

**MODELADO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL COMPORTAMIENTO DE UNA
PRÓTESIS PARCIAL FIJA EN VOLADIZO USANDO EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

**CHRISTIAN JULIÁN VARGAS DÍAZ
JULIÁN JAIR CADENA SÁNCHEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2016

**MODELADO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL COMPORTAMIENTO DE UNA
PRÓTESIS PARCIAL FIJA EN VOLADIZO USANDO EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

**CHRISTIAN JULIÁN VARGAS DÍAZ
JULIÁN JAIR CADENA SÁNCHEZ**

**Trabajo de grado como requisito para optar al título de
INGENIERO MECÁNICO**

Director

**DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ
Ingeniero Mecánico, PhD**

Codirector

**JULIO CÉSAR CARRILLO ESCOBAR
Matemático, PhD**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2016

DEDICATORIA

Quiero agradecer primero que todo a mi madre Astrid Díaz, ya que sin ella mi título no hubiera sido posible, este logro es dedicado a ella, a su amor y apoyo incondicional.

A mi familia por el cariño y acompañamiento en esta etapa de mi vida.

A mis amigos y todas esas personas que aparecieron en mi camino para ayudarme a cumplir este sueño.

Christian Julián Vargas Díaz

DEDICATORIA

Este proyecto es dedicado en primera medida a mis padres Abdón Cadena y Luz Sánchez, gestores principales del cumplimiento de este sueño. Su acompañamiento a lo largo de toda mi vida y especialmente en esta etapa, no hace meritorio que esta sea la única forma de agradecerles.

A mis hermanos, Anderson y Angie, porque fueron ellos el otro apoyo en mi hogar para completar este importante proceso.

A toda mi familia, quienes confiaron en mí para la realización de este proyecto de vida, y estuvieron presentes para brindar apoyo.

A mis mejores amigos, Diego y Silvia, cuya larga y fuerte amistad estuvieron presentes brindando apoyo durante toda esta etapa, y que, a lo largo de sus respectivos proyectos, han tenido mi apoyo recíproco.

A mis amigos y aquellas otras personas que aparecieron en el camino de este fructuoso proyecto.

Finalmente, a la que fue una gran amistad hasta la recta final de este proceso. Su apoyo fue de los más importantes para continuar avanzando en cada uno de los aspectos. Los mejores éxitos en sus proyectos.

Julián Jair Cadena Sánchez

AGRADECIMIENTOS

Al profesor y director, ingeniero mecánico y PhD Diego Fernando Villegas Bermúdez, por su confianza, acompañamiento y dedicación constante a lo largo de todo el proyecto.

Al profesor y codirector, matemático y PhD Julio César Carrillo Escobar, por los aportes realizados al análisis y validación de resultados.

Al profesor, ingeniero mecánico y PhD Octavio Andrés González Estrada, por sus grandes aportes en la totalidad de los aspectos al análisis de elementos finitos. Así mismo, por facilitar el acceso a un equipo de cómputo de alta calidad.

A la doctora Paula Andrea Arévalo y doctores asociados a Clínica Odontológica Especializada Galtech, quienes proveyeron de las más importantes informaciones acerca de la prótesis parcial fija y su desarrollo, dieron sus recomendaciones profesionales y, basados en su experiencia, previeron los resultados obtenidos en este proyecto.

A la Universidad Industrial de Santander y a la Escuela de Ingeniería Mecánica, por la formación que nos ha proveído a lo largo de nuestras carreras, permitiendo aportar al departamento de Santander y al país.

A los profesores que aportaron sus conocimientos y experiencia para que fuésemos ingenieros mecánicos integrales.

Christian Julián Vargas Díaz

Julián Jair Cadena Sánchez

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	21
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	22
2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA.....	25
3. JUSTIFICACIÓN.....	27
4. OBJETIVOS.....	28
4.1. OBJETIVO GENERAL.....	28
4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	28
5. MARCO TEÓRICO.....	29
5.1. OCLUSIÓN DENTAL.....	29
5.1.1. Músculos presentes en la oclusión.....	30
5.2. PRÓTESIS DENTALES.....	32
5.3. PRÓTESIS PARCIAL FIJA (PPF).....	32
5.3.1. Componentes de la Prótesis Parcial Fija (PPF).....	33
5.3.2. Prótesis Parcial Fija en Voladizo (PPFV).....	35
5.4. TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA.....	36
5.4.1. Escala Hounsfield.....	37
5.5. MIMICS.....	38
5.6. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	39
6. PROCESO DE MODELADO.....	40
6.1. IMPORTACIÓN DE DATOS.....	40
6.2. GENERACIÓN DEL MODELO 3D.....	41
6.3. EXPORTACIÓN DEL MODELO 3D.....	44

6.4. IMPORTACIÓN PARA SOFTWARE CAD Y FEA.....	49
6.4.1. Modelado en SolidWorks®.....	50
7. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PPFV	54
7.1. DISEÑO DE PPFV	54
7.1.1. Fase I: Diagnóstico	54
7.1.2. Fase II: Ubicación de la prótesis	55
7.1.3. Fase III: Selección de material de restauración	57
7.1.4. Fase IV: Selección de la prótesis.....	59
7.1.5. Fase V: Tallado del diente	61
7.2. CONSTRUCCIÓN DE PPFV	64
7.2.1. Construcción del modelo de prótesis	64
7.2.2. Tallado del diente pilar	67
7.2.3. Ensamblaje del sistema	67
8. CONDICIONES PARA EL ANÁLISIS	69
8.1. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS COMPONENTES.....	69
8.2. CARGAS Y SOPORTES DEL SISTEMA	72
8.2.1. Cargas sobre los dientes	72
8.2.2. Soportes del sistema.....	74
9. APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	75
9.1. DEFINICIÓN DE LOS ANÁLISIS	75
9.1.1. Introducción de datos para el análisis de un bloque	77
9.1.2. Reducción de geometrías	78
9.1.3. Caracterización de los contactos	79
9.2. ENMALLADO DE LOS MODELOS	80

9.2.1. Enmallado del contacto N° 3.....	81
9.2.2. Enmallado del Ligamento Periodontal	82
9.2.3. Enmallado del Diente	83
9.2.4. Enmallado de la Prótesis Parcial Fija en Voladizo	84
9.2.5. Tipo de elementos usados	85
9.3. CONFIGURACIÓN (SETUP) DEL SISTEMA.....	86
10. RESULTADOS Y ANÁLISIS	88
10.1. EVALUACIÓN DEL BLOQUE BASE	88
10.1.1. Esfuerzo equivalente máximo (Von Mises)	89
10.1.2. Evaluación de falla	93
10.1.3. Deformaciones unitarias y totales	96
10.2. ANÁLISIS SIN PRÓTESIS.....	98
10.3. CARGAS SIN FALLA.....	100
10.4. COMPARACIÓN DE MATERIALES	101
10.5. ÁNGULO DE TALLADO.....	102
10.6. CONVERGENCIA DE MALLA	103
11. CONCLUSIONES	106
12. RECOMENDACIONES.....	108
BIBLIOGRAFÍA.....	109
ANEXOS	115

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ejemplo de una PPF común	23
Figura 2. PPFV, con el diente pilar a la izquierda	23
Figura 3. Ejemplificación de PPF con pñnticos mltiples y “entablillamiento”	25
Figura 4. Clasificaci3n segun Angle (1899) para los tipos de oclusi3n dental	29
Figura 5. Grupo de msculos maxilares externos.....	30
Figura 6. Ubicaci3n del msculo temporal	31
Figura 7. Esquema b3sico de una pr3tesis parcial fija (PPF)	33
Figura 8. Dientes pilares tallados completamente	33
Figura 9. Radiografía de pr3tesis parcial fija en voladizo de dos pñnticos y entablillada.....	36
Figura 10. Imagen de CT con contraste de un abdomen normal.....	36
Figura 11. Aplicaci3n del software Mimics para un modelado 3D.....	38
Figura 12. Modelo 3D generado por una m3scara que incluye tejido blando	41
Figura 13. Evidencia gr3fica de la existencia de una pr3tesis met3lica en el maxilar superior tanto en el modelo 3D en bruto como en el TAC	42
Figura 14. Modelo 3D de la mandíbula generado por la malla corregida.....	42
Figura 15. Modelo 3D de la pre-pr3tesis en el software Mimics®.....	43
Figura 16. Interfaz gr3fica del software 3-matic®	44
Figura 17. Enmallado sin Smoothing vs con Smoothing	45
Figura 18. Enmallado superficial reducido por 3-matic®.....	45
Figura 19. Operaci3n de reparaci3n de enmallados en 3-matic®.....	46
Figura 20. Comparaci3n del enmallado Por defecto vs Uniforme	47
Figura 21. Enmallado volum3trico interno y enmallado volum3trico de frontera	47
Figura 22. Modelo 3D de la mandíbula	48
Figura 23. Modelo 3D de la totalidad de los dientes inferiores	49
Figura 24. Herramienta de Diagn3stico de Importaci3n de SolidWorks® con todas las caras reparadas	50
Figura 25. Comparaci3n de raíz original con la raíz simplificada	51

Figura 26. Representación isométrica del ligamento periodontal	52
Figura 27. Vista de la adecuación de la mandíbula para la instalación del ligamento periodontal y del diente pilar con raíz simplificada	53
Figura 28. Esquema del transporte de información desde TAC hasta el FEA	53
Figura 29. Sistema de numeración FDI para la dentición humana	55
Figura 30. Vista superior del modelo de maxilar inferior con dientes especificando la numeración individual	56
Figura 31. Proporción corona/raíz: Recomendada vs Mínima	59
Figura 32. Vista frontal del diente pilar (45) y sus medidas para la proporción raíz/corona.....	60
Figura 33. Vista lateral del diente 45 y su verticalidad.....	60
Figura 34. Algunos ángulos comúnmente usados en el tallado de pilares	61
Figura 35. Longitud propuesta para la longitud del tallado	62
Figura 36. Vista lateral de la mandíbula seleccionando el diente 34 y 35.....	64
Figura 37. Representación de la operación de eliminación de material para la guía simétrica de la prótesis	65
Figura 38. Operación de simetría para obtener la prótesis parcial fija	66
Figura 39. Croquis para la operación de tallado interno	66
Figura 40. Vista lateral del diente pilar tallado con raíz simplificada	67
Figura 41. Ensamblaje del conjunto Mandíbula-Prótesis	68
Figura 42. Distribución de fuerzas a lo largo de los dientes inferiores derechos ...	72
Figura 43. Zonas de soporte fijo en el modelo de la mandíbula	74
Figura 44. Interfaz gráfica de ANSYS Workbench 17.0 con los análisis propuestos	76
Figura 45. Bloque de información Static Structural en ANSYS Workbench.....	77
Figura 46. Comparación de los modelos de mandíbula sin cortar y cortada	78
Figura 47. Visualización de los 3 contactos en el sistema: Prótesis-Diente, Diente-Ligamento y Ligamento-Hueso	79
Figura 48. Modelo de la mandíbula con prótesis importado a ANSYS Workbench	80
Figura 49. Enmallado general de la mandíbula cortada.....	81

Figura 50. Enmallado del contacto N° 3.....	81
Figura 51. Enmallado del Ligamento Periodontal	82
Figura 52. Enmallado del diente	83
Figura 53. Enmallado de la Prótesis Parcial Fija en Voladizo	85
Figura 54. Esquema del elemento SOLID187	85
Figura 55. Esquema del elemento CONTA174.....	86
Figura 56. Aplicación de las cargas sobre los dientes	86
Figura 57. Ubicación de los soportes fijos: (A)Masetero-Pterigoidal y (B)Temporal	87
Figura 58. Ubicación del soporte por simetría	87
Figura 59. Esfuerzo equivalente máximo (Von Mises) en la PPFV.....	89
Figura 60. Esfuerzo máximo equivalente en todo el sistema con escala personalizada para diferenciar esfuerzos mayores a los 10 MPa.....	90
Figura 61. Esfuerzo máximo equivalente para la mandíbula con escala personalizada.....	90
Figura 62.Esfuerzo máximo equivalente para la mandíbula en vista superior con escala personalizada	91
Figura 63. Esfuerzo máximo equivalente para el ligamento periodontal con escala personalizada.....	91
Figura 64. Esfuerzo máximo equivalente para el diente con escala personalizada	92
Figura 65. Evaluación de falla: Factor de seguridad mínimo	93
Figura 66. Evaluación de falla del ligamento periodontal.....	94
Figura 67. Evaluación de falla en el diente	94
Figura 68. Evaluación de falla de la prótesis parcial fija en voladizo	95
Figura 69. Deformación total en el sistema mandíbula-prótesis	96
Figura 70. Deformación unitaria del sistema con escala personalizada para cantidades mayores al 1%.....	97
Figura 71. Modelo de mandíbula sin prótesis	98
Figura 72. Evaluación de falla para el conjunto Diente-LP sin prótesis	99

Figura 73. Evaluación de falla para las nuevas fuerzas.....	100
Figura 74. Esfuerzos de fricción para el contacto N°1 (Prótesis-Diente) en los diferentes ángulos de convergencia: (a) 5°, (b) 10° y (c) 15°.....	102
Figura 75. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para la PPFV especificando el tamaño del elemento en [mm].....	103
Figura 76. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para el diente especificando el tamaño del elemento en [mm].....	104
Figura 77. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para LP especificando el tamaño del elemento en [mm].....	104
Figura 78. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para la Mandíbula especificando el tamaño del elemento en [mm].....	105

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Características de los diferentes tipos de la clasificación Angle	29
Tabla 2. Tipos de restauraciones según su tallado.....	34
Tabla 3. Valores de HU para sustancias y órganos comunes	37
Tabla 4. Diagnóstico del paciente	54
Tabla 5. Selección de material de restauración según factores.....	57
Tabla 6. Propiedades mecánicas de las aleaciones que se usan para el análisis* ..	58
Tabla 7. Resumen del diseño de la prótesis parcial fija en voladizo	63
Tabla 8. Constantes elásticas ortotrópicas del maxilar inferior en diferentes zonas	69
Tabla 9. Valores de esfuerzo de fluencia y último en el hueso cortical del humano	70
Tabla 10. Propiedades mecánicas del ligamento periodontal	71
Tabla 11. Propiedades mecánicas del diente	71
Tabla 12. Fuerza de mordida de cada diente bajo diferentes efectos.....	73
Tabla 13. Definición de los diferentes grupos de análisis	75
Tabla 14. Propiedades de los contactos en el sistema	79
Tabla 15. Parámetros de malla general	80
Tabla 16. Parámetros de la malla en el contacto N° 3.....	81
Tabla 17. Parámetros de la malla en Ligamento Periodontal	82
Tabla 18. Parámetros de la malla en el Diente	83
Tabla 19. Parámetros de la malla en la PPFV	84
Tabla 20. Características del bloque de información Base	88
Tabla 21. Valores máximos o mínimos de los diferentes análisis.....	98
Tabla 22. Fuerzas sobre el modelo sin prótesis.....	99
Tabla 23. Cargas sobre los dientes sin falla	100
Tabla 24. Comparación de la evaluación de falla en los diferentes productos	101

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Propiedades de los materiales disponibles por la empresa Dentaurum	115
Anexo 2. Modelos IGES de la mandíbula, diente y ligamento	115
Anexo 3. Modelos IGES de prótesis	115
Anexo 4. Modelo IGES de ensamblaje	115
Anexo 5. Modelos IGES de la mandíbula reducida con sus ensamblajes	115

RESUMEN

TÍTULO: MODELADO Y ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL COMPORTAMIENTO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL FIJA EN VOLADIZO USANDO EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS*

AUTORES: VARGAS DÍAZ CHRISTIAN JULIÁN**

CADENA SÁNCHEZ JULIÁN JAIR

PALABRAS CLAVES: Prótesis Parcial Fija en voladizo, PPFV, biomecánica, elementos finitos, Mimics, modelado, análisis, ANSYS

Con la información médica de un paciente con necesidades de prótesis dentales, se busca determinar la factibilidad de uso de una Prótesis Parcial Fija en Voladizo (PPFV) con un diente pilar en la zona posterior. Se modeló una mandíbula humana con sus respectivos dientes en Mimics®, de la cual se obtiene la base para la construcción de una PPFV en el software SolidWorks®. Con todos los modelos 3D creados, se analizan estáticamente por el método de elementos finitos usando el software ANSYS.

El análisis abarca el estudio de esfuerzos y deformaciones, estudio de falla, comparación Prótesis Sí vs No, comparación de material de PPFV y comparación de ángulo de tallado. Los resultados muestran que, bajo las condiciones establecidas en el presente trabajo, el ligamento periodontal y el diente fallan mecánicamente, lo que indica desprendimiento del pilar. Por otro lado, el grupo de las aleaciones de CoCr es el que mejor resiste estas condiciones. Finalmente, el ángulo que presenta una mejor retención entre los propuestos es de 10°.

La importancia del presente trabajo radica en el establecimiento de pautas para el modelado biomecánico por Mimics® en la Escuela de Ingeniería Mecánica en la Universidad Industrial de Santander, por ser un proyecto pionero en el uso de este software.

* Proyecto de grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD. Codirector: Julio César Carrillo Escobar, PhD

ABSTRACT

TITLE: MODELING AND BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE BEHAVIOR OF A CANTILEVERED FIXED PARTIAL DENTURE USING THE FINITE ELEMENT METHOD*

AUTHORS: VARGAS DÍAZ CHRISTIAN JULIÁN**

CADENA SÁNCHEZ JULIÁN JAIR

KEYWORDS: Fixed partial denture, cantilevered, CFDP, biomechanics, finite elements, Mimics, modeling, analysis, ANSYS

With medical information from a patient who needs a dental prosthesis, this work looks for factibility determination of a Cantilevered Fixed Dental Prosthesis (CFDP) with a single abutment tooth in posterior zone. It was modeled a human mandible with its respective teeth using Mimics®, which is the construction base for the CFPD in SolidWorks®. Once all 3D models have been created, we proceed with the statical finite element analysis with ANSYS.

The analysis includes the stress and strain study, failure study, Y/N Prosthesis comparison, CFPD material comparison and carving angle comparison. The results show that, under defined settings in this work, the periodontal ligament and tooth fail mechanically, indicating the abutment tooth release. On the other hand, the CoCr alloys group is the most resilient under defined settings. Finally, the most retentive carving angle is 10°.

The importance of this work is based in the establishment of guidelines for biomechanical modeling using Mimics® in the School of Mechanical Engineering, Universidad Industrial de Santander, being a pioneer project in the use of this software.

* Graduate project

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD. Codirector: Julio César Carrillo Escobar, PhD

INTRODUCCIÓN

Actualmente las personas tienen mayor accesibilidad a las prótesis dentales, mediante las nuevas tecnologías y los materiales que disminuyen su costo, como a entidades que facilitan su obtención, ya sea a través de la financiación u obra social. Además, el propósito de las prótesis dentales es la restauración de las funciones normales de masticación, habla, e incluso estética¹. Sin embargo, a pesar de las investigaciones realizadas acerca de las prótesis dentales y su continua mejora, estas aún fallan con frecuencia². Cierta grupo reducido de prótesis presentan fallas tempranas, pero la mayoría fallan conforme pasa el tiempo, y es consecuencia de efectos biológicos (caries y pérdida de pulpa)³.

Se añade a lo anterior los problemas que afectan el diseño de una prótesis, como el gran número de variables inherentes al ser humano. Paralelamente, en el diseño y construcción de una prótesis, uno de los principales factores para diseñarla es el material; puesto que este debe satisfacer muchas necesidades, tales como la biocompatibilidad, resistencia, toxicidad, corrosividad y estética. Por consiguiente, a través de la biomecánica se realiza el estudio del presente proyecto. Esta es una rama reciente de la ingeniería que proporciona las estructuras y funciones de sistemas biológicos, más específicamente del sistema osteomuscular. Sin dejar de lado que provee al presente modelado de la geometría (anatomía) y cargas tanto en la mandíbula, como en los dientes y prótesis dentales. Asimismo, en el proyecto se hace un estudio de prótesis dentales en 3D, para esto se utiliza el enfoque numérico de los elementos finitos, ya que este permite obtener resultados para problemas que son complejos de resolver analíticamente.

¹ ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The Glossary of Prosthodontics Terms. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005. p. 39

² PJETURSSON, B. et al. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Berna: Department of Periodontology and Fixed Prosthodontics. 2007. p. 110.

³ Ibid.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La existencia de prótesis dentales que aún fallan mecánicamente hace que se incentive y promueva la continua investigación en ellas. Las fallas de las prótesis se deben a muchos factores, siendo uno de las más comunes el diseño inadecuado; un hecho destacable cuando los prostodoncistas no poseen la suficiente experiencia o los suficientes datos mecánicos sobre las prótesis⁴.

Por consiguiente, se presentan fallas por el mal diseño que involucran desde rotura por fatiga térmica hasta problemas de salud causada por los materiales y/o geometría de las prótesis⁵ .⁶. La gran mayoría de prótesis fallan mecánicamente presentándose una rotura y las zonas de las prótesis que comúnmente fallan se dan donde el área de su sección transversal es mínima⁷.

En el presente proyecto, se determina estáticamente el comportamiento de una Prótesis Parcial Fija en Voladizo (PPFV), que es un tipo de prótesis que se caracteriza por reemplazar un diente ausente por uno artificial usando dientes pilares en sólo un extremo. Para prescindir de la raíz del diente ausente, la prótesis se fija de los dientes adyacentes. Normalmente se hace preferencia a la construcción de Prótesis Parciales Fijas (PPF), sin embargo, debido a condiciones especiales, se hace uso de un sistema en voladizo que se caracteriza en sostenerse de un solo extremo del diente ausente, funcionando como una viga cantiléver.

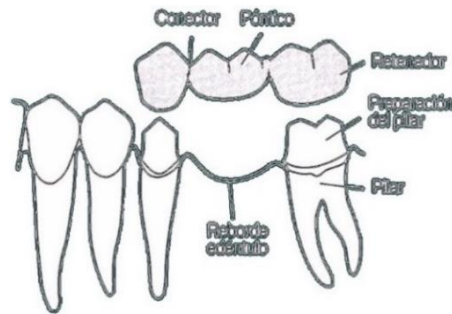
⁴ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012. p. 11.

⁵BELLI, R; PETSCHLT, A y LOHBAUER U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. Erlangen: urnal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2013. p. 175.

⁶ PJETURSSON, B. et al. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Berna: Department of Periodontology and Fixed Prosthodontics. 2007. p. 110.

⁷ ROMEED, S. et al. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. Manchester: Journal of Oral Rehabilitation, 2003. p. 1215.

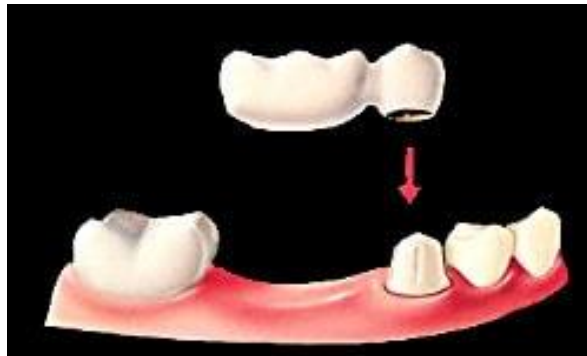
Figura 1. Ejemplo de una PPF común



Fuente: Diagnóstico y plan de tratamiento. <http://es.slideshare.net/Odontouadec/equipo-1-parte-1>

Para la instalación de una prótesis, se modifican mecánicamente los dientes adyacentes al diente ausente, para que así, sirvan de soporte, y que en el caso de las PPFV se modifican uno o dos pilares a un solo lado del diente ausente.

Figura 2. PPFV, con el diente pilar a la izquierda



Fuente: http://www.infodentis.com/images-eng/cantilever_bridge.jpg

Este pilar es reducido en su cantidad de material y, además, sometido a una carga mayor; pues no sólo debe soportar la carga usual, sino que en el pilar recae la carga que debía soportar el diente ausente y una carga adicional por flexión. Si el pilar no está en buenas condiciones, sea por mala higiene bucal u otros motivos, puede llegar a fallar también⁸.

⁸ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012. p. 89.

Además, el periodonto⁹ se puede lastimar, puesto que, si el pilar no tiene un periodonto sano, significará que su soporte no es completamente funcional; y el momento flector que se genera en la raíz del diente pilar puede producir esfuerzos muy grandes que lastiman el periodonto y que, según la experiencia de expertos, termina con el desprendimiento de los pilares correspondientes.

⁹ El periodonto es el conjunto de ligamentos que sostienen el diente contra el hueso

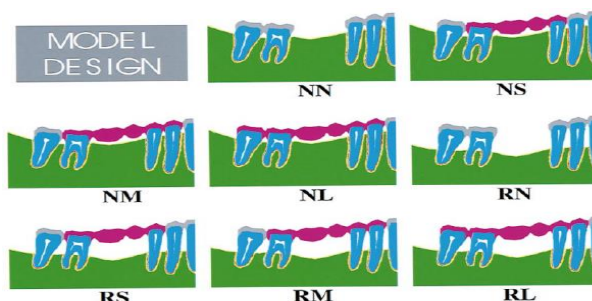
2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA

El método de los Elementos Finitos se ha implementado en el último medio siglo desde la aparición de la computación, pero no fue sino hasta hace 20 años que ya se esbozaban estudios numéricos en el campo de las prótesis parciales fijas.

Uno de los primeros estudios se titula “Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support”, se realizó en 1996 por los doctores Hohn So Yang, Hyun-Ju Chung y Yeong-Joon Park. Este se resume como un estudio bidimensional de elementos finitos para analizar el comportamiento mecánico de la PPFV, variando el soporte óseo de los dientes pilares y la longitud de los púnticos. Los resultados muestran que con un soporte óseo reducido es más propensa la deflexión y concentración de esfuerzos en la prótesis.

Un segundo estudio de los mismos autores realizado en 1999, “Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures” realiza un análisis de elementos finitos sobre PPF de púnticos múltiples usando un “entablillamiento” o “splinting”¹⁰. Esto con el propósito de comprobar la compensación mecánica que tiene el uso de más pilares, pero que en sus conclusiones y resultados arrojados por el estudio se obtiene que la compensación no es suficiente.

Figura 3. Ejemplificación de PPF con púnticos múltiples y “entablillamiento”



Fuente: YANG, H.; CHUNG, H.; y PARK, Y. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures, 1999.

¹⁰ “Splinting” o “entablillamiento” consiste en el uso de más dientes pilares de lo estándar

En el año 2002, se publica en Ginebra, Suiza, el estudio “Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design”¹¹ en el que se realizan un estudio bidimensional de elementos finitos para simular los esfuerzos en la superficie y en la interface de una PPF de un p ntico, variando 6 materiales restaurativos diferentes y la influencia de tres tipos de coronas para los pilares.

Estos resultados muestran la favorabilidad de usar materiales elásticos, además destacan la contraindicación clínica que esto sugiere, dado que, según las recomendaciones médicas, se es preferible materiales muy fuertes y con pocas incidencias hacia la fractura. Se recomienda entonces el uso de materiales compuestos, de manera similar a lo que es la combinación concreto-acero.

En otro estudio, un grupo de ingenieros y doctores de las escuelas de odontología e ingeniería mecánica de la Universidad de Tesalónica y la Universidad Nacional Técnica de Atenas¹², realizaron una serie de estudios en donde se hace análisis de elementos finitos 3D a PPF ferulizados con arco cruzado.

Los estudios del “Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures”, y “Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: A three-dimensional finite element analysis”, en 2007 y 2010 respectivamente, donde se analizan básicamente los conectores y la férula del PPFV, se muestra la independencia de resultados entre la forma de los conectores y el soporte óseo reducido.

¹¹ MAGNE, P; PERAKIS, N and BELSER, U. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. 2002.

¹² El grupo está conformado por: MANDA, M; GALANIS, C; GEORGIOPOULOS, V; PROVATIDIS, C y KOIDIS, P.

3. JUSTIFICACIÓN

El uso de las PPF implica, como mínimo, el uso de dos dientes pilares, para poder apoyar la prótesis, sin embargo, no siempre se pueden instalar de esta forma porque no existen dientes a lado y lado del ausente. Con el uso de una PPFV se da la posibilidad de usar un diente pilar en un solo extremo, con lo cual se soluciona el problema de más ausencias, que se traduce en menores costos para reponer el otro extremo del diente ausente.

A esto se le agrega el hecho de lo notorio que ha sido el incremento en la demanda de las prótesis dentarias para la solución de dicho problema¹³. Sin embargo, antes de diseñar e implantar una PPFV, se debe hacer un análisis tanto del diente pilar, para que este soporte los esfuerzos y la fatiga; como del periodonto, ya que los esfuerzos generados pueden lastimar ciertas partes del mismo. Así como se dijo en el ítem anterior, no solo puede dañarse la prótesis prematuramente, sino que además afecta el periodonto.

En resumen, las PPFV tienen varios problemas, siendo uno de ellos el momento flector que genera el pónico y que puede afectar los pilares. Es por lo anterior que en este proyecto se efectuará un estudio tridimensional (3D) a partir del modelo geométrico obtenido mediante el software Mimics®.

Teniéndose en cuenta todo lo anteriormente dicho, se analizará una PPFV mediante el uso de Elementos Finitos en un paciente con una dentadura no-sana, asimismo, determinar las causas de los efectos mecánicos presentados en las simulaciones y justificar el uso de las diferentes soluciones computacionales como Mimics® y ANSYS.

¹³ IDRESS, N y GHANI F. Demands, needs, expectations, patterns and reasons among patients for treatment with fixed dental prostheses. Peshawar: Khyber College of Dentistry, 2008. p. 316.

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GENERAL

Construir el modelo geométrico preciso de la mandíbula inferior de un paciente con clara necesidad de una PPFV mediante software especializado de procesamiento de imágenes médicas partiendo de información tipo TAC y determinar el comportamiento biomecánico de una PPFV por medio del Método de Elementos Finitos.

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener un modelo geométrico tridimensional de la mandíbula inferior con los tejidos duros principales haciendo uso del software Mimics® 17.0 (Materialise NV) a partir de imágenes tomográficas de un paciente con necesidad de una prótesis parcial.
- Construir el modelo geométrico tridimensional de una PPFV de un solo pilar, obedeciendo al modelo de la mandíbula inferior.
- Establecer los tipos de apoyos y estado de carga máxima a los cuales está sometido el sistema Mandíbula-Prótesis.
- Determinar los esfuerzos equivalentes máximos y deformaciones en cada uno de los componentes principales del sistema Mandíbula-Prótesis mediante un software de análisis de elementos finitos, asumiendo un comportamiento isotrópico y elástico para cada uno de los componentes.
- Determinar las configuraciones ideales para la instalación de una PPFV variando material, ángulo de tallado y fuerza de mordida.

5. MARCO TEÓRICO

5.1. OCLUSIÓN DENTAL

Se define como la relación estática entre las superficies incisivas o de masticación de los dientes maxilares o mandibulares. Esto significa en otras palabras, una relación de contacto entre los diferentes dientes con sus antagonistas.

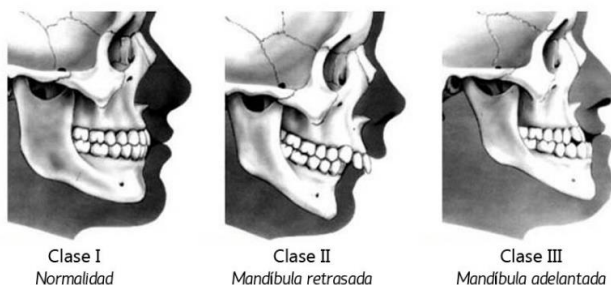
La oclusión dental se clasifica según Angle por la posición de la mandíbula con el maxilar inferior, o específicamente de la relación oclusiva entre los primeros molares y se puede clasificar en tres tipos (Figura 4): **I**, **II** y **III**.

Tabla 1. Características de los diferentes tipos de la clasificación Angle

Clasificación	Característica
Tipo I	Existe una relación molar normal y, por tanto, los primeros molares presentan antagonismo entre sí.
Tipo II	El molar inferior se encuentra situado distalmente del antagonista superior
Tipo III	El molar inferior se encuentra situado mesialmente del antagonista superior

Fuente: Clasificación Angle - <https://www.propdental.es/ortodoncia/clasificacion-angle/>

Figura 4. Clasificación según Angle (1899) para los tipos de oclusión dental



Fuente: <https://raulromerodelrey.wordpress.com/2015/08/16/odontologia-para-fisioterapeutas/>

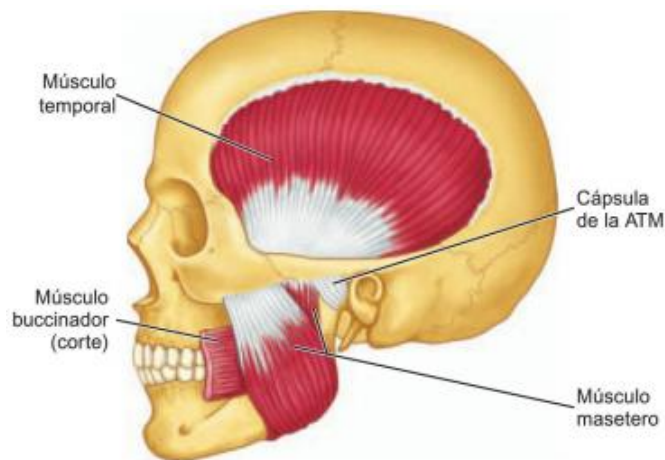
5.1.1. Músculos presentes en la oclusión: El proceso de oclusión y sus movimientos requieren de la activación de cierto grupo de músculos de la cabeza. En efecto, los procesos como la masticación y el habla mueven una gran cantidad de músculos que aparentemente no cumplen con la función bucal, como el grupo de músculos en la frente. Esto es un indicador de la complejidad que implica el estudio clínico de los músculos pertenecientes a la cabeza, de manera que todos los músculos presentes desempeñan acciones diferentes en cierto grado.

Los músculos principales en la oclusión son:

- Masetero
- Temporal

Músculo masetero: El músculo masetero se origina desde el arco cigomático (comúnmente denominado hueso de la mejilla) hasta el ángulo externo de la mandíbula posterior. La inserción en el ángulo del maxilar inferior es amplia, desde el segundo molar hasta la zona más posterior (ver Figura 5), proveyendo gran extensión del músculo sobre el mismo maxilar. El músculo masetero está cubierto parcialmente por el músculo cutáneo del cuello y por el músculo risorio.

Figura 5. Grupo de músculos maxilares externos

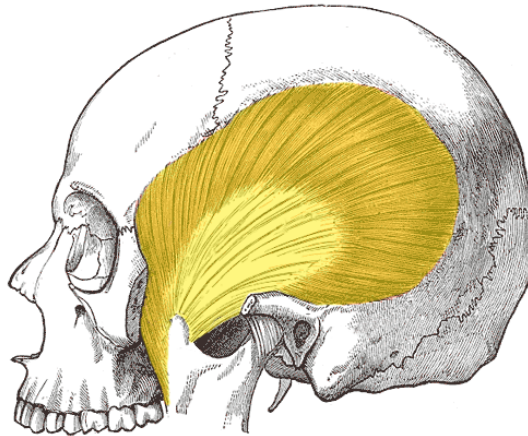


Fuente: Wheeler, Anatomía, fisiología y oclusión dental. NELSON, ASH. p. 266

La principal función de este músculo es clara en el cierre del maxilar inferior, realizando la mayor proporción de carga en el mismo debido a su tamaño y disposición de sus puntos de fijación. Es este músculo de especial importancia para el análisis biomecánico del proceso de mordedura o cierre maxilar.

Músculo Temporal: La principal característica de este músculo radica en su forma de abanico, aumentando la superficie de agarre y, además, originándose en la fosa temporal. El punto de unión del tendón con la superficie ósea del maxilar inferior, se ubica en la apófisis coronoides, que es la protuberancia adyacente a los cóndilos maxilares.

Figura 6. Ubicación del músculo temporal



Fuente: <https://futurofonoaudiologo.wordpress.com/2015/05/12/los-musculos-de-la-masticacion/>

El músculo temporal se configura en tres componentes que se pueden comportar como tres partes separadas. Este músculo es el posicionador principal del maxilar inferior en la acción de cierre. Al considerarse como un grupo de tres músculos, tiene la capacidad de activarse parcialmente por zonas según la acción que se ejecute sobre el movimiento maxilar, por tanto, una zona posterior es activada en la retrusión de la mandíbula y una zona anterior se activa al apretar los dientes¹⁴.

¹⁴ NELSON, S y ASH, M. Wheeler: Anatomía, fisiología y oclusión dental. Barcelona: Editorial Elsevier. 2015. p. 265.

5.2. PRÓTESIS DENTALES

En el campo de la rehabilitación oral, una prótesis dental es aquella que permite recuperar las funciones normales del aparato bucal mediante el reemplazo de dientes que están ausentes o que su condición no les permite continuar dentro de la boca. Dentro de las funciones que busca reestablecer principalmente las prótesis dentales están la masticación y el habla, además de incluirse factores estéticos.

Para que las prótesis dentales cumplan su función, se requieren de algunas características para que puedan ser usadas dentro del aparato bucal como:

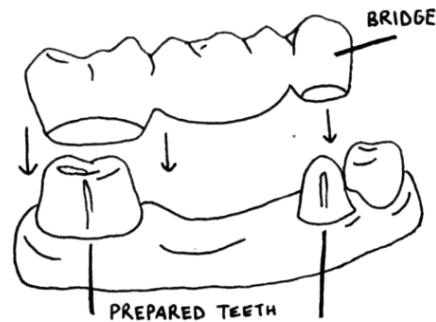
- **Método de fijación:** Este es un determinante mecánico y es producto del efecto que realiza la prótesis sobre los demás elementos adyacentes, ya sea dientes o tejido suave.
- **Ubicación:** Otro determinante mecánico del efecto de la prótesis sobre el aparato bucal, porque determina también la distribución de las cargas.
- **Material:** Este es un determinante químico, ya que entre el material y el tejido bucal debe existir biocompatibilidad y aceptación de la prótesis.

5.3. PRÓTESIS PARCIAL FIJA (PPF)

Las prótesis parciales fijas o PPF son aquellas que se sostienen por lo menos de un diente modificado llamado pilar, y que cuelga sobre la base o raíz del diente ausente. La funda o corona artificial del pilar puede estar tanto cementada, enroscada, mecánicamente unida o retenida de otra manera¹⁵ siendo este uno de los principales factores críticos debido a que establece la unión de la prótesis con el cuerpo humano. Comúnmente, a este tipo de prótesis se les denominaba puentes.

¹⁵ ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The Glossary of Prosthodontics Terms. 2005 p. 38.

Figura 7. Esquema básico de una prótesis parcial fija (PPF)



Fuente: Dental Services Pamela Weitzel - <http://pamela-weitzel-dentist.com/services.html>

5.3.1. Componentes de la Prótesis Parcial Fija (PPF):

- **Dientes pilares**

El diente pilar es aquel diente natural que es adyacente al diente ausente que se va a reemplazar con la prótesis parcial fija. La función del diente pilar es servir de elemento de unión a la PPF y así mismo, ser un elemento de apoyo y retención.

El estado del diente pilar determina la forma en que debe ser modificada mecánicamente su corona. Existen dos estados básicos para el diseño de prótesis parcial fija: vital y con necesidad de tratamiento endodóntico. Para identificar en qué estado se encuentra un diente pilar se debe analizar la cantidad de tejido dentario, y de igual forma, tejidos adyacentes que indican la salud del pilar.

Figura 8. Dientes pilares tallados completamente



Fuente: <http://www.red-dental.com/ot005801.htm>

- **Retenedores**

Son denominados también **restauraciones coronarias** y cumplen la función de unir la prótesis parcial fija con el diente pilar. Los retenedores deben imitar la forma del pilar previa al tallado, y de esta forma emular las funciones perdidas debido a su reducción de material.

Tabla 2. Tipos de restauraciones según su tallado

Tipo	Ejemplos	Prótesis destinada	Capacidad de retención
Intracoronales	<ul style="list-style-type: none"> - Amalgama simple - Amalgama compleja - Inlay - Onlay 	Prótesis parciales removibles	De mínima a moderada
Extracoronales	<ul style="list-style-type: none"> - Veneer parcial - Completamente metálica - Metal cerámica 	Prótesis parciales fijas	De moderada a buena

Fuente: Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Shillinburg, H. et al. Pág. 14

- **Pónticos**

Los pónticos o dientes artificiales son el punto clave de las prótesis parciales fijas, ya que son el reemplazo en sí del diente ausente. Los pónticos se caracterizan por ser una réplica aproximada del diente ausente (si se tiene a la mano) o su par simétrico del maxilar correspondiente, esto debido al hecho de que minimiza la perturbación que hace la prótesis en el diente antagonista por cuestiones geométricas.

- **Conectores**

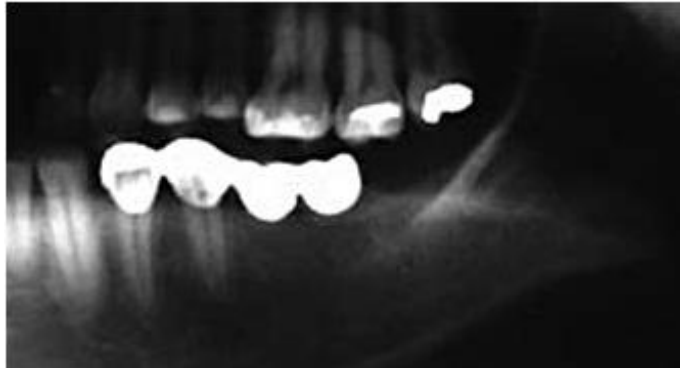
Se definen como el punto de unión entre pónicos y retenedores, caracterizándose por su área reducida respecto a sus elementos adyacentes. La función de los conectores radica en facilitar la higiene del paciente y, dependiendo de las condiciones que rodean a la prótesis fija (paralelismo entre pilares, salud del pilar), permiten la estabilidad del conjunto PPF. Existen tres tipos básicos de conectores que se usan de manera común:

- Conectores rígidos
- Conectores semirrígidos
- Conectores de barra lingual

5.3.2. Prótesis Parcial Fija en Voladizo (PPFV): La prótesis parcial fija en voladizo o PPF en cantiléver, es aquella que cuenta con un pilar o pilares apoyados exclusivamente en un extremo del pónico, mientras que el otro extremo no está sujeto a ningún diente pilar. Este tipo de prótesis se recomienda básicamente en los grupos de dientes molares (premolares, si es el caso) debido al hecho de que es menos probable que se encuentren dos dientes pilares disponibles para el diente ausente.

Las prótesis parciales en voladizo se caracterizan por su comportamiento mecánico, llevando al diente pilar a contrarrestar cargas que normalmente no se soportan en las PPF comunes, como momentos flectores de mayores magnitudes. Su analogía con las palancas de primer grado permite observar que estas prótesis acarrearán problemas en la unión periodontal del pilar, debido a que, si la carga sobre la prótesis es excesiva, hay una reacción sobre el pilar que es de comportamiento tensor, luego, se crean las condiciones para una extracción involuntaria del diente pilar.

Figura 9. Radiografía de prótesis parcial fija en voladizo de dos púnticos y entablillada

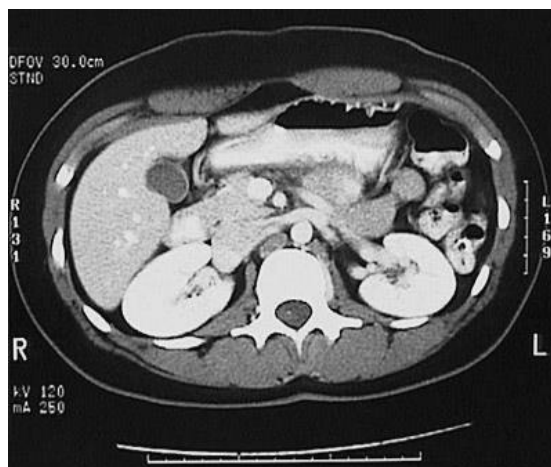


Fuente: Puente Voladizo (CANTILEVER) Una opción o un abuso del procedimiento. Dr. José Chan Rodríguez – <http://revista.colegio.dentistas.org/>

5.4. TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA

La Tomografía Axial Computarizada (TAC), también conocida como Tomografía Computada (TC) o sus siglas en inglés CT (*Computed Tomography*), es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje cráneo-caudal, mediante el uso de rayos X.

Figura 10. Imagen de CT con contraste de un abdomen normal



Fuente: <http://www.health.auckland.ac.nz/webpath/jpeg7/abctyw18.jpg>

El funcionamiento básico del TAC radica en la reconstrucción de imágenes a partir de múltiples proyecciones a diferentes ángulos. Las proyecciones se generan y se obtienen en un sistema rotatorio que permite ir variando el ángulo de proyección y a su vez obteniendo la información del corte.

5.4.1. Escala Hounsfield: La escala de Unidades Hounsfield es un estándar para la visualización de reconstrucciones de imágenes obtenidas por Rayos X. Simplificada como HU (del inglés Hounsfield Unit), la escala Hounsfield es ampliamente usada en las imágenes obtenidas a partir de un TAC, debido a que permite diferenciar los diferentes tejidos del cuerpo humano según su densidad.

Tabla 3. Valores de HU para sustancias y órganos comunes

Sustancia	HU (escala Hounsfield)
Aire	-1000
Pulmones	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Fluido encefálico	15
Riñón	30
Sangre	30 a 45
Músculo	10 a 40
Materia gris	37 a 45
Materia blanca	20 a 30
Hígado	40 a 60
Tejido blando	100 a 300
Hueso	700 (trabecular) a 3000 (cortical)

Fuente: Trauma MedEdM. Julio, 2013 McGonigal. p.1

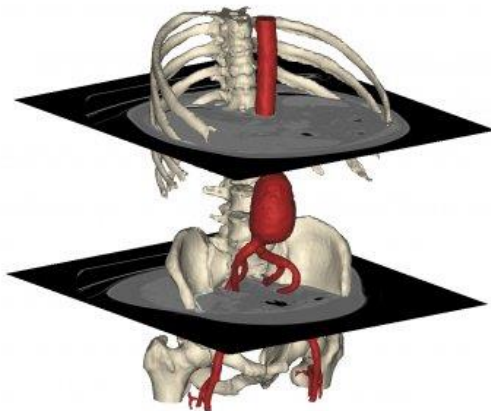
5.5. MIMICS

Mimics es un software especializado desarrollado por Materialise para el procesamiento de imágenes médicas. Se usa Mimics para la segmentación de imágenes médicas en 3D (viniendo de TAC, MRI, micro-TAC, CBCT, Ultrasonido 3D, Microscopio confocal) y su resultado será un modelo 3D de alta fidelidad de la anatomía del paciente.

La empresa desarrolladora, Materialise, es una empresa belga que se encarga de desarrollar y distribuir software dedicado a la manufactura aditiva, y más específicamente a la impresión 3D. También desarrolla y distribuye software clínico de procesamiento de imágenes haciendo un enfoque a la manufactura aditiva.

Un software auxiliar que normalmente acompaña al paquete de instalación de Mimics es 3-matic y se especializa en la optimización de los modelos generados por Mimics para poder ser exportados y analizados por software terceros. Así mismo, una de sus utilidades radica en la facilidad de crear implantes a partir de un modelo en Mimics.

Figura 11. Aplicación del software Mimics para un modelado 3D



Fuente: Mimics® Medical Image Segmentation for Engineering on Anatomy™ - <http://biomedical.materialise.com/mimics>

Se usa Mimics para:

- Crear fácil y rápidamente modelos 3D precisos a partir de imágenes médicas.
- Medir precisamente modelos en 2D y 3D.
- Exportar modelos 3D en formato STL para manufactura aditiva.
- Exportar modelos 3D a 3-matic.

5.6. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El Método de los Elementos Finitos (MEF), conocido por sus siglas en inglés FEM (*Finite Element Method*) es una técnica numérica usada para obtener soluciones aproximadas de problemas con valor en la frontera en la ingeniería. Dicho de otro modo, un problema de valor de frontera es un problema matemático en el cual una o más variables deben satisfacer una ecuación diferencial en todos los puntos dentro de un dominio conocido de variables independientes, y también, satisfacer condiciones específicas en la frontera del sistema¹⁶.

El FEM es un método numérico ampliamente utilizado en la mecánica de fluidos, transferencia de calor y mecánica de sólidos. Su amplio uso es debido a la adaptabilidad del método para ajustarse a sistemas sumamente complejos, que de forma analítica sería prácticamente imposibles de resolver.

Los problemas con valores en la frontera son también llamados problemas de campo. El campo es el dominio de interés y muy a menudo representa estructuras reales (mecánicas, eléctricas, hidráulicas, etc...). Las variables de campo son las variables dependientes de interés gobernadas por una ecuación diferencial.

¹⁶ HUTTON, David V. Fundamentals of Finite Element Analysis. Nueva York: McGraw-Hill, 2004

6. PROCESO DE MODELADO

En este capítulo se explica la forma de cómo se obtuvo el modelo sólido de una mandíbula con sus respectivos dientes, a través del software Mimics®; para ello se parte de la información digital proporcionada por una tomografía axial computarizada (TAC) del cráneo del paciente, suministrada por el director del presente proyecto, Ing. Diego Fernando Villegas.

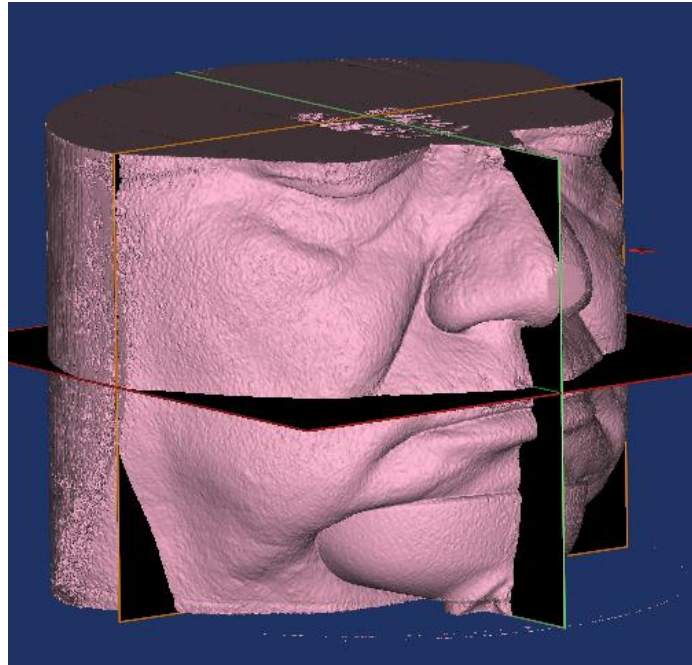
6.1. IMPORTACIÓN DE DATOS

El archivo que contiene la información imagenológica está en formato DICOM, este se compone de una carpeta con un número grande de archivos individuales que conforman los cortes del TAC. El software Mimics®, especializado en imágenes médicas permite la importación de estos archivos.

Al importar los datos del TAC, se previsualizan las imágenes de los cortes de la cabeza del paciente, que se caracterizan por su espaciado constante de 0.25 mm. En total, el archivo DICOM posee la cantidad de 479 cortes a través del eje cráneo-caudal y 639 a lo largo del eje anteroposterior y el eje lateral, para un total de 1757 secciones transversales.

El funcionamiento del formato DICOM radica en la correlación de puntos con su respectiva información, que es tanto de su ubicación geométrica como de su valor en la escala Hounsfield. Mimics® se encarga de interpretar esta información en un formato gráfico, que se filtra normalmente con el uso de “máscaras”. Las máscaras son los gestores principales en la creación de los modelos 3D. A pesar de que los puntos de información no están unidos en el DICOM, Mimics® realiza operaciones de interpolación para crear modelos 3D totalmente sólidos como en la Figura 12.

Figura 12. Modelo 3D generado por una máscara que incluye tejido blando



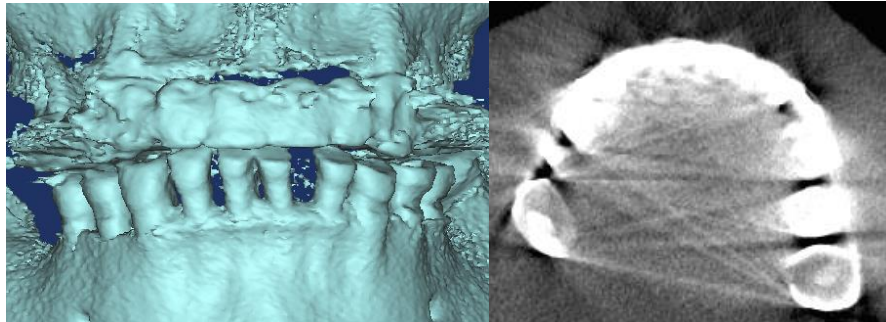
A pesar que en la Figura 12 se incluya todos los tejidos posibles del cráneo del paciente, es innecesario el modelado de tejidos blandos. La selección de un filtro o máscara adecuada para extraer sólo la información de tejidos duros como los dientes y el hueso depende del rango que se seleccione de la escala Hounsfield. Los valores seleccionados a partir de la Tabla 3, se fijan en [700:20735], esto se hace para asegurarse que todos los componentes densos como los dientes hagan parte del modelo 3D.

6.2. GENERACIÓN DEL MODELO 3D

El modelo obtenido finalmente es de todo el material óseo y dental. A pesar de que Mimics® realiza la interpretación de la correlación de datos DICOM automáticamente, no es un proceso perfecto, debido a que existen puntos geométricos que están muy lejos de lo que la imagen médica establece. Por tanto, la máscara debe ser editada manualmente en cada una de las vistas, corte por corte.

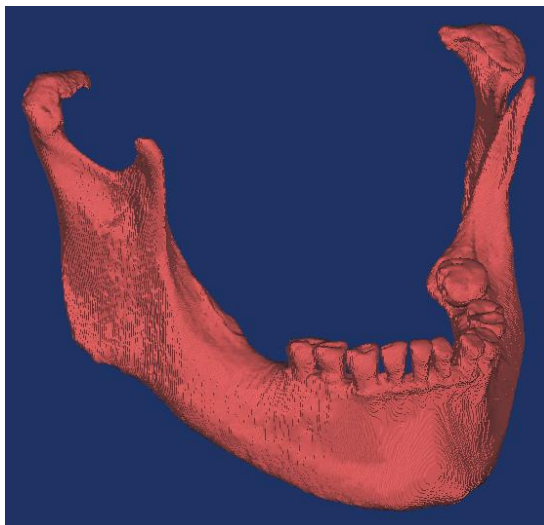
En el proceso de corrección del modelo en bruto, se descubre que el paciente posee prótesis metálicas en el maxilar superior, creando errores en el TAC y en el modelo Mimics® como se muestra en la Figura 13.

Figura 13. Evidencia gráfica de la existencia de una prótesis metálica en el maxilar superior tanto en el modelo 3D en bruto como en el TAC



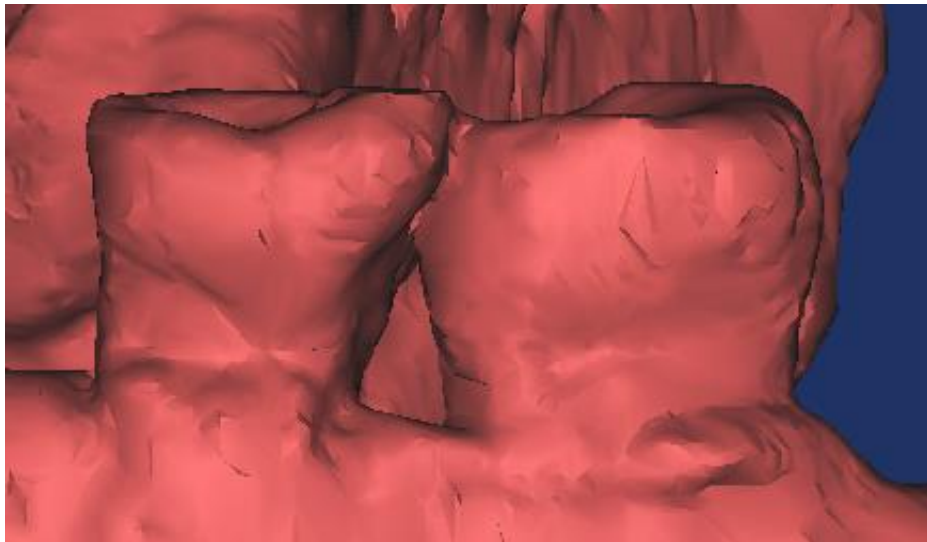
La existencia de una prótesis metálica acarrea ciertas complicaciones, lo cual hace que también se generen problemas al momento de instalar la prótesis, pues el diente pilar no está sano, sin embargo, el estudio se hace para analizar qué ocurriría en caso de implementar la prótesis, interviniendo lo menor posible en los demás dientes. El resultado en 3D de la máscara es el siguiente.

Figura 14. Modelo 3D de la mandíbula generado por la malla corregida



Es de destacar, que mientras se realiza la edición de la máscara principal, se propicia la creación de una pre-prótesis. La pre-prótesis consiste en la unión de los dos premolares izquierdos mediante la edición de máscaras, y se busca que el pre-conector no presente geometrías abruptas, sino que sea adaptado a las geometrías de los dientes que se unen. El propósito de la creación de la pre-prótesis es para la fácil construcción de la prótesis parcial fija.

Figura 15. Modelo 3D de la pre-prótesis en el software Mimics®



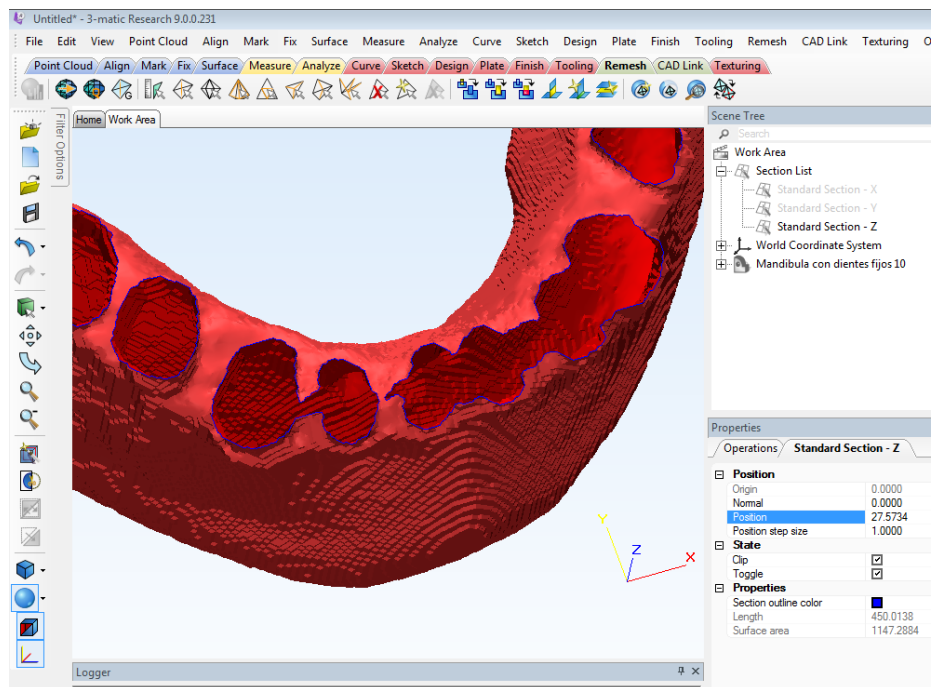
La generación del modelo del diente pilar, establecido como el diente 45 (ver capítulo 8.1), es un tanto diferente, debido a que es una geometría muy pequeña comparada con el tamaño total del modelo. Existen dos formas de generar el modelo del diente pilar: Generación desde cero y Generación por operaciones booleanas.

La primera, representa la facilidad con la que se puede construir un objeto a partir de una máscara que no discrimine por la escala de Hounsfield, luego, existiría libertad de crear cualquier modelo geométrico. La segunda, representa la coherencia geométrica, debido a que los diferentes modelos se pueden correlacionar sin que existan interferencias.

6.3. EXPORTACIÓN DEL MODELO 3D

A pesar de haberse generado, el modelo en 3D dado por Mimics® es solo un archivo gráfico, por lo que el siguiente paso es exportar dicho volumen a 3-matic®, quien se encarga de importar los archivos gráficos, tipo STL (como se puede observar en la Figura 16), convertirlos en sólidos legibles para formato CAD, enmallarlos y dejarlos listos para su exportación a un programa de análisis de elementos finitos.

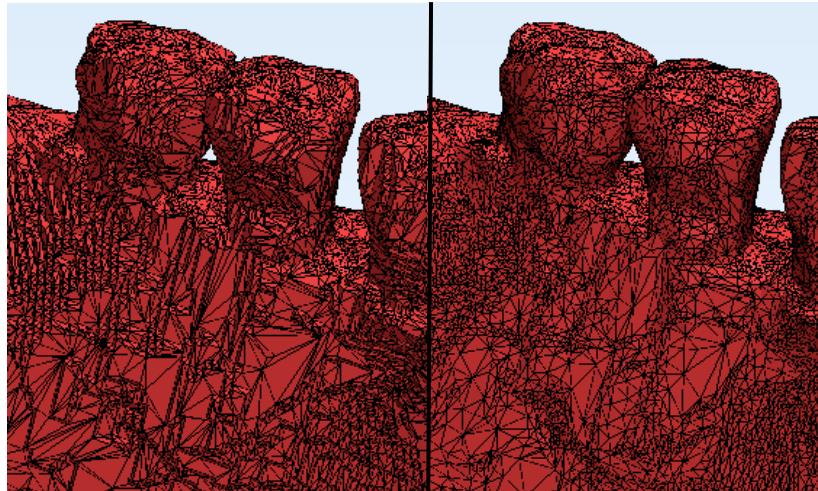
Figura 16. Interfaz gráfica del software 3-matic®



El volumen creado por Mimics® se construye a partir de interpolaciones geométricas entre los puntos del DICOM. En cada uno de los cortes, estas interpolaciones se representan como un conjunto de cuadrados organizados por la máscara, a semejanza de píxeles. Cuando el modelo pasa de 2D a 3D, la interpolación se da como cubos que unen cada uno de los cortes, sin embargo, este modelo no es útil debido a la presencia de un sin número de ángulos ortogonales que, puestos en el análisis de elementos finitos, aparecerían errores por concentradores de esfuerzos.

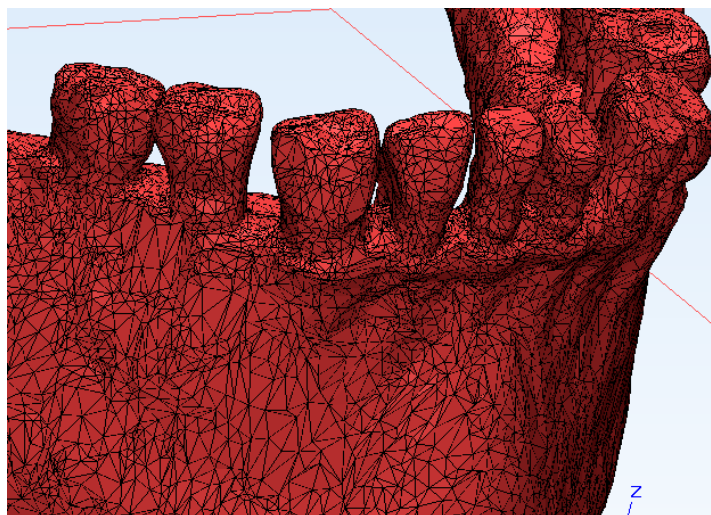
La solución a este problema se da con la operación de Smoothing, o suavizado de geometrías, el cual también soluciona los pequeños detalles que en la edición manual de las máscaras se puedan presentar (ver Figura 17). El software 3-matic® se encarga de generar un enmallado al sistema.

Figura 17. Enmallado sin Smoothing vs con Smoothing



Aun cuando se realiza el proceso de suavizado, el modelo aún está constituido por demasiados elementos superficiales, por lo que se aplica una reducción en el número de estos.

Figura 18. Enmallado superficial reducido por 3-matic®



Debido a que no se conoce el estado de este enmallado reducido, el cual determina la superficie exacta del modelo, se usa una herramienta que posee el 3-matic. Esta herramienta analiza dicha malla en busca de errores geométricos como huecos y separaciones, es decir, varios sólidos analizados como uno solo, bordes erróneamente definidos, intersección de triángulos, entre otros; y los repara automáticamente si es posible, como se puede observar en la Figura 19.

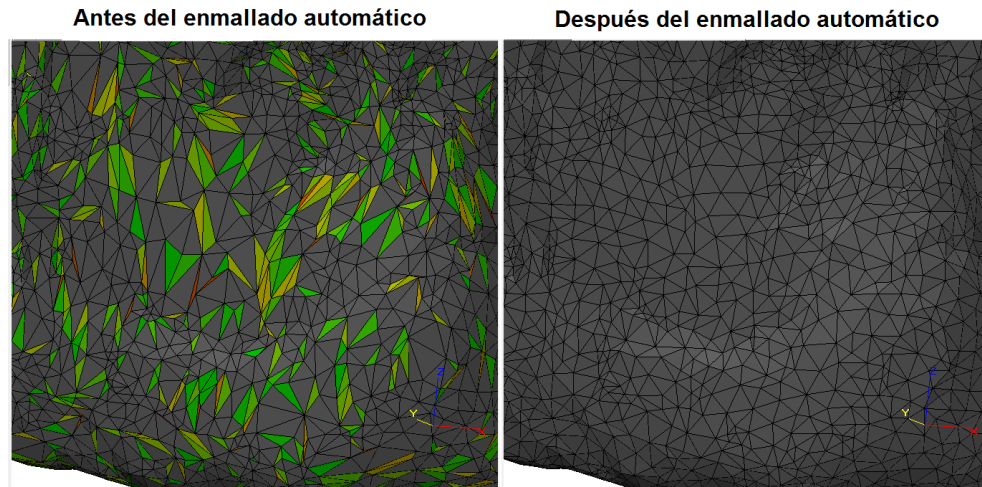
Figura 19. Operación de reparación de enmallados en 3-matic®

Selection			Selection		
Part: Mandibula con dientes fijos 10			Part: Mandibula con dientes fijos 10		
Diagnostics			Diagnostics		
Entry	Selection	# detected	Entry	Selection	# detected
Full analysis	<input checked="" type="checkbox"/>	356	Full analysis	<input checked="" type="checkbox"/>	
Inverted normals	<input checked="" type="checkbox"/>	0	Inverted normals	<input checked="" type="checkbox"/>	
Bad edges	<input checked="" type="checkbox"/>	0	Bad edges	<input checked="" type="checkbox"/>	
>Bad contours		0	>Bad contours		0
>Near bad edges	<input checked="" type="checkbox"/>	0	>Near bad edges	<input checked="" type="checkbox"/>	0
>Planar holes	<input checked="" type="checkbox"/>	0	>Planar holes	<input checked="" type="checkbox"/>	0
Shells	<input checked="" type="checkbox"/>	63	Shells	<input checked="" type="checkbox"/>	1
>Possible noise shells		61	>Possible noise shells		0
Overlapping triangles	<input checked="" type="checkbox"/>	184	Overlapping triangles	<input checked="" type="checkbox"/>	0
Intersecting triangles	<input checked="" type="checkbox"/>	2	Intersecting triangles	<input checked="" type="checkbox"/>	0
Update			Update		

En teoría, no se deben presentar errores cuando se exporten estos archivos, sin embargo, el modelo queda sujeto a la conversión del formato de archivo propio del 3-matic® al formato de destino. Uno de los grandes problemas de manejar un mismo modelo 3D en varios programas es la conversión de formatos, y ya que se maneja un archivo geoméricamente complejo, las probabilidades de error crecen a medida que existan más conversiones. La solución a estos problemas radica en el uso de extensiones de software especializados en manejar la mayor cantidad posible de formato de archivos y mitigar la conversión.

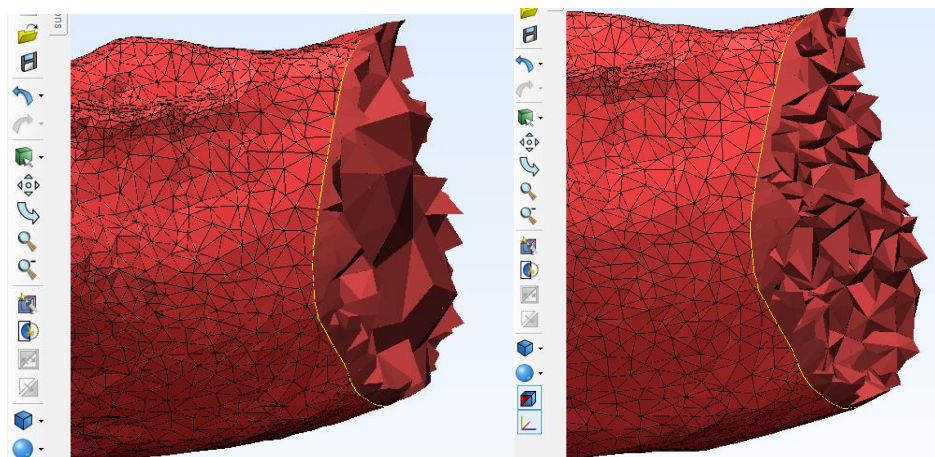
Luego de este proceso y teóricamente sin errores, por el suavizado de la superficie y la reducción de elementos, se hace un re-enmallado automático, con el fin de establecer un tamaño de elemento máximo y uno mínimo, además de hacer el enmallado más uniforme.

Figura 20. Comparación del enmallado Por defecto vs Uniforme



Como se menciona anteriormente, el modelo geométrico de la mandíbula aún no es un sólido legible, sino un caparazón. Para esto se crea un enmallado volumétrico, el cual se basa en el enmallado superficial.

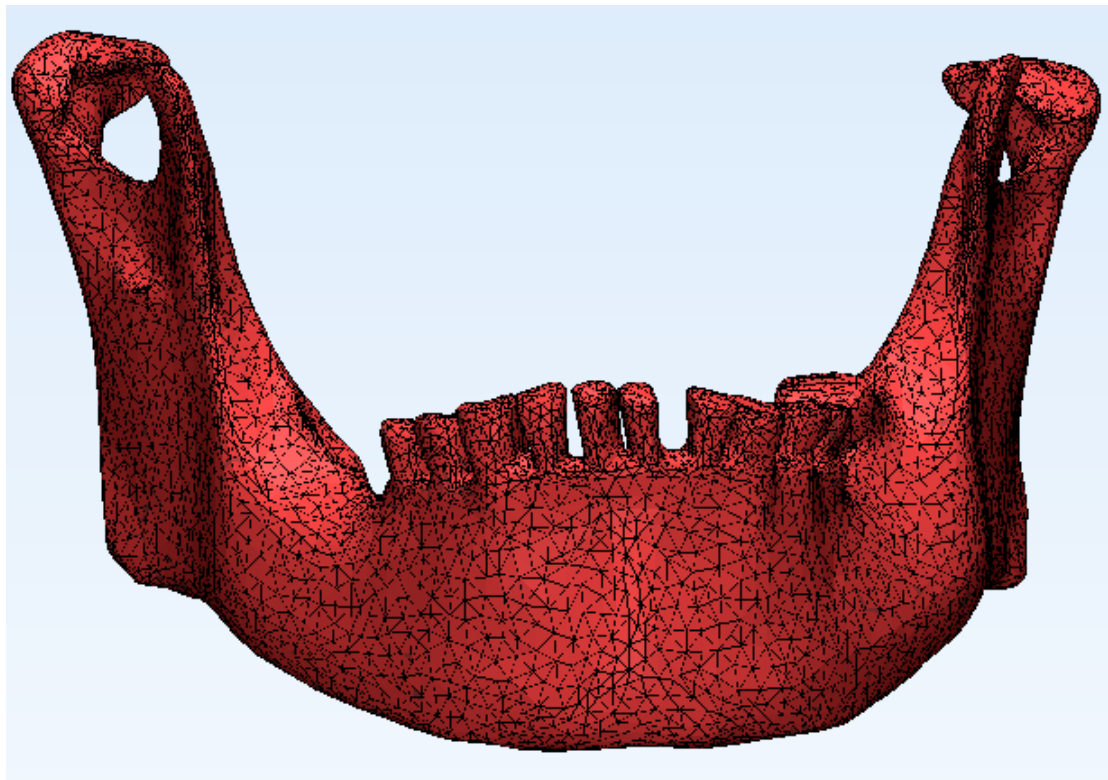
Figura 21. Enmallado volumétrico interno y enmallado volumétrico de frontera



Con este enmallado volumétrico, el archivo está listo para ser exportado. Así, para el análisis de elementos finitos se obtienen los siguientes sólidos:

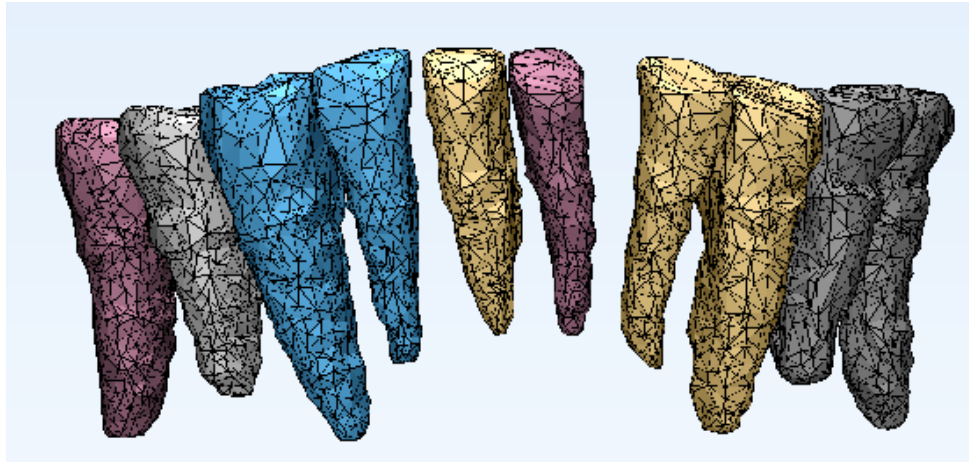
Mandíbula (Figura 22): Es la base de todo el conjunto y allí se aloja el ligamento periodontal, que es la pieza que une la mandíbula con el diente. De la misma forma, en la mandíbula se ubican los apoyos fijos que emulan el comportamiento de los músculos como el masetero y el temporal.

Figura 22. Modelo 3D de la mandíbula



Dientes (Figura 23): Si bien en un principio se había propuesto analizar la prótesis por separado, uniéndose al diente funcionando como hueso; es decir, los dientes estarían integrados a la mandíbula y su material sería hueso. Consultando con profesionales, se opta por la separación del conjunto prótesis-mandíbula y agregar el ligamento periodontal y el diente pilar tallado. (Ver Anexo 2)

Figura 23. Modelo 3D de la totalidad de los dientes inferiores



El diente de interés, quien es el pilar de la prótesis parcial fija, es el número 45 (ver capítulo 8.1), que en la Figura 23 corresponde al primero de izquierda a derecha. La separación de los demás dientes se realiza con el propósito de crear un anexo (Ver Anexo 2) para que futuros proyectos que se basen en el presente, puedan tomar estos archivos.

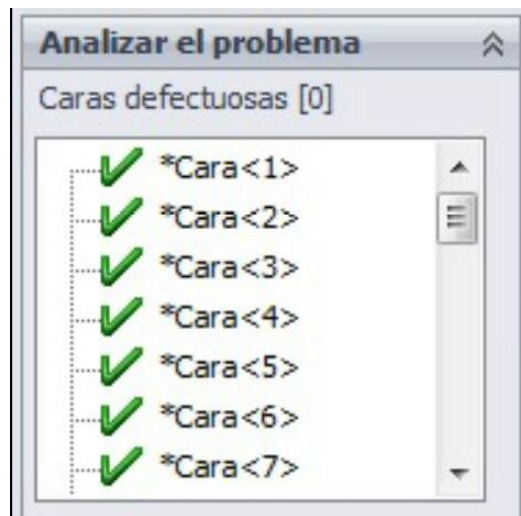
6.4. IMPORTACIÓN PARA SOFTWARE CAD Y FEA

Debido a la complejidad en el manejo del software Mimics® para completar ciertas operaciones de simplificación de los modelos, se opta por el uso de software CAD para completar dicha tarea. De esta forma, se importan los modelos de mandíbula y dientes al software Dassault Systèmes SolidWorks®, además de servir como comprobación de errores.

Luego de finalizar los modelados, se importan al software Ansys Workbench –que en el presente proyecto sirve como el sistema de análisis de elementos finitos (FEA)–, y se comprueban individualmente de errores geométricos usando operaciones automáticas de enmallado FEM.

6.4.1. Modelado en SolidWorks®: Debido a que algunos IGES no funcionan bien directamente con Ansys, SolidWorks® realiza una tarea de diagnóstico de importación, verificando geometrías defectuosas o redundantes y, si le es posible, corrigiendo estos errores. La reparación CAD es una herramienta que se caracteriza por su alto consumo de cómputo, por lo que se requiere de máquinas con las suficientes especificaciones para llevarse a cabo.

Figura 24. Herramienta de Diagnóstico de Importación de SolidWorks® con todas las caras reparadas



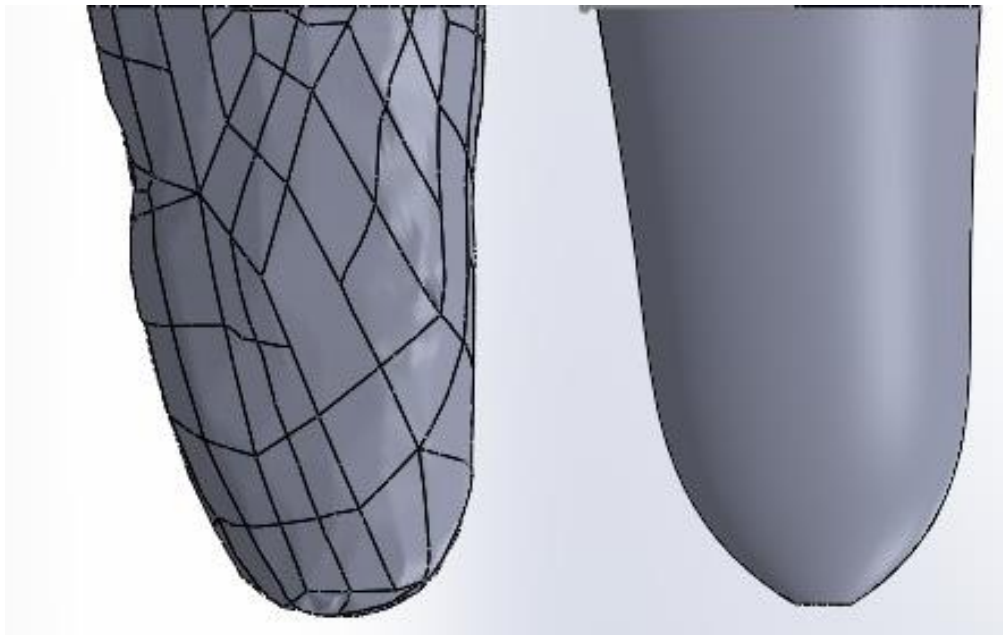
El sistema de diagnóstico detectó 72 caras en el modelo de la mandíbula que presentaban de alguna forma errores geométricos, que luego el sistema reparó todas. La reparación implica la modificación del modelo 3D de cualquier componente que se esté importando, haciendo que la geometría del modelo 3D de Mimics® sea diferente en una pequeña medida respecto al modelo creado post-reparación de SolidWorks®. El solo hecho de encontrar tantas caras a reparar según el CAD, hace que se pasen en SolidWorks® todos los modelos geométricos provenientes de 3-matic®.

Una vez reparadas todas las caras de todos los modelos, se procede a realizar las respectivas modificaciones y simplificaciones tales como: modificación de la raíz del diente pilar, creación del ligamento periodontal y la adecuación de la mandíbula para recibir la raíz modificada.

Modificación de la raíz del diente pilar:

Debido a que el perfil del diente pilar es ovalado, se crea un croquis que pueda ser fidedigno con el perfil en la zona que limita con la corona. Luego se generan dos curvas, que, basándose en la forma de la raíz original, serán las guías para la extrusión de la raíz simplificada. En muchas ocasiones, este proceso se denomina ingeniería inversa en el CAD.

Figura 25. Comparación de raíz original con la raíz simplificada



El propósito de esta simplificación radica en dos cosas: comportamiento en el FEA y facilidad de construcción del ligamento periodontal. La primera se justifica porque la raíz original presenta irregularidades (picos y valles), que cuando se instale con el ligamento, el comportamiento mecánico de ambos no será el correcto.

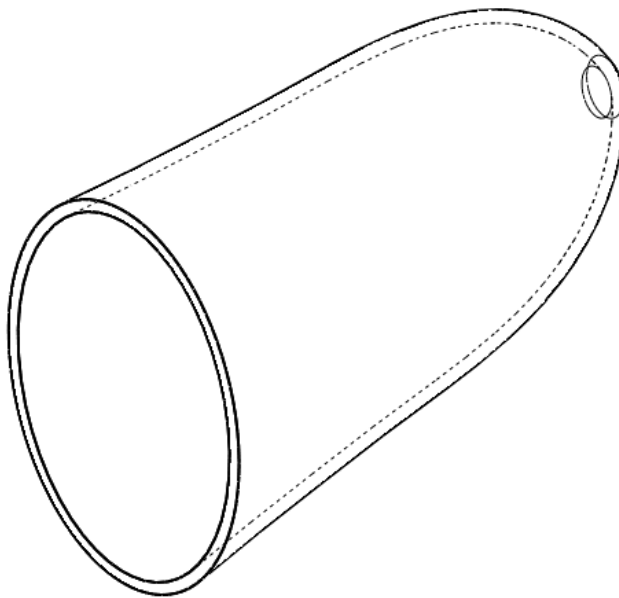
La segunda se justifica porque al ser un sólido definido por operaciones paramétricas, es muchísimo más sencillo crear sólidos nuevos a partir de este, y dado que el ligamento periodontal rodea al diente con un espesor uniforme, el uso de la raíz original supondría crear un ligamento no uniforme.

Creación del ligamento periodontal:

El ligamento periodontal es aquel tejido blando que une el diente con el hueso alveolar y se caracteriza por tener un espesor uniforme alrededor del diente. En el presente proyecto, se realizan las mediciones del espesor en las imágenes médicas y se obtiene que su valor es de 0,25 mm.

Partiendo de este hecho, en SolidWorks® que se basa en el modelo de raíz simplificada, se crea un modelo cuya superficie interna es correspondiente con el diente, y cuya superficie externa es resultado de una operación de equidistancia.

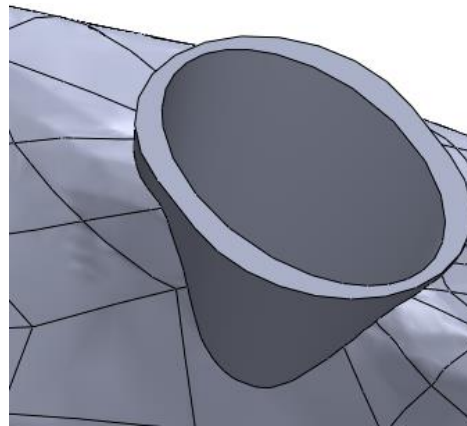
Figura 26. Representación isométrica del ligamento periodontal



Adecuación de la mandíbula para la raíz simplificada:

La creación del alvéolo u orificio donde se inserta el diente, se crea mediante operaciones booleanas indirectas del SolidWorks®, es decir, con operaciones de Cuidad en la interfaz de Ensamblaje, se puede obtener el espacio requerido. Para realizar esto, se requiere unir los modelos de raíz simplificada y ligamento periodontal como uno sólo, para generar la cavidad en el modelo del maxilar inferior.

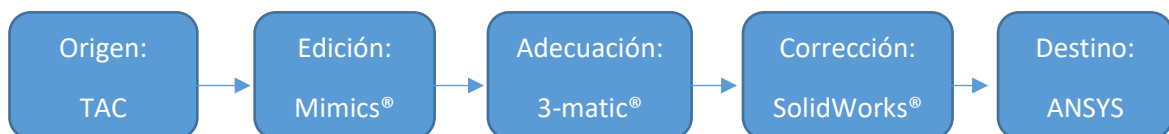
Figura 27. Vista de la adecuación de la mandíbula para la instalación del ligamento periodontal y del diente pilar con raíz simplificada



Es de notar en la Figura 27 que existe una modificación alrededor de la zona del alvéolo y que justifica porque los límites de la raíz y ligamento periodontal son planos, y en la mandíbula original no lo es. Aunque sus efectos son superficiales, la adecuación de la mandíbula no provee de ninguna diferencia en el análisis de elementos finitos.

Finalmente se tienen los modelos completados para la posterior construcción de la prótesis parcial fija en voladizo y luego su análisis de elementos finitos (Ver Anexo 2). La Figura 28 representa un resumen del modelado en los diferentes softwares:

Figura 28. Esquema del transporte de información desde TAC hasta el FEA



7. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PPFV

7.1. DISEÑO DE PPFV

Para el diseño de una prótesis parcial fija se requiere de una metodología de pasos que incluye tanto las condiciones de salud oclusal, como la capacidad de los pacientes para poder costear el tratamiento. Según Shillinburg¹⁷, existen 5 fases para el desarrollo una prótesis dental.

7.1.1. Fase I: Diagnóstico: En el presente proyecto, se estudia el caso de un paciente con 59 años de edad¹⁸ de quien su fase de diagnóstico se puede resumir en la Tabla 4. Es de destacar la ausencia de los primeros estudios como su historia o exploración intraoral y que hace, por tanto, continuar el diseño bajo suposiciones de diagnóstico promedio. Sin embargo, es de notar que existen problemas detectados por la imagen médica como asimetría de cóndilos, presencia de prótesis superior y coronas inferiores desgastadas.

Tabla 4. Diagnóstico del paciente

Etapas de diagnóstico	Estado	Tipo
Historia Clínica	N/D*	-
Evaluación oclusal y de ATM	N/D	-
Exploración Intraoral	N/D	-
Modelo diagnóstico	D	Modelo 3D
Herramienta imagenológica	D	TAC

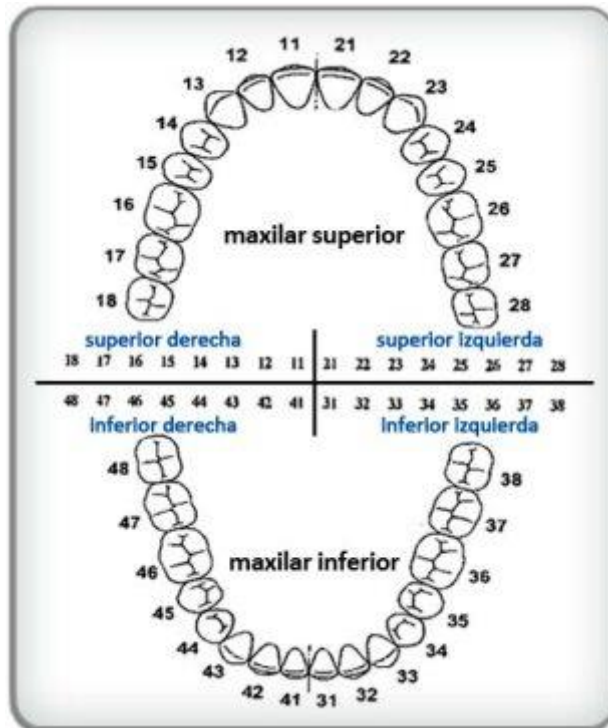
*N/D: No disponible, D: Disponible

¹⁷ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012 p. 10

¹⁸ Al momento del estudio (23/08/2013)

7.1.2. Fase II: Ubicación de la prótesis: De acuerdo al estándar de oclusión humana, el cual incluye 32 dientes que se distribuyen simétricamente en 16 pares (8 superiores y 8 inferiores), se determinan aquellos dientes a ser reemplazados. Estos dientes ausentes reciben el nombre de espacios edéntulos, o simplemente espacios. Debido a que la gran mayoría de pacientes con espacios no conservan de alguna u otra forma el diente caído, se aprovecha de la simetría en el maxilar donde se ubica y se modela la prótesis en base a este.

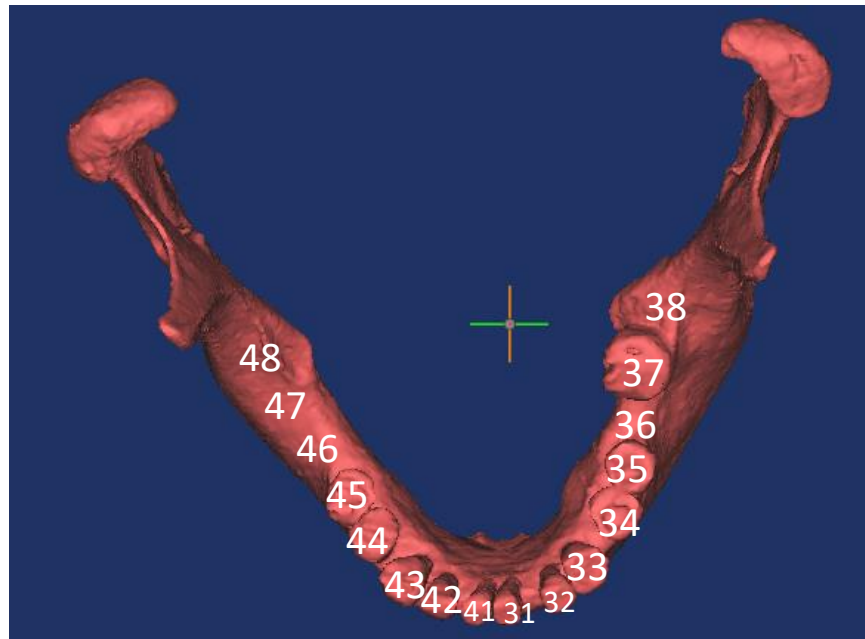
Figura 29. Sistema de numeración FDI para la dentición humana



Fuente: <http://traveltodentist.com/es/numero-dientes/>

Para el paciente se analiza su imagen médica y se determina (sólo maxilar inferior) que sufre la ausencia de 5 dientes en su zona posterior (48,47,46, 36 y 38 según FDI). El modelo de su maxilar inferior se caracteriza porque sólo conserva uno de sus molares (37).

Figura 30. Vista superior del modelo de maxilar inferior con dientes especificando la numeración individual



Para el presente proyecto, se construye la prótesis que reemplaza el primer molar derecho (46 en la Figura 30), por tanto, es el premolar derecho (45) quien sirve de diente pilar. Existe un problema respecto a la forma tradicional de modelar las prótesis, ya que, en el presente caso no existe simetría por parte del primer molar izquierdo (36), también ausente.

Una solución planteada es imitar y hacer un espejo simétrico del único molar disponible (37). Sin embargo, se considera de gran tamaño, además de que por su ángulo de indentación y el desgaste presente en toda la dentición, no se recomienda replicarlo. Surge entonces la opción de usar el premolar izquierdo (35) para replicarse, aprovechando que el paciente usa prótesis metálicas en su maxilar inferior, haciendo que las cargas sobre la prótesis sean disminuidas, mitigando el problema de usar un premolar en la posición de un molar.

7.1.3. Fase III: Selección de material de restauración: La restauración o retenedor es quien define la calidad de la prótesis en el ámbito de soporte, por ende, en esta fase se busca la mejor opción dependiendo de ciertos factores:

- Destrucción de la estructura dentaria
- Estética
- Control de placa bacteriana
- Consideraciones económicas
- Retención
- Duración de la prótesis

La selección de material se registra en la Tabla 5 siguiendo las selecciones individuales de cada factor según Shilinburg¹⁹. Se opta por el uso del metal en la restauración, debido a que suple todos los factores. La construcción de la prótesis conserva dicha selección.

Tabla 5. Selección de material de restauración según factores

Factor de selección de restauración	Selección
Destrucción dentaria	Metal/Cerámica
Estética	Metal
Control placa bacteriana	Metal/Cerámica
Consideraciones económicas	Metal/Cerámica
Retención	Metal
Durabilidad	Metal
Material a usar	Metal

¹⁹ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012 p.79

Tradicionalmente, entre los prostodoncistas se acuerda el uso de metales preciosos por sus propiedades biocompatibles e inertes, especiales para entornos como la boca. Sin embargo se caracterizan por su elevado costo, y la existencia de mejores alternativas en cuanto a comportamiento mecánico hace que en el presente proyecto se decline su uso. Las alternativas actualmente se están volviendo tendencia debido a su menor costo y mayor resistencia.

Por recomendación de profesionales, la empresa alemana Dentaurem provee de los materiales para construcción de prótesis fijas. En el presente proyecto, no se implementa un solo material, sino que se compara el uso de diferentes aleaciones metálicas. Dentaurem posee un catálogo de materiales recomendados según las normas **ISO 9693**, **ISO 22674** y **DIN 17682** para materiales biocompatibles. Existen tres tipos de aleaciones disponibles por la empresa: Niquel-Cromo, Cobalto-Cromo y Titanio. En el Anexo 1 se pueden ver otras propiedades de estos materiales.

Tabla 6. Propiedades mecánicas de las aleaciones que se usan para el análisis*

Tipo	Producto	σ_y [MPa]	σ_U [MPa]	E [GPa]
NiCr	Remanium® CS+	340	580	170
	Remanium® G-Blando	310	550	165
CoCr	Remanium® star	620	845	190
	Remanium® star MD I	635	1125	230
	Remanium® star MD II	460	710	190
	Remanium® segura	760	940	211
	Remanium® 2000+	700	900	200
Titanio	Tritan	460	560	110

Fuente: <http://www.dentaurem.de/esn/productos-12744.aspx> *Se asume $\nu = 0,3$ para todos.

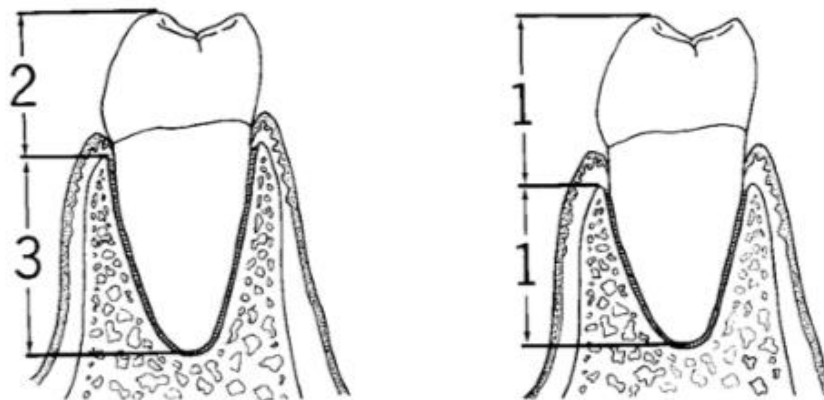
7.1.4. Fase IV: Selección de la prótesis: Una primera etapa para esta fase se basa en el tipo de prótesis que se construye y debido a la naturaleza del presente proyecto de grado, la selección es la **prótesis parcial fija dentosoportada**.

- **Evaluación de los pilares**

Luego de determinarse el tipo de prótesis a construir, la evaluación de los pilares constituye literalmente las bases de todo el sistema protésico. Gran parte del éxito de las PPF radica en un buen estudio de los dientes pilares y sus posibles adaptaciones para evitar la falla del sistema. Existen dos factores a evaluar en los pilares:

Proporción corona/raíz: Es una relación de la medida del diente, desde la zona oclusal hasta las crestas alveolares sobre la medida de la raíz. La relación más recomendada para dientes pilares es 2:3, y el valor mínimo para que por lo menos se considere la construcción de prótesis parciales en esa zona es de 1:1.

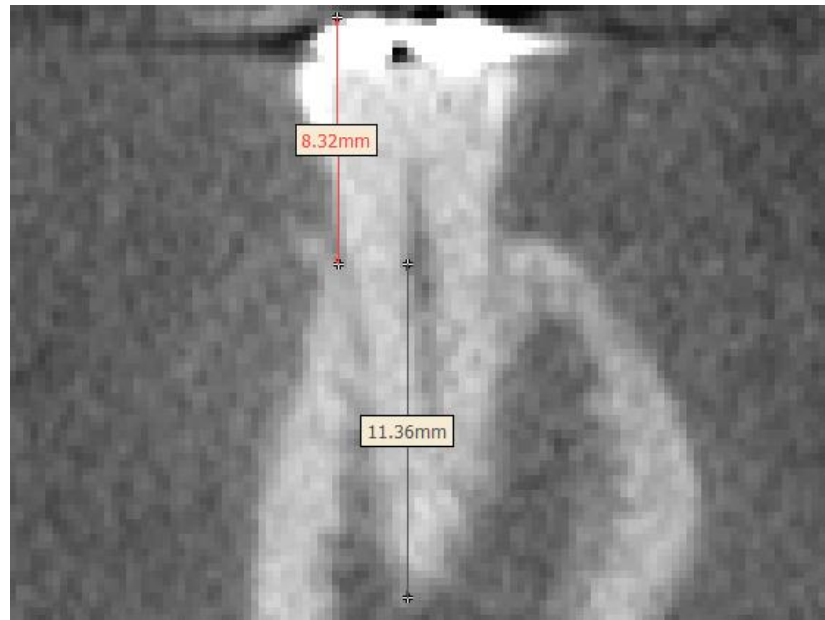
Figura 31. Proporción corona/raíz: Recomendada vs Mínima



Fuente: Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Shillinburg, H. et al. Pág. 90

En el caso de estudio del presente proyecto, la proporción corona/raíz es lo suficientemente cercana a 2:3 (~3:4) para ejecutar la instalación de una prótesis parcial fija.

Figura 32. Vista frontal del diente pilar (45) y sus medidas para la proporción raíz/corona



Selección de conector: Para el caso de este proyecto, el diente adyacente a la prótesis (44) está alineado verticalmente en la Figura 33, lo que permite la adopción de los conectores rígidos. Como se usa una prótesis en voladizo con un solo diente pilar entonces la cantidad de conectores es igual a uno.

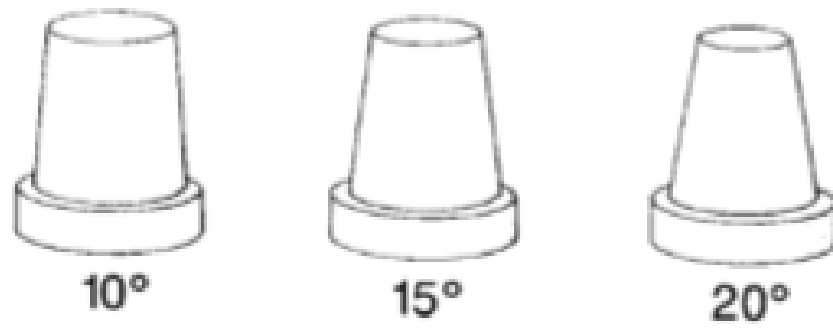
Figura 33. Vista lateral del diente 45 y su verticalidad



7.1.5. Fase V: Tallado del diente: Se determina aquí la forma geométrica que debe tener la corona del diente pilar. La selección de cualquier geometría está determinada por factores que incluyen la cantidad de material dentario preservado, retención, resistencia y durabilidad estructural.

Conicidad: Esta propiedad del tallado es la que permite la facilidad de instalación. Es muy raro encontrar tallados totalmente prismáticos, puesto que la instalación de prótesis parciales fijas se hace dificultosa. Asimismo, tallados con ángulos de convergencia mayores, permiten instalaciones más sencillas. El rango de ángulos de convergencia comúnmente varía desde los 5° hasta los 20°.

Figura 34. Algunos ángulos comúnmente usados en el tallado de pilares



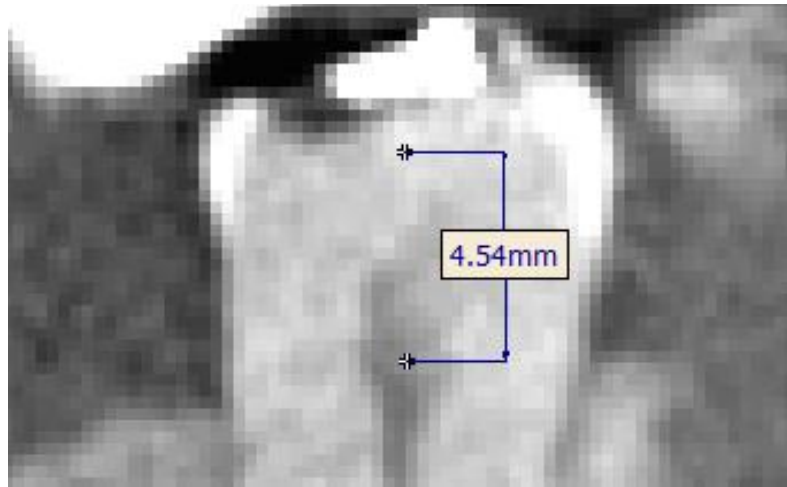
Fuente: Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Shillenburg, H. et al. Pág. 121

Sin embargo, la desventaja del uso de ángulos convergentes mayores recae en la capacidad de retención de la restauración. Estudios²⁰ indican que los ángulos mayores tienen menor capacidad retentiva. Para el presente proyecto, se analiza tres prótesis con diferentes conicidades: 5°, 10° y 15°, analizándose entonces las diferentes respuestas mecánicas en el diente y en la corona.

²⁰ JORGENSEN, K. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Estocolmo: Acta Odontol Scand, 1995. p. 40-45

Longitud: Para el presente proyecto, se analiza las imágenes médicas y conforme a lo propuesto por Shillinburg²¹, una longitud que se recomienda para el tallado de la corona debe ser cercana a los 4,54 mm. Por redondeo y facilidad de construcción CAD, se establece esta medida como 4,5 mm desde el inicio de la corona.

Figura 35. Longitud propuesta para la longitud del tallado



Finalmente, la prótesis parcial fija en voladizo del presente proyecto está totalmente parametrizada. A pesar de que en el diseño intervienen muchos factores, algunos de ellos han sido supuestos en base a información de la población promedio. Un factor (comparación de raíces) se ha omitido con el propósito de construir una prótesis fija con un solo diente pilar, tal como se establece en los objetivos de este proyecto. El resumen del diseño de prótesis se establece en la Tabla 7.

²¹ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012 p. 123

Tabla 7. Resumen del diseño de la prótesis parcial fija en voladizo

Fase de diseño	Etapas	Parámetro
I. Diagnóstico	Historia clínica*	Sin contraindicaciones
	Evaluación ATM*	Sin contraindicaciones
	Exploración oral	Desgaste coronal
	Modelo diagnóstico	Modelo 3D CAD
	Imagen médica	TAC
II. Ubicación de prótesis	Dientes ausentes	48,47,46, 36 y 38
	Diente a reemplazar	46
	Guía simétrica	35
III. Selección de material	Tipo de material	Metal
	Material a usar	Ver Tabla 3
IV. Selección de prótesis	Tipo	PPF
	Subtipo	Voladizo
	Proporción corona/raíz	≈ 3:4
	Perfil de la raíz	Ovalado
	Número de pilares	1
V. Tallado del diente	Conector	Rígido/integrado
	Conicidad	5°, 10° y 15°
	Longitud	4,5 [mm]

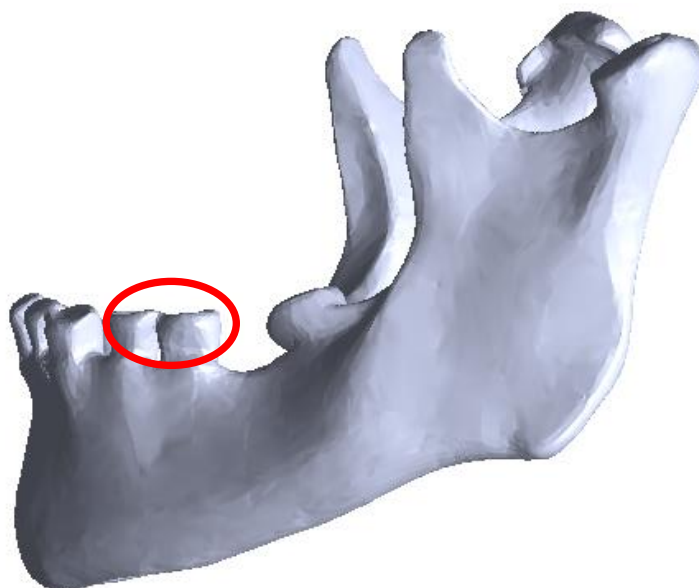
*Datos asumidos

7.2. CONSTRUCCIÓN DE PPFV

Con los parámetros establecidos en la Tabla 7 del diseño de prótesis parcial fija, la construcción de la misma empieza desde los modelos creados por el software Mimics. En primer lugar, se establece el modelo 3D de la prótesis mediante operaciones que, de forma básica, un profesional realizaría en su construcción; de igual manera, para la construcción del retenedor y la emulación del tallado en el diente pilar.

7.2.1. Construcción del modelo de prótesis: A partir del modelo de mandíbula con dientes modificada, se fija en el diente 35, el cual es la guía simétrica para la construcción del reemplazo del diente 46. Debido a la construcción de la pre-prótesis en el modelado de la zona izquierda, el modelo de prótesis viene adjunto con la corona.

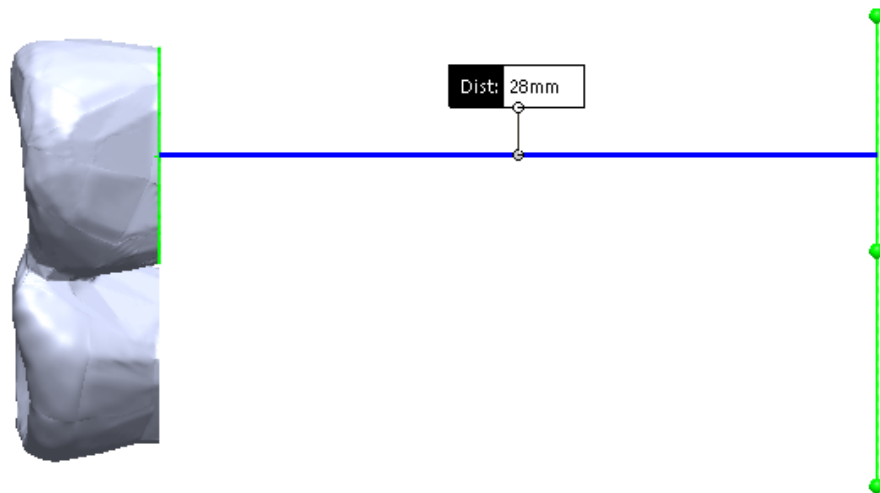
Figura 36. Vista lateral de la mandíbula seleccionando el diente 34 y 35



El software SolidWorks®, además de servir como un software intermediario para la relación Mimics-ANSYS, también provee de las herramientas necesarias para la construcción de la prótesis del presente proyecto. En el software SolidWorks®, se realiza una eliminación de material dejando sólo el conjunto de dientes 34 y 35 hasta un nivel mínimo de 28 mm sobre el plano Alzado.

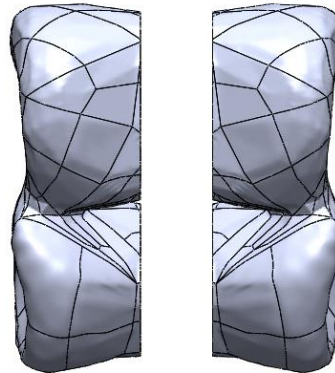
Esto se logra creando extrusiones de corte masivas desde todos los planos de visualización, retirando de una manera rápida y efectiva el volumen innecesario. Para las zonas cercanas al diente 34 y 35, las operaciones de corte son mucho más cuidadosas para no afectar la forma de las coronas.

Figura 37. Representación de la operación de eliminación de material para la guía simétrica de la prótesis



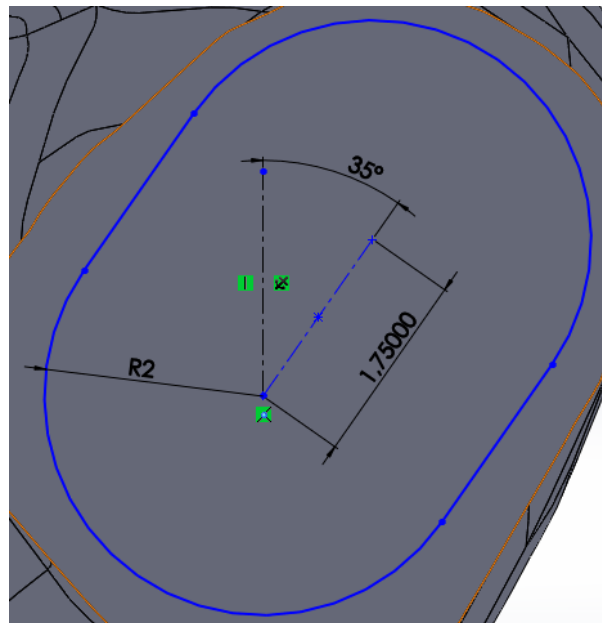
Luego de obtenerse la guía simétrica, se crea el modelo real de la prótesis parcial fija. Para lograr esto, se hace uso de la herramienta de Ensamblajes e importando la pieza unida de los dientes 34 y 35. A partir de esto, se usa la operación de Simetría, creando una nueva pieza que es la prótesis en sí.

Figura 38. Operación de simetría para obtener la prótesis parcial fija



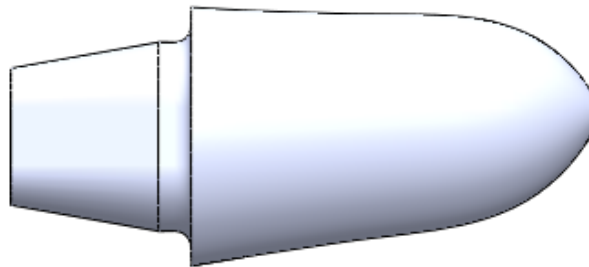
Se toma la base de la prótesis que equivaldría al diente 34, y se talla internamente debido a que es la corona del diente pilar 45. Como se había establecido antes, la profundidad del entallado se define en 4,5 mm. Además, el ángulo de extrusión de corte se establece como 5°, 10° o 15°. El perfil del entallado se configura como una ranura recta de diámetros grandes comparados con su longitud entre centros, es decir, $R=2$ mm, $L=1,75$ mm y ángulo de inclinación de 35° (Ver Anexo 3).

Figura 39. Croquis para la operación de tallado interno



7.2.2. Tallado del diente pilar: El diente pilar, tomado del modelo homónimo de SolidWorks® debe ser reconstruido de tal forma que permita la instalación de la prótesis parcial fija. Para realizar esta labor, se construye el tallado del diente sobre el modelo de raíz simplificada del diente pilar. Básicamente es repetir las operaciones del tallado interno de la prótesis, pero invirtiéndose las extrusiones.

Figura 40. Vista lateral del diente pilar tallado con raíz simplificada

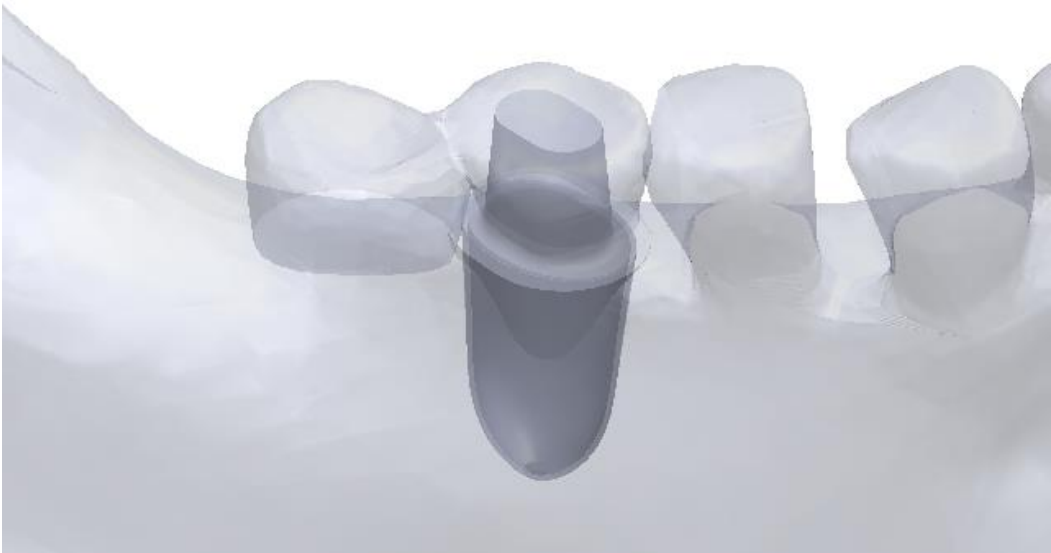


Además de la operación de extrusión con ángulo de convergencia y usando el mismo croquis, se distancia la geometría tallada a 1 mm del límite con la raíz. El propósito de la extensión es emular la presencia de tejido blando sobre la base de la corona y sobre el hueso alveolar. También hace que la prótesis en su instalación no esté en contacto inferior con el maxilar inferior, haciendo que sólo se sostenga del conector y del pilar. (Ver Anexo 2)

7.2.3. Ensamblaje del sistema: Con la prótesis terminada y con el diente pilar tallado, se procede a ensamblar el conjunto total de análisis. Como se había establecido antes, el sistema de la mandíbula consiste en cuatro partes: Mandíbula, Ligamento Periodontal, Diente Pilar y Prótesis (Ver Anexo 4).

El software ANSYS Workbench posee una herramienta CAD que provee de lo necesario para la construcción de partes y ensamblajes. Sin embargo, el software SolidWorks® es superior en cuanto al diseño CAD, por tanto, el ensamble del sistema se realiza con este último. Además, ANSYS Workbench permite la lectura e importación de archivos creados por SolidWorks®.

Figura 41. Ensamblaje del conjunto Mandíbula-Prótesis



8. CONDICIONES PARA EL ANÁLISIS

Antes de realizar cualquier tipo de análisis de elementos finitos sobre los modelos creados y construidos, se deben establecer las condiciones y parámetros del sistema. Por ejemplo, la caracterización mecánica de la mordida, las propiedades mecánicas del hueso, los soportes del maxilar inferior, etc...

8.1. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS COMPONENTES

Los materiales para usar en el análisis de elementos finitos se caracterizan porque sus propiedades son constantes en la extensión de sus volúmenes, excepto en el hueso. Por tanto, los materiales usados son isotrópicos y homogéneos (ortotrópico para el hueso).

Se define que el hueso en el presente proyecto es ortotrópico, debido a que existe la información²² del comportamiento alrededor de la zona dental en la mandíbula, y se puede aplicar para la simulación, tal y como se especifica en las Tablas 8 y 9.

Tabla 8. Constantes elásticas ortotrópicas del maxilar inferior en diferentes zonas

Constante	Inferior	Lingual	Bucal	Promedio
$E_1 (E_x)$ [GPa]	10,63	10,85	11,04	10,84
$E_2 (E_y)$ [GPa]	12,51	16,39	15,94	14,95
$E_3 (E_z)$ [GPa]	19,75	18,52	18,06	18,78
$G_{12} (G_{xy})$ [GPa]	3,89	4,59	4,31	4,26
$G_{13} (G_{xz})$ [GPa]	4,85	5,45	5,20	5,17
$G_{23} (G_{yz})$ [GPa]	5,84	6,49	6,45	6,26
$\nu_{12} (\nu_{xy})$	0,313	0,138	0,138	0,196
$\nu_{13} (\nu_{xz})$	0,246	0,338	0,332	0,305
$\nu_{23} (\nu_{yz})$	0,226	0,332	0,294	0,284

Fuente: Dental Biomechanics. Natali, A. et al. Pág. 3

²² NATALI, A. et al. Dental Biomechanics. Nueva York: Editorial Taylor & Francis Inc., 2003. p. 3.

Tabla 9. Valores de esfuerzo de fluencia y último en el hueso cortical del humano

Tipo de esfuerzo	Esfuerzo de fluencia [MPa]	Esfuerzo último [MPa]
Tensión	115	133
Compresión	182	195
Cortante	54	69

Fuente: Dental Biomechanics. Natali, A. et al. Pág. 4

Otra suposición del hueso es que es del tipo cortical en toda su extensión de volumen, es decir, no hace parte aquél hueso esponjoso o trabecular, haciendo que el modelo de la mandíbula sea totalmente sólido, sin ningún tipo de espaciado interno. El uso de esta simplificación radica en que no se está interesado en el comportamiento mecánico total del hueso, sino uno aproximado en la zona alveolar, que efectivamente es sólo hueso cortical.

Siguiendo con los componentes en lista, el ligamento periodontal representa el modelo más complejo de implementar. Debido a que es un tejido blando, su comportamiento es no-lineal, es decir, un comportamiento elástico variable bajo diferentes cargas y está expuesto a propiedades viscoelásticas. Existen estudios²³ que simplifican la no-linealidad del ligamento periodontal presentándolo como un sólido equivalente a los metales, con un módulo de elasticidad constante y un valor máximo de esfuerzo. Natali et al. presentan recopilaciones tanto del valor de esfuerzo último de tensión como del módulo de elasticidad.

Debido a que otros estudios se han basado en esta recopilación, se opta por lo seleccionado²⁴ en uno de ellos. Las propiedades mecánicas simplificadas de ligamento periodontal quedan resumidas entonces en la Tabla 10:

²³ NATALI, A. et al. Dental Biomechanics. Nueva York: Editorial Taylor & Francis Inc., 2003. p. 25-26

²⁴ MANDA, M et al. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prosthesis in patients with severely reduced osseous support: A three-dimensional finite element analysis. Atenas: The Journal of Prosthetic Dentistry, 2010. p. 94.

Tabla 10. Propiedades mecánicas del ligamento periodontal

Propiedad	Valor
Esfuerzo último de tensión [MPa]	3,7
Módulo de elasticidad [MPa] ²⁵	50
Coefficiente de Poisson	0,49

Fuente: Dental Biomechanics. Natali, A. et al. Pág. 25-26

Para el caso del diente, que es una composición de diferentes materiales, existen varios análisis que determinan las propiedades mecánicas de los dientes. Sin embargo, como ocurre con el ligamento periodontal, estos valores cambian según el estudio. El presente proyecto usa las propiedades usadas por Manda et al., que no incluyen el esfuerzo último del diente. Se analiza el diente como si fuera del todo dentina, que ocupa la gran mayoría del volumen y el estudio de Chun et al.²⁶ provee de los esfuerzos últimos para los diferentes componentes del diente.

Tabla 11. Propiedades mecánicas del diente

Propiedad	Valor
Esfuerzo último de tensión [MPa]	193,7±30,6
Módulo de elasticidad [GPa]	22,7
Coefficiente de Poisson*	0,3

*Dato asumido

²⁵ REES, J.S y JACOBSON, P.H. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials: Vol 18. Cardiff: Universidad de Gales, 1997. p. 995.

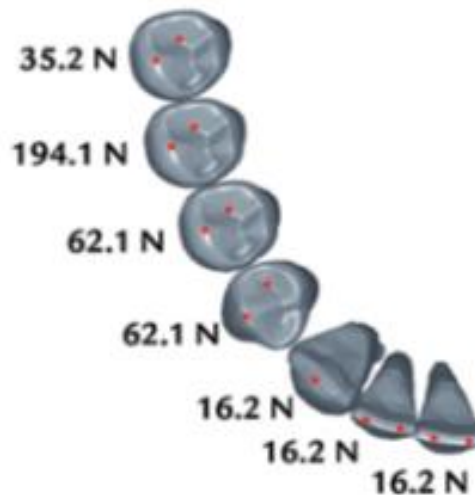
²⁶ CHUN, KJ et al. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. Cheonang-si: Korea Institute of Industrial Technology, Journal of Dental Biomechanics, 2014. p. 4.

8.2. CARGAS Y SOPORTES DEL SISTEMA

Debido a que el presente proyecto es un estudio fenomenológico de un paciente, no existen estudios de él que permitan establecer la fuerza de mordida en cada diente. Asimismo, tampoco estudios que determinan el comportamiento muscular de la mordida.

8.2.1. Cargas sobre los dientes: Shinogaya et al. presentan un estudio²⁷ que determina la fuerza máxima aplicada a cada diente en la mordida. Existen dos factores relevantes en la determinación de la carga máxima sobre los dientes: la edad y el uso de otras prótesis. Puesto que el paciente pertenece al grupo de la tercera edad y utiliza una prótesis total superior que implica la reducción de la fuerza máxima sobre el diente, en consecuencia, su fuerza de mordida se ve reducida.

Figura 42. Distribución de fuerzas a lo largo de los dientes inferiores derechos



Fuente: A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force. Shinogaya et al.

²⁷ SHINOGAYA, T et al. A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force. Tokio: Tokyo Medical and Dental University, 2002. p. 252.

El análisis de las imágenes médicas, se determina que el paciente pertenece a la categoría de Clasificación Angle I, por lo que la aplicación de este estudio es válida. La reducción de fuerza de mordida por la edad es debido al fenómeno llamado sarcopenia²⁸, incidiendo también sobre los demás músculos del cuerpo. El paciente tiene la edad de 59 años, por lo tanto, su reducción en la fuerza es de aproximadamente 15%²⁹. La reducción de fuerza por el uso de una prótesis total superior es del 5% por consideración de autores³⁰, esto significa la reducción total de fuerza se ve como:

$$F_{Final} = F_{m\acute{a}x}(1 - R_{edad})(1 - R_{pr\acute{o}tesis})$$

$$F_{Final} = 0,8075F_{m\acute{a}x}$$

Se destaca que los puntos de aplicación de las fuerzas no son tan correspondientes en el modelo 3D de la mandíbula, ya que el paciente al tener una prótesis superior metálica durante años, ha presentado desgaste en las coronas de todos los dientes inferiores. Caso más notable en los caninos (33 y 43) que no presentan su forma en punta sino achatados.

Tabla 12. Fuerza de mordida de cada diente bajo diferentes efectos

Diente (FDI)	Fuerza máxima [N]	Efecto Edad [N]	Efecto Prótesis [N]	Fuerza Total [N]
41	16,2	13,77	15,39	13,082
42	16,2	13,77	15,39	13,082
43	16,2	13,77	15,39	13,082
44	62,1	52,785	58,995	50,146
45	62,1	52,785	58,995	50,146
46	194,1	164,99	184,395	156,736

²⁸ Se define como la pérdida de masa muscular por edad o por costumbres sedentarias

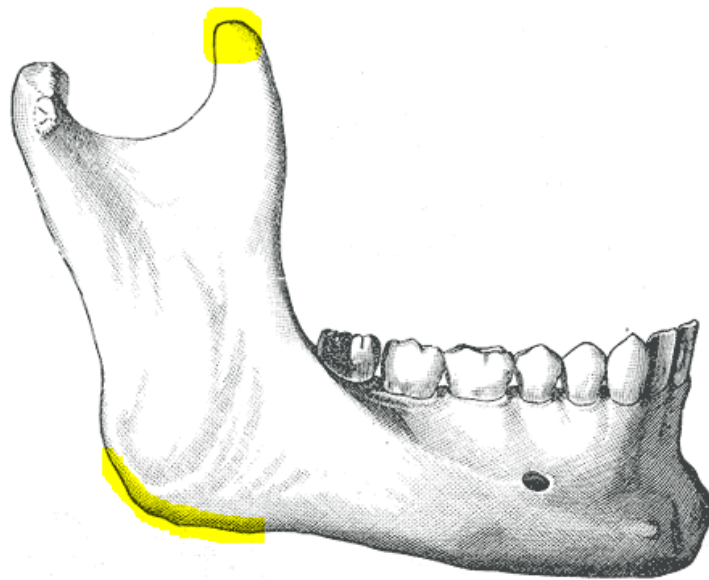
²⁹ JANSSEN, I et al. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. Nueva York: Journal of Applied Physiology, 2000. p. 84.

³⁰ SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012 p. 84

8.2.2. Soportes del sistema: Para completar el equilibrio mecánico del sistema, se debe implementar el uso de soportes fijos que emulen la función de los dientes. Normalmente sobre la mandíbula se aplica la fuerza por las zonas de agarre del músculo y la reacción a estas cargas se ven reflejadas en los dientes. Invertir este orden técnicamente no representa ningún cambio mecánico.

Sumando a esto que los principales músculos que ejercen mordida son los maseteros y pterigoideos mediales. Ambos músculos tienen en común que se sostienen del cuadrante posterior de la mandíbula, es decir, el ángulo característico que posee la mandíbula en su zona posterior. De igual forma, los músculos temporales ejercen como estabilizadores y equilibradores de la mordida y apertura. Por tanto, en la Figura 43 se ejemplifican las zonas donde existen soportes. Se elimina el soporte de la articulación temporomandibular (ATM), debido a que los soportes establecidos hacen que las cargas dirigidas a la ATM sean mínimas.

Figura 43. Zonas de soporte fijo en el modelo de la mandíbula



9. APLICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Finalmente, con todos los modelos construidos y todas las condiciones sobre ellos establecidos, se procede a realizar el análisis de elementos finitos. Lo que se busca es básicamente resolver un sistema estructuralmente estático donde las cargas están puestas sobre el diente y se soporta por la zona muscular.

9.1. DEFINICIÓN DE LOS ANÁLISIS

Para la obtención de resultados es necesario organizar varios análisis que comparándose permite establecer qué ocurre y porqué. Un primer grupo análisis determina la validez del enmallado; un segundo grupo, una comparativa por el uso de un ángulo de convergencia de tallado de la prótesis; un tercer grupo que provea de la información para comparar los diferentes comportamientos de los materiales de las prótesis y un cuarto para generar una comparativa con prótesis vs sin prótesis. Se podría estar hablando de un quinto análisis para determinar las condiciones de no falla del sistema, dependiendo por supuesto de los resultados.

Tabla 13. Definición de los diferentes grupos de análisis

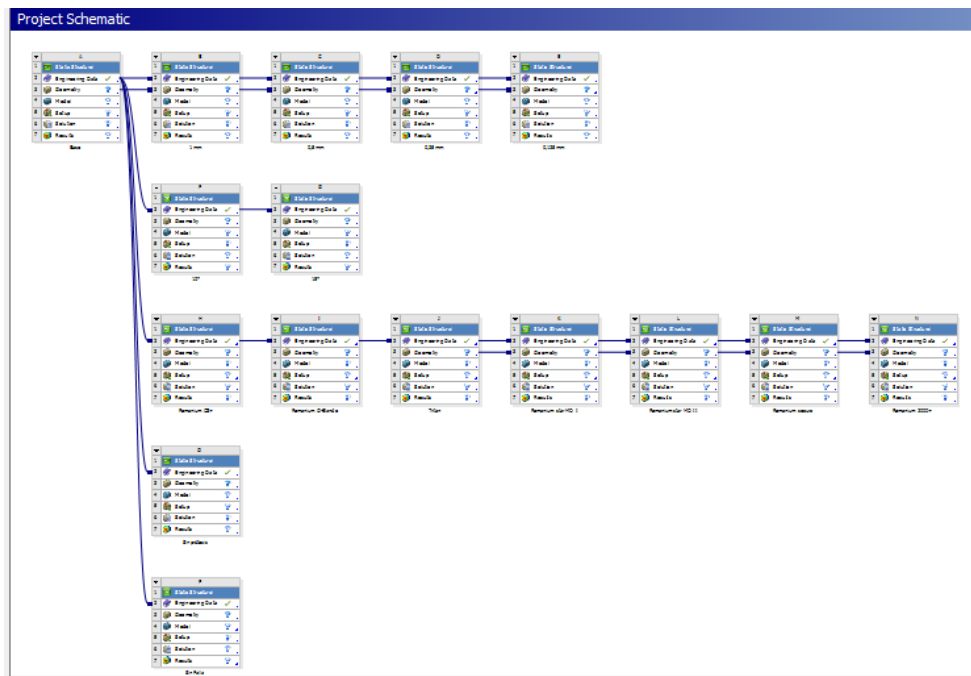
Tipo de análisis	Cantidad de análisis	Parámetro variable
Convergencia de enmallado	20	Tamaño elemento
Tallado	3	Ángulo de convergencia
Material	8	Material de prótesis
Prótesis Sí vs No	2	Existencia de prótesis
Condición de no falla*	Indeterminado	Cargas sobre los dientes

*Si se llegara a necesitar

Existen diversos softwares para el análisis de elementos finitos (FEA) que efectúan simulaciones estructurales estáticas, y ANSYS es una solución muy extendida dentro del mundo de la ingeniería.

ANSYS Workbench provee de una interfaz más intuitiva que la otra herramienta de ANSYS igual de conocida, ANSYS Mechanical APDL, aparte de caracterizarse por su integración CAD, leyendo archivos que son propios de softwares como SolidWorks®, Inventor® y CATIA®. Es entonces que se decide el uso de ANSYS Workbench para ejecutar el análisis. Aplicando lo propuesto en el software, se muestra en la Figura 44 la definición del análisis.

Figura 44. Interfaz gráfica de ANSYS Workbench 17.0 con los análisis propuestos



Se nota en la Figura 44 que el software se distribuye en bloques de información. Todos los bloques del presente proyecto se caracterizan porque tienen en común su sistema de análisis: **Static Structural**, especializados en sistemas donde se requieran análisis mecánicos netamente estáticos.

También se destaca en la Figura 44 que los bloques de información comparten ciertas casillas con un bloque en común, y que en cada fila existan $n-1$ bloques por cantidad de análisis. Esto es debido a que existe un bloque llamado Base, el cual representa el común denominador de todos los análisis.

Antes de determinar las propiedades del bloque Base, se debe en primera medida conocer los tamaños de elementos óptimos para el análisis. La optimización depende en gran medida de la convergencia de datos según el número de elementos vs la capacidad de cómputo. Los siguientes subcapítulos presentan la forma en cómo se desarrolla la pre-simulación del análisis de elementos finitos.

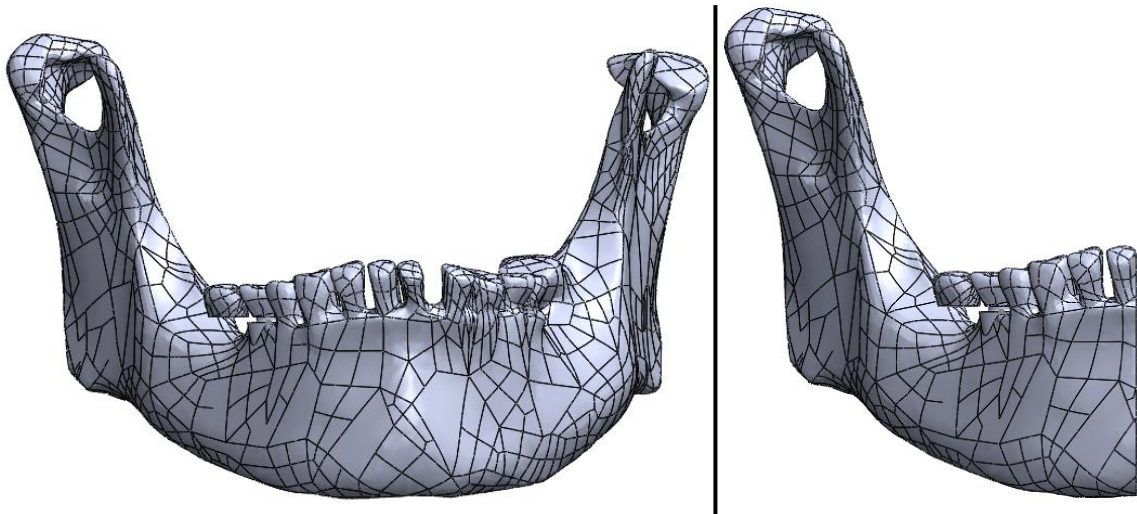
9.1.1. Introducción de datos para el análisis de un bloque: Introduciendo un bloque del tipo Static Structural en la interfaz gráfica de ANSYS Workbench, se requiere primero de la adición de la información de los materiales en la sección Engineering Data. La sección Geometry recibe la información concerniente al ensamblaje de los modelos CAD, aprovechando que el Workbench permite la lectura de archivos SolidWorks®. La casilla Model es donde se configura y realiza el enmallado. Setup es la casilla en la que se ingresa la información de cargas y soportes. Finalmente, las casillas Solution y Results representan los resultados de la solución y su interpretación según los datos que se requieran.

Figura 45. Bloque de información Static Structural en ANSYS Workbench

	A	
1	Static Structural	
2	Engineering Data	✓
3	Geometry	✓
4	Model	✓
5	Setup	✓
6	Solution	✓
7	Results	✓

9.1.2. Reducción de geometrías: Una de las características que posee un computador que ejecute simulaciones numéricas son sus altas especificaciones. Por preferencia de análisis, se realiza un corte al modelo de mandíbula, partiéndose por mitad. La justificación de este proceso se basa en la reducción del número de elementos y, por ende, reducción en el tiempo y consumo de cómputo (Memoria RAM y procesador). El corte simétrico se realiza con SolidWorks® (Ver Anexo 5).

Figura 46. Comparación de los modelos de mandíbula sin cortar y cortada



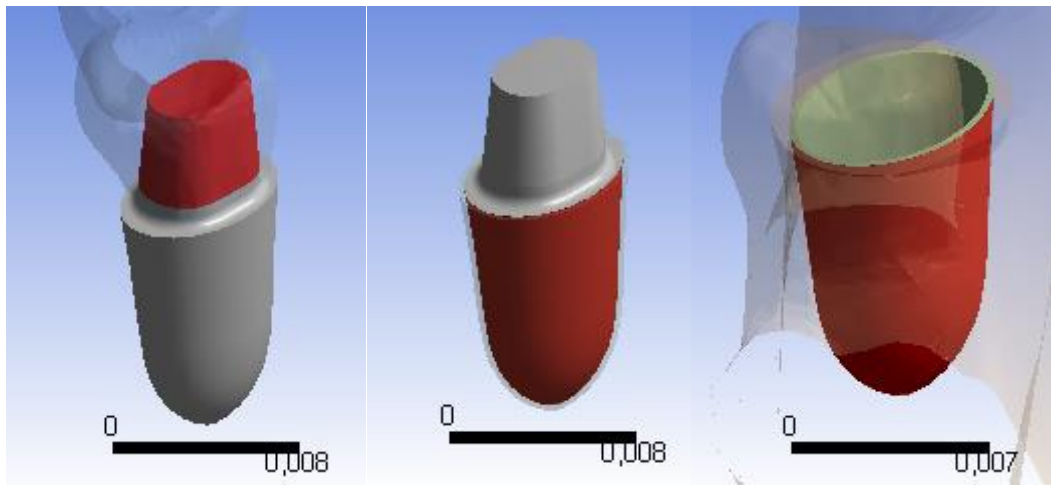
Este corte se justifica también porque la intervención del lado izquierdo en los resultados es casi nula, aparte que la misma zona no es de interés para el proyecto de grado. A pesar de la aparente asimetría del modelo de la mandíbula debido a las configuraciones de los cóndilos, el arco dental presenta una desviación cercana a los 3° del eje frontal, por lo que se valida esta operación. Ya que se ha creado una nueva superficie, esta se caracteriza para cumplir la simetría, y en el ANSYS Workbench se agrega esta configuración.

9.1.3. Caracterización de los contactos: En el modelo de mandíbula-prótesis existen tres contactos (ver Figura 47). ANSYS Workbench permite parametrizarlos según sea necesario, para que el ensamblaje creado en SolidWorks® se mantenga. La Tabla 14 resume las propiedades de cada uno de los contactos. Se destaca que los contactos son del tipo Bonded, es decir, un equivalente al empotramiento. Se justifica debido a que, por experiencia de expertos, los materiales fallan antes de que los contactos se separen, y respecto al ligamento, los valores de esfuerzo último están determinados por la separación del mismo con el diente.

Tabla 14. Propiedades de los contactos en el sistema

Número de contacto	Parte en contacto I	Parte en contacto II	Tipo	Configuración
1	Prótesis	Diente	Bonded	Por defecto
2	Diente	LP	Bonded	Por defecto
3	LP	Mandíbula	Bonded	Por defecto

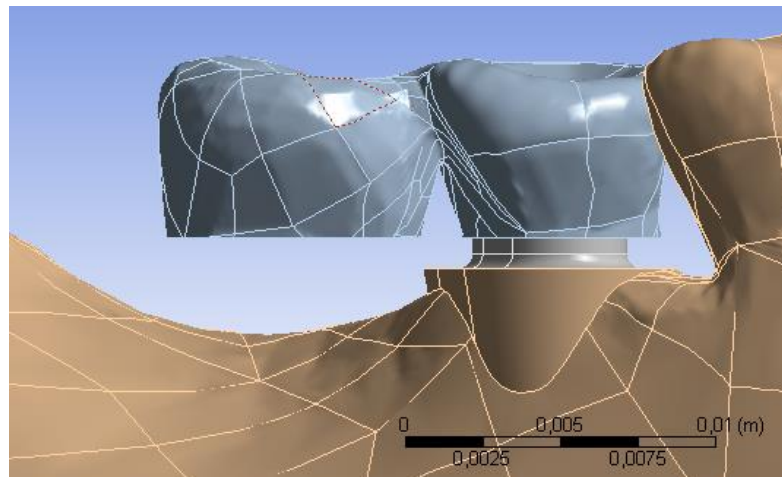
Figura 47. Visualización de los 3 contactos en el sistema: Prótesis-Diente, Diente-Ligamento y Ligamento-Hueso



9.2. ENMALLADO DE LOS MODELOS

Con el modelo importado y la información correspondida, se procede a realizar el enmallado del sistema. El enmallado se caracteriza aquí porque para cada componente del modelo, llámense mandíbula, ligamento periodontal, diente y prótesis parcial fija, tiene un enmallado diferente.

Figura 48. Modelo de la mandíbula con prótesis importado a ANSYS Workbench

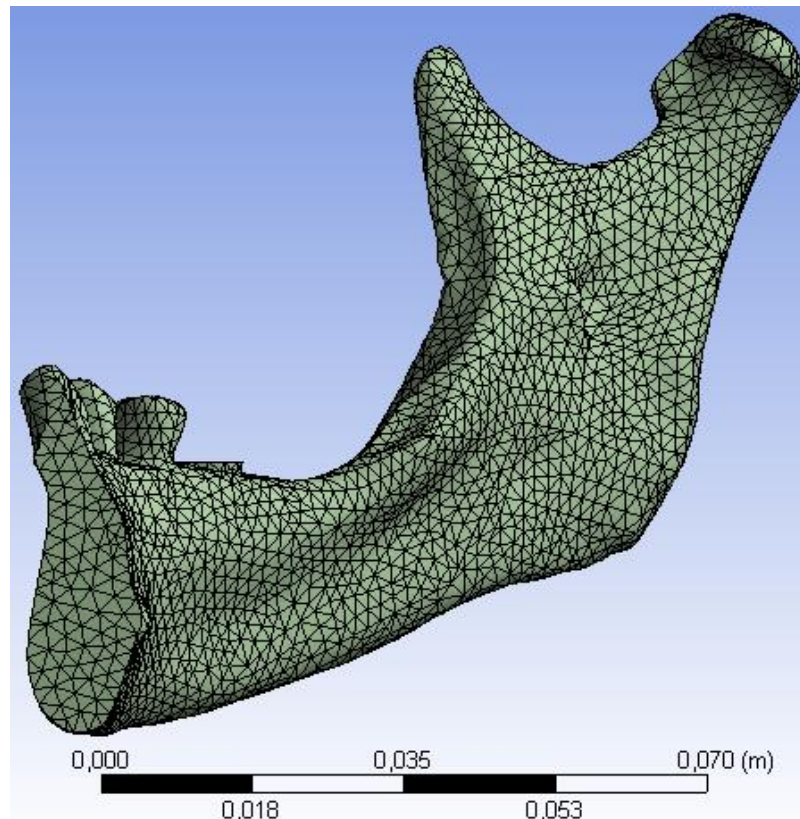


En la opción Meshing, se definen las propiedades de la malla general reflejados en la Tabla 15. Es de notar la diferencia entre el tamaño máximo y mínimo del elemento, esto es debido a que si se usara un valor constante el enmallado fallaría porque no existiría coherencia con las cargas y soportes en algunas zonas.

Tabla 15. Parámetros de malla general

Parámetro	Valor
Tipo de enmallado	Uniforme
Tamaño máximo del elemento	2,5 [mm]
Tamaño mínimo del elemento	1 [mm]
Transición	Rápida
Suavizado	Medio

Figura 49. Enmallado general de la mandíbula cortada

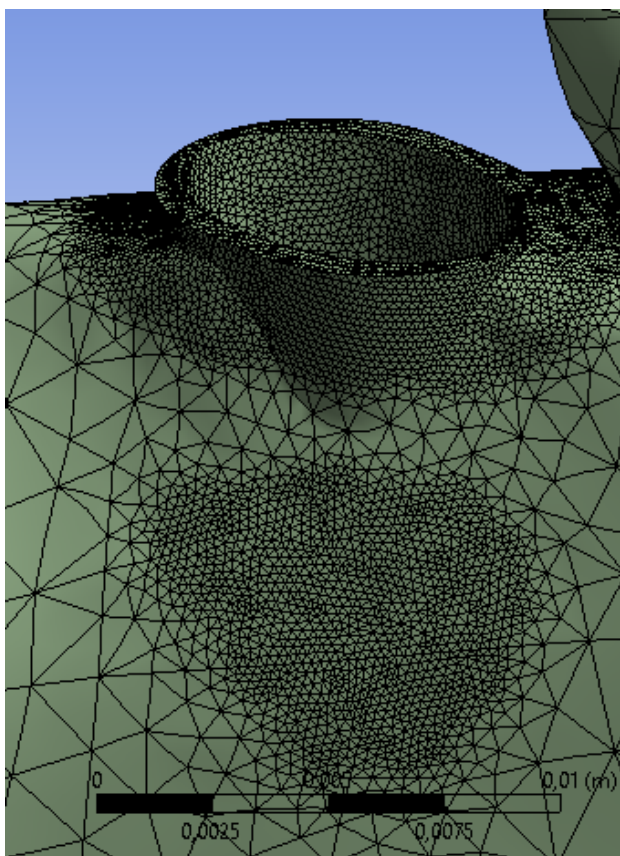


9.2.1. Enmallado del contacto N° 3: La existencia de este enmallado se justifica porque es la zona de la mandíbula con el mayor interés. ANSYS permite modificar el tamaño del elemento en zonas de contacto, y es de gran utilidad para que corresponda con el tamaño del elemento del ligamento periodontal.

Tabla 16. Parámetros de la malla en el contacto N° 3

Parámetro	Valor
Tipo de enmallado	Uniforme
Tipo de proceso	Por tamaño de elemento
Tamaño de elemento	0,2 [mm]

Figura 50. Enmallado del contacto N° 3

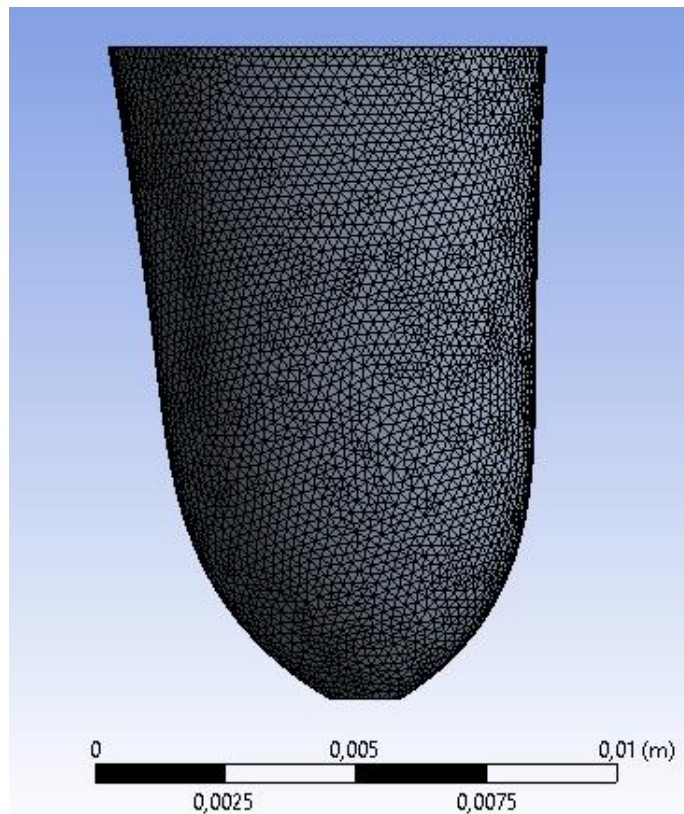


9.2.2. Enmallado del Ligamento Periodontal: Una característica que define al Ligamento Periodontal es su espesor uniforme, que además de ser un valor muy pequeño (0,25 [mm]) representa una condición mínima para el enmallado.

Tabla 17. Parámetros de la malla en Ligamento Periodontal

Parámetro	Valor
Tipo de enmallado	Uniforme
Base de enmallado	Por tamaño de elemento
Tamaño del elemento	0,2 [mm]
Tamaño mínimo del elemento	0,2 [mm]

Figura 51. Enmallado del Ligamento Periodontal

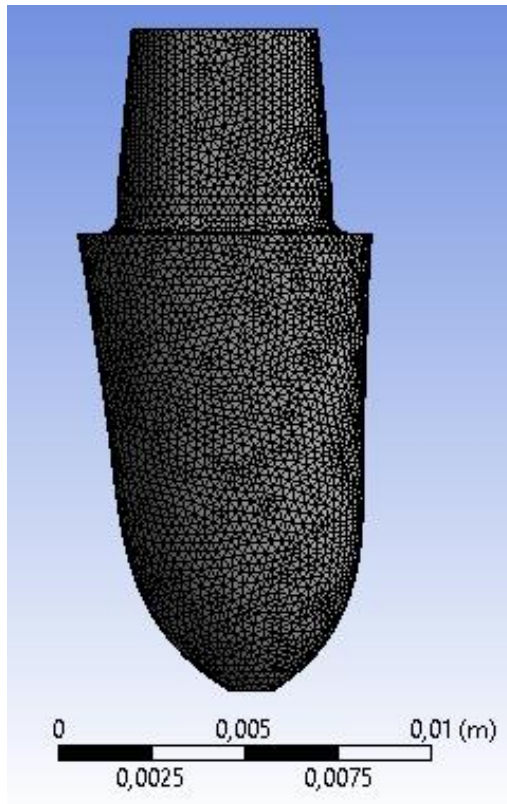


9.2.3. Enmallado del Diente: El diente es un componente que, debido a su construcción por ingeniería inversa a partir de parámetros geométricos, representa una generación de malla muy rápida. Sin embargo, es un componente que requiere una malla fina debido a que su convergencia tarda en realizarse.

Tabla 18. Parámetros de la malla en el Diente

Parámetro	Valor
Tipo de enmallado	Uniforme
Base de enmallado	Por tamaño de elemento
Tamaño del elemento	0,25 [mm]
Tamaño mínimo del elemento	0,25 [mm]

Figura 52. Enmallado del diente

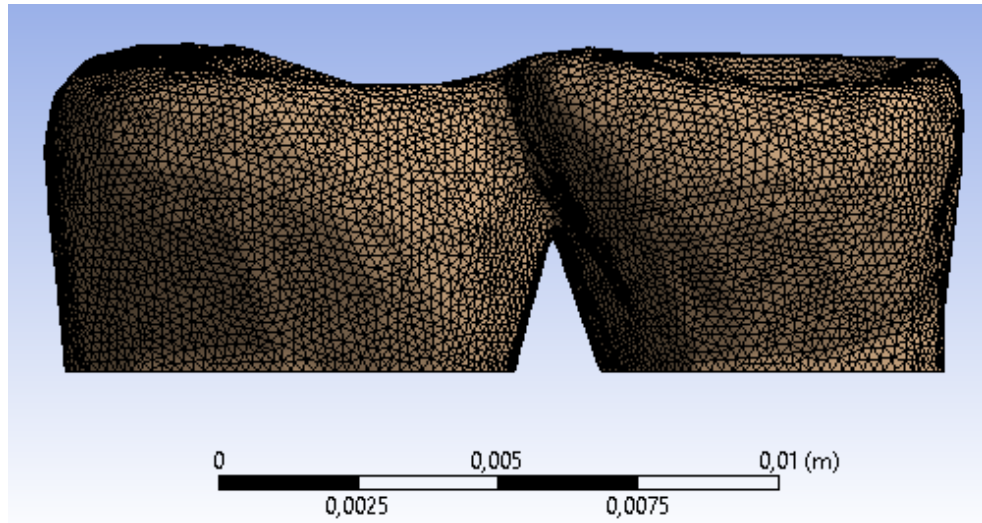


9.2.4. Enmallado de la Prótesis Parcial Fija en Voladizo: Debido a que este componente representa la piedra angular de este proyecto de grado, el tamaño de elemento de la prótesis se caracteriza por ser el más fino de todos. Esto en parte porque la convergencia de malla tarda mucho en realizarse, llegándose al orden de 1E6 elementos.

Tabla 19. Parámetros de la malla en la PPFV

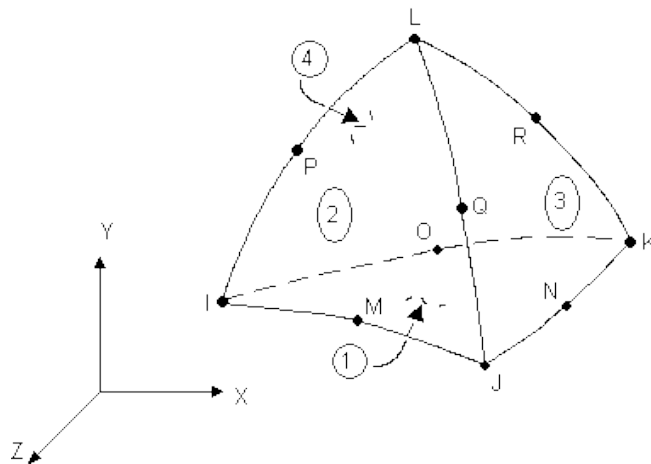
Parámetro	Valor
Tipo de enmallado	Uniforme
Base de enmallado	Por tamaño de elemento
Tamaño del elemento	0,2 [mm]
Tamaño mínimo del elemento	0,2 [mm]

Figura 53. Enmallado de la Prótesis Parcial Fija en Voladizo



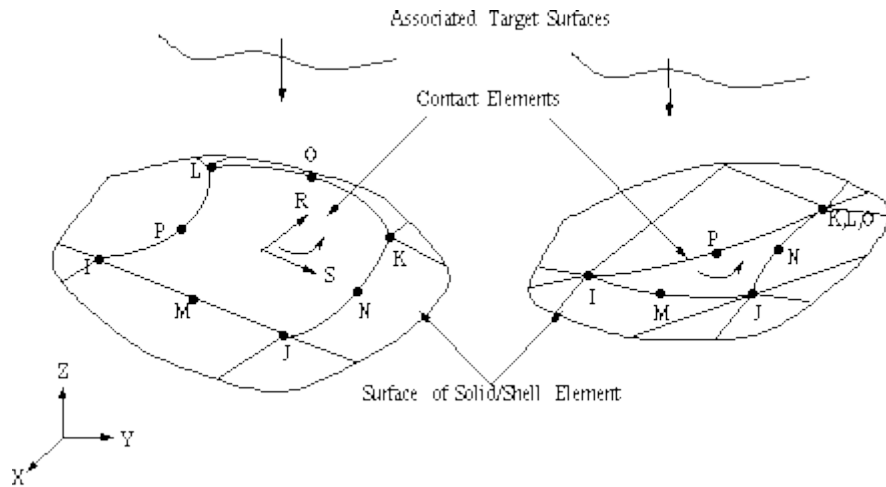
9.2.5. Tipo de elementos usados: El presente proyecto utiliza básicamente dos tipos de elementos: SOLID187 y CONTA174. Estos elementos, quien los define el mismo ANSYS Workbench se caracterizan porque sus nodos superan a su número de vértices. SOLID187 es un tetraedro de 10 nodos con comportamiento cuadrático de desplazamiento. CONTA174 se caracteriza porque su superficie coincide con elementos SOLID187.

Figura 54. Esquema del elemento SOLID187



Fuente: <http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Documents/SOLID187.pdf>

Figura 55. Esquema del elemento CONTA174



Fuente: http://www.ansys.stuba.sk/html/elem_55/chapter4/ES4-174.htm

9.3. CONFIGURACIÓN (SETUP) DEL SISTEMA

Tal como se muestran en las Figuras 56, 57 y 58 se implementan las cargas y soportes del sistema. En la Figura 56, se muestra las caras donde están aplicadas las fuerzas basándose en lo expuesto en el capítulo 8 del presente proyecto. La Figura 57 ubica las zonas donde están puestos los soportes fijos y en la Figura 58 se muestra la superficie de corte como una condición de simetría.

Figura 56. Aplicación de las cargas sobre los dientes

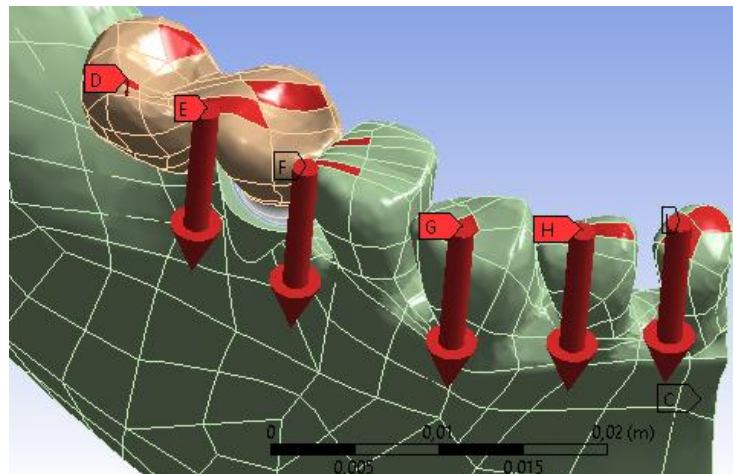


Figura 57. Ubicación de los soportes fijos: (A)Masetero-Pterigoidal y (B)Temporal

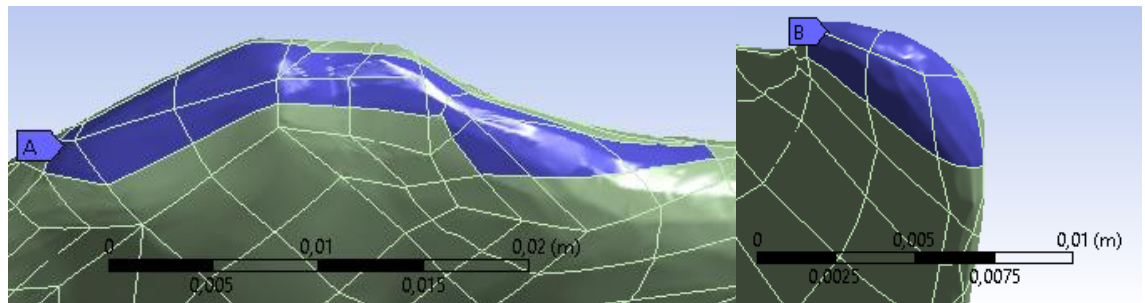
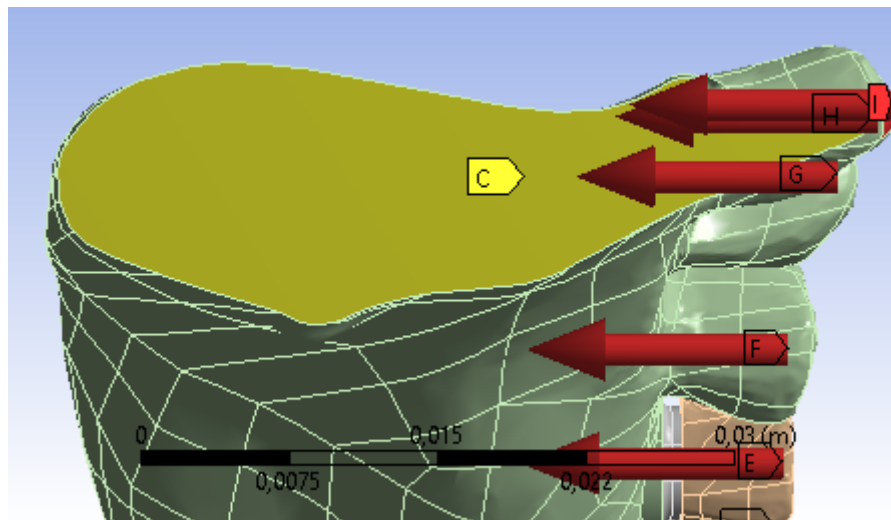


Figura 58. Ubicación del soporte por simetría



10. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Una vez puestos todos los modelos con sus debidas configuraciones en el software de análisis de elementos finitos ANSYS Workbench, se ejecuta la opción Solve, quien en un primer plano prepara el modelo como un conjunto de ecuaciones matemáticas, las resuelve y escribe todos los posibles resultados. Es deber de los autores la selección de los tipos de resultados necesarios para la evaluación del comportamiento de la prótesis parcial fija en voladizo.

10.1. EVALUACIÓN DEL BLOQUE BASE

Debido a que, a partir de este bloque se realizan las comparaciones con las demás configuraciones, es importante exponer sus resultados para ser un punto de referencia. Estos resultados se componen de Esfuerzo equivalente máximo, factor de seguridad y deformaciones, tanto unitarias como totales.

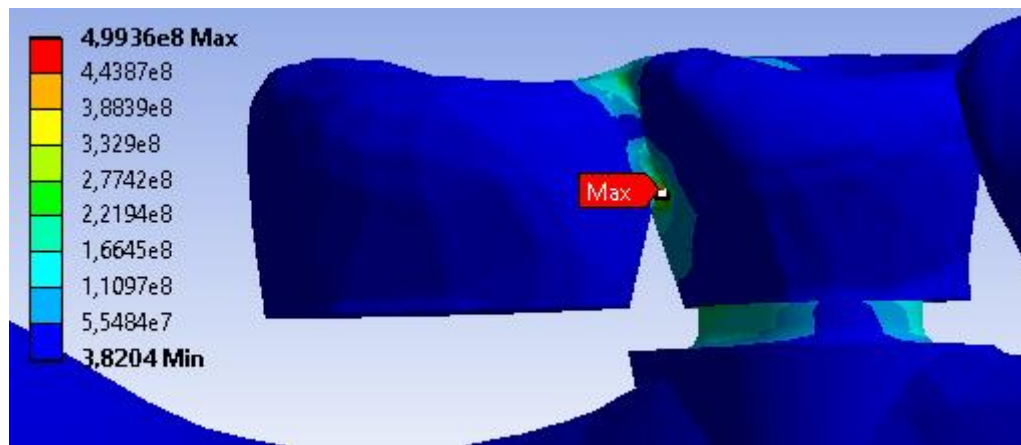
Tabla 20. Características del bloque de información Base

Parámetro	Valor
Prótesis	Sí
Fuerza máxima	Sí
Ángulo de convergencia	5°
Material prótesis	Remanium® star

Estos valores predefinidos en la Tabla 20 son tomados por decisión de los autores, puesto que, en teoría, implica un menor costo y mejor retención. Obviamente, el propósito de este análisis es determinar también la veracidad de lo expuesto en el diseño de la prótesis parcial fija en voladizo.

10.1.1. Esfuerzo equivalente máximo (Von Mises): En este primer análisis, tal como se muestra en la Figura 59, se determina que la zona con mayor esfuerzo equivalente es la parte inferior del conector de la prótesis parcial fija; lo cual tiene sentido físico, debido a que la menor sección transversal del sistema se ubica en aquella zona y, por tanto, es un concentrador de esfuerzos. Por ende, se espera que esta zona presentará los mayores valores y que, con el análisis de elementos finitos, se encuentra el punto preciso donde ocurre.

Figura 59. Esfuerzo equivalente máximo (Von Mises) en la PPFV



Asimismo, se observa en la parte superior del conector que existen zonas con un esfuerzo considerable (50% del máximo). De igual forma, en el diente se observa que existen dos zonas de esfuerzo considerable y que en medio de ellas se vea reducido; este es un indicador fuerte del efecto flexor que tiene la prótesis sobre el diente.

Analizando las demás zonas del sistema mandíbula-prótesis, no existen puntos relevantes donde el esfuerzo sea mayor a los 10 MPa, salvo en ciertas zonas de la mandíbula cercanas a la prótesis y a los soportes; que además muestra lo poco que se ve afectada la mandíbula por esta carga.

Figura 60. Esfuerzo máximo equivalente en todo el sistema con escala personalizada para diferenciar esfuerzos mayores a los 10 MPa

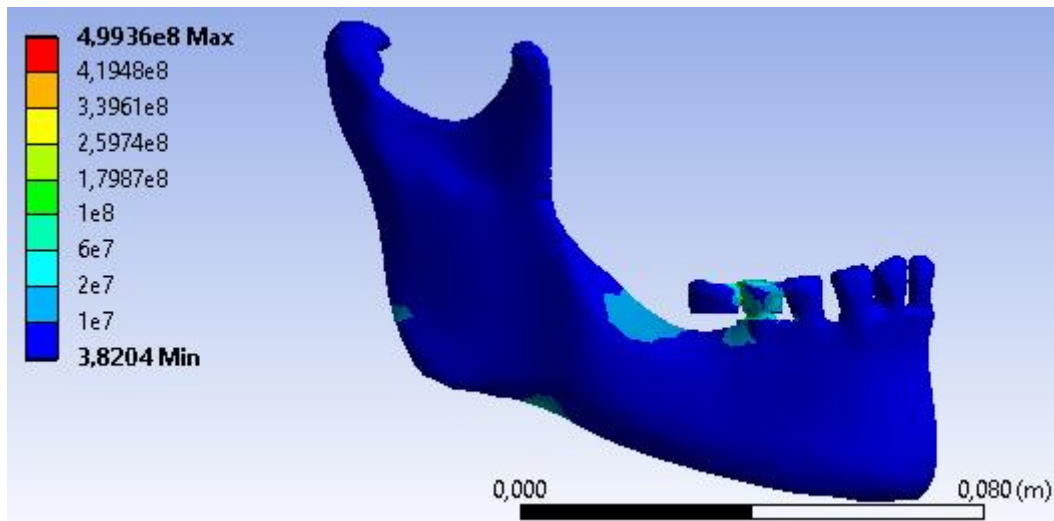


Figura 61. Esfuerzo máximo equivalente para la mandíbula con escala personalizada

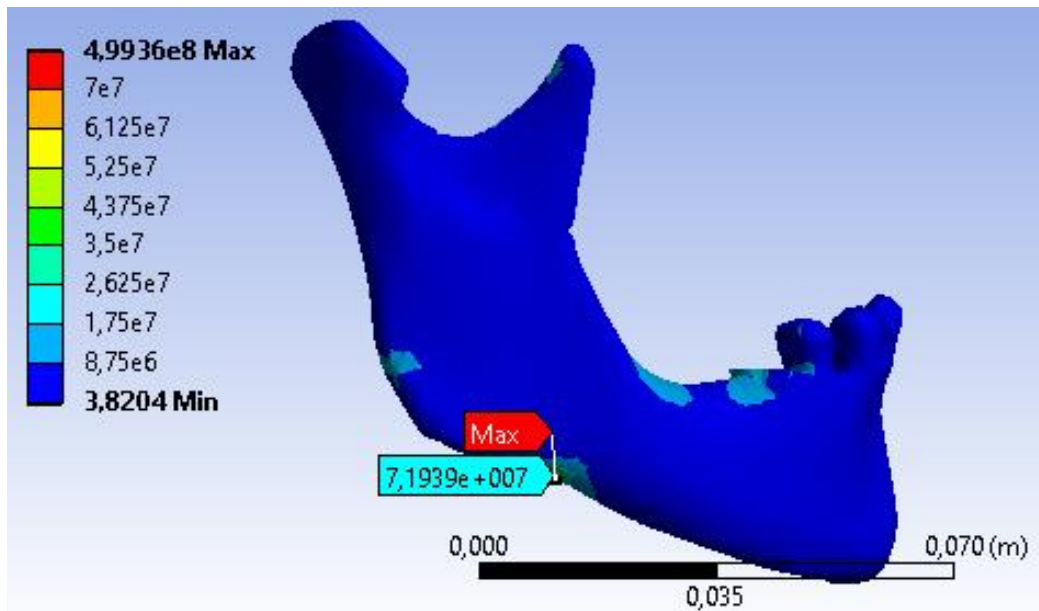


Figura 62. Esfuerzo máximo equivalente para la mandíbula en vista superior con escala personalizada

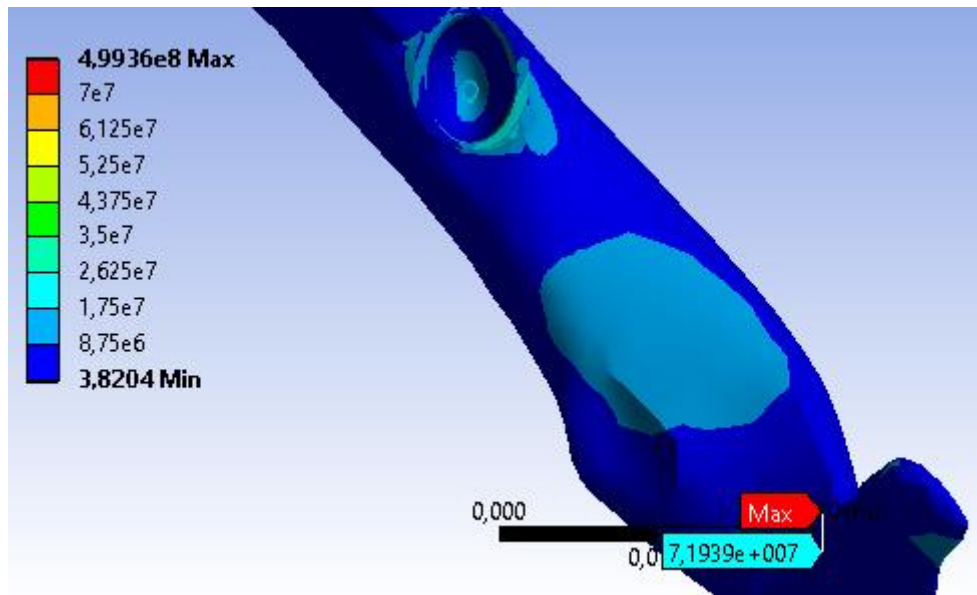
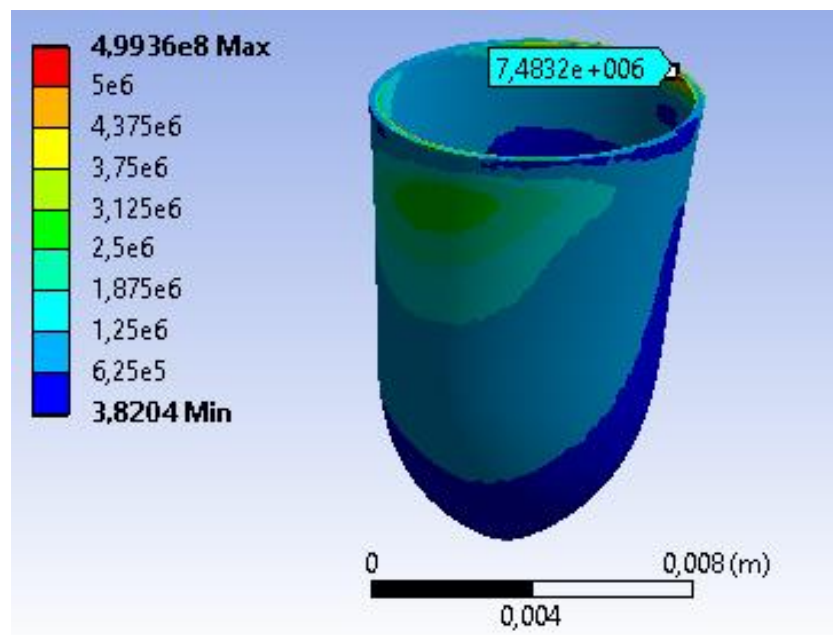
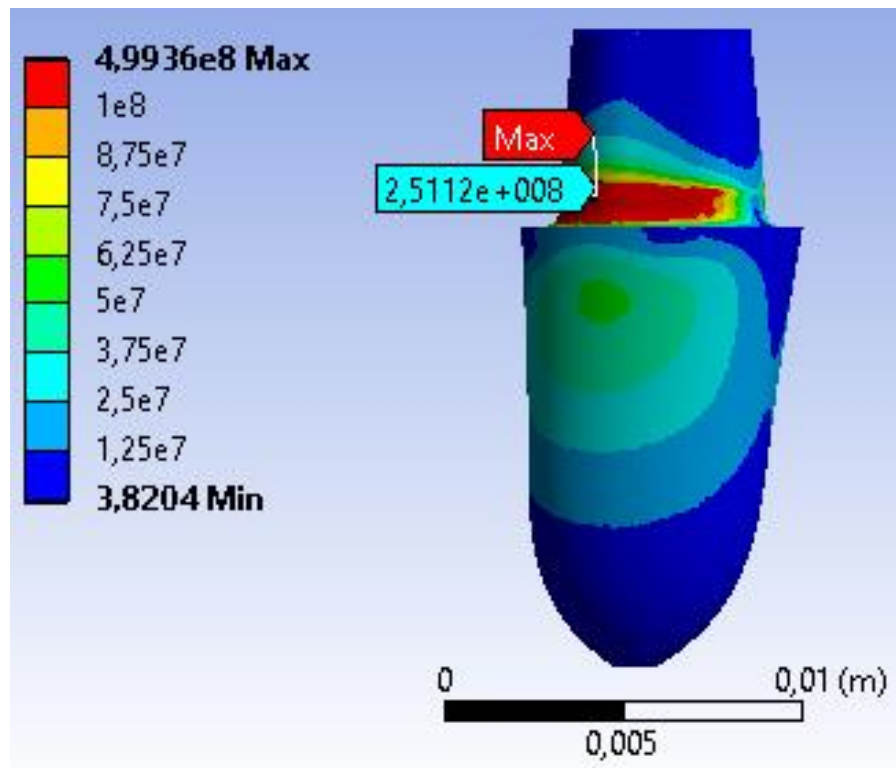


Figura 63. Esfuerzo máximo equivalente para el ligamento periodontal con escala personalizada



Se observa que en la Figura 63 que el ligamento también recibe en gran medida los efectos del momento flector que genera la prótesis parcial fija al diente pilar. Existe una zona donde se comprime y una donde se dilata. Los tejidos blandos como los ligamentos se caracterizan porque no fallan a compresión, sino a tensión; por tanto, el esfuerzo máximo realmente útil es aquel donde se ubica en la zona que afortunadamente coincide con el esfuerzo máximo.

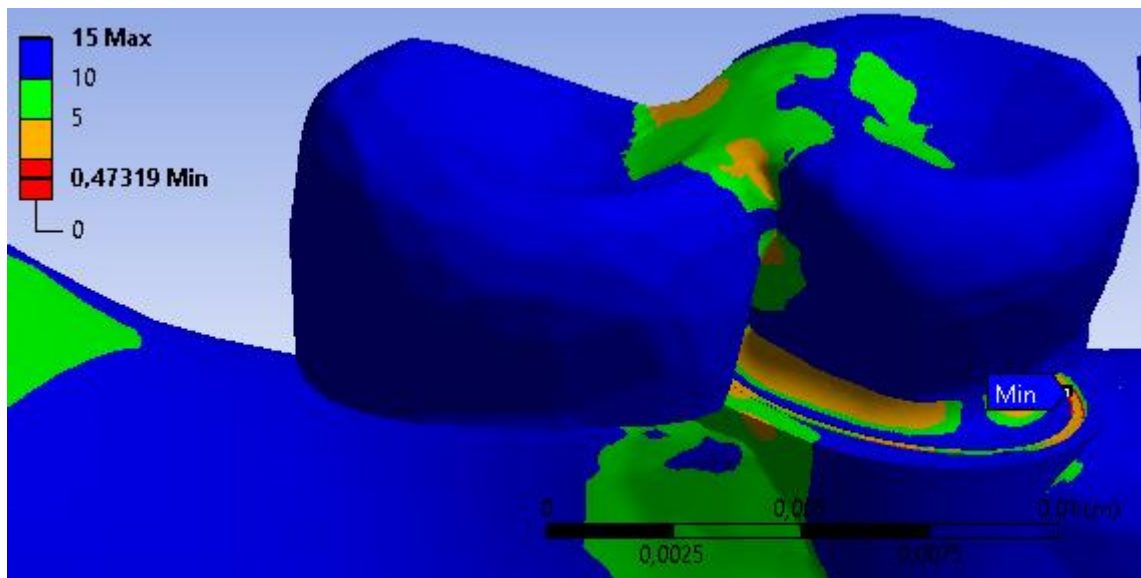
Figura 64. Esfuerzo máximo equivalente para el diente con escala personalizada



La Figura 64 retrata el efecto que tienen los dos factores más relevantes sobre el diente pilar: efecto del momento flector y el tallado, que combinados se obtiene que la zona con mayor esfuerzo en el diente es la parte baja del tallado donde existe compresión. Este esfuerzo se caracteriza porque su valor está en el orden del esfuerzo máximo, por ende, el diente está expuesto a esfuerzos muy altos; más altos de los que debería.

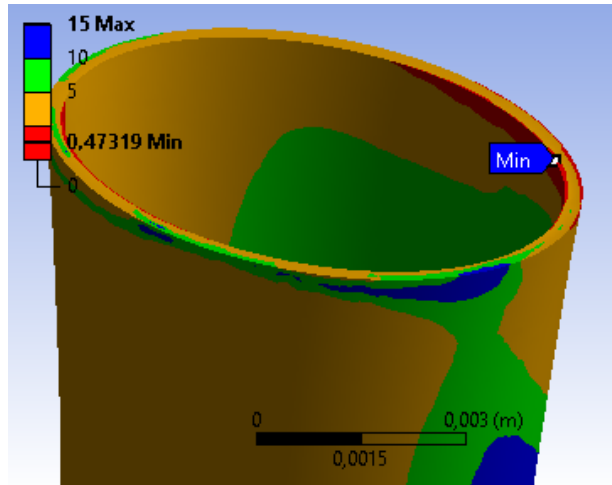
10.1.2. Evaluación de falla: Con los resultados de los esfuerzos equivalentes máximos analizados, se procede a determinar qué componentes del sistema mandíbula-prótesis han fallado. ANSYS Workbench provee de la herramienta Stress Tool, que recopila información como: Factor de seguridad, margen de seguridad y relación de esfuerzos. Para este trabajo, se analiza sólo el factor de seguridad.

Figura 65. Evaluación de falla: Factor de seguridad mínimo



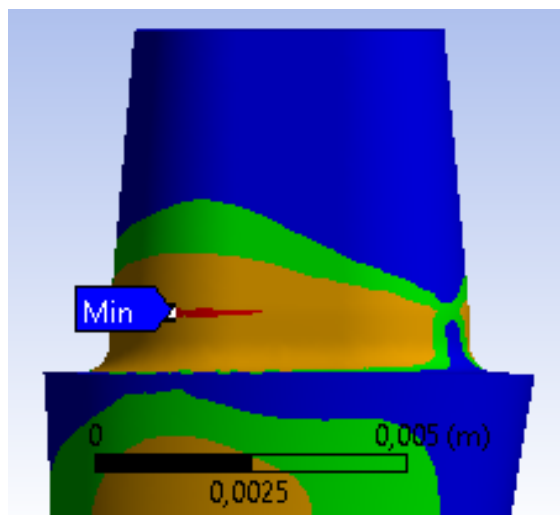
En la Figura 65, existen dos indicadores muy importantes en este análisis: primero, el factor de seguridad según la escala gráfica es menor a **1**, aproximadamente igual a 0,47; segundo, que este valor mínimo se ubique en el ligamento periodontal. Este valor se interpreta como un resultado alarmante en el sistema, debido a que ocurre en la zona de tensión del ligamento periodontal. Ya que la simulación se programó para que el resultado del factor de seguridad en el ligamento indicara menor que **1** cuando existe rotura, por tanto, se dice que el ligamento se ha roto, al menos por esa zona.

Figura 66. Evaluación de falla del ligamento periodontal



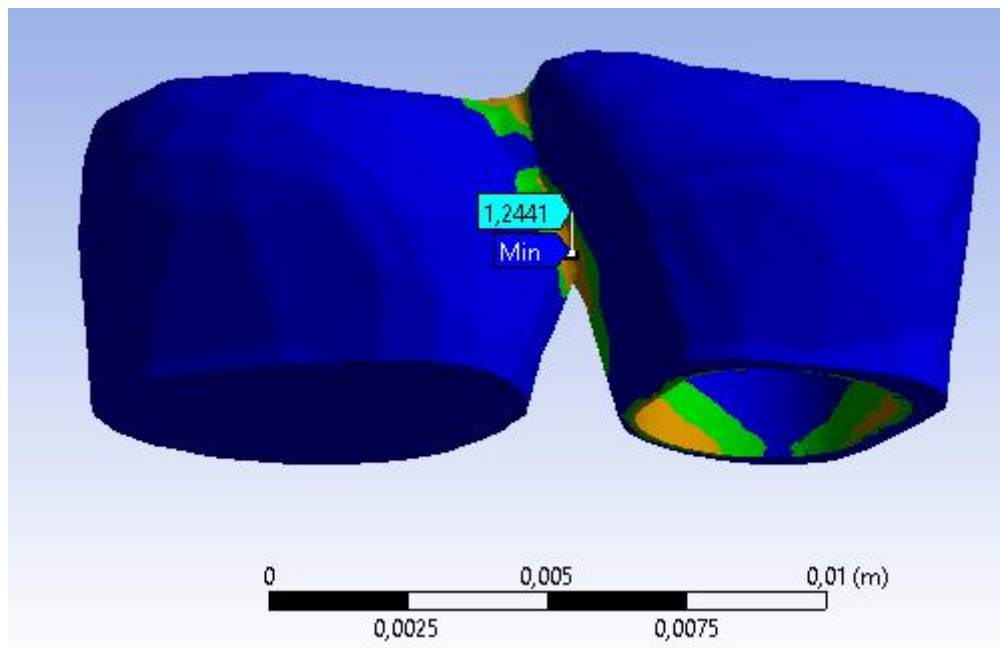
En la Figura 66, se observa de manera detallada la zona que presenta falla, la cual es muy pequeña en comparación con el resto de la superficie del ligamento periodontal. Esta se representa como una gran fisura cuando se aplique la carga máxima establecida en el proyecto, pero no implica que el diente pilar se retire de su posición. Sin embargo, hay que tener en cuenta que el paciente no ejercerá la fuerza máxima una sola vez en su vida, sino que será repetida muchas veces. Esta repetición va a concadenar en la constante fisura del ligamento, hasta llegar a un punto donde el mismo no pueda sostener el diente y por tanto se arranque.

Figura 67. Evaluación de falla en el diente



Observando la Figura 67, el diente tiene una pequeña línea roja en la zona compresiva del tallado cuyo valor de factor de seguridad corresponde a **0,86**. Debido a que las propiedades mecánicas del diente están escritas en el presente proyecto a compresión, se debe tener en cuenta este resultado. Al igual que con el ligamento periodontal, existe cierta falla pequeña o rotura que, a pesar de no romperse todo el diente, en un tiempo corto la rotura se extiende a lo largo de la sección transversal del diente pilar, partiéndolo en dos pedazos.

Figura 68. Evaluación de falla de la prótesis parcial fija en voladizo



La Figura 68 representa el análisis de falla de la PPFV, y es de notar que estáticamente no existe evidencia de falla alguna. El material Remanium® star según la simulación es indicado para este propósito, sin embargo, se tiene en cuenta que el fenómeno de la fatiga está siempre presente, ya que el valor de factor de seguridad está sólo un **20%** por encima del límite de falla. Infortunadamente para el material no existe información sobre su comportamiento a la fatiga, por ende, su análisis no se puede realizar.

10.1.3. Deformaciones unitarias y totales: Un último análisis es la determinación de las deformaciones máximas unitarias y totales. El sistema mandíbula-prótesis según la Figura 67, se tiende a deformar mayormente en dos zonas: parte posterior de la prótesis y el mentón. Respecto a la prótesis, se espera que, por los esfuerzos aplicados en el conector, tuviera algún tipo de deformación notoria. La mandíbula al comportarse también como un sistema cantiléver, es de esperarse también que en la zona más alejada del soporte se presente la mayor deformación, que en el presente caso es el mentón. Sin embargo, la deformación máxima no supera los **0,21 mm**, haciendo que el paciente logre apenas sentirla, pero sin ninguna molestia, por supuesto dejando al lado el problema con el ligamento periodontal y el diente.

Figura 69. Deformación total en el sistema mandíbula-prótesis

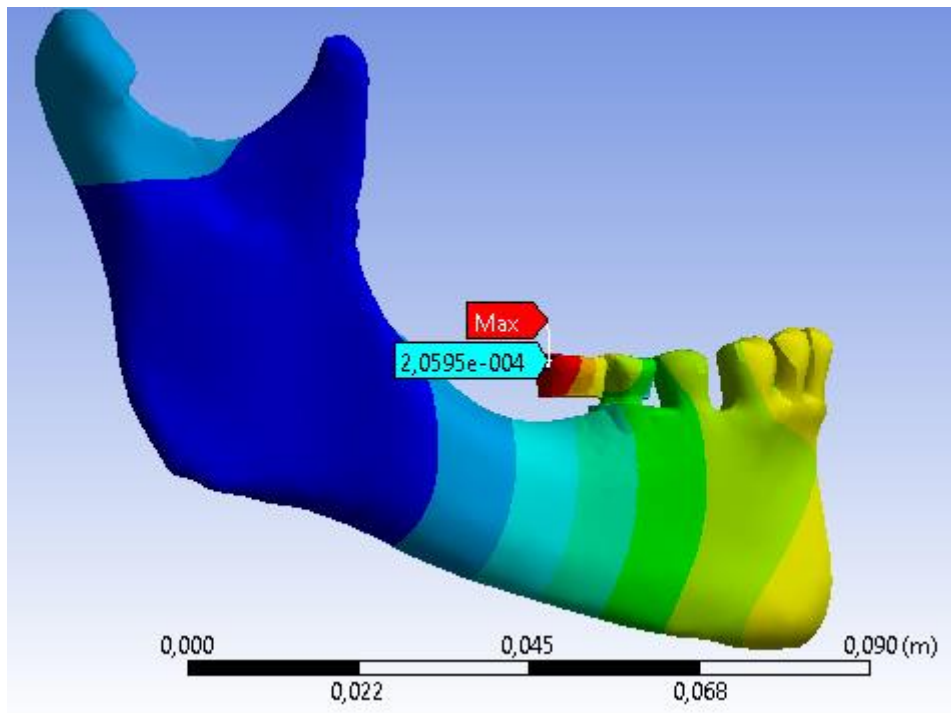
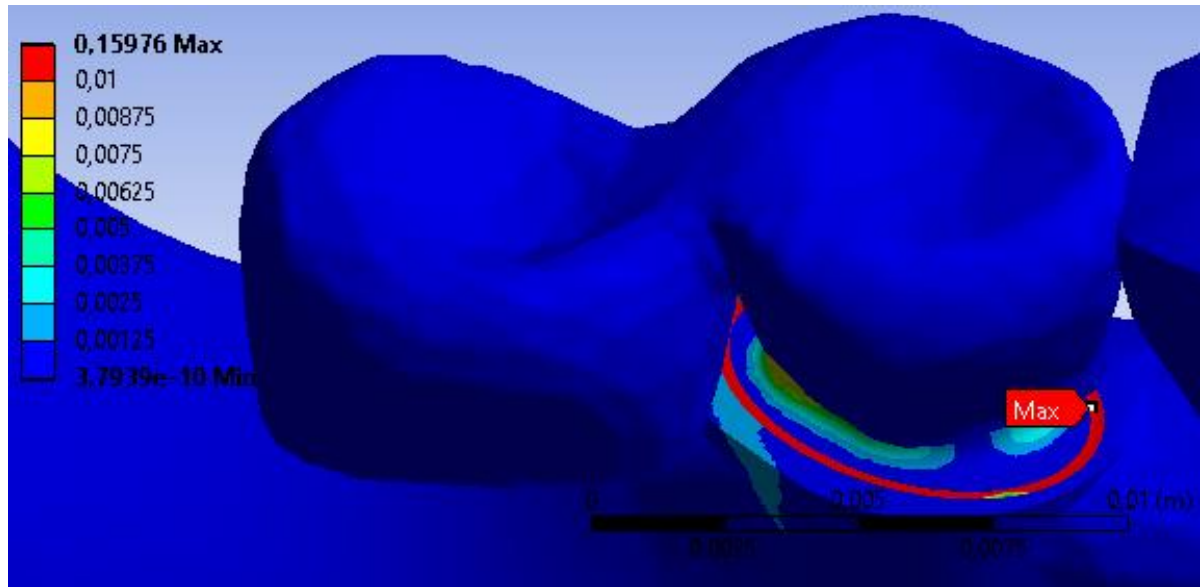


Figura 70. Deformación unitaria del sistema con escala personalizada para cantidades mayores al 1%



Analizando la Figura 70, existe una zona claramente roja que corresponde al ligamento periodontal. Esta zona bien definida de color rojo era de esperarse debido al bajo módulo de elasticidad del ligamento (**50 MPa**) por lo que supera el **15%** de deformación unitaria. Sin embargo, esto no indica la falla a causa de la naturaleza misma del tejido blando. Además, se destaca que en la zona inferior del tallado, tanto en la parte comprimida como en la tensionada, su deformación unitaria alcanza el orden del 1%. Es entonces que se muestra en esta Figura que no existe problema alguno con las deformaciones unitarias, si se considerara que la falla por deformación sea del 3%.

La Tabla 21 recopila la información de todos los valores máximos de las diferentes variables estudiadas hasta ahora. De esta manera, sirve como punto de comparación entre componentes del sistema mandíbula-prótesis.

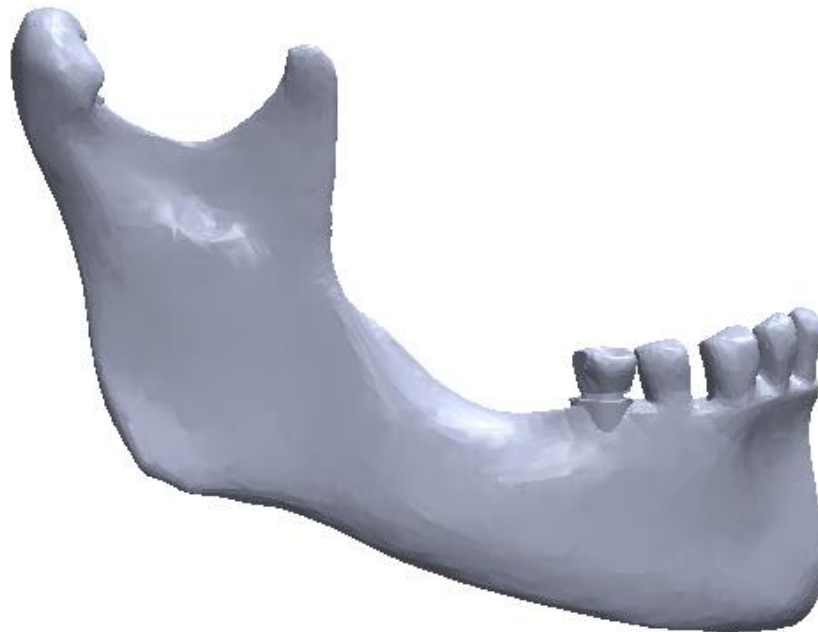
Tabla 21. Valores máximos o mínimos de los diferentes análisis

Análisis	PPFV	Diente	Lig. Period.	Mandíbula
Esfuerzo equivalente [MPa]	499,4	251,1	7,819	78,36
Evaluación de falla [-]	1,2416	0,8561	0,4732	1,4676
Deformación total [mm]	0,206	0,115	0,108	0,158
Deformación unitaria [%m/m]	0,2657	1,1624	15,976	0,6709

10.2. ANÁLISIS SIN PRÓTESIS

Para determinar si la falla del ligamento y diente ocurre exclusivamente con el uso de una prótesis parcial fija en voladizo con un solo diente pilar, debe crearse un modelo donde simplemente funcione el diente pilar con el ligamento. Sin embargo, en la construcción de los modelos 3D, la raíz simplificada no fue unida con su respectiva corona, sino que el tallado se construyó sobre ella, como ya se había especificado en el capítulo 7 (Ver Anexo 5).

Figura 71. Modelo de mandíbula sin prótesis



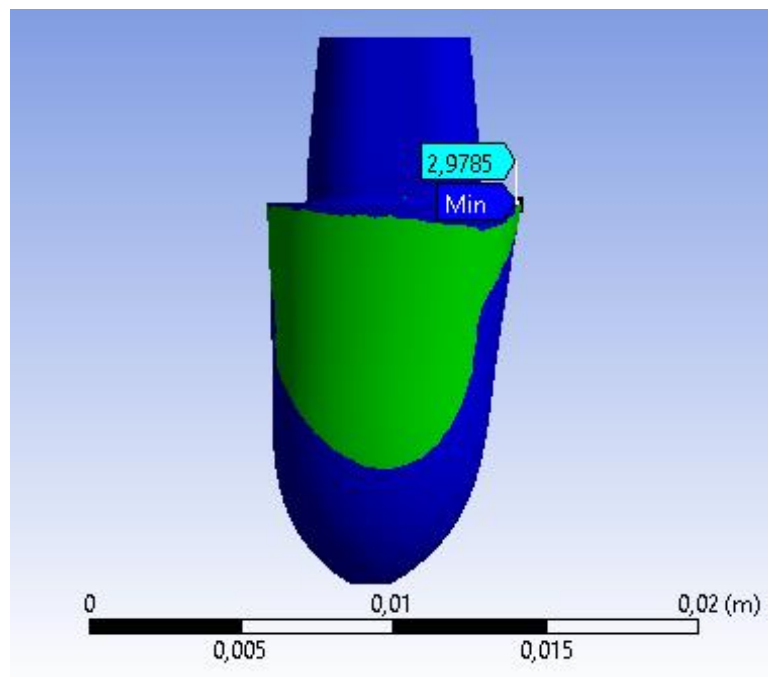
Además, la ausencia del diente 46 hace que aquella carga que con la prótesis estaba presente, sea de alguna forma compensada. Lo que se hace es dividir esa fuerza en 5 partes y sumárselas a cada diente.

Observándose la Figura 72, se entiende que no existe falla, por el factor de seguridad del ligamento y del diente está por encima del 3.0; esto significa que la falla presentada con prótesis se da efectivamente por su efecto flector.

Tabla 22. Fuerzas sobre el modelo sin prótesis

Diente (FDI)	Fuerza Máx. [N]	Fuerza sin prót. [N]
41	13,082	44,429
42	13,082	44,429
43	13,082	44,429
44	50,146	81,49
45	50,146	81,49

Figura 72. Evaluación de falla para el conjunto Diente-LP sin prótesis



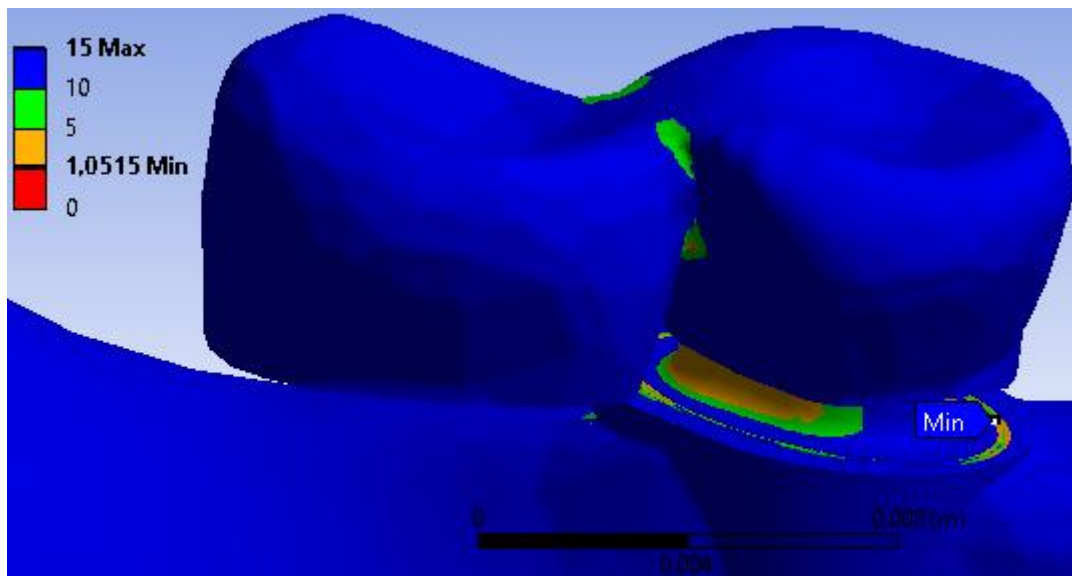
10.3. CARGAS SIN FALLA

Debido a que se presentó falla tanto en el ligamento periodontal como en el diente, es importante determinar la carga máxima que se puede ejercer al sistema para evitar la falla estática. El procedimiento radica en multiplicar todas las cargas por un factor proporcional. Se empieza con un factor de 0,5 y sin embargo existe alguna falla muy cercana al 1.0 sólo en el ligamento, por ende, se usa un factor de 0,45, con lo cual se obtiene un valor de factor de seguridad igual a **1,0515**.

Tabla 23. Cargas sobre los dientes sin falla

Diente (FDI)	Fuerza Máx. [N]	Fuerza sin falla [N]
41	13,082	5,887
42	13,082	5,887
43	13,082	5,887
44	50,146	22,566
45	50,146	22,566
46	156,736	70,531

Figura 73. Evaluación de falla para las nuevas fuerzas



10.4. COMPARACIÓN DE MATERIALES

Para realizar la comparación de materiales, se usan las mismas especificaciones del bloque de información Base, variando por supuesto el material de la prótesis parcial fija. En este proceso no es necesario la ejecución de 8 simulaciones para los respectivos materiales listados en la Tabla 24, sino que es suficiente con un análisis de factor de seguridad tal como el siguiente:

$$FS = \frac{\sigma_{y-mat}}{\sigma_{eq-m\acute{a}x}}$$

Tabla 24. Comparación de la evaluación de falla en los diferentes productos

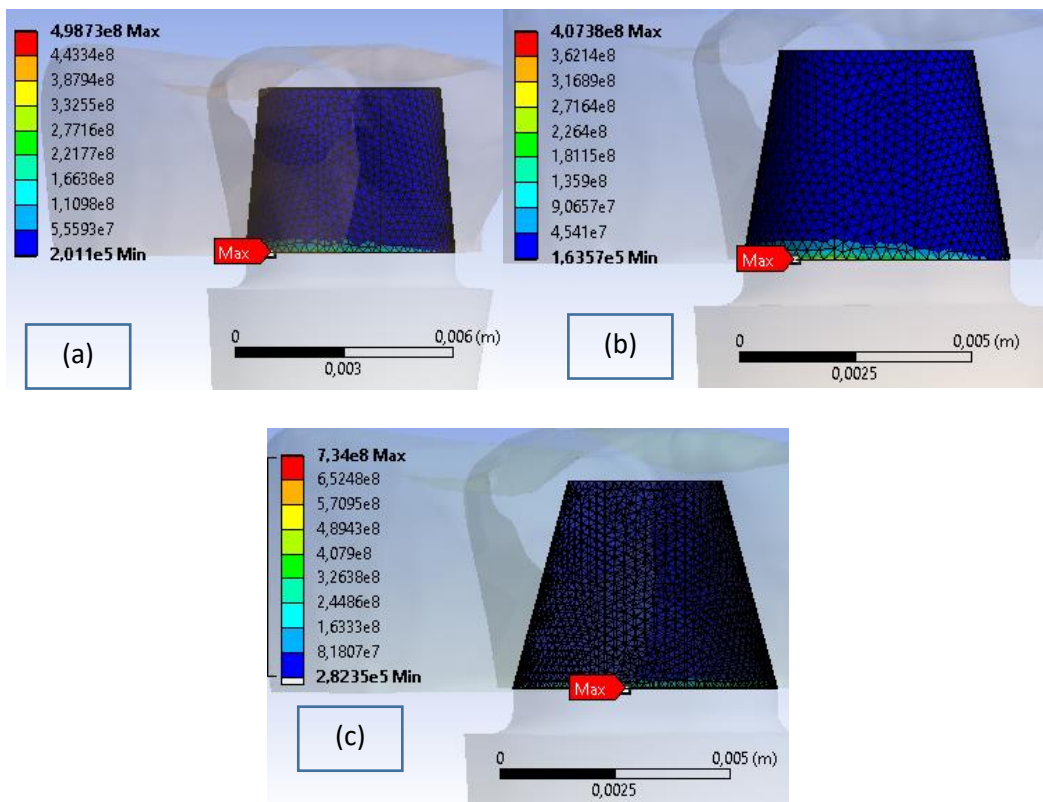
Tipo	Producto	σ_y [MPa]	FS	Falla
NiCr	Remanium® CS+	340	0,681	Sí
	Remanium® G-Blando	310	0,621	Sí
CoCr	Remanium® star	620	1,242	No
	Remanium® star MD I	635	1,272	No
	Remanium® star MD II	460	0,921	Sí
	Remanium® segura	760	1,522	No
	Remanium® 2000+	700	1,402	No
Titanio	Tritan	460	0,921	Sí

Respecto al comportamiento de cada material, se observa que el primer grupo compuesto por las aleaciones de NiCr fallan por su bajo esfuerzo de fluencia. El segundo grupo, compuestos por las aleaciones de CoCr, muestran ser resistentes en su mayoría, lo cual los hace apropiados para el uso de estas prótesis, siempre y cuando se vigile la falla por tejidos. Finalmente, el grupo del Titanio no muestra la resistencia suficiente, sin embargo, sólo se habla del producto disponible por la empresa Dentaurum.

10.5. ÁNGULO DE TALLADO

El último análisis comparativo se basa en el efecto del ángulo de convergencia del tallado en el contacto N° 1 (Prótesis-Diente). En teoría, un menor ángulo indica mejor retención; pero observando la Figura 74, se muestra que el ángulo de 5° presenta un mayor esfuerzo de fricción³¹ que el ángulo de 10°. Sin embargo, el ángulo de 15° presenta un esfuerzo de fricción muy elevado, lo cual verifica en parte la teoría. Hay que tener en cuenta, además, que los estudios realizados relacionando ambas variables se han hecho en prótesis que no son en voladizo, por tanto, el efecto de la prótesis en cantiléver lleva a que se prefiera un ángulo de 10°.

Figura 74. Esfuerzos de fricción para el contacto N°1 (Prótesis-Diente) en los diferentes ángulos de convergencia: (a) 5°, (b) 10° y (c) 15°



³¹ Esfuerzo cortante superficial

10.6. CONVERGENCIA DE MALLA

Es necesaria la comprobación de los resultados mediante la verificación por convergencia de malla. Este tipo de análisis determina la aproximación de los resultados a un valor teórico, pero dado que en el presente proyecto no existe tal valor, se compara con la tendencia de la variable al número de elementos. Para analizar la convergencia se determina el valor de la energía de deformación total, pero ANSYS provee sólo la de cada elemento, por ende, se obtiene de la siguiente forma:

$$U_{Total} = \sum_{j=1}^{N_i} U_{j_i}$$

Donde N representa el número de elementos, i representa el componente del sistema Mandíbula-prótesis y j el número de elemento específico.

Figura 75. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para la PPFV especificando el tamaño del elemento en [mm]

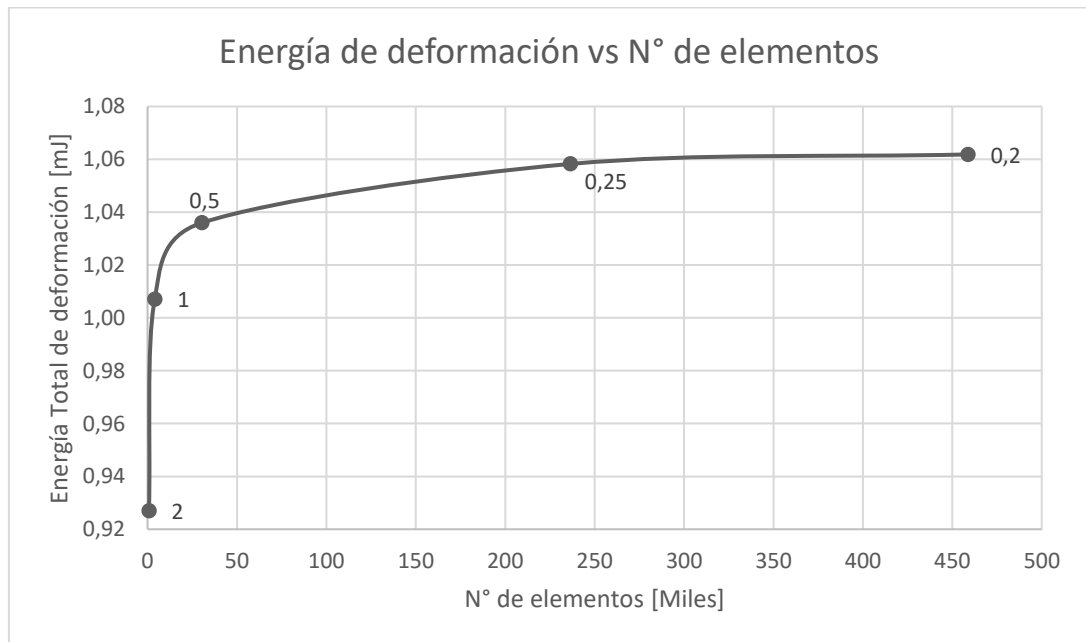


Figura 76. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para el diente especificando el tamaño del elemento en [mm]

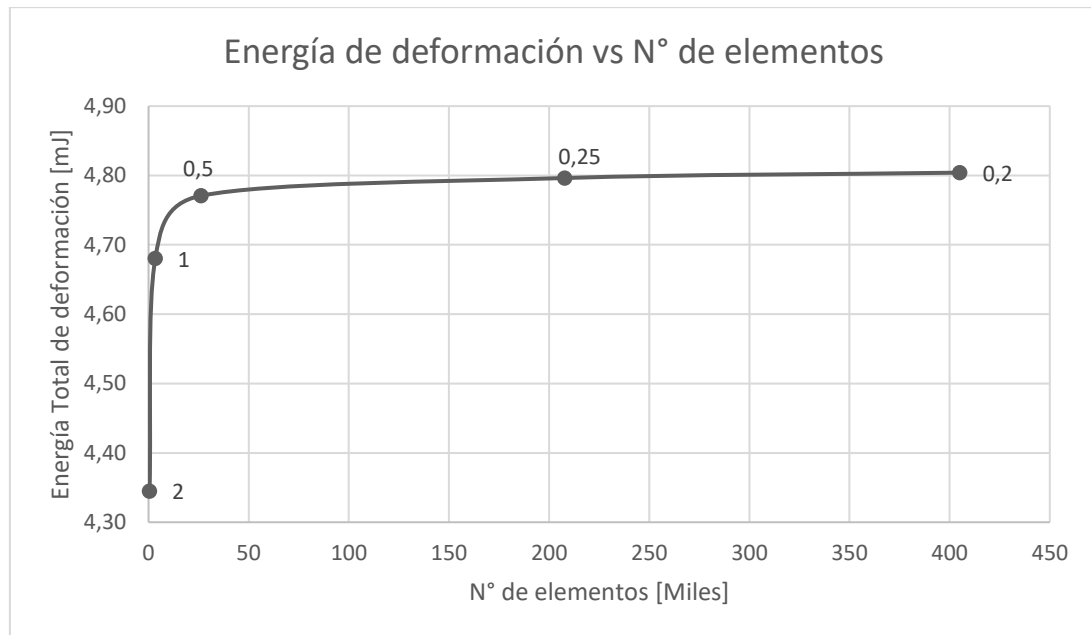


Figura 77. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para LP especificando el tamaño del elemento en [mm]

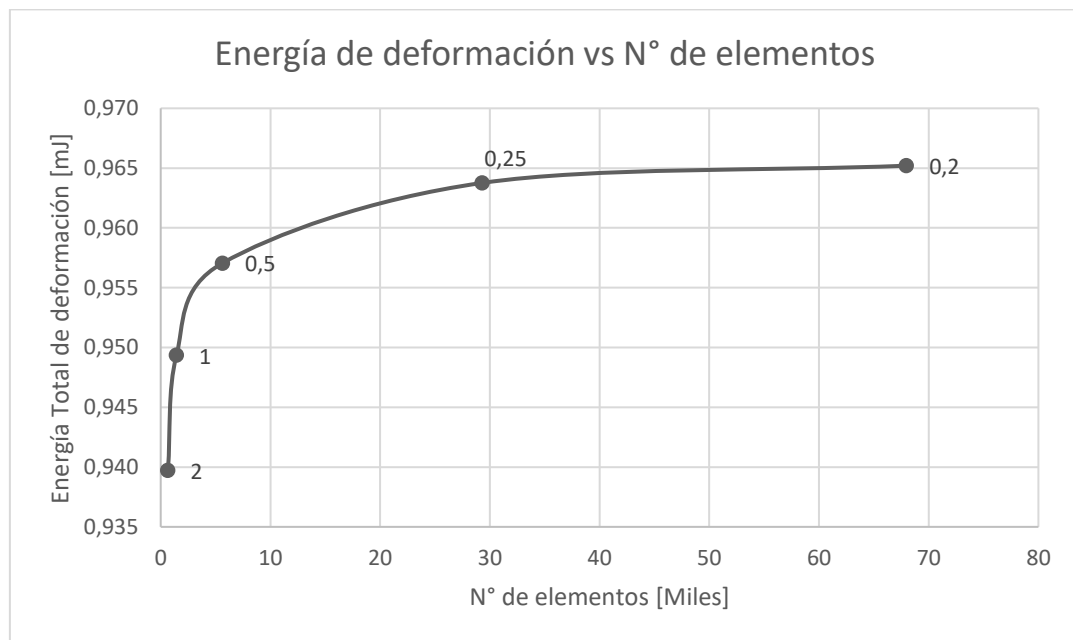
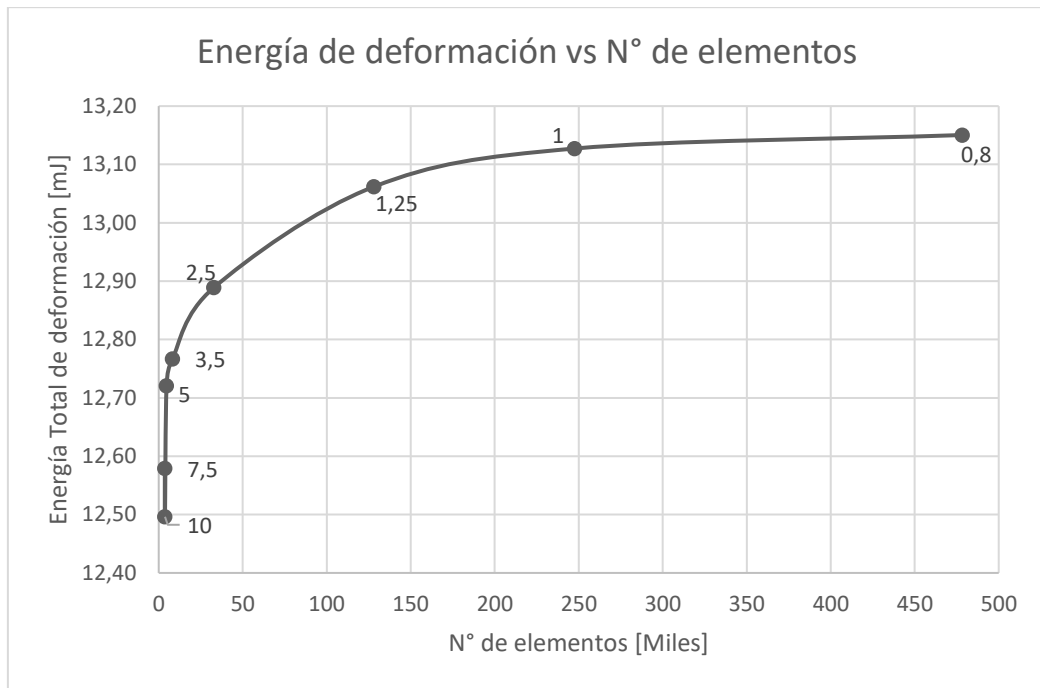


Figura 78. Gráfica de Energía de deformación vs N° de elementos para la Mandíbula especificando el tamaño del elemento en [mm]



11. CONCLUSIONES

Se determinaron las siguientes conclusiones, en primer lugar, el uso de herramientas computacionales como Mimics® y 3-matic® abren la puerta a los estudios biomecánicos en la Escuela de Ingeniería Mecánica en la Universidad Industrial de Santander. Gracias a su compatibilidad con estudios imagenológicos, permite modelar sistemas biológicos de una manera precisa, y proyectarse a sistemas CAD como SolidWorks® y FEA como ANSYS; todo esto hace a aquellos softwares sumamente útiles en la bioingeniería. Debido a que este proyecto es pionero por el uso de Mimics® en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, se dedicó bastante tiempo al aprendizaje en el manejo del programa Mimics®/3-matic® debido a que se presentaron algunos inconvenientes.

En segundo lugar, uno de los problemas que se encontró en el proyecto fue el uso de varios softwares. La justificación de esto se debe a que los archivos que salían de 3-matic® eran leídos con errores por SolidWorks® y casi siempre requerían de reparaciones que modificaban los modelos 3D. Se hace preferible la ruta 3-matic® - ANSYS, siempre y cuando el segundo no obtenga errores por geometría.

Además, en los resultados se obtuvo que las configuraciones originales del sistema provocan la rotura del ligamento periodontal. Si bien esto es una causa de alarma para cualquier proceso de diseño, el presente proyecto buscaba sólo modelar y analizar una PPFV. Los resultados son acordes con la opinión de expertos consultados basándose en su experiencia dentro de la prostodoncia.

Por otro lado, para corroborar que las configuraciones del sistema no provoquen la falla en la ausencia de prótesis, se construyó un modelo sin la misma y se le agregaron nuevas condiciones compensando la falta de un diente en aquella zona. Los resultados muestran que, a pesar del incremento de las cargas sobre los dientes, ningún componente presenta falla en el análisis de factor de seguridad, un valor menor que 2,9. Ergo, la causa de la falla se debe exclusivamente a la prótesis.

Paralelamente, al realizarse la comparación del comportamiento de materiales provistos por la empresa alemana Dentaaurum, el grupo de Cobalto-Cromo presenta las mejores características de resistencia para la prótesis, por ende, es indicado el uso de estos materiales para su construcción. En contraste, los grupos Níquel-Cromo y Titanio no son indicados para una PPFV.

Finalmente, el análisis de contacto entre el diente y la prótesis determina que no siempre un ángulo menor de convergencia de tallado representa una mejor retención. Sin importar que no se conozcan detalles de la resistencia mecánica cortante para la unión, se dice que existe un ángulo óptimo entre 5° y 15°. Debido a que en el presente proyecto el único ángulo dentro de este rango fue de 10°, este muestra el mejor comportamiento ante el “esfuerzo de fricción”.

12. RECOMENDACIONES

Este proyecto se define como un pionero en el uso de Mimics® en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, por ende, es un punto de partida para futuros proyectos que realicen modelados, análisis y diseños basados en información imagenológica. De igual forma, queda abierta la opción del diseño de una PPFV que no falle para el mismo paciente por lo cual se dejan anexos con los archivos IGES de los modelos.

Debido a que la mayoría de los componentes se han asumido como isotrópicos, lineales y homogéneos (salvo la ortotropía del hueso), quedan sujetos a revisión algunos análisis. El uso de este tipo de materiales es debido a la simplificación de un modelo anisotrópico sumamente complejo.

Según profesionales consultados, se recomienda el uso de implantes dentales antes que una PPFV en las zonas posteriores de la boca. Como se ha comprobado en este proyecto, el uso específico de estas prótesis es nocivo. Si se asume que el paciente posee la suficiente capacidad económica para reparar todos sus dientes ausentes, se puede estar hablando de prótesis parciales fijas implantosoportadas no-cantiléver.

BIBLIOGRAFÍA

ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The Glossary of Prosthodontics Terms. 2005

AGLIETTA, M. et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. Berna: Universidad de Berna, 2009.

BENDJABALLAH, M. Finite element study of load transfer in a splinted fixed partial denture. Riad: Universidad Rey Saud, 2009.

BELLI, R; PETSCHERT, A y LOHBAUER U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. Erlangen: Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2013.

BORIE, E. Fuerza máxima de mordida en pacientes adultos mayores de origen mapuche y no mapuche portadores de prótesis parciales removibles clase I Kennedy. Temuco: Universidad de la Frontera, 2014.

BUJTAR, P. et al. Finite element analysis of the human mandible at 3 different stage of life. Toronto: Universidad de Toronto, 2010.

CHICA, E; LATORRE, F y AGUDELO, S. Prótesis parcial fija: análisis biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención. Medellín: Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia, 2010.

CHUN, KJ et al. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. Cheonang-si: Korea Institute of Industrial Technology, Journal of Dental Biomechanics, 2014.

CLARK, M. Spectral CT: Image processing and revised Hounsfield units. Christchurch: Universidad de Canterbury, 2009.

CORREIA, A. et al. Effect of connector design on the stress distribution of a cantilever fixed partial denture. Évora: Portuguese Society of Biomechanics, 2009.

CORREIA, A. et al. Stress analysis of cantilever-fixed partial denture connector design using the finite element method. Porto: Portuguese Society of Biomechanics, 2009.

COMMISSO, M, et al. Finite Element Analysis of the human mastication cycle. Sevilla: Universidad de Sevilla, 2014.

COWIN, S. The Mechanical Properties of Cortical Bone Tissue, Bone Mechanics, S. C. Cowin, Boca Raton, CRC Press, Inc., pp. 97–128, 1989.

DIAZ, J. Análisis biomecánico por el método de elementos finitos en la interfaz de un implante craneal. Bucaramanga, 2016. Trabajo de grado (Ingeniero Mecánico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica.

DOROW, C; KRSTIN, N. y SANDER, F. Experiments to Determine the Material Properties of the Periodontal Ligament. Ulm: Central Institute of Biomedical Technology, University of Ulm, 2002.

DOROW, C; KRSTIN, N. y SANDER, F. Determination of the Mechanical Properties of the Periodontal Ligament in a Uniaxial Tensional Experiment. Ulm: Central Institute of Biomedical Technology, University of Ulm, 2002.

EL-WAKAD, M. Effect of splinting in a fixed partial denture on bone remodeling using FEM. Riad: Universidad Rey Saud, 2009.

ERASLAN, O. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. Konya: Universidad Selcuk, 2005.

FILL, T. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament. Critical review literature. Alberta: Universidad de Alberta, 2011.

HUTTON, David V. Fundamentals of Finite Element Analysis. Nueva York: Editorial McGraw-Hill, 2004

IHDE, S. Principles of BOI: Clinical, Scientific and Practical Guidelines to 4-D Dental Implantology. Nueva York: Editorial Springer, 2005.

JORGENSEN, K. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Estocolmo: Acta Odontol Scand, 1995

MAGNE, P; PERAKIS, N y BELSER, U. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. Ginebra: The Journal of Prosthetic Dentistry, 2002.

MANDA. M. et al. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures. Atenas: The Journal of Prosthetic Dentistry, 2007.

MANDA, M. et al. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prosthesis in patients with severely reduced osseous

support: A three-dimensional finite element analysis. Atenas: The Journal of Prosthetic Dentistry, 2010.

MATERIALISE. Mimics® SE: Mimics® Student Edition Course Book. En: Biomedical Materialise [en línea]. Disponible en: < <http://biomedical.materialise.com/educational-program-detailed-info#2> > [Citado en 4 de agosto de 2016]

MEYERS, M. et al. Biological Materials: Structure and Mechanical Properties. San Diego: Editorial Elsevier, 2007.

MICULESCU, F. et al. Failure Analysis of Dental Prosthesis. Berna: Editorial Springer, 2015.

NATALI, A. et al. Dental Biomechanics. Nueva York: Editorial Taylor & Francis Inc., 2003.

NARAYAN, R. Biomedical Materials. Nueva York: Editorial Springer, 2009.

NELSON, S y ASH, M. Wheeler: Anatomía, fisiología y oclusión dental. Barcelona: Editorial Elsevier. 2015.

OZKIR, S. et al. Evaluation of stress distribution of fixed partial dentures over straight and inclined implants in various macrodesigns by the photoelastic stress analysis method. Ankara: Afyon Kocatepe University, 2013.

PEGORARO, L. Prótesis Fija. San Pablo: Editorial Artes Médicas Ltda., 2001.

PJETERSSON, B. et al. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Berna: Universidad de Berna, 2007.

PLATERO, C. Aleaciones en prótesis fijas. Mendoza: Materiales Dentales, 2004.

REES, J.S y JACOBSON, P.H. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials: Vol 18. Cardiff: Universidad de Gales, 1997.

RODRIGUEZ, F. Prótesis dental parcial fija: Unidad IV. En: Prótesis Parcial Fija y Removible Unidad 4 [en línea]: <http://www.academia.edu/6571791/Protesis_Parcial_Fija_y_Removible_Unidad_4> [Citado en 19 de agosto de 2016]

ROMEED, S. et al. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. Manchester: Journal of Oral Rehabilitation, 2003.

ROSENSTIEL, S. Prótesis Fija Contemporánea, Cuarta Edición. Barcelona: Editorial Elsevier, 2009

SCHMALZ, G y ARENHOLT-BINDSLEV, D. Biocompatibility of Dental Materials. Berlin: Editorial Springer, 2009.

SHILLINBURG, H. et al. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Barcelona: Editorial Quintessence S.L, 2012

SHINOGAYA, T et al. A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force. Tokio: Tokyo Medical and Dental University, 2002.

SHINYA, A. y YOKOYAMA, D. Finite element analysis for dental prosthetic design. Shanghai: Editorial Intech, 2010.

WATANABE, R. Rehabilitación Oral con prótesis fija. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2008.

YANG, H.; CHUNG, H.; y PARK, Y. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. Kwangju: The Journal of Prosthetic Dentistry, 1999

YANG, H.; CHUNG, H.; y PARK Y. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support, Kwangju: The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996

ANEXOS

Anexo 1. Propiedades de los materiales disponibles por la empresa Dentaureum

Ver carpeta anexa PDF

Anexo 2. Modelos IGES de la mandíbula, diente y ligamento

Ver carpeta anexa Mandíbula

Anexo 3. Modelos IGES de prótesis

Ver carpeta anexa Prótesis

Anexo 4. Modelo IGES de ensamblaje

Ver carpeta anexa Ensamblajes

Anexo 5. Modelos IGES de la mandíbula reducida con sus ensamblajes

Ver carpeta anexa MandModif