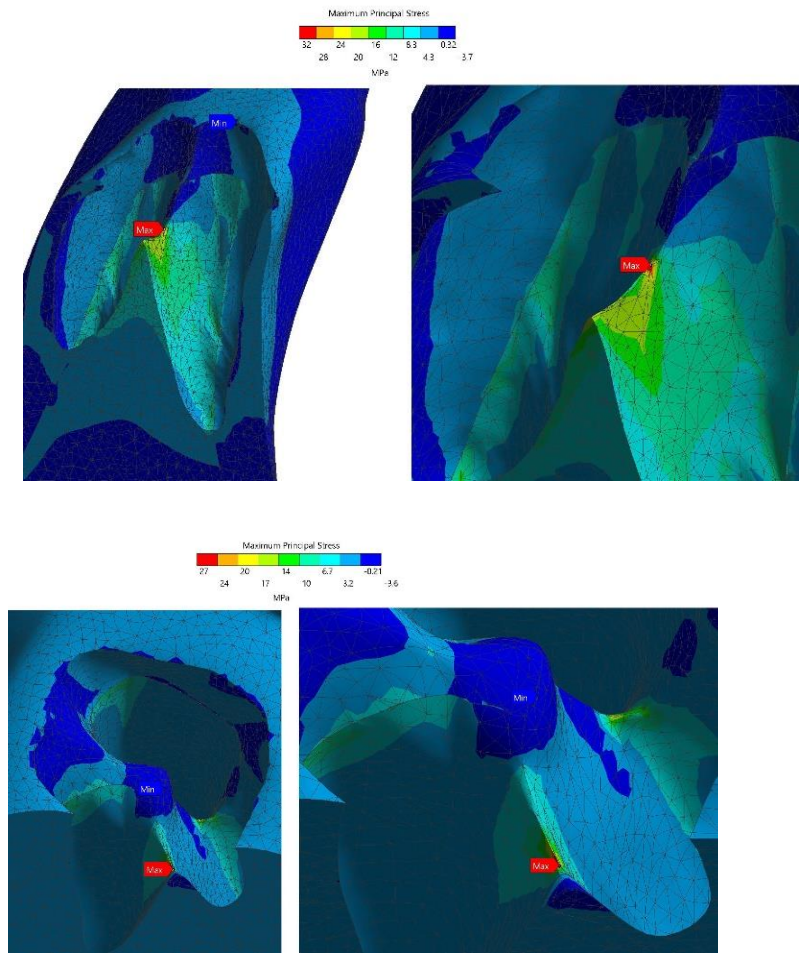


Figura 20. Distribución del esfuerzo principal en el hueso del modelo Diente-Diente.

6.1.8 Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Implante-Implante. Los resultados cuantitativos de los esfuerzos máximos (a tracción) y mínimo (a compresión) en el hueso periimplantar modelo grupo 3 puede observarse en la tabla 20.

Tabla 17. *Esfuerzo principal máximo y mínimo de la superficie ósea del modelo Implante-Implante*

Esfuerzo principal	Implante 24	Implante 26
Máximo (MPa)	585	133
Mínimo (MPa)	-0.761	-0.126

La distribución de esfuerzos muestra que la zona más afectada es la región de contacto del hueso periimplantar, se presume que este comportamiento se debe a que el implante 24 tiene menor área de contacto entre hueso-implante debido al menor diámetro de la macrogeometría, esto ocasiona sobrecarga hacia el elemento más deformado Figura 17.

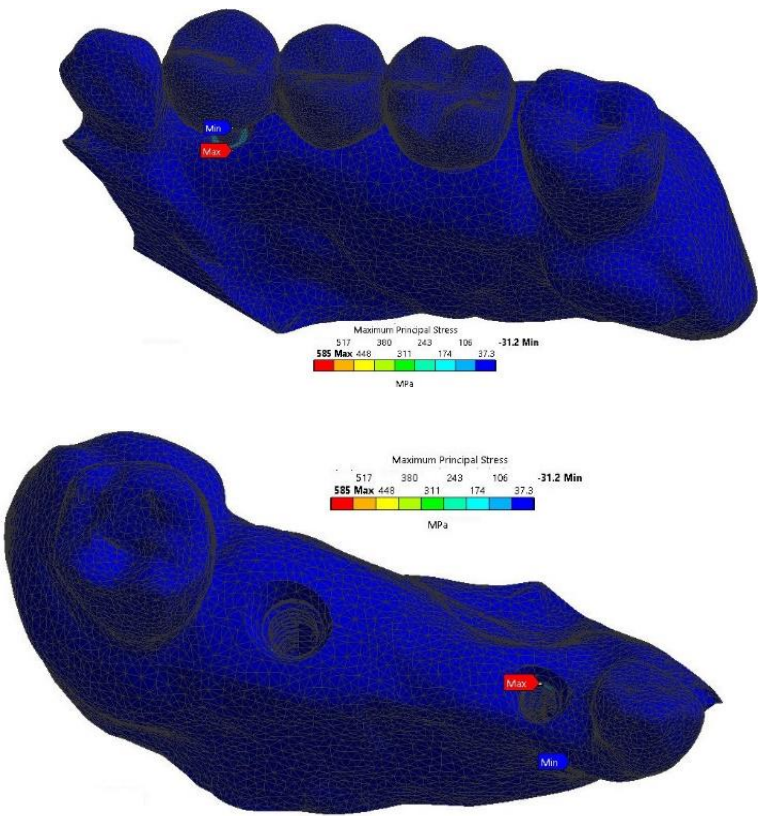


Figura 21. Distribución de esfuerzo principal en el modelo.

En la Figura 22 se observa la zona de esfuerzo principal a tracción valor de 585 [MPa] en el implante de menor diámetro y a compresión de -31.2 [MPa] alrededor de la primera rosca de implante para ambos implantes pilares tabla 21.

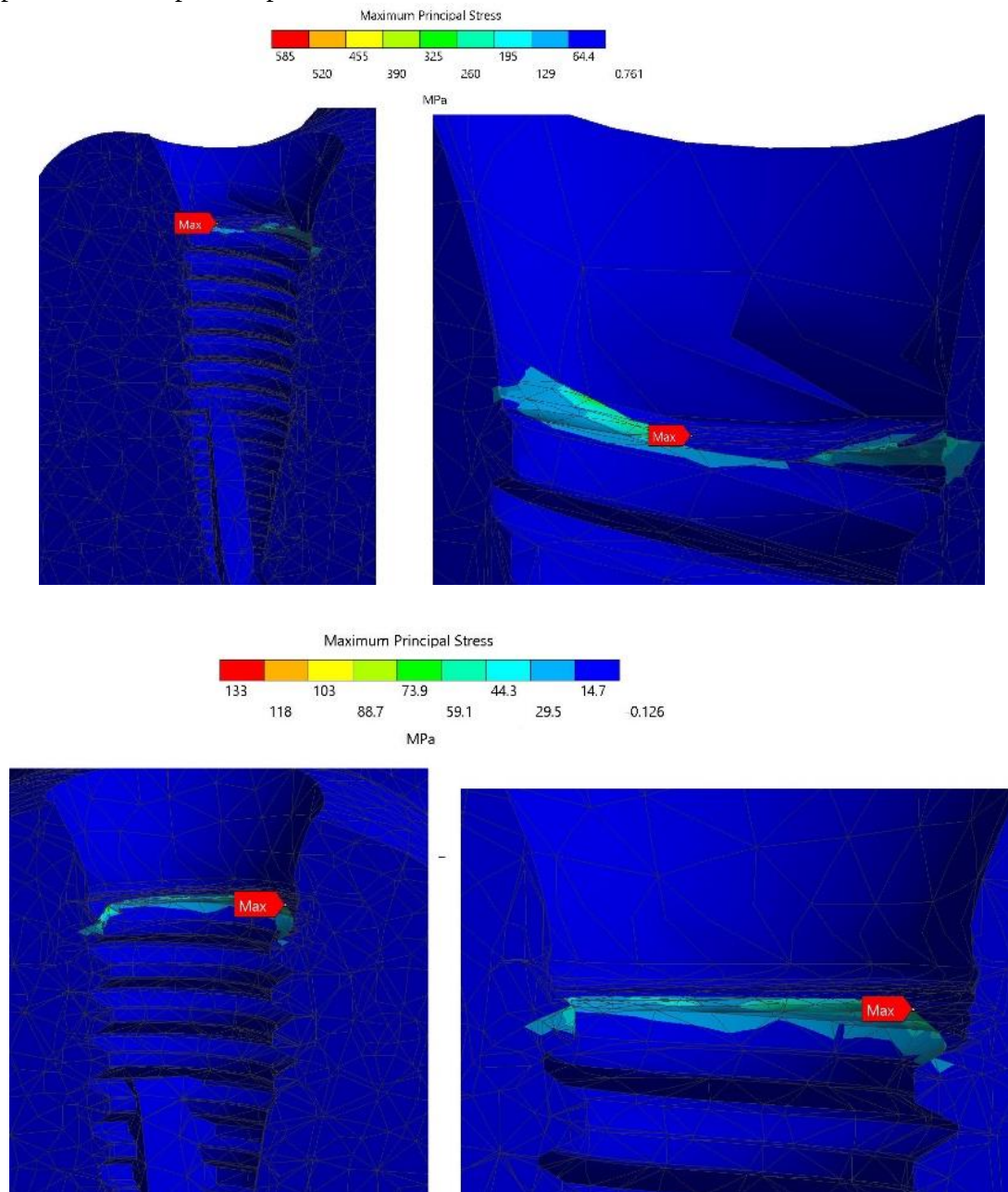


Figura 22. Esfuerzo principal máximo, zona crítica modelo Implante-Implante (zona del implante 24); Esfuerzo principal máximo, zona crítica modelo Implante-Implante (zona del implante del 26).

6.1.9 Síntesis de los resultados de esfuerzos principales en superficie ósea de prótesis implanto-dento soportada. Los resultados cuantitativos de los esfuerzos principales en superficie ósea de todos los grupos pueden observarse en la (tabla 21), con el objetivo de analizar los resultados del modelo de prótesis implanto-dento soportada, donde realizó de la siguiente manera: Se comparó los esfuerzos máximos y mínimos en el mismo modelo entre diente 24 y región del implante 26; Se comparó los esfuerzos máximos y mínimos del diente 24 (grupo experimental) con el diente 24 del grupo control y se comparó los esfuerzos máximos y mínimos región del implante 26 (grupo experimental) con el implante 26 del grupo control.

Tabla 18. *Resultados de esfuerzos principales entre grupos.*

	Grupo 1 (experimental)		Grupo 2 (control)		Grupo 3 (control)	
	Diente 24	Implante26	Diente24	Diente26	Implante24	Implante26
Esfuerzo máximo (MPa)	30,6	204	32	27	585	133
Esfuerzo mínimo (MPa)	-3,2	-0,191	-3.7	-3,6	-0,761	-0,126

Método de elementos Finitos demostró la notable disminución en los picos de esfuerzo a la tracción de la superficie ósea periodontal correspondiente al diente pilar 24 ($G1=30.6\text{MPa}$) en relación a la región ósea periimplantar ($G1=204\text{MPa}$) (tabla 21), señalando la diferencia en las propiedades biomecánicas y su relación al mayor módulo de elasticidad del diente por presentar tejidos periodontales de soporte que no existe en el implante. Por tanto, la actividad biomecánica de la superficie ósea periodontal ($G1=30.6/-3.2\text{MPa}$) correspondiente a la prótesis implanto-dento soportada, también fue considerado un comportamiento biomecánico estable dentro del rango de resistencia a la tracción (60MPa) del hueso (tabla 7). De igual manera, observando los resultados cuantitativos del grupo control ($G2$) correspondiente a la superficie ósea periodontal de la prótesis dentosoportada, los esfuerzos máximos (32MPa) y mínimos (-3.7MPa) mantienen picos con valores próximos y similares al diente 24 del ($G1=30.6/-3.2\text{MPa}$) (tabla 21). Podemos Concluir que la superficie ósea periodontal presenta un funcionamiento mecánico similar cuando son rehabilitados con prótesis implanto-dentosoportada o prótesis dentosoportadas.

La región ósea periimplantar correspondiente al implante 26 del grupo 1 (Tabla 21), MEF evidenció mayores valores de esfuerzos máximos ($G1=204\text{MPa}$) y mínimos ($G1=-0.191\text{MPa}$) en relación al implante 26 del grupo control ($G3=133\text{MPa}$), ($G3=-0.126\text{MPa}$) respectivamente. Se puede concluir que la superficie ósea periimplantar de una prótesis implanto-dento soportada sufre mayores esfuerzos principales en relación a la superficie ósea periodontal.

6.1.10 Esfuerzo máximo y mínimo en implante, pilar protésico y tejidos periodontales.

6.1.11 Esfuerzo máximo y mínimo en implante, pilar protésico y diente en modelo diente-implante. Los resultados cuantitativos de los valores esfuerzos máximos (a tracción) y mínimo (a compresión) en implante, pilar protésico y tejidos periodontales puede observarse en la tabla 15,

Tabla 19. *Esfuerzo máximo y mínimo de coronas, implante, pilar, pulpa, ligamento, dentina y cemento (G1)*

Esfuerzo	Diente 24				Implante 26	
	Pulpa	Ligamento	Dentina	Cemento	Pilar (Von Mises)	Implante (Von Mises)
Máximo (MPa)	10.6	2.25	16.8	19.7	106	99
Mínimo (MPa)	-40.8	-4.26	-6.36	-30.05	0	0

6.1.12 Esfuerzos principales en implantes y pilares protésicos en modelo diente-implante. Debido a ser materiales dúctiles, es posible representar la suma de los esfuerzos principales en el esfuerzo equivalente de Von-Mises para el conjunto del pilar y el implante. Los resultados fueron considerados proporcionalmente en relación al límite proporcional (tensión máxima antes de ocurrir deformación plástica) de 880 MPa para pilar protésico titanio grado V y 550 MPa para el implante de titanio grado IV (MATWEB, 2008).

En esta distribución se observa que la región más esforzada del ensamble se ubica en la interface pilar-imple, sin embargo, debido a su geometría, el pilar distribuye los esfuerzos de manera uniforme alcanzando un máximo de 106 [MPa], no obstante, debido a la distribución de la carga y a la deformación permitida por la baja rigidez del diente pilar 24, el pilar protésico se ve esforzado en la región orientada hacia la región correspondiente del diente 24, encontrándose un punto de comparación relevante respecto a los modelos Diente-Diente e Implante-Implante (Figura 20).

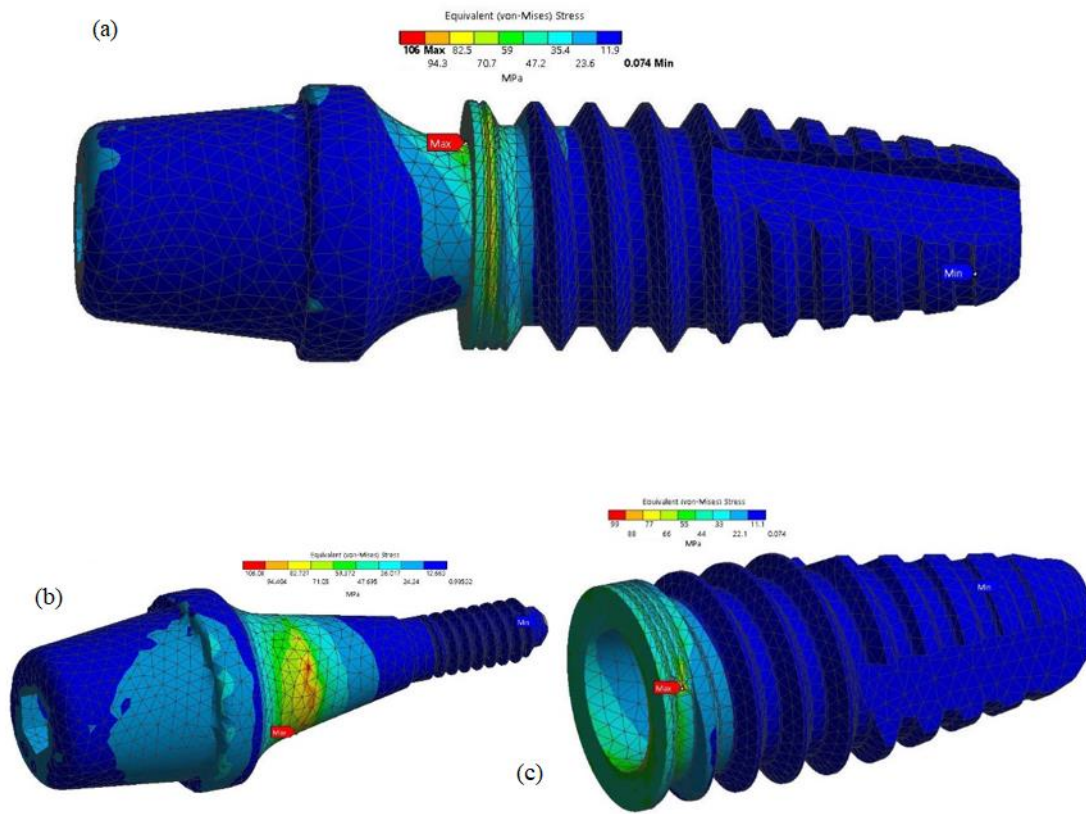


Figura 23. Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar y el implante (a) ensamble, (b) pilar, (c) implante.

Para el diente 24 se obtiene una distribución de esfuerzos principales uniforme a excepción de la zona inferior en que la pulpa hace contacto con las capas exteriores correspondiente al periápice y área de bifurcación dental originando un valor mínimo de -40.9 [MPa] (Figura 21). Se encuentra un esfuerzo máximo de 19.8 [MPa] ubicado en la capa de cemento periapical y esfuerzo de compresión en la línea terminal del preparado protésico por distal (figura 20d) Tabla 23.

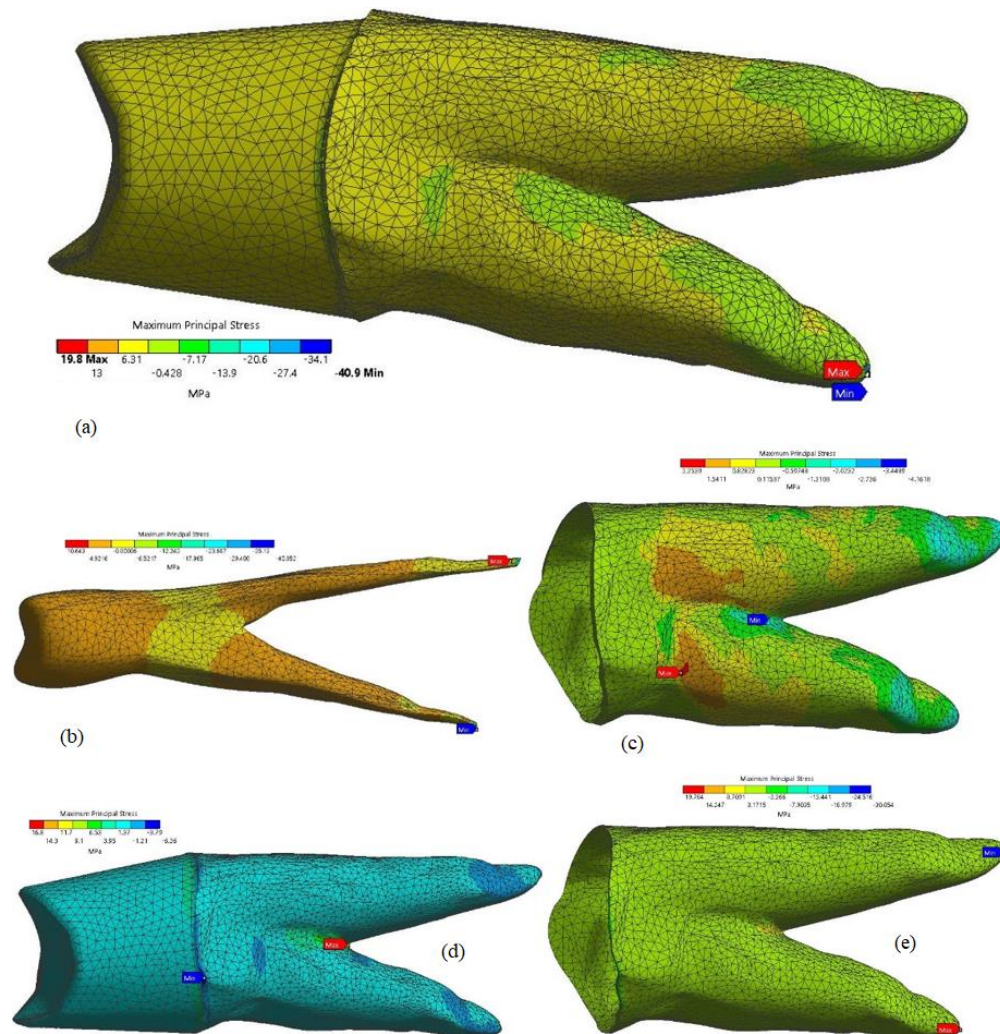


Tabla 20. Esfuerzo máximo y mínimo de los dientes tallados

Esfuerzo Principal	Diente 24				Diente 26			
	Pulpa	Ligamento	Dentina	Cemento	Pulpa	Ligamento	Dentina	Cemento
Máximo (MPa)	10.6	2.1	17.4	22.2	5.41	1.54	26.9	18.2
Mínimo (MPa)	-45.8	-4.3	-6.5	-30	-110	-6.13	-8.2	-13.2

Los esfuerzos principales para el diente 24 alcanzan valores de 22.2 [MPa] en su máximo y un mínimo de -45.8 [MPa], coincidiendo las regiones más esforzadas con el modelo Diente-Implante, donde la capa de cemento obtiene el máximo a tracción y la pulpa el máximo a compresión Figura 21.

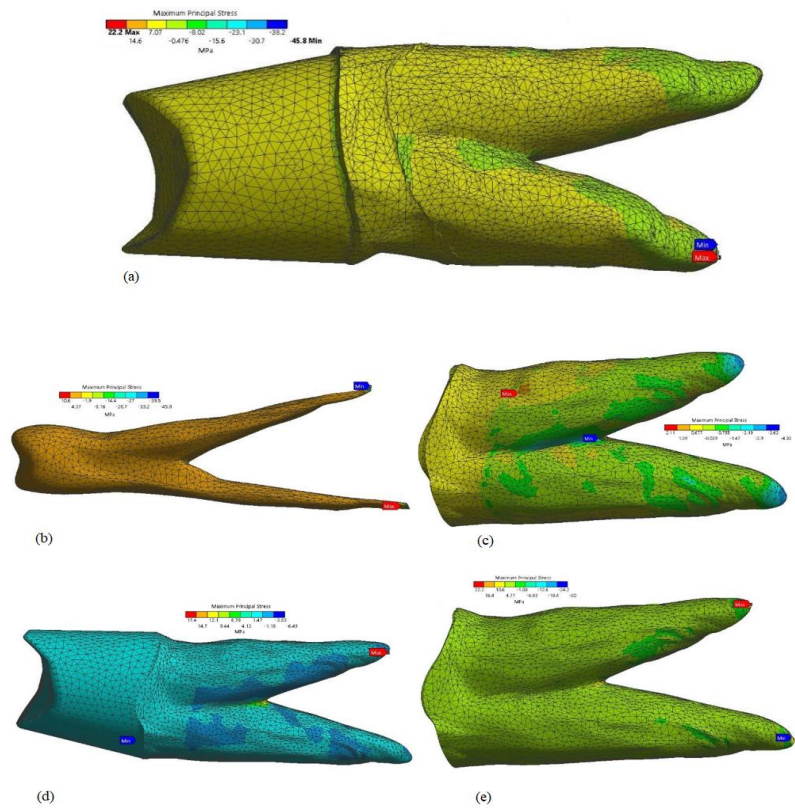


Figura 25. Distribución de esfuerzo principal para el diente 24 (a) Diente completo, (b) Pulpa, (c) Ligamento periodontal, (c) Dentina, (e) Cemento.

Finalmente, la distribución de esfuerzos del diente 26 (Figura 42), muestra que el máximo obtenido en área de bifurcación, obteniendo un valor de 26.9 [MPa], el mínimo de los esfuerzos principales se encuentra en la pulpa parte más inferior área del periápice, siendo este el mínimo de todo el modelo o en otras palabras el máximo esfuerzo a compresión hallado con una magnitud de 110 [MPa], Tabla 24.

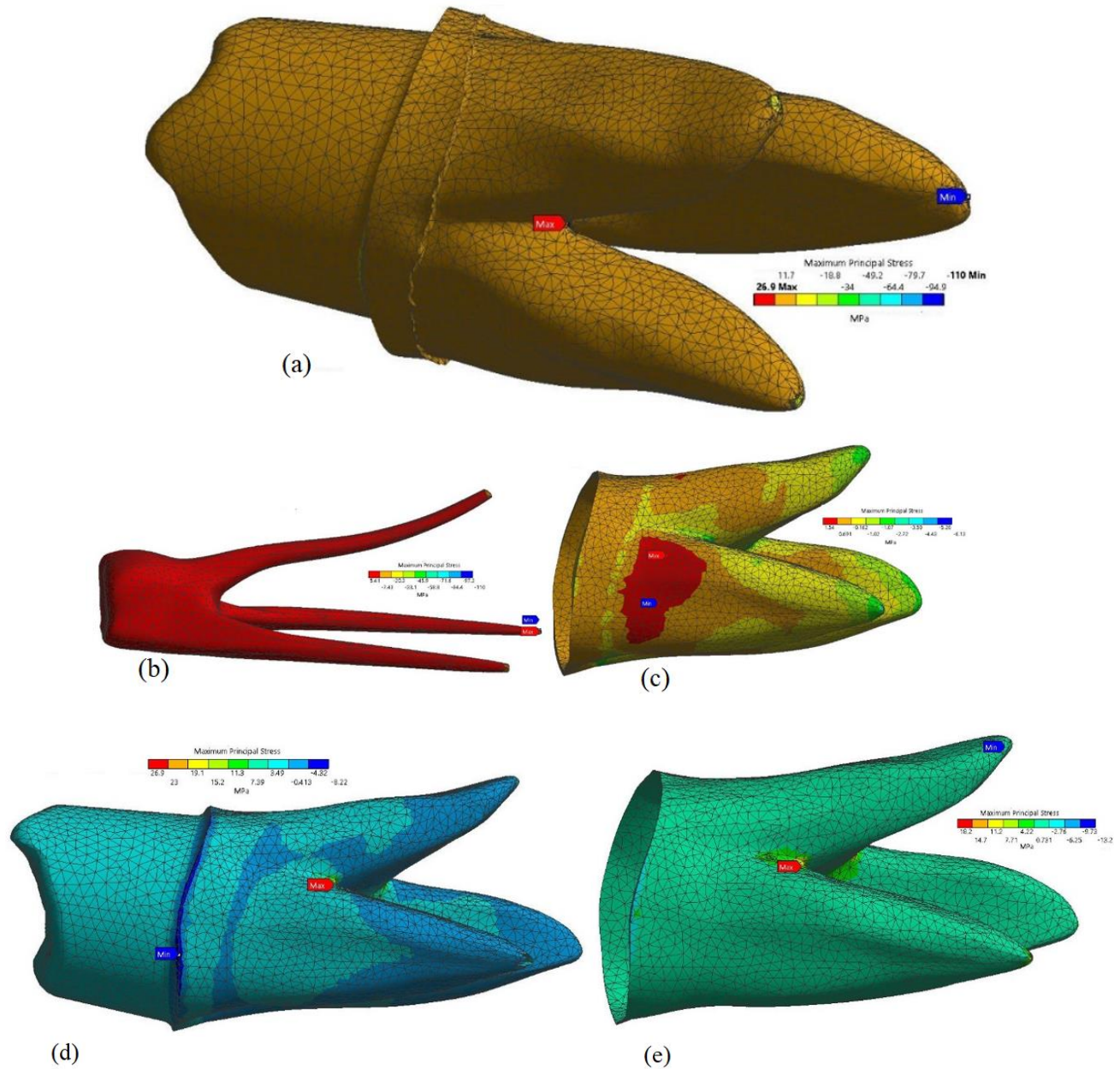


Figura 26. Distribución de esfuerzo principal para el diente 26 (a) Diente completo, (b) Pulpa, (c) Ligamento periodontal, (d) Dentina, (e) Cemento.

6.1.14 Esfuerzo máximo y mínimo modelo Implante-implante. Los resultados cuantitativos de los valores esfuerzos máximos (a tracción) y mínimo (a compresión) en pilar-implante puede observarse en la tabla 24.

Tabla 21. *Esfuerzo máximo y mínimo pilar-implante*

Esfuerzo von-misses	CM 24		CM 26	
	Pilar	Implante	Pilar	Implante
Máximo (MPa)	156	271	114	86.8
Mínimo (MPa)	1.85	0.8	0.98	0.06

Debido a que este modelo posee ambos implantes en titanio IV, se puede analizar el esfuerzo equivalente de Von-Mises por ser materiales dúctiles, en la Figura 23 se observa la distribución de esfuerzos principales de ambas piezas ensambladas (figura 23a), en pilar protésico (Figura 23b) y del implante correspondiente al elemento 26 (Figura 23c), mostrando que la zona más afectada es la región de contacto en la interface pilar-implante y primeras roscas área exterior de la plataforma del implante.

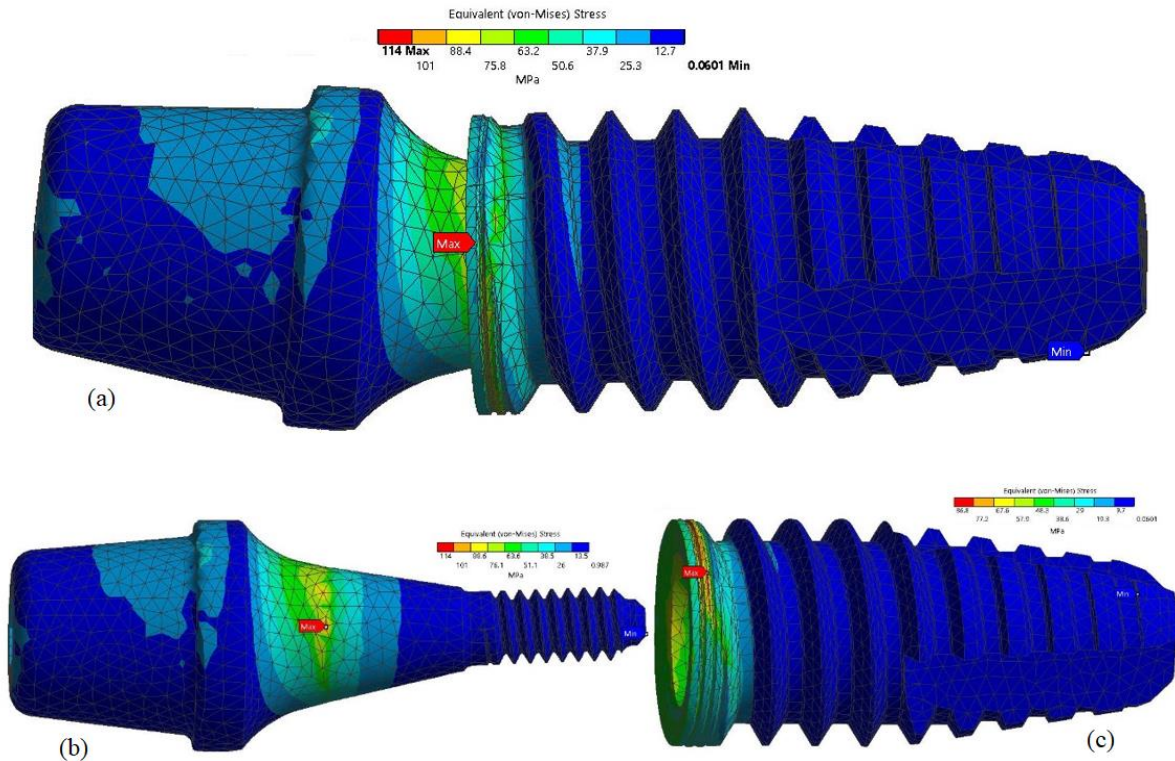


Figura 27. Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar-implante 26 (a): ensamble, (b): pilar, (c): implante.

Por otra parte, el conjunto implante pilar del 24 Figura 34 muestra un máximo en su esfuerzo equivalente de 271 [MPa] y se ubica en la primera rosca del implante, aun así, se puede observar que el pilar tiene un máximo en el contacto con el implante Tabla 25.

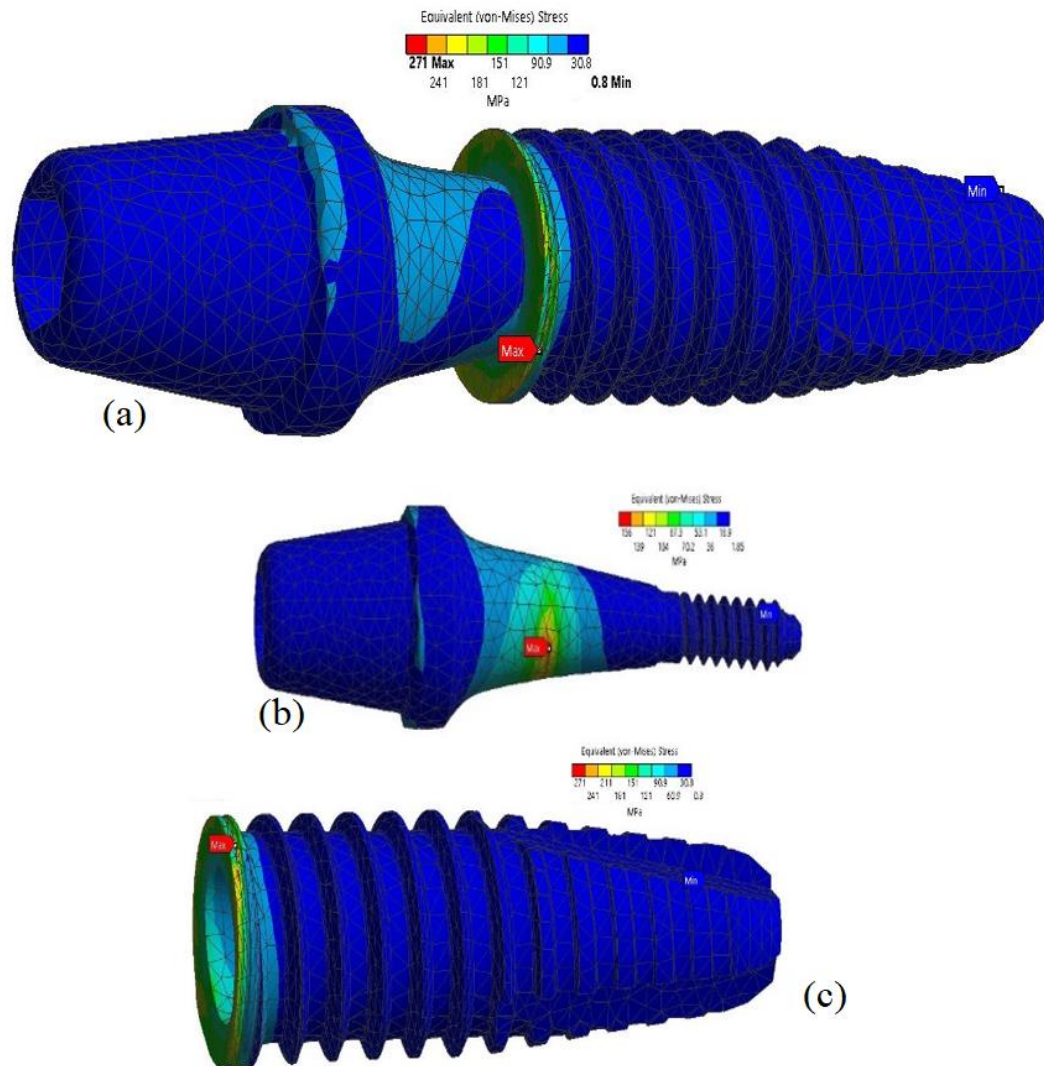


Figura 28. Esfuerzo equivalente de Von-Mises para el pilar-implante 24 (a): ensamble, (b): pilar, (c): implante.

resultados fueron considerados proporcionalmente en relación al límite proporcional (tensión máxima antes de ocurrir deformación plástica) de 880 MPa=100% para pilar protésico titanio grado V y 550 MPa=100% para el implante de titanio grado IV (MATWEB, 2008) y se analiza según que material está más cerca al límite de proporcionalidad.

Los valores de esfuerzo principales en los pilares G1-P26 = 106MPa (12%) y G3-P26= 114MPa (10%) según el criterio Von Mises (MPa) y su relación al límite de proporcionalidad el método cuantitativo del análisis (MEF) señala en comportamiento mecánico similar entre grupos. Podemos concluir el pilar protésico presenta comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento-soportadas o implanto-soportada.

Los valores de esfuerzo principales en implantes G1-I26 = 99MPa (18%) y G3-P26= 86.8MPa (15%) según el criterio Von Mises (MPa) y su relación al límite de proporcionalidad el método cuantitativo del análisis de los elementos finitos evidenció en comportamiento mecánico similar entre grupos. Podemos concluir el pilar protésico presenta comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento-soportadas o implanto-soportada.

7. Discusión

El comportamiento biomecánico de los implantes dentales difiere al del diente natural, por tanto, se pueden presentar complicaciones a tal punto que falle más el implante o el diente. Para mejorar la longevidad de tratamientos de prótesis combinada (implante-diente), es imprescindible comprender su función mecánica y como el esfuerzo se distribuye a las diferentes estructuras (1).

Existen diferentes variables que deben ser tenidas en consideración en comportamiento biomecánico tales como, el tipo de prótesis, material de recubrimiento, infraestructura, dimensiones estructurales, carga antagonista, tipo de carga, magnitud de carga, puntos de contacto oclusal, tipo de *abutmen* o pilar protésico, tipo de conexión protésica, tipo de implante, diámetro y extensión de implante, oseo-integración, posición de implante, la calidad y/o densidad del hueso, compromiso sistémico del paciente, higiene oral, manutención protésica, controles y entre otras variantes que dificultan exactamente si una prótesis unida diente-implante tendrá o no éxito por largo tiempo. El mecanismo de distribución de esfuerzos y la transferencia de carga al implante/hueso es un problema crítico que también afecta la tasa de éxito de los implantes descritos y comprobados en la literatura científica y que se han discutido a lo largo de este estudio. Por tanto, los análisis de esfuerzos se elaboran individualmente para revisar el efecto de carga hacia las estructuras de la prótesis modelada y discutir sus contribuciones en la evaluación mecánica de la rehabilitación oral (1,3,70,71,72).

Existen diferentes técnicas que han sido empleadas para el análisis biomecánico en prótesis que permiten llevar a cabo experimentación de los esfuerzos o stress en las coronas, pilares, implantes, aditamentos prostéticos y superficie ósea. Dada la necesidad de realizar una experimentación simulada y conociendo de antemano las limitaciones de estos métodos de análisis también existen estudios homólogos paralelos como la fotoelasticidad y la extensiométrica la presente

investigación está basada en el método de los elementos finitos como forma práctica de abordar la temática, siendo el más utilizado en la ciencia odontológica como también en la industria aeronáutica y automotriz siendo una herramienta científica en la actualidad.

La prótesis implanto-dento soportada ha venido siendo estudiada desde los años 1980 desde un enfoque clínico analizando principalmente resultados en el comportamiento biológico; según Ericsson et al, en 1986 señalan que la unión diente-implante proporciona una satisfactoria solución en el tratamiento rehabilitador con función y estética considerando la evaluación de su estudio observacional de 30 meses como “relativamente buena” por tanto, discuten que de esta unión la fundamental diferencia es la movilidad entre los dos tipos de pilares representando un riesgo potencial a complicaciones biomecánicas.

Según el análisis mecánico del presente estudio y de acuerdo con las afirmaciones de Ericsson y colaboradores, la fundamental diferencia también se observó en la movilidad (desplazamiento) especialmente en la corona protésica. Los resultados señalaron que la corona rehabilitada sobre el diente pilar 24 (tabla 25) evidenció un aumento (58%) del desplazamiento máximo en relación a la corona implanto soportada ($G1=0.004225/42\%$) (tabla 17). Por tanto, se afirma que en prótesis implanto-dento soportada, existe mayor desplazamiento de la corona del diente pilar en relación a la corona correspondiente a la región del implante.

Este tipo de resultado descrito anteriormente ya es asumido en el estudio, debido a que naturalmente los esfuerzos en el diente se predecían totalmente menores a los esfuerzos ejercidos sobre implantes, pues el ligamento periodontal y el proceso alveolar es un amortiguador biológico de fuerzas el cual va a favorecer la distribución de los esfuerzos y picos en todo el eje del diente y/o tejidos de soporte. Por tanto, el comportamiento mecánico es totalmente diferente diente vs implante, presentando esta última ausencia del elemento amortiguador biológico (tejidos de soporte) lo que lleva a las fuerzas o cargas masticatorias ser direccionadas directamente a la superficie ósea proporcionando mayores picos en los esfuerzos periimplantares (73,74).

Estas afirmaciones están de acuerdo con los resultados esperados y obtenidos por Ericsson et al, en 1986, explicando también se asumía en el segmento correspondiente al implante tomará la mayor parte de la carga funcional debido a su rigidez en el anclaje al hueso alveolar y como secundario tomaron la expectativa en que la carga se distribuyera a través de los componentes protésicos (*abutment*) y el diente pilar.

Lang et. al, en su revisión sistemática, indicaron que existen varias interacciones biomecánicas que resultan complejas de comprender en su totalidad, e incluso mencionan que la tasa de supervivencia de las prótesis fijas cementadas en dientes naturales y en implantes era menor (90,1%) que aquella de prótesis únicamente soportadas en dientes naturales (94%), complicaciones biológicas como la periimplantitis y mecánicas como la pérdida de la retención, la fractura del material de recubrimiento (acrílico, resina o cerámica), aflojamiento y fractura del *abutment* y/o componentes protésicos, también fueron reportados (2).

La combinación de estos dos tipos de pilares (diente natural e implante) podría tener buenos resultados a corto plazo según (2), ya que en un seguimiento a cinco años se podría estimar una tasa de supervivencia aproximada del 94% y a los diez años de seguimiento se ha reportado que

esta tasa puede bajar hasta el 77%; otro aspecto importante a resaltar, es el pilar responsable del fracaso, ya que no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas que indique cuál de los dos podría ser el responsable del mayor número de fracasos de las PPF (2). Bragger et. al, demostraron que utilizar PPF con unión diente-implante, no necesariamente implicaba mayor riesgo de presentar complicaciones técnicas o biológicas y aluden la razón de fracaso de estos tratamientos a condiciones específicas de cada paciente como por ejemplo enfermedades sistémicas y actividades parafuncionales como lo es el bruxismo (10).

Analizando los resultados obtenidos en relación al diente pilar 24 de PPFID-S ($G1=0.009633/100\%$) evidenció mayor desplazamiento en relación al diente 24 del grupo control ($G2=0.00846/87\%$); por tanto, G2 presentó un comportamiento mecánico similar en el desplazamiento máximo en los dos dientes pilares de la rehabilitación dento soportada (tabla 17). Se considera que existe mayor desplazamiento (13%) en el diente pilar de una prótesis implanto-dento soportada en relación a la prótesis dento soportada. la distribución de esfuerzos principales fue uniforme a excepción de la zona inferior en que la pulpa hace contacto con las capas exteriores correspondiente al periapice y área de bifurcación dental. Se encuentra un esfuerzo máximo ubicado en la capa de cemento periapical y esfuerzo de compresión en la línea terminal del preparo protésico por distal (figura 25d) Tabla 15.

Si relacionamos el anterior resultado con la revisión sistemática de Pjetursson BE, que evaluaron la supervivencia y tasas de complicación de prótesis parciales fijas, encontraron que después de 10 años, la complicación biológica más común fue la pérdida de vitalidad pulpar, seguida por caries y periodontitis recurrente; también la complicación técnica más frecuente fue la pérdida de retención seguida por fractura de materiales (20). Algunos autores han visto que la supervivencia de las prótesis implanto-dento soportadas después de 5 años fue mayor que en el caso de las prótesis fijas sobre dientes e incluso sobre implantes y con menor reabsorción ósea. Sin embargo, estudios a largo plazo han encontrado mayor actividad de reabsorción ósea que en las prótesis implanto-soportadas relacionadas a tipos de conectores (14). En el 2006 un estudio con 83 pacientes que recibieron PPFI-DS, reveló que parte del éxito de estas prótesis dependía del conector, ya que cuando se usaron conectores rígidos funcionales entre dientes e implantes en PPFI-DS, se alcanzaron resultados más favorables en términos mecánicos (7). El presente estudio no incluyó conectores rígidos como infraestructura del diseño protésico, lo que posiblemente represente menores resultados favorables en términos mecánicos o distribución de esfuerzos, por tanto, se sugiere un nuevo modelado virtual con conectores rígidos para la prótesis combinada con el objetivo de ser comparada con el diseño protésico *metal-free* caso modelado en este proyecto de investigación.

La distribución de esfuerzos en el presente estudio y en relación a los desplazamientos máximos encontrados en la corona del diente pilar 24 y pónico 25 (figura 17), fueron transmitidos inicialmente a la región disto-vestibular del preparo coronal del diente 24, siendo más del doble que los hallados en la región del pilar (figura 19).

Según los resultados de GENG et al 2004 y KAN et al 2011 la prótesis es la primera en recibir la carga y por tanto, es fundamental su adaptación pasiva, si existe desajuste puede presentarse varios otros factores que varía su comportamiento biomecánico como manufactura de laboratorio o clínica, así como por fuerzas constantes que generan sobre esfuerzos desadaptando la corona. Es

importante indicar que esfuerzos encontrados en la línea terminal de preparo de un diente pilar trae consecuencias de fallas mecánicas (desajuste pasivo de la unión corona-diente) y biológicas proceso de percolación de microorganismos que ayudan a la aceleración de foco de infección y por tanto potencial de pérdida del diente pilar por ser una estructura biológica. Es importante entonces revisiones periódicas el ajuste pasivo de la corona cuando es utilizada una prótesis implanto dento soportada (16,73).

Igualmente, a las explicaciones presentadas anteriormente, autores (1,3) corroboran las informaciones descritas y las varias razones por las cuales estos tratamientos pueden fracasar, existen complicaciones técnicas que resultan en fallas mecánicas, como por ejemplo la fractura de cerámica a nivel del margen protésico, fenómeno que usualmente se relaciona con problemas de contactos oclusales prematuros. Por otro lado, existen complicaciones de tipo biológico, como infección alrededor de tejidos y a nivel del periápice del pilar relacionadas a fallas endodónticas, periodontales o asociadas (3), sin embargo, los fracasos mecánicos también se asocian por comportamientos o hábitos, como los parafuncionales, que afectan el desempeño de la prótesis (1,3).

Según Bragger U, 2001 afirma que los aspectos que se suelen evaluar al considerar el éxito de un diente pilar natural, vale la pena destacar la ausencia de fracturas tanto de prótesis como del diente, la ausencia de infección en el periápice, al igual que gingivitis o periodontitis crónica, adicionalmente estos dientes deberían conservar su vitalidad, entre otras características que sugieren un éxito del tratamiento (10).

Continuando con la revisión en el modelo diente-implante y según los esfuerzos principales, puede evidenciarse que se obtienen valores entre -40.8 [MPa] (a compresión) en la región correspondiente al elemento dental 24 y 204.2 [MPa] (a tracción) en la región periimplantar del elemento 26. Ha de resaltarse que, a diferencia de los desplazamientos, los esfuerzos máximos en el 26, se debe a que al sufrir desplazamientos en la corona protésica del diente pilar 24 el elemento 26 se ve expuesto a un mayor esfuerzo de tracción, adicionando la marcada diferencia que existe entre la rigidez del implante y del hueso. La zona mayormente esforzada se encuentra en área mesio-palatina del hueso periimplantar, más precisamente en la primera rosca del implante y la región de la bifurcación correspondiente al diente 24.

Un estudio Gunne J en 1992, compararon resultados clínicos de prótesis implanto dento soportadas e implantosoportada instaladas en la región bilateral de la mandíbula. Un total de cuarenta y seis puentes observados por un periodo de 3 años en función indicaron la pérdida marginal de hueso evaluados por radiografías intraorales estandarizadas. Los resultados de dicho estudio evidenciaron que durante el primer y segundo año en función existe pérdida de hueso sub cargas, por tanto, durante el tercer año la pérdida marginal disminuye para ambas prótesis. Los autores concluyeron que no existe desventaja en la unión diente-implante a pesar del fracaso debido a cambios en el nivel de hueso marginal que correspondió a una falla biológica, ambas opciones parecen ofrecer resultados similares, por tanto, las reacciones óseas podrían ser más favorables cuando los puentes están conectados a ambos implantes o dientes pilares (5).

Los resultados del presente estudio están de acuerdo con Gunne, a pesar que es un análisis virtual por computador se pudo verificar cuantitativamente y cualitativamente la notable

disminución en los picos de esfuerzo a la tracción de la superficie ósea periodontal correspondiente al diente pilar 24 ($G1=30.6\text{MPa}$) en relación a la región ósea periimplantar ($G1=204\text{MPa}$) (tabla 21); señalando la diferencia en las propiedades biomecánicas y su relación al mayor módulo de elasticidad del diente por presentar tejidos periodontales de soporte que no existe en el implante.

En relación a estudios similares con sistemas Cone Morse, Dantas y colegas (2018) evaluaron el efecto de la variación del diámetro, el tipo de conexión y la carga sobre la distribución de la tensión en el hueso cortical para implantes Cone Morse, encontrando que los implantes de Cone Morse mostraron una mejor distribución de la tensión en comparación con otros tipos de conexión, especialmente en la carga oblicua, es decir, que la carga oblicua mostró una mayor concentración de estrés, lo que en términos de sistema usado, coincide con los hallazgos mostrados en esta investigación (75). En este mismo sentido, los resultados de la presente investigación se aproximan a los hallazgos de Formiga y colegas (2013) en tanto la comparación de la distribución de tensiones entre sistemas de implantes con diferentes tipos de conexiones, es decir, hexágono externo, hexágono interno y cono Morse, donde en todos los sistemas, la mayor concentración de estrés ocurrió en el cuello del implante en contacto con el hueso cortical, excepto para los modelos de Cone Morse, donde el estrés se concentró en la parte interna del empalme del implante, concluyendo que los tornillos de pilar son la parte más frágil de los sistemas de implantes, y aquellos de conexión interna exhibieron una distribución de tensiones más uniforme que los sistemas de implantes de conexión externa, afirmando que los niveles de tensión de Von Mises siempre fueron mayores en los modelos sometidos a cargas oblicuas versus cargas verticales (76).

Antes de iniciar una discusión de los efectos de tensión y/o esfuerzos en el hueso periimplantar, es importante resaltar que la validación del análisis utilizando elementos finitos se asume el hueso como material homogéneo, isotrópico y linealmente elástico que es bien aceptado en la ciencia; por tanto, no representa un comportamiento real del hueso, debido a su compleja estructura biológica incapaz de ser reproducida en simulaciones virtuales. También, no es correcto analizar estos resultados cuantitativos con otros estudios debido a los diversos factores que varían un modelo tridimensional ya que es creado en base a criterios establecidos por el investigador, tales como: el grado de las propiedades de los materiales, condiciones de contorno, diámetros, larguras, macro geometrías, carga aplicada, vector de carga, condiciones de unión de interfaces, número de nódulos y elementos de la malla de elementos finitos, diseño protésico y demás multifactores que hacen al estudio único y siguen siendo un desafío de análisis en la investigación odontológica (70,16,72,77,78,79).

Maminskas et al. (2016) también agregan otros factores en el impacto mecánico periimplantar, los resultados mostraron que los riesgos de inestabilidad en la superficie ósea de los implantes estaban relacionados con carga oblicua, relación corona – implante, conexiones protésicas, cargas dinámicas antagonistas, así como también las propiedades de los materiales.

Para entender el complejo comportamiento del hueso periimplantar este estudio implemento dos subgrupos control siendo referencia principal para el análisis comparativo de los esfuerzos en relación al grupo experimental. Con todo, y de acuerdo a las limitaciones de los estudios de simulación se asume que la actividad biomecánica de la superficie ósea periodontal ($G1=30.6/-3.2\text{MPa}$) correspondiente a la prótesis implanto-dento soportada, fue considerado un comportamiento biomecánico estable dentro del rango de resistencia a la tracción (60MPa) del

hueso (tabla 7). De igual manera, observando los resultados cuantitativos del grupo control (G2) correspondiente a la superficie ósea periodontal de la prótesis dentosoportada, los esfuerzos máximos (32 MPa) y mínimos (-3.7 MPa) mantienen picos con valores próximos y similares al diente 24 del (G1=30.6/-3.2MPa) (tabla 21). Por tanto, se evidenció que la superficie ósea periodontal presenta un funcionamiento mecánico similar cuando son rehabilitados con prótesis implanto-dentosoportada o prótesis dentosoportadas.

Igualmente, comparando los valores de esfuerzo principales en los tejidos periodontales entre (G1-D24) con (G2-D24), el análisis por el método de los elementos finitos (MEF) también señala un comportamiento mecánico similar entre grupos. Es decir, que el diente pilar presenta comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento-soportadas o implantosoportada.

La región ósea periimplantar correspondiente al implante 26 del grupo 1 (Tabla 21), MEF evidenció mayores valores de esfuerzos máximos (G1=204MPa) y mínimos (G1=-0.191MPa) en relación al implante 26 del grupo control (G3= 133MPa), (G3=-0.126MPa) respectivamente. Se puede concluir que la superficie ósea periimplantar de una prótesis implanto-dento soportada sufre mayores esfuerzos principales en relación a la superficie ósea periodontal.

Los esfuerzos transmitidos al hueso están directamente relacionados a las propiedades elásticas y/o mecánicas de los materiales del implante, pilar, macro geometría así como fue descrito anteriormente por (72,77,78,16,79) Pérez-Pevida (2016). También señala que el material de fabricación de los implantes dentales tiene un efecto sobre la magnitud del esfuerzo y la deformación y como es transferido al hueso periimplantar. Por tanto, mayor rigidez mayor esfuerzo. Por tanto, este tipo de prótesis produce desplazamiento de la carga hacia el implante pilar, sobrecargándolo con riesgo de reabsorción ósea (14,71).

Estudios están de acuerdo a esas afirmaciones, según Bevilacqua et al., 2011; Degidi; Nardi; Piattelli, 2011; Ding et al., 2009;) asocia la reabsorción de la superficie ósea adyacente a implantes con elevados picos de esfuerzos identificados y distribuidos principalmente en el pilar-implante y primera rosca parte coronal del implante (80,81,82).

Esas afirmaciones son importantes en discusión ya que los resultados encontrados en el presente estudio también señalan que la zona más esforzada en el implante y pilar protésico fue la región de contacto en la interface pilar-implante y primeras roscas área exterior de la plataforma del implante. Cabe señalar que la presente investigación fue aplicada una carga no axial sobre las superficies de contacto oclusal de las coronas estudiadas lo que se asume como una recomendación clínica eliminar puntos de contactos prematuros, realizar desgastes selectivos sobre las vertientes vestibulares cuando utilizamos este tipo de rehabilitación oral.

Además y sumando información a la discusión de estos resultados(Demenko et al.,(2011); Galindo-moreno et al., (2011); Fazi et al., (2011); Kimura et al., (2011); Anitua et al., (2010); Karl et al., (2004); Akça; Iplikçioglu, (2002) afirman y señalan también que la interface pilar-implante y primeras roscas pertenecientes a la región coronal del implante son las áreas registradas en la ciencia como la más predominantes de esfuerzos principales en la mayoría de las rehabilitaciones oral sobre implantes y están relacionadas proporcionalmente a la carga no axial (oblicua) siendo

este el vector el más patológico para la manutención entre la interface pilar implante, plataforma del implante e hueso periimplantar (73,83,84,85,86,87,88).

Sin embargo, los resultados obtenidos en la presente investigación mostraron favorables la distribución de esfuerzos en el pilar protésico lo que pueden ser analizados por la disposición espacial de la macro geometría cónica del *abutment* que se ensambla íntimamente en la porción interna del implante permitiendo mayor área de contacto (pilar-implante) en relación a otras conexiones protésica. Este contacto mecánico referido en la investigación como “friccional” propicia una distribución de esfuerzos de forma homogénea protegiendo la transmisión del pico al implante (89,31,73,90,91).

Debe ser considerado también que los *abutmen* presentan roscas internas que establece el grado cuantitativo de fijación sobre el implante permitiendo al clínico ajustar una pretensión por medio de un torque final, esto conlleva a un acumulo de esfuerzo de tracción en su maro geometría antes que se aplique una carga. Cuando se genera una carga compresiva la tendencia mecánica del pilar es disminuir el efecto de estiramiento (pretensión) favoreciendo así un equilibrio en la distribución de los esfuerzos (92,93,94).

Otros autores están de acuerdo a esta afirmación mecánica basada en la ingeniería, considerando también que la conexión cónica llamada también como morse el contacto oblicuo y carga compresiva favorece la intrusión del pilar en el implante minimizando los momentos de flexión debido a la disposición espacial interna cónica protegiendo los picos de esfuerzo (92,93,94).

Fabrega (1996) Burguete (1994) e Goheen (1994) explica que los pilares y/o componentes protésicos deben ser ajustados con un torque adecuado para favorecer la disipación de esfuerzos. En otras palabras, la pretensión ideal del pilar debe estar dentro del límite proporcional óseo dentro de una deformación reversible que lleve a la carga estática inicial transmitir un esfuerzo compresivo dentro del módulo elástico del (pilar) permitiendo que al momento del retiro de carga la propiedades del material retorne a su forma original (con pretensión) causando el efecto protector de esfuerzos dinámicos estabilizando las propiedades mecánicas de los mismos (95). Fabrega explica cuando existe un torque inadecuado los estímulos constantes y repetidos de las cargas dinámicas a lo largo del tiempo, el pilar protésico sufrirá fallas mecánicas comúnmente encontradas en los tratamientos rehabilitadores como aflojamiento y/o fractura de los componentes protésicos.

Corroborando los aspectos explicados anteriormente (96,97) es importante aclarar que una carga masticatoria que genera un esfuerzo en el material nunca se evidenciará una deformación plástica del material (pilar) en boca por tanto no representa daños irreversibles, sin embargo, la frecuencia en los momentos de carga después de varios ciclos repetitivos de esfuerzo en el material por un largo periodo de tiempo si trae como consecuencia dicho desajustes, aflojamiento y/o fractura entre los componentes protésicos debido a fallas por fatiga. A mayor pico de esfuerzo principal mayor el riesgo de fatiga afectando las estructuras y el mecanismo de la rehabilitación oral sobre implantes (65).

De acuerdo con Isidor (2006) y Maminskas et al. (2016), los implantes y componentes protésicos deben mantener un equilibrio mecánico para su buen funcionamiento. Las fallas

mecánicas (aflojamiento y/o fractura de componente protésico) relacionadas a la distribución de tensiones a lo largo de la rehabilitación que afecta una estructura dúctil y que es directamente proporcional a la macro geometría, tipo de conexión, ensamble, torque, posición están directamente relacionadas a las fallas biológicas (acumulo de microorganismo en la interface pilar implante) que desencadenan patologías crónicas como la periodontitis causante de fallas en la estética y salud de una rehabilitación oral (98).

Investigaciones señalan que este tipo de prótesis produce desplazamiento de la carga hacia el implante pilar, sobrecargándolo con riesgo de reabsorción ósea y aflojamiento de los componentes del implante (16). Los resultados del presente estudio están de acuerdo en relación al su comportamiento mecánico de prótesis implanto dento soportada, donde la corona protésica región del diente pilar evidenció mayores desplazamientos en la rehabilitación oral, por tanto, aumenta los esfuerzos de la corona opuesta correspondiente a la región del implante y hueso periimplantar. Se registró un comportamiento mecánico similar en la superficie ósea periodontal, pilar protésico e implante.

Algunas afirmaciones es posible relacionarlas y están descritas a lo largo de esta discusión explicando varios aspectos biomecánicos evidenciando el comportamiento mecánico de prótesis parciales fijas con unión implante-diente mediante el análisis por el método de los elementos finitos aportando información específica de los esfuerzos y áreas crítica a falla que ocurren sobre las estructuras lo que orienta información adicional para el entendimiento de esta compleja la relación biomecánica (74).

La selección y cuidados más adecuados en el tratamiento rehabilitador para devolver la salud, función y estética ha venido reforzándose mediante la incursión por este método MEF en los estudios odontológicos, se han logrado hacer pruebas simulando una realidad clínica y se pueden hacer estimaciones valiosas en prostodoncia e implantología siendo aceptadas como evidencia científica (16). Por tanto, es importante resaltar que el comportamiento biológico de los tejidos vivos no puede ser reemplazados 100% en un análisis virtual siendo necesario correlacionar los estudios clínicos controlados aleatorios con estudios in-vitro de MEF y/o análisis fotoelastica para objetivizar más una evidencia científica conclusiva.

8. Conclusiones

De acuerdo a las limitaciones del presente estudio in-vitro de simulación podemos concluir: mediante el análisis por el método de los elementos finitos el comportamiento mecánico de prótesis parcial fija con unión diente-implante se evidenció que, la corona protésica región del diente pilar presenta mayor desplazamiento “movilidad” en la rehabilitación oral, distribuyendo los esfuerzos principales hacia la región disto-vestibular del preparo coronal, señalando esfuerzo de compresión en la línea terminal del preparo protésico por distal, pico de esfuerzo en el área de bifurcación y región del pereápice. Por tanto, aumentó los esfuerzos de la corona opuesta correspondiente a la región del hueso periimplantar indicando que, la zona mayormente esforzada es la región mesio-palatina área ósea relacionada a nivel de la primera rosca del implante. Por tanto, no existe un

similar comportamiento mecánico de esfuerzos principales en la coronas protésicas y hueso periimplantar. Sin embargo, el pilar protésico, el implante y la superficie ósea periodontal presentaron un comportamiento mecánico similar cuando son utilizados en ambas rehabilitaciones, prótesis implanto dento-soportada o implantosoportada.

- En prótesis implanto-dento soportada existe mayor desplazamiento del diente pilar en relación a la región del pilar-implante
- Existe mayor desplazamiento en el diente pilar de una prótesis implanto-dento soportada en relación a la prótesis dentosoportada.
- Existe mayor desplazamiento en la corona implanto-dento soportada en relación a la prótesis implantosoportada.
- La superficie ósea periodontal presenta un funcionamiento mecánico similar cuando son rehabilitados con prótesis implanto-dentosoyportada o prótesis dentosoportadas.
- La superficie ósea periimplantar de una prótesis implanto-dento soportada sufre mayores esfuerzos principales en relación a la superficie ósea periodontal.
- El diente pilar presenta un comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento-soportadas o implantosoportada.
- El pilar protésico presenta comportamiento mecánico similar cuando es utilizado sobre prótesis implanto dento-soportadas o implantosoportada.

9. Recomendaciones

Se requieren estudios biológicos y/o mecánicos in-vitro y/ in-vivo que señale la resistencia de tracción y compresión de hueso periimplantar.

Es necesario analizar por medio de estudios clínicos, observacionales y/o experimentales de lesiones pereapicales y la relación biomecánica con dientes pilares de prótesis fija dentosoportada e implantosoportada.

Necesario plantear nuevos modelos de prótesis parciales fijas con unión implante-diente para que así pueda ser analizado su comportamiento mecánico con diferentes tipos de conexión pilar implante, con prótesis parcial fija metal -ceramica.

Prótesis parciales fijas combinadas con implantes, es un tema que todavía necesita seguimiento e investigación a largo plazo en estudios in-vitro y in-vivo.

Referencias

1. Shillingburg H, Sather D, Wilson E, Cain J, Mitchell D, Blanco L. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Company. 2012.
2. Lang N, Pjetursson B, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004; 15(6): p. 643-653.
3. Concha N. Complicaciones y comportamiento de los tratamientos de prótesis fija, realizados en la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, en los años 2004 y 2005. Estudio piloto. Santiago de Chile: Universidad de Chile; 2012.
4. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark P, Lindhe J, Glantz P, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol. 1986; 13(4): p. 307-312.
5. Gunne J, Åstrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. Clin Oral Implants Res. 1992; 3(2): p. 49-56.
6. Gunne J, Åstrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. Int J Prosthodont. 1999; 12(3): p. 216-221.
7. Nickenig H, Schäfer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res. 2006; 17(5): p. 506-511.
8. Alkharrat A, Schmitter M, Rues S, Rammelsberg P. Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth-implant-supported fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2018; 22(4): p. 1663-1673.
9. He Y, Hasan I, Keilig L, Chen J, Pan Q, Huang Y. Combined implant-residual tooth supported prosthesis after tooth hemisection: A finite element analysis. Ann Anat. 2016; 206: p. 96-103.
10. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle C, Lang N. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. Clin Oral Implants Res. 2001; 12(1): p. 26-34.
11. Oporto G, Restovic N. Conexión diente implante en rehabilitación bucal. Evaluación clínica y por elementos finitos no lineales. Acta Odontológica Venezolana. 2010; 48(4).

12. Tsouknidas A, Giannopoulos D, Savvakis S, Michailidis N, Lympoudi E, Fytanidis D. The Influence of Bone Quality on the Biomechanical Behavior of a Tooth-Implant Fixed Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* ; 31(6): p. 143-154.
13. Chidiak R, Miranda S. Alternativas de diseños de prótesis parcial fija para un caso clínico con pilares mixtos. *Revista odontológica de los Andes.* 2006; 1.
14. Hernández G, Ferrús J, Bascones A. Ferulizaciones dienteimplante. *Av Periodon Implantol.* 2005; 17(3): p. 165-174.
15. Geng J, Tan K, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(6): p. 585-598.
16. Mozayek R, Mozayek M, Allaf M, Abouharb M. The effectiveness of adding a supporting implant in stress distribution of long span fixed partial denture (three-dimensional finite element analysis). *J Indian Prosthodont Soc.* 2016; 16(3): p. 259-263.
17. Pratheep K, Abraham A, Annapoorni H, Vigneshwaran S. Comparative evaluation of stresses in tooth implant connected fixed partial denture by varying the implant design and position: a 3D finite element study. *Indian J Dent Res.* 2013; 24(4): p. 439-445.
18. Infantes E. Complicaciones en prótesis fija sobre implantes (Parte 2). *Revista Gaceta Dental.* 2009.
19. Pjetursson B, Brägger U, Lang N, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18(3): p. 97-113.
20. Hobkirk J. Prosthodontics: A past with a future? *J Can Dent Assoc.* 2005; 71(5).
21. John M, Slade G, Szentpétery A, Setz J. Oral Health--Related Quality of Life in Patients Treated with Fixed, Removable, and Complete Dentures 1 Month and 6 to 12 Months After Treatment. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(5).
22. Heydecke G, Penrod J, Takanashi Y, Lund J, Feine J, Thomason J. Cost-effectiveness of mandibular two-implant overdentures and conventional dentures in the edentulous elderly. *J Dent Res.* 2005; 84(9): p. 794-799.
23. Brudvik J. Advanced removable partial dentures: Quintessence Publishing Company; 1999.
24. Rahn A, Ivanhoe J, Plummer K. Textbook of complete dentures: PMPH-USA; 2009.
25. McQuade C. Fixed Prosthodontics: Principles and Clinics. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.* 2013; 22(3): p. 251-252.
26. Castellanos J, Díaz G, Gay O. Medicina en odontología: Manejo Dent pacientes con enfermedades sistémicas. 2nd ed. Ciudad de México: Man Mod; 2002.
27. Okeson J. Etiología de los trastornos funcionales del sistema masticatorio. *La Cart Odontológica.* 1995; 3(11): p. 22-28.
28. Budtz-Jørgensen E. Prosthodontics for the elderly: diagnosis and treatment; 1999.

29. Svenson B, Eriksson T, Kronström M, Palmqvist S. Image quality of intraoral radiographs used by general practitioners in prosthodontic treatment planning. *Dentomaxillofacial Radiol.* 1994; 23(11): p. 46-48.
30. Pegoraro L, Valle A, Araujo C, Bonfante G, Conti P, Bonachela V. Prótesis fija: Prótesis fija; 2001.
Motta A, Pereira L, Da Cunha A. All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15(5): p. 399-405.
32. Sailer I, Pjetursson B, Zwahlen M, Hammerle C. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18(3): p. 86-96.
33. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3).
34. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler L, Luthy H, Hammerle C. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4).
35. Goodacre C, Naylor W. Single implant and crown versus fixed partial denture: a cost-benefit, patient-centered analysis. *Eur J Oral Implant.* 2016; 9(1): p. 559–68.
36. Shemtov K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *BioMed Research International.* 2015.
37. Saini MSY, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases.* 2015 January; 3(1): p. 52-57.
38. Bicudo P, Reis J, Deus A, Reis L, Vaz M. Mechanical behaviour of dental implants. *Procedia Structural Integrity* 1. 2016;; p. 26-33.
39. Mahajan A, Kadam K. The Influence of Mechanical Loads on the Biomechanics of Dental Implant. *International Journal of Science and Research.* 2014; 3(11): p. 1085-1090.
40. Khatri S, Palekar U, Srivastava R, Jain A. Implant biomechanics. *NJDSR.* 2015; 3(1): p. 37-40.
41. Cabello G, González D, Aixelá M, Casero A, Giménez J. Biomecánica en implantología. *Periodoncia y Osteointegración.* 2005; 15(5): p. 311-326.
42. Zabalegui I. Influencia de la ubicación de los implantes sobre la restauración definitiva. *RCOE.* 2002; 7(1): p. 47-54.
43. Haïat G, Wang H, Brunski J. Effects of Biomechanical Properties of the Bone–Implant Interface on Dental Implant Stability: From In Silico Approaches to the Patient’s Mouth. *Annu. Rev. Biomed.* 2014; 16: p. 187-213.

44. Bicudo P, Reis J, Deus A, Reis L, Vaz M. Mechanical behaviour of dental implants. *Procedia Structural Integrity* 1. 2016;; p. 26-33.
45. Arano J, Giner L, Cortada M, Gil J, Lucena J. La interfase de conexión implantaria en el espacio crevicular. Ajustes protésicos de los materiales. Parte I. *Periodoncia*. 2001; 11(4): p. 291-302.
46. Kuramochi G, Del Sol M. Método para la Generación de Modelos de Elementos Finitos de Dientes. *Int. J. Morphol.* 2013; 31(3): p. 997-1002.
47. Lotti S, Machado W, Mazzeiro T, Landre J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial*. 2006; 11(2): p. 35-43.
48. Vallejo L, Hidalgo A, Hernández A, Lobo F, Gil-Carcedo E, Gil-Carcedo L. Design and Experimental Analysis of a New Malleovestibulopexy Prosthesis Using a Finite Element Model of the Human Middle Ear. *Acta Otorrinolaringologica*. 2014; 66(1): p. 16-27.
49. Pérez L, Briones F, Lascano F, Aguilar C. Análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos de implantes dentales de titanio poroso. *Ingeniería y Desarrollo*. 2015; 33(1): p. 80-97.
50. Villarraga-Ossa J, Diosa-Peña J, Vélez-Muriel S, Latorre-Correa F, Escobar-Restrepo J. Metodología alternativa para elaborar modelos geométricos de anatomía dental. *Rev. CES Odont*. 2015; 28(2): p. 133-139.
51. Vasudeva G. Finite element analysis: A Boon to Dental Research. *The Internet Journal of Dental Science*. 2009; 6(2).
52. Espinoza C, Niño Y. *Modelación Numérica en Ingeniería Hidráulica y Ambiental*; 2001..
53. Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod, Appleton*. 1995; 65(2): p. 123-128.
54. Orozco M, Villarraga J, Latorre F, Escobar J. Influencia de los materiales de cementación en la distribución de los esfuerzos en un incisivo central superior rehabilitado con poste. análisis de elementos finitos. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2011; 23(1): p. 56-75.
55. Chica E, Latorre F, Agudelo S. Prótesis parcial fija: análisis biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2010; 21(2): p. 150-158.
56. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005; 94(4): p. 321-329.
57. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *J Biomater*. 2002; 23(13): p. 2667-2682.
58. Tada S, Stegariu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18(3): p. 367-368.

- Villabona C. Análise pelo método dos elementos finitos da distribuição de tensões em tecido ósseo periimplantar, componentes protéticos e implantes com conexão cone morse e hexágono externo reabilitados com diferentes desenhos protéticos na região anterior da maxila. Tesis PhD. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, Pós-Graduação em Odontologia; 2017.
- Loyola-González P, Torassa D, Dominguez A. Estudio comparativo sobre el comportamiento y la distribución de las tensiones en implantes dentales cortos e implantes dentales estándares en la región posterior del maxilar superior. Un estudio en elementos finitos. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*. 2016; 9(1): p. 36-41.
- Echeverry A, Pachas R, Durán C, Rodríguez A. Influencia de la forma y ubicación de los contactos proximales sobre los niveles de tensión generados en la prótesis fija implanto soportada. Análisis de elementos finitos. Pontificia Universidad Javeriana; 2014.
- Resolución No 008430. Normas Científicas, técnicas y Administrativas para la Investigación en Salud.. Santafé de Bogotá DC ;; 1993.
- Dirección Nacional de Derecho de Autor. Normatividad y Jurisprudencia- Leyes..
- Chaiwat U, Pimduen R, Chaib R, Pathawee K. Comparative study of stress characteristics in surrounding bone during insertion of dental implants of three different thread designs: A three-dimensional dynamic finite element study. *Clin Exp Dent Res*. 2019; 5(1): p. 26–37.
- Xinyang M, Xiaoou D, Zhirui L, Haitao X, Tao S, Bing H, et al. Simulation analysis of impact damage to the bone tissue surrounding a dental implant. *Sci Rep*. 2020; 10(6927).
- Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, et al. Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2016 Noviembre.
- Karl M. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*. 2004 Febrero; 19(1): p. 30-7.
- Ulbrich N. Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ nos três elementos intramóveis com cargas verticais. *PCL: Rev. Bras. Prótese Clín. Lab., Curitiba*. 2000; 2(5): p. 32-38.
- Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993; 20(2): p. 147–157.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant— a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005; 32(4): p. 279–286.

71. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996; 76(6): p. 633–640.
72. Bevilacqua Mea. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J. Prosthet. Dent*. 2011; 105(1): p. 5-13.
73. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin. Oral. Implants Res*. 2011; 22(11): p. 1303-7.
74. Ding Xea. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin. Implant Dent. Relat. Res*. 2009; 11(4): p. 279-87.
75. Demenko Vea. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J. Dent. Res*. 2011; 90(10): p. 1211-5.
76. Galindo-Moreno Pea. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants - 1-year follow-up. *Clin. Oral. Implants Res*. 2012; 23(5): p. 609-16.
77. Fazi Gea. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2011; 26(4): p. 752-9.
78. Kimura Kea. Three-dimensional finite element analysis of fixed complete-arch prostheses supported by 4 immediate-loaded implants in the completely edentulous maxilla using clinical computerized tomography data. *J. Oral Implantol*. 2011; 37: p. 96-105.
79. Anitua Eea. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int. J. Perio. Rest. Dent*. 2010 Febrero; 30(1): p. 89-95.
80. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever exstress in mandibular posterior edentulism. *J. Oral Rehabil*. 2002; 29(4): p. 350-6.
81. Torcato LB ea. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(5): p. 644-51.
82. Aloise JPea. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro.. *Clin. Oral Implants Res*. 2010; 21(3): p. 328-35.
83. Belser UCea. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. Supplement 1. *Clin. Oral Implants Res*. 2000; 11: p. 126-45.
84. Sutter Fea. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Design and engineering. *Int. J. Perio. Rest. Dent*. 1993; 13(5): p. 408–431.

85. Bouazza-Juanes K ea. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. J Clin Exp Dent. 2015 Octubre; 7(4): p. 483-8.
Sahabi M ea. Biomechanical effects of platform switching in two different implant
86. systems: a three-dimensional finite element analysis. J Dent (Tehran). 2013 Mayo; 10(4): p. 338-50.
Martini AP ea. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of
87. loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. J Craniofac Surg. 2012 Marzo; 23(2): p. 415-8.
Burguete R, Johns R, King T, Patterson E. Tightening characteristics for screwed
88. joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994 Junio; 71(6): p. 592-9.
Maminskas J ea. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain:
89. a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. J Oral Maxillofac Res. 2016 Septiembre; 9(7).
Zarone Fea. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed
90. prostheses supported by osseointegrated implants. Clin. Oral Implants Res. 2003; 14(1): p. 103-14.
91. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res. 2006; 17.

Apéndices

Apéndice A. Operacionalización de variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Naturaleza	Escala de medición	Operacionalización
Distribución de tensión en implantes	Comportamiento isotrópico que se genera a través de una estimulación de fuerza sobre toda una estructura señalando la región de máxima tensión por medio de un mapa de colores pre establecida	Color que indica el grado de tensión generado por la carga en el implante.	Cualitativa	Ordinal	Escala gráfica -Color rojo: pico máximo -Color azul: ausencia de tensión
Distribución de tensión en pilar protésico	Comportamiento isotrópico que se genera a través de una estimulación de fuerza sobre toda una estructura señalando la región de máxima tensión por medio de un mapa de colores pre establecida	Color que indica el grado de tensión generado por la carga en el pilar protésico.	Cualitativa	Ordinal	Escala gráfica -Color rojo: pico máximo -Color azul: ausencia de tensión
Tensión en implantes CM	fuerza por unidad de área que soporta un cuerpo	Valor numérico de tensión expresado en megapascuales	Cuantitativa continua	Intervalo	_____(MPa)
Tensión en tornillo de fijación protésica CM	fuerza por unidad de área que soporta un cuerpo	Valor numérico de tensión expresado en megapascuales	Cuantitativa continua	Intervalo	_____(MPa)

Tensión en pilar protésico CM	fuerza por unidad de área que soporta un cuerpo	Valor numérico de tensión expresado en megapascals	Cuantitati va continua	Intervalo	_____(MPa)
Tensión en el elemento dental	fuerza por unidad de área que soporta un cuerpo	Valor numérico de tensión expresado en megapascals	Cuantitati va continua	Intervalo	_____(MPa)

Apéndice B. Instrumento



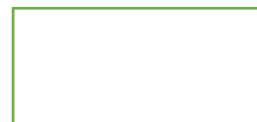
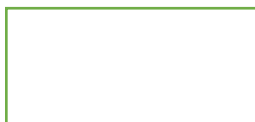
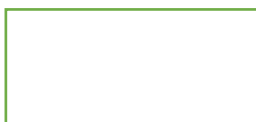
EVALUACIÓN MECÁNICA DE LA UNIÓN DIENTE-IMPLANTE CON PRÓTESIS PARCIAL FIJA: ANÁLISIS POR EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Autores: Anthony Benavidez López; Jose Fernando Rangel Duarte.

Distribución de esfuerzos

1. Distribución de esfuerzo en implante CM

3: Escala gráfica Grupo 1: Escala gráfica Grupo 2: Escala gráfica Grupo



2. Distribución de tensión en pilar protésico

3: Escala gráfica Grupo 1: Escala gráfica Grupo 2: Escala gráfica Grupo



Tensiones

3. Tensión en implantes CM (MPa)

Grupo 1: _____ Grupo 2: _____ Grupo 3: _____

4. Tensión en tornillo de fijación protésica CM (MPa)

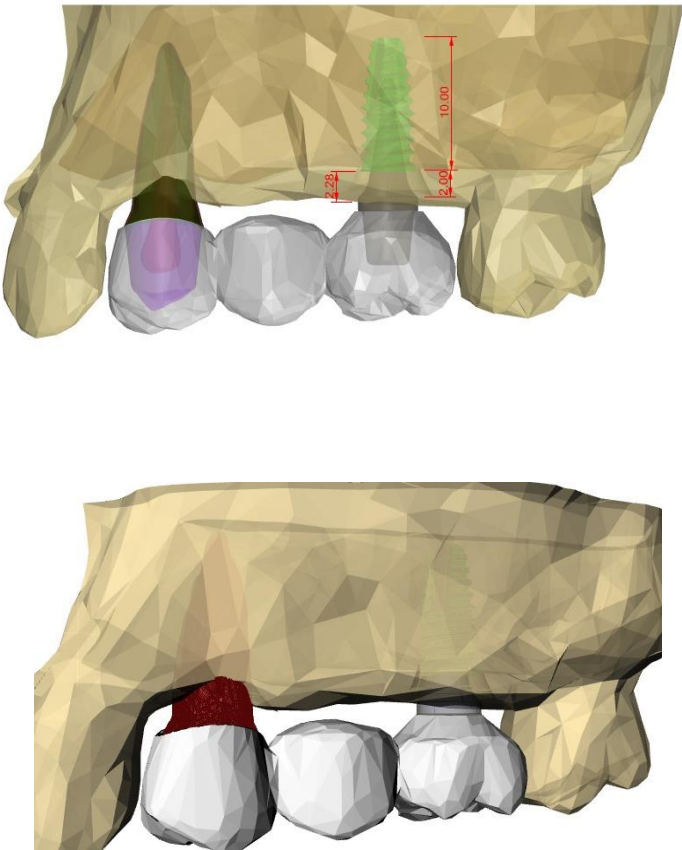
Grupo 1: _____ Grupo 2: _____ Grupo 3: _____

5. Tensión en el pilar protésico CM (MPa)

Grupo 1: _____ Grupo 2: _____ Grupo 3: _____

6. Tensión en el elemento dental y materiales (MPa)

Elemento	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Hueso			
Esmalte			
Dentina			
Pulpa			
Lig. Periodontal			



Comparativo de valores de desplazamiento y esfuerzos para los 3 modelos analizados

Modelo	Implante- Diente	Implante- Implante	Diente- Diente

UtMax [mm]	0.01004	0.0104	0.0105
S1Max [MPa]	204.2	585	34.2
S1Min [MPa]	-40.8	-31.2	-110
SEMax [MPa]	106	271	N/A
S1MaxHueso [MPa]	204.2	585	32.1
S1MaxCorona [MPa]	47.9	67.4	34.2
S24 [MPa]	19.8/-40.9 (S1Max/S1Min)	271 (SE)	22.2/- 45.8 (S1Max/S1Min)
S26 [MPa]	106 (SE)	114 (SE)	26.9/- 110 (S1Max/S1Min)

Notación: UtMax: Desplazamientos totales máximos, S1Max: Esfuerzo principal máximo (tracción), S1Min: Esfuerzo principal Máximo (Compresión), SEMax (Esfuerzo equivalente de Von-Mises Máximo).