

**CARACTERIZACIÓN Y SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS
DEL COMPORTAMIENTO ESTRUCTURAL DE PILARES PARA IMPLANTES
DENTALES UTILIZANDO LA ALEACIÓN WIRON LIGHT®
FUNDIDA POR INDUCCIÓN ELÉCTRICA**

LUIS ALBERTO LAGUADO VILLAMIZAR

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISCOQUÍMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA DE MATERIALES
BUCARAMANGA**

2011

**CARACTERIZACIÓN Y SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS
DEL COMPORTAMIENTO ESTRUCTURAL DE PILARES PARA IMPLANTES
DENTALES UTILIZANDO LA ALEACIÓN WIRON LIGHT®
FUNDIDA POR INDUCCIÓN ELÉCTRICA**

LUIS ALBERTO LAGUADO VILLAMIZAR

**Trabajo de investigación, para optar al título de
Magister en Ingeniería de Materiales**

Director del proyecto:

JOHN FABER ARCHILA DÍAZ

Ingeniero Mecánico, Esp, Msc

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOQUÍMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA DE MATERIALES
BUCARAMANGA**

2011

Dedicado a:

*Sandra Milena mi esposa,
Diego Alejandro y Daniel Santiago
mis hijos,
por ser el motor trifásico de mi existencia...*

*y a la memoria de
Aldemar, mi cuñado,
quien tristemente partió
el día en que yo iniciaba
esta carrera...*

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por brindarme la fortaleza necesaria para culminar esta importante etapa de crecimiento personal...

A todas las personas que de alguna manera me acompañaron en la realización y culminación de este proyecto:

A mi director de proyecto: John Faber Archila Díaz por su constante dedicación, asesoría profesional y amigo incondicional.

Al profesor Luis Emilio Forero Gómez, por compartir su pasión por los Biomateriales y por ser ejemplo de trabajo constante, exigencia y superación.

A los profesores Gustavo Neira Arenas, Pedro José Díaz, Maria Mercedes Cely, Dario Yesid Peña, Custodio Vásquez, Luz Amparo Quintero y a Leidy Hernández.

Por la asesoría técnica en el procesamiento de materiales: a German Amaya y sus asistentes del laboratorio dental, a mi amigo Efraín Vega del CDP de Joyería, a Pedro Vásquez, Miguel Benítez y Mauricio Jaraba.

A mis compañeros y amigos de la Maestría en Ingeniería de Materiales, del Grupo de Biomateriales, del Grupo GIROD y de la Escuela de Diseño Industrial:

Clara López, German Díaz, Luisa F. Ardila, Alirio Pinilla, Vaslak Rojas, Luddy Cáceres, Diana Parada, Orlando Angulo, Janender Pradilla, Julián Herrera, Carlos Cárdenas, David Castellanos, Juan Carlos Daza, Aldrin Velosa, Marcela Gelvez.

Carlos Oviedo, Javier Gómez, Wilson Vesga, Edgar Farfán, Juan Carlos Amaya, Luis Eduardo Bautista, Mauricio Carrillo, Zuli Galindo, Karina Reyes, Adriana Delgado, Roger Román, Keyla Cordobés, Gonzalo Ramírez, Mary Yaruro.

A mi mamá, mi papá, mis hermanos, familiares y amigos por su constante apoyo moral y espiritual...

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	19
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	22
1.1 TÍTULO DEL PROYECTO.....	22
1.2 OBJETIVO GENERAL	22
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	22
1.4 PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	23
1.5 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	23
2. MARCO TEÓRICO	24
2.1 GENERALIDADES.....	24
2.2 DISEÑO DE PILARES PARA IMPLANTES DENTALES.....	25
2.2.1 Geometría de los Pilares Dentales.....	27
2.2.2 Biomecánica Dental.....	28
2.2.3 Comportamiento Estructural de los Pilares Dentales	30
2.2.3.1 Uniones Roscadas.	31
2.2.3.4 Uniones Cónicas.....	33
2.3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS PARA PILARES DENTALES	34
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	37
3.1 ALEACIONES METALOCERÁMICAS	37
3.1.1 Aleación Wiron Light®.....	39
3.1.1.1 Diagrama De Fases De La Aleación Wiron Light®.....	40
3.1.1.2 Biocompatibilidad De La Aleación Wiron Light®.	42

3.1.2 Efecto de la Temperatura Sobre Aleaciones Ni-Cr-Mo.....	43
3.1.3 Biocompatibilidad de Aleaciones Dentales Fundidas.	45
3.2 PROCESAMIENTO DEL MATERIAL	46
3.2.1 Preparación del Material.....	47
3.2.3 Fundición por Inducción Eléctrica.....	49
3.3 CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL WIRON LIGHT® FUNDIDO	51
3.3.1 Pruebas de Tracción.	51
3.3.2 Pruebas de Compresión.....	52
3.3.3 Análisis Metalográfico.....	53
3.4 CARACTERIZACIÓN QUÍMICA DEL WIRON LIGHT® FUNDIDO	53
3.5 MODELADO Y SIMULACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS	54
3.5.1 MODELADO 3D (CAD)	54
3.5.1.1 Modelado de las Probetas.....	54
3.5.1.2 Modelado de Los Pilares.....	55
3.5.1.3 Modelado de Pilares Personalizados	56
3.5.2 Simulación por Elementos Finitos (Fea).....	61
3.5.2.2 Simulación de la Probeta a Compresión.	65
3.5.2.4 Simulación de Pilares Ensamblados	68
4. RESULTADOS	72
4.1 RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN.....	72
4.1.1. Resultados Pruebas de Tracción	72
4.1.2 RESULTADOS PRUEBAS DE COMPRESION.....	74
4.1.3 Resultados Caracterización Química	76
4.2 RESULTADOS DE LA SIMULACION.....	77

4.2.2 Resultados de Simulación de Pilares Individuales	79
4.2.3 Resultados Simulación de Pilares Ensamblados.....	84
5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN	90
5.1. FIABILIDAD EN LA CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL.....	90
5.1.1 VALIDEZ DE LAS PRUEBAS DE TRACCIÓN	90
5.1.2 COMPORTAMIENTO DEL MATERIAL EN COMPRESIÓN.....	91
5.1.3 MICROESTRUCTURA DENDRÍTICA..	92
5.2 FACTOR DE SEGURIDAD POR ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	93
5.2.1 Análisis de Falla a Tracción y Compresión.....	94
5.2.2 Análisis de Resultados de la Simulación en los Pilares.....	96
5.2.3 Análisis del Sistema de Pilares Ensamblados	99
5.3 MODELO DE SIMULACIÓN.....	102
6. CONCLUSIONES	104
7. RECOMENDACIONES.....	106
CITAS BIBLIOGRÁFICAS	108
BIBLIOGRAFÍA	114
ANEXOS	120

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Composición química de las aleaciones Wiron99 y Wiron light.	39
Tabla 2 Propiedades de las aleaciones Wiron99 y Wiron light.	40
Tabla 3 Valores de dureza en la aleación Ni-Cr y después de los tratamientos térmicos.	44
Tabla 4 Parámetros del proceso de fundición de cuatro probetas por inducción eléctrica.....	50
Tabla 5 Dimensiones pilares personalizados, h = altura, d = diámetro, milímetros.	57
Tabla 6 Tabla de Diseño para pilares rectos personalizados, milímetros.	58
Tabla 7 Propiedades mecánicas del material Wiron light fundido por inducción eléctrica.....	62
Tabla 8 Mallado de elementos finitos en Pilares rectos.	67
Tabla 9 Mallado de elementos finitos en Pilares inclinados.	68
Tabla 10 Propiedades mecánicas de materiales en simulación de pilares ensamblados.....	69
Tabla 11 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares rectos personalizados.....	70
Tabla 12 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares inclinados personalizados.....	71
Tabla 13 Resultados del ensayo de tracción en el material Wiron light fundido.	72
Tabla 14 Resultados del ensayo de Compresión en el material Wiron light fundido.	74
Tabla 15 Resultados de fluorescencia de rayos-x de la aleación Wiron light fundida	77
Tabla 16 Resultados de la simulación de las probetas en aleación Wiron light fundida	78
Tabla 17 Resultados de la simulación de pilares rectos individuales.....	79
Tabla 18 Resultados de la simulación de pilares inclinados individuales.....	82

Tabla 19 Resultados de la simulación de pilares rectos ensamblados	84
Tabla 20 Resultados de la simulación de pilares inclinados ensamblados	87

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Corte de sección de un sistema de implante dental.....	20
Figura 2 a. Imagen del proceso de oseointegración en implantes dentales. b. Imagen del proceso de Periointegración en pilares dentales.....	24
Figura 3 Sistemas de sujeción del Pilar al implante: a. Hexágono externo con tornillo oclusal. b. Hexágono interno con tornillo oclusal c. Pilar roscado y cónico TIS. d. Pilar roscado. e. Pilar cónico	27
Figura 4 Cortes de sección de Pilares para conexión por hexágono externo, según la anatomía ósea: a. Pilar recto para incisivos. b. Pilar inclinado para caninos. c. Pilar recto para Molares.....	28
Figura 5 Cargas biomecánicas aplicadas sobre un sistema de implante dental.	29
Figura 6 El torque de apriete en el pilar genera una fuerza de Precarga entre el pilar y el implante	31
Figura 7 Diagrama de Cuerpo Libre en la rosca del tornillo y en la cabeza del tornillo.	33
Figura 8 Diagrama de Cuerpo Libre ajuste cónico, vista en corte.....	33
Figura 9 Estructura de los elementos finitos.	34
Figura 10 Modelos de elementos finitos: (a) implante, (b) pilar, (c) recubrimiento metálico, (d) material oclusal, (e) Sistema de implante y tejido óseo.	35
Figura 11 Diagrama de fases ternario de la aleación Ni22Cr10Mo.....	41
Figura 12 Emisión de iones en aleaciones Ni-Cr-Be, Ni-Cr-Mo y Co-Cr-Mo.....	42
Figura 13 Microestructura de la aleación Ni22Cr10Mo antes del tratamiento térmico y después de los tres ciclos de tratamiento térmico a 950°C.	44
Figura 14 Etapas en el proceso de preparación y fundición de las probetas para ensayos de tensión en la aleación Wiron light.	46
Figura 15 Diseño de probetas para pruebas de tensión ASTM E8M-04.....	47
Figura 16 a. Molde flexible, modelo en cera. b. Probetas fundidas en Wiron light®.....	48

Figura 17: a Equipo Power cast 1700EDG. b Brazo centrífugo en posición horizontal. c Crisol en posición horizontal y boquilla de salida del gas Argón. d Bobina de inducción.....	49
Figura 18 Máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS, Laboratorio de Biomateriales UIS.	51
Figura 19 Diseño de probetas para pruebas de compresión, medidas en milímetros.	52
Figura 20 Espectrómetro de Fluorescencia de Rayos X por energía dispersiva	54
Figura 21 Modelado de probetas para análisis de elementos finitos: a Tensión, b Compresión.....	55
Figura 22 Modelado 3D de pilares rectos a utilizar en la simulación.	55
Figura 23 Modelado 3D de pilares inclinados a utilizar en la simulación.	56
Figura 24 Biomecánica dental para diseño de pilares personalizados según su ubicación [5].	57
Figura 25 Ubicación de dimensiones en el modelo CAD para pilares personalizados.....	58
Figura 26 Cortes de Sección de pilares rectos personalizados modelados en Solid Works2010®	59
Figura 27 Modelado ensamble: a. Implante conexión hexágono externo. b. Tornillo oclusal.	59
Figura 28 Modelado de ensambles de implantes: a con Pilar recto, b con Pilar inclinado 25°.....	60
Figura 29 Modelado de ensamble de implantes con pilares inclinados: a 5°, b 10°, c 15°, d 20°	60
Figura 30 Mallado probeta a tracción. A carga aplicada, B superficie de soporte fijo.	63
Figura 31 Elementos sólidos SOLID186 de ANSYS	63
Figura 32 Mallado probeta a compresión. A: carga aplicada, B superficie de restricción.....	65
Figura 33 Cargas aplicadas y restricciones en Pilares rectos e inclinados	66
Figura 34 Mallado de elementos finitos en pilares rectos	67
Figura 35 Mallado de elementos finitos en pilares inclinados	68

Figura 36 Carga aplicada y restricciones en los pilares ensamblados.....	69
Figura 37 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares rectos personalizados.....	70
Figura 38 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares inclinados personalizados.....	71
Figura 39 Diagrama Esfuerzo – Deformación por Tracción del material Wiron light fundido.....	73
Figura 40 Diagrama esfuerzo - deformación a compresión, probeta No. 3.....	75
Figura 41 Espectro de Fluorescencia de Rayos-x, probeta aleación Wiron light fundida.	76
Figura 42 Imágenes de los resultados de la simulación a tracción: a Deformación total, b Deformación unitaria, c Esfuerzo equivalente, d Factor de seguridad ...	77
Figura 43 Imágenes de los resultados de la simulación a compresión: a Deformación total, b Deformación unitaria, c Esfuerzo equivalente, d Factor de seguridad	78
Figura 44 Imágenes de deformación total en pilares rectos individuales	80
Figura 45 Imágenes de deformación unitaria en pilares rectos individuales	80
Figura 46 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares rectos individuales..	81
Figura 47 Imágenes de factores de seguridad en pilares rectos individuales	81
Tabla 18 Resultados de la simulación de pilares inclinados individuales.....	82
Figura 48 Imágenes de deformación total en pilares inclinados individuales.....	82
Figura 49 Imágenes deformación unitaria en pilares inclinados individuales.....	83
Figura 50 Imágenes esfuerzos equivalentes en pilares inclinados individuales.	83
Figura 51 Imágenes de factor de seguridad en pilares inclinados individuales..	84
Figura 52 Imágenes de deformación total en pilares rectos ensamblados	85
Figura 53 Imágenes de deformación unitaria en pilares rectos ensamblados ...	85
Figura 54 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares rectos ensamblados	86
Figura 55 Imágenes de factor de seguridad en pilares rectos ensamblados	86
Figura 56 Imágenes de presión en la rosca interna del implante	87
Figura 57 Imágenes de deformación total en pilares Inclinados ensamblados ..	87

Figura 58 Imágenes deformación unitaria en pilares inclinados ensamblados ..	88
Figura 59 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares Inclinados ensamblados.....	88
Figura 60 Imágenes de factor de seguridad de pilares inclinados ensamblados	88
Figura 61 Imágenes de presión en la rosca interna del implante.....	89
Figura 62 a. Probeta sometida a compresión. b. Falla dúctil. c. Estructura FCC plano (111).....	92
Figura 63 a. Metalografía Wiron light fundido (Autor). b. Metalografía Wiron light [39]......	93
Figura 64 Imágenes del factor de seguridad ante diferentes cargas: a 5772.5 N, b 6637.5 N, c 10000 N.	95
Figura 65 Imágenes del factor de seguridad ante diferentes cargas: a 7356 N, b 22000 N.	96
Figura 66 Tendencias de comportamiento mecánico en pilares rectos al aumentar el diámetro	97
Figura 67 Tendencias de comportamiento mecánico en pilares inclinados al aumentar el ángulo	98
Figura 68 Gráficas de resultados en pilares rectos ensamblados.....	99
Figura 69 Gráficas de resultados en pilares inclinados ensamblados	101

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A: CERTIFICADO DE BIOCOMPATIBILIDAD WIRON LIGHT®	121
ANEXO B: PROPIEDADES ALEACIÓN WIRON LIGHT®	123
ANEXO C: PROPIEDADES ALEACIÓN Ti6Al4V	125
ANEXO D: DISEÑO PROBETA PARA PRUEBAS DE Tensión NORMA ASTM E8M-04.....	128
ANEXO E: DISEÑO PROBETA PARA PRUEBAS DE COMPRESIÓN NORMA ASTM E9-00.....	130
ANEXO F: MÉTODO PARA DETERMINAR EL MÓDULO DE ELASTICIDAD NORMA ASTM E111-04.....	132
ANEXO G: MÉTODO PARA DETERMINAR EL LÍMITE DE FLUENCIA NORMA ASTM E8M-04.....	134

TITULO: CARACTERIZACIÓN Y SIMULACIÓN POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DEL COMPORTAMIENTO ESTRUCTURAL DE PILARES PARA IMPLANTES DENTALES UTILIZANDO LA ALEACIÓN WIRON LIGHT® FUNDIDA POR INDUCCIÓN ELÉCTRICA *

AUTOR: LUIS ALBERTO LAGUADO VILLAMIZAR **

PALABRAS CLAVE: CAD/CAE, Elementos finitos, Pilares dentales, Wiron light®.

RESUMEN

El Grupo de Investigación en Robótica de servicio y Diseño industrial GIROD, dentro de su línea de investigación en nuevos materiales, realiza investigaciones encaminadas a desarrollar dispositivos biomédicos que permitan ofrecer soluciones de diseño en uno de los sectores de mayor crecimiento en los últimos años como es el de los implantes dentales. Esta estrategia se realiza utilizando la metodología del Diseño industrial apoyada con herramientas de simulación.

Los tratamientos con implantes dentales presentan diversidad de casos clínicos de acuerdo a las variables anatómicas que presentan los pacientes, de igual manera, los dispositivos protésicos importados incrementan los costos del tratamiento. En esta investigación se propone la aleación Ni22Cr10Mo Wiron light®, como material alternativo en la fabricación de pilares personalizados para implantes dentales.

La aleación Wiron light® es sometida al proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga. La caracterización se realiza por medio de pruebas de tracción y compresión para obtener sus propiedades mecánicas. El material fundido es sometido a análisis metalográfico para determinar su microestructura y análisis químico por FRX (Fluorescencia de rayos X). Se realiza el modelado 3D y diseño personalizado de pilares dentales a través de CAD (Dibujo Asistido por Computador). La simulación se realiza por medio de pruebas CAE (Ingeniería Asistida por Computador) utilizando método FEA (Análisis de Elementos Finitos), para determinar el comportamiento mecánico de los pilares en Wiron light®.

Después del procesamiento, caracterización mecánica, análisis químico, modelado 3D y simulación, se encuentra que la aleación Wiron light® se puede utilizar en el diseño y la fabricación de pilares personalizados para implantes dentales, teniendo en cuenta los parámetros utilizados en esta investigación.

* Tesis de Maestría

* * Facultad de Ingenierías Fisicoquímicas. Escuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de Materiales. Maestría en Ingeniería de Materiales. Director: MSc. John Faber Archila Díaz.

TITLE: CHARACTERIZATION AND SIMULATION BY FINITE ELEMENT METHOD OF STRUCTURAL BEHAVIOR DENTAL ABUTMENTS BY WIRON LIGHT® CAST ELECTRIC INDUCTION ALLOY *

AUTHOR: LUIS ALBERTO LAGUADO VILLAMIZAR**

KEY WORDS: CAD/CAE, Finite elements, Dental abutments, Wiron light®.

ABSTRACT

The Robotics and Industrial Design Research Group (GIROD), have a new materials research item, that way, it make research to develop biomedical devices for design solutions in dental implants, this is the fastest growing sectors in recent years, like biomedical devices. This strategy is implemented using the industrial design methodology supported by simulation tools.

Dental implant restaurations have diversity of clinical cases according to patient's factor anatomy, same mode, the imported devices increase the cost of restaurations. This research proposes Ni22Cr10Mo Wiron light® alloy, as an alternative material for manufacture of custom abutments for dental implants.

Wiron light® alloy was induction electric melted process and centrifugal casting power. Tensile and compressive tests are performed to obtain alloy's mechanical features. Optical metallograpy and X-ray fluorescence (XRF) was used to determine microstructure and chemical analysis in Wiron light® cast alloy. 3D modeling was performed and design of custom abutment teeth through CAD (Computer Aided Drawing). The CAE (Computer Aided Engineering) simulation, was performed by FEA (Finite Element Analysis), to determine mechanical behavior of Wiron light® alloy.

The parameters and results used in this research suggest that Wiron light® alloy can be used in design and manufacture of dental custom abutments, according process, mechanical features, chemical analysis, 3D modeling and simulation.

* Master degree Thesis

* * Facultad de Ingenierías Fisicoquímicas. Escuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de Materiales. Maestría en Ingeniería de Materiales. Director: MSc. John Faber Archila Díaz.

INTRODUCCIÓN

El Grupo de investigación en Robótica de servicio y Diseño Industrial GIROD, de la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander¹, dentro de su línea de investigación en nuevos materiales, realiza investigaciones encaminadas a desarrollar dispositivos biomédicos que permitan ofrecer soluciones de diseño en uno de los sectores de mayor crecimiento en los últimos años como es el de los implantes dentales [1]. Esta estrategia se realiza utilizando la metodología del Diseño industrial apoyada con herramientas de simulación.

La literatura relacionada con investigaciones sobre dispositivos dentales, ha demostrado la utilización de diseños cuyas patentes pertenecen a grandes empresas fabricantes de implantes y dispositivos dentales. Estos diseños están protegidos por leyes de propiedad intelectual. Por lo tanto, es necesario diseñar los dispositivos que sostienen el sistema de implante dental.

Los elementos que componen un sistema de implante dental son el implante o espigo, el pilar, el tornillo oclusal y la corona. El espigo es el dispositivo que se encuentra dentro del hueso reemplazando la raíz de la pieza dental faltante. El pilar o “Abutment” tiene la función de prolongar el implante por encima de los tejidos blandos y dar lugar a la formación de un cierre perimucoso alrededor del

¹ Grupo de investigación en Robótica de servicio y Diseño Industrial GIROD
<http://201.234.78.173:8080/gruplac/jsp/visualiza/visualizagr.jsp?nro=0000000009167>

implante. El tornillo oclusal es el elemento que permite la sujeción del pilar al implante, como se observa en la figura 1. La corona es el dispositivo cerámico que reemplaza la forma exterior de la pieza dental [2].

Figura 1 Corte de sección de un sistema de implante dental.



Fuente: www.nobelbiocare.com

En la fabricación de estos dispositivos se utiliza comúnmente el Titanio y sus aleaciones, empleando procesos de manufactura de alta precisión. En Colombia se encuentran algunas empresas que cuentan con máquinas de prototipado rápido, cuyo uso se podría extender a un sinnúmero de aplicaciones, como por ejemplo a la fabricación de implantes dentales personalizados [3].

De otra parte, el mercado de los implantes dentales ha crecido alrededor de un 20% anual a partir del año 2002, constituyéndose en el segmento de mayor

expansión en el sector de productos médicos. El mercado mundial de implantes dentales cuenta con 6 o 7 compañías líderes, entre alrededor de 100 empresas que operan en diversos segmentos del mercado, esta monopolización hace que los precios de los dispositivos dentales sean muy elevados [4].

En Colombia, el campo de la implantología oral ha crecido considerablemente en los últimos años, acorde a este crecimiento, existen pequeñas empresas que realizan esfuerzos industriales en el desarrollo de implantes, sin embargo, los productos aun no son totalmente confiables, debido a la falta de tecnología apropiada para la producción y experimentación².

Por otra parte, la diversidad de casos clínicos requiere el diseño personalizado de los pilares, estos diseños se importan desde la casa matriz del proveedor, esta práctica aumenta ostensiblemente el tiempo y los costos del tratamiento [5].

Los costos de la fabricación y del tratamiento personalizado se pueden reducir utilizando un material más asequible y procesable con tecnología local, lo cual haría posible el tratamiento a una mayor cantidad de pacientes con edentulismo total o parcial [6].

En el presente trabajo de investigación se estudian las propiedades mecánicas de la aleación Wiron light[®], con el propósito de validar su aplicación al diseño y fabricación de pilares para implantes dentales.

² SOCI. Informe anual Asociación Odontológica Colombiana de Implantes 2008. <http://www.asoci.com/> (Consultado en web el 25 de abril de 2011)

1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

1.1 TÍTULO DEL PROYECTO

Caracterización y simulación por el método de elementos finitos del comportamiento estructural de pilares para implantes dentales utilizando la aleación Wiron light® fundida por inducción eléctrica

1.2 OBJETIVO GENERAL

Evaluar las propiedades mecánicas de la aleación Wiron light®, después del proceso de fundición por inducción eléctrica y simular su comportamiento mecánico por medio de análisis de elementos finitos, con el propósito de utilizarla en el diseño de pilares para implantes dentales.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1.1.1 Determinar las propiedades mecánicas de la aleación Wiron light®, por medio de ensayos de tracción, para conocer el comportamiento del material después del proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga.

- 1.1.2** Simular el comportamiento mecánico de la aleación Wiron light® para pilares dentales por medio de análisis de elementos finitos, utilizando los datos obtenidos en los ensayos de tracción.
- 1.1.3** Determinar el comportamiento estructural de un pilar para implantes dentales a partir de los resultados obtenidos en el análisis de elementos finitos, con el propósito de definir su geometría y dimensiones.
- 1.1.4** Obtener un modelo de simulación mecánica de pilares dentales, aplicable a situaciones clínicas personalizadas, basado en herramientas CAD/CAE.

1.4 PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El desconocimiento de los efectos del proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga sobre las propiedades mecánicas de la aleación Wiron light® y sobre el comportamiento estructural de los pilares para implantes dentales.

1.5 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

El esfuerzo mecánico admisible de un pilar para implante dental, modelado y simulado con las propiedades mecánicas de la aleación de Ni-Cr-Mo “Wiron light®” fundida por inducción eléctrica y colada centrífuga, no excede el 75% de la resistencia de fluencia del mismo material.

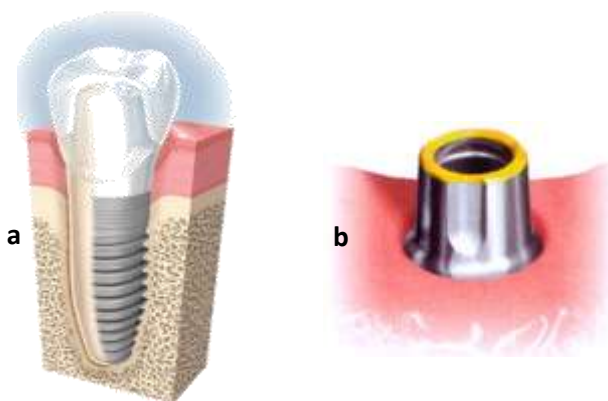
2. MARCO TEÓRICO

2.1 GENERALIDADES

La utilización de implantes dentales como técnica de odontología restauradora, es una práctica que se ha popularizado alrededor del mundo en los veinte últimos años para tratar el edentulismo total o parcial [7]. El pionero en este tipo de procedimientos es el doctor Per-Ingvar Branemark, quien ha realizado investigaciones in vivo desde los años 60, de igual manera, en 1989 fundó en Gothenburg, Suecia, el Centro de Oseointegración Branemark³.

El proceso de oseointegración permite una estrecha conexión física y celular entre el hueso y la superficie material del implante dental, favoreciendo la estabilidad de estos dispositivos a largo plazo. Hoy en día, la oseointegración es un factor de vital importancia para el desarrollo de implantes dentales [8].

Figura 2 a. Imagen del proceso de oseointegración en implantes dentales. b. Imagen del proceso de Periointegración en pilares dentales



Fuente: www.nobelbiocare.com

³ Association of Branemark Osseointegration Centers. <http://www.branemark.com/> (en web: abril 25 de 2011)

En el caso de los pilares dentales, los cuales no se encuentran adheridos directamente al hueso, se realizan estudios para definir el proceso de periointegración, término análogo al de oseointegración, aplicado a la adhesión entre los tejidos blandos de la encía y la superficie del material del pilar. La periointegración es necesaria para la correcta ubicación del sistema de implante. El rol del tejido blando de la encía es formar una barrera adherida a la superficie del pilar y proveer un sellado efectivo que protege el borde del hueso y previene el acceso de microorganismos obtenidos en la alimentación [9].

Además del cierre con el tejido blando, los pilares son estructuras que se ubican por conexión roscada dentro del implante dental, por lo tanto, para analizar su comportamiento es necesaria la estabilidad inicial y a largo plazo de la interfaz entre el implante y el tejido óseo. Esta estabilidad del implante sobre el hueso, las propiedades del hueso y de las aleaciones de Titanio, es un hecho que ha sido ampliamente investigado alrededor del mundo y en Colombia, así como por el grupo de Biomateriales de la UIS⁴ con la aleación Tyadine® [11, 12, 13, 14, 15].

2.2 DISEÑO DE PILARES PARA IMPLANTES DENTALES

El desarrollo de un proyecto de diseño inicia identificando una necesidad en el mercado, en esta oportunidad se requiere diseñar un pilar con las condiciones mecánicas y económicas adecuadas para el mercado implantológico local. Esta

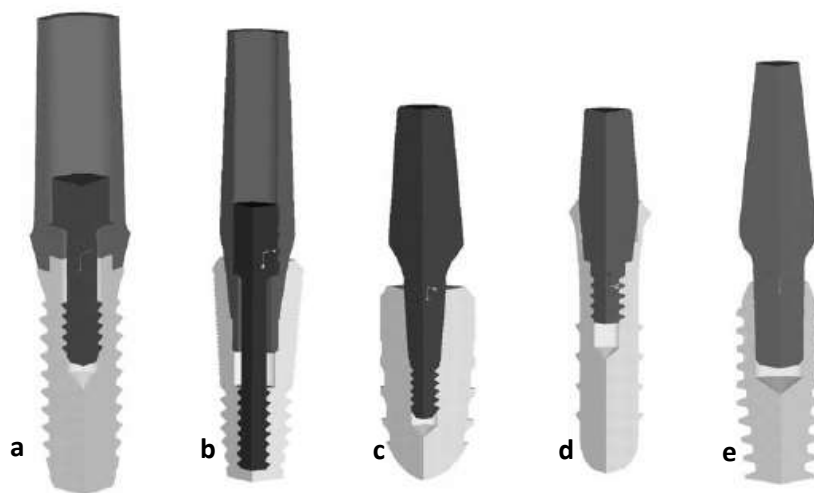
⁴ Grupo de investigación en Biomateriales UIS
<http://201.234.78.173:8080/gruplac/jsp/visualiza/visualizagr.jsp?nro=00000000001979>

necesidad se analiza y se expresa a través de requerimientos de diseño. Los requerimientos mecánicos tienen que ver con la resistencia suficiente para soportar las máximas cargas aplicadas en la arcada bucal. Los requerimientos económicos tienen que ver con la necesidad de seleccionar un material que cumpla con las condiciones adecuadas, a menor costo que las tradicionales aleaciones de Titanio. Estos requerimientos permiten construir un primer concepto del diseño, posteriormente a este concepto se le da forma por medio de la geometría y finalmente se definen todos los detalles para obtener una especificación de producto. La selección de los materiales y procesos se realiza en paralelo a este proceso, identificando los grupos o familias de materiales más adecuados para su desempeño y descartando los materiales que no cumplan con las condiciones planteadas en los requerimientos de diseño [16].

Este desarrollo metodológico requiere un trabajo interdisciplinario que permita manejar con profundidad las variables implicadas en el nuevo producto. El diseño de ingeniería de los implantes se basa en diferentes factores interrelacionados como la geometría del implante, las propiedades mecánicas, y la estabilidad inicial y a largo plazo de la interfaz entre el implante y el tejido [17]. En el caso del diseño de pilares dentales se tiene en cuenta: la geometría, la biomecánica dental y el comportamiento estructural del sistema de implante.

2.2.1 Geometría de los Pilares Dentales. La geometría del pilar está determinada tanto por el diseño del implante como por la anatomía del maxilar y la mandíbula. El diseño del implante determina el sistema de sujeción y la anatomía ósea determina su forma y sus dimensiones. Según el sistema de sujeción, existen diversas técnicas para fijar el pilar al implante, en la mayoría de los casos se utiliza un tornillo oclusal, el cual permite asegurar el ensamble del pilar, este ensamble se puede realizar por hexágono externo del implante o por hexágono interno del implante, ver figuras 3a y 3b.

Figura 3 Sistemas de sujeción del Pilar al implante: a. Hexágono externo con tornillo oclusal. b. Hexágono interno con tornillo oclusal c. Pilar roscado y cónico TIS. d. Pilar roscado. e. Pilar cónico



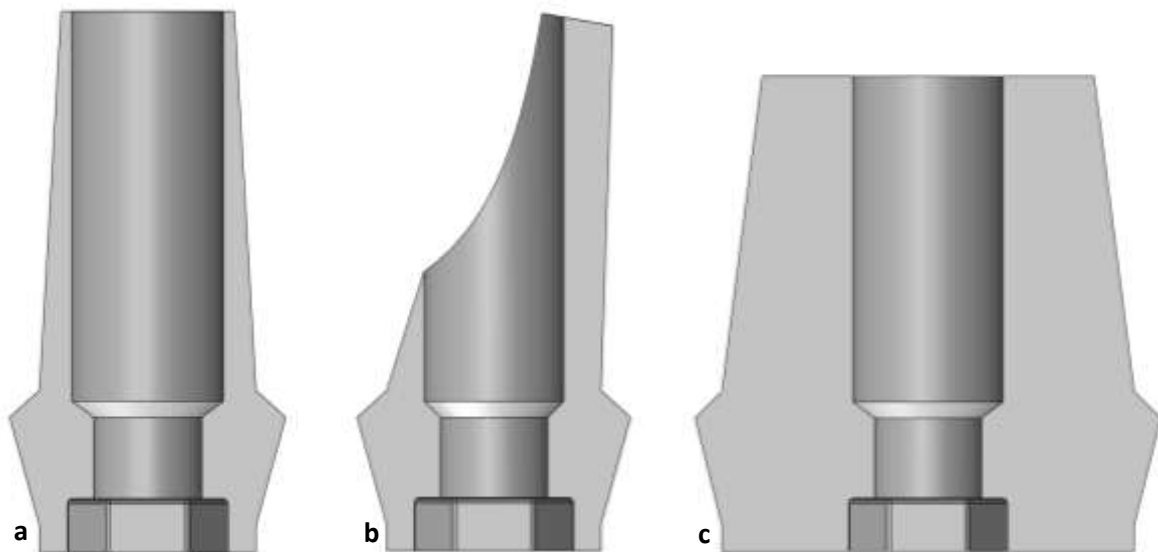
Fuente: [18].

Otro dispositivo utilizado es el pilar roscado con una terminación cónica alargada, este pilar o abutment, comúnmente llamado TIS, por sus siglas en inglés (Taper integrated screwed), sirve simultáneamente como tornillo y como conexión cónica ver figura 3c. El pilar roscado se conecta directamente al implante, como se puede

apreciar en la figura 3d. Existe también el pilar de transferencia cónico TIF (Tapered interference Fit), para una sujeción más fácil y rápida, ver figura 3e [19].

Según la anatomía ósea, existen cuatro tipos de pilares, de acuerdo a su ubicación en la arcada bucal. Pueden ser para incisivos, caninos, premolares o molares. Estos pilares pueden variar en diámetro, altura y ángulo de inclinación.

Figura 4 Cortes de sección de Pilares para conexión por hexágono externo, según la anatomía ósea: a. Pilar recto para incisivos. b. Pilar inclinado para caninos. c. Pilar recto para Molares.

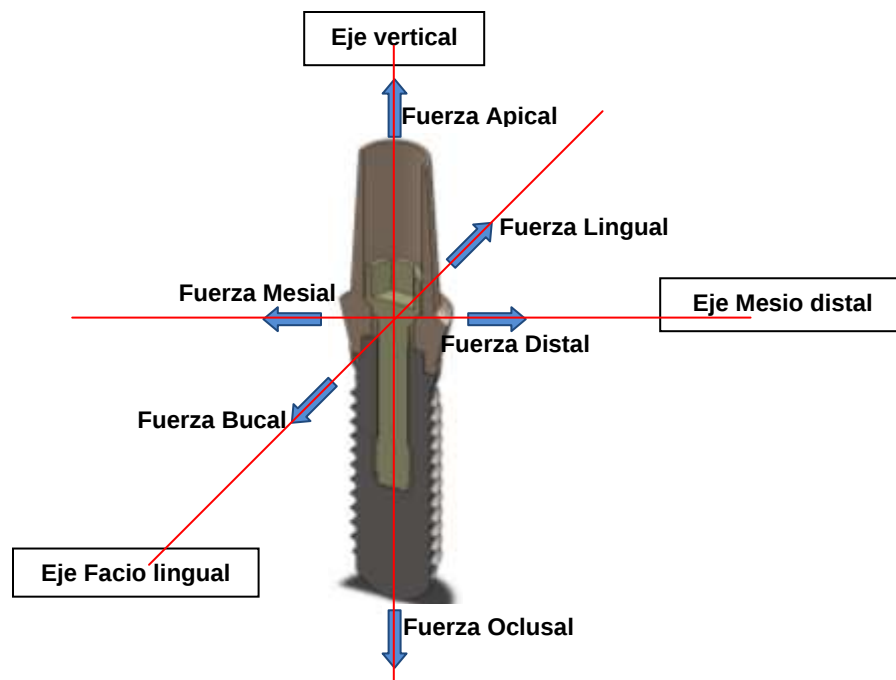


2.2.2 Biomecánica Dental. La biomecánica se puede definir como un campo interdisciplinario en el cual la información proveniente tanto de las ciencias biológicas como de la ingeniería mecánica es usada para evaluar las funciones del cuerpo humano, de acuerdo a las leyes de la mecánica Newtoniana [20]. En el campo dental, el interés de la Biomecánica se centra en el estudio de las cargas

mecánicas que afectan el sistema músculo esquelético de la mandíbula y el maxilar.

Estas fuerzas se identifican según el eje en donde se aplican y la dirección. Los tres ejes principales son llamados: Eje vertical, a lo largo del eje axial del sistema de implante; eje mesio distal, perpendicular al eje axial, en dirección a las piezas dentales adyacentes; y el eje Facio lingual, perpendicular al eje axial, en dirección del contacto lingual. Las fuerzas aplicadas se identifican como: fuerza apical, fuerza oclusal, fuerza distal, fuerza mesial, fuerza Bucal y fuerza Lingual [5].

Figura 5 Cargas biomecánicas aplicadas sobre un sistema de implante dental.



Las fuerzas aplicadas sobre el eje vertical son fuerzas axiales, paralelas a la superficie cilíndrica generando tracción (Fuerza Apical) y compresión (Fuerza Oclusal). Las cuatro fuerzas aplicadas sobre los dos ejes horizontales son fuerzas cortantes o de cizallamiento, perpendiculares a la superficie cilíndrica.

Según la ubicación de estas fuerzas, se generan torques en la estructura ósea, y de igual manera se generan esfuerzos normales y cortantes en los dispositivos implantados y en los tejidos, según la dirección de las cargas aplicadas, según la geometría y según el área de las superficies de aplicación de la fuerza.

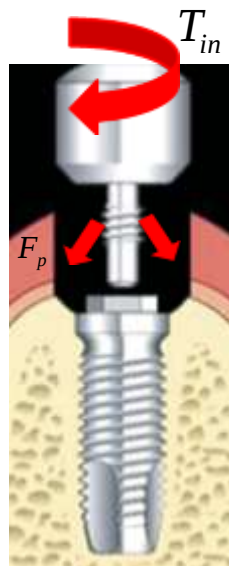
2.2.3 Comportamiento Estructural de los Pilares Dentales. El comportamiento estructural del pilar dental se determina según las reacciones observadas en el dispositivo ante la aplicación de cargas biomecánicas en la ingestión alimenticia. Estas reacciones se miden por medio de los esfuerzos generados en los puntos de la geometría del sistema a través del análisis de elementos finitos.

Este es un factor a tener en cuenta en el diseño, debido a la cantidad de casos en los que se debilita la conexión o se pierde el pilar, aún después de varios meses de culminar el tratamiento. Según estudios consultados, se reportan fallas estructurales en implantes entre 0.4% y 1%, de igual manera, en pilares roscados se observaron pérdidas hasta del 44.9% en un periodo de 3 años. Adicionalmente, en una población de 1757 pacientes implantados, en un periodo de 7 años, se registraron pérdidas de pilares cónicos en un 2.2% [21, 22].

2.2.3.1 Uniones Roscadas. El sistema de implante es un ensamble de múltiples componentes que forman una junta mecánica atornillada. Cuando el tornillo se inserta, un torque es aplicado a su cabeza, transfiriendo una fuerza normal a la superficie roscada, la cual entra en contacto con el agujero roscado dentro del implante.

Esta fuerza de contacto es llamada Precarga y es la que permite que las superficies de los dos componentes se mantengan en contacto. Diferentes autores coinciden en la relación que existe entre el torque y la precarga a través de factores relacionados con la geometría del tornillo y las características superficiales del material [23, 24, 25, 26].

Figura 6 El torque de apriete en el pilar genera una fuerza de Precarga entre el pilar y el implante



Fuente: www.clinicadentalfayos.com

Según Lang [23], el torque de inserción está determinado por un factor “ K ”, que afecta directamente el valor de la fuerza de precarga, y este factor K se define en la ecuación 2, donde p es el paso de la rosca, μ_t es el coeficiente de fricción en el

agujero roscado, μ_n es el coeficiente de fricción bajo la cabeza del tornillo, r_t es el radio de contacto de la rosca, r_n es el radio de contacto bajo la cabeza del tornillo.

$$T_{in} = K \times F_p \quad (1)$$

$$K = \frac{P}{2\pi} + \frac{\mu_t r_t}{\cos \beta} + \mu_n r_n \quad (2)$$

Según otros estudios mecánicos realizados en pilares dentales, el Torque de retención está determinado por el diámetro del tornillo, la fuerza de precarga, y una constante empírica que tiene en cuenta la fricción y el diámetro variable en la rosca y bajo la cabeza del tornillo, donde actúa la fricción [24, 25].

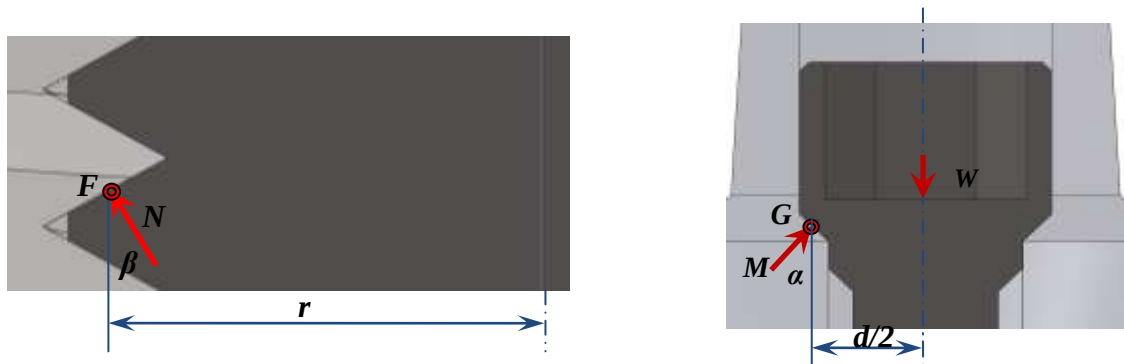
En estas investigaciones se recomienda, aumentar la relación l/d , entre la longitud y el diámetro del tornillo, para evitar autoaflojamiento, y aumentar la fricción modificando el acabado superficial y la estructura de los materiales en contacto.

$$T = KdF \quad (3)$$

La constante K se define según la ecuación (4), donde el perímetro del tornillo es πd_m , siendo d_m el diámetro medio del tornillo, d_c es el diámetro de la cabeza, 2α es el ángulo de la rosca, L es el paso y μ es el coeficiente de fricción [26, 27].

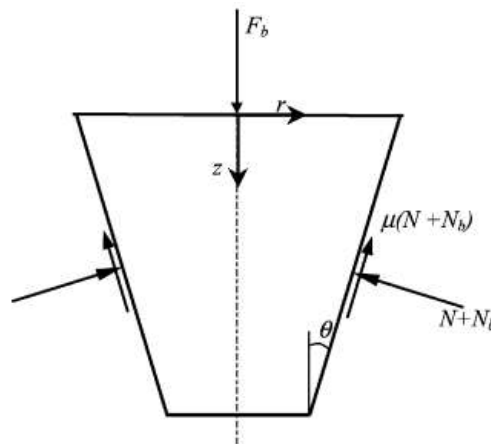
$$K = \frac{1}{2} \left(\frac{L + \pi \mu d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu L \sec \alpha} + \frac{\mu d_c}{d_m} \right) \quad (4)$$

Figura 7 Diagrama de Cuerpo Libre en la rosca del tornillo y en la cabeza del tornillo.



2.2.3.4 Uniones Cónicas. El sistema de ajuste por interferencia cónica, se basa en una presión de contacto y una resistencia a la fricción lo suficientemente grandes para mantener las piezas unidas en la interfaz implante – pilar.

Figura 8 Diagrama de Cuerpo Libre ajuste cónico, vista en corte.



Fuente: [18].

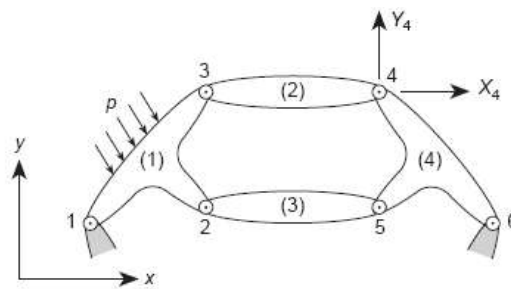
En el diagrama de cuerpo libre (figura 8), se pueden observar las fuerzas que actúan en el sistema: la fuerza oclusal “ F_b ”, la fuerza de contacto resultante debida a la interferencia inicial “ N ”, la fuerza normal adicional debida a la oclusal “ N_b ”, la fuerza tangencial $\mu(N+N_b)$ y el ángulo de conicidad θ [18].

En general, un acople por interferencia se utiliza para unir un eje con un agujero, sin necesidad de utilizar un tercer elemento como un pasador, una cuña o un tornillo. Esta conexión permite la transmisión de carga gracias a las fuerzas de fricción entre las superficies de acople, donde el cono de inserción tiene un diámetro ligeramente mayor al del agujero cónico.

2.3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS⁵ PARA PILARES DENTALES

El análisis de elementos finitos es un método de análisis numérico, donde un cuerpo sólido es dividido por líneas o superficies imaginarias en un número finito de elementos. Estos elementos son interconectados por medio de un número discreto de nodos situados en sus fronteras.

Figura 9 Estructura de los elementos finitos.



Fuente: [28].

El análisis estructural básico se realiza aplicando un vector de fuerza en un elemento de la geometría, y un modelo matemático que contiene información sobre las propiedades del material calcula los esfuerzos y las deformaciones

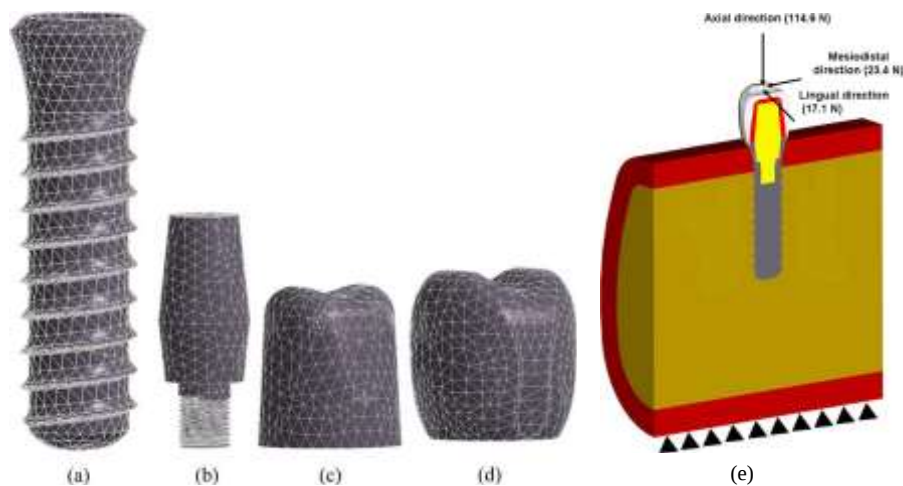
⁵ Método de simulación también conocido como FEA por sus siglas en inglés: Finite Element Analysis

generadas en todos los nodos [28]. En la figura 9 se observa como una variable de entrada (P) se puede aplicar al sistema y evaluar variables de salida como $X4$, $Y4$ en el nodo 4. De igual manera se pueden evaluar diferentes variables de salida en cada uno de los nodos.

En la actualidad, el análisis de elementos finitos es un método que se utiliza ampliamente para investigar el comportamiento de implantes y dispositivos dentales [6, 10, 23, 29, 30, 31].

Kayabasi y sus colaboradores [10], realizaron un estudio del comportamiento estático y dinámico de un sistema de implante dental usando elementos finitos. El sistema está compuesto por cuatro dispositivos: implante, pilar, recubrimiento metálico y recubrimiento cerámico, de igual manera, por este método de pueden modelar los dos tipos de hueso presentes en la mandíbula: cortical y trabecular.

Figura 10 Modelos de elementos finitos: (a) implante, (b) pilar, (c) recubrimiento metálico, (d) material oclusal, (e) Sistema de implante y tejido óseo.



Fuente: [10].

Estos componentes son modelados y divididos en elementos finitos tetragonales, con tres grados de libertad en cada nodo. El sistema es sometido a una combinación de cargas con componentes: oclusal, lingual y mesiodistal. En la figura 10 se pueden ver cada una de las piezas del sistema con el mallado de elementos finitos, así como las cargas aplicadas al sistema.

Las interacciones físicas entre los diferentes componentes del sistema durante la carga, son tomadas en cuenta configurando el software Ansys con la opción de contacto “Face / Face”, sin fusión de nodos entre los componentes, con una separación de $0,005mm$. Este análisis de contacto asegura la unión y la transferencia de cargas y deformaciones entre los componentes, utilizando un coeficiente de fricción de $0,3$. Los datos de los materiales utilizados en la simulación son configurados como modelos isotrópicos lineales, a excepción de los modelos de hueso, los cuales presentan isotropía transversal.

Como resultados de esta investigación se encuentra que en todas las piezas analizadas, el máximo esfuerzo de Von Mises generado por la carga aplicada, no supera el valor de la resistencia de fluencia del material, por lo tanto los componentes trabajan dentro del límite elástico. En este estudio se muestra como el modelado 3D de la geometría exacta de los componentes, incluyendo las secciones roscadas, fue esencial para obtener los resultados del análisis de elementos finitos.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Los materiales empleados en el diseño y la fabricación de pilares dentales son las aleaciones de Titanio, al igual que en los implantes dentales. Esta materia prima es de alto costo en Colombia debido a que no se cuenta con tecnología necesaria para su obtención y procesamiento. El proceso para la obtención de Titanio es el método Kroll, consistente en la reducción del Tetracloruro de Titanio con Magnesio en una atmósfera de Argón para evitar la oxidación. Este método fue desarrollado en 1937 y aún es utilizado en la actualidad para obtener Titanio puro [32].

3.1 ALEACIONES METALOCERÁMICAS

Las aleaciones metalocerámicas son materiales metálicos que tienen puntos de fusión muy altos, cercanos a los de las cerámicas utilizadas para revestimientos dentales, por lo tanto permiten una adecuada sujeción de componentes en restauraciones orales. Estas aleaciones también son denominadas No nobles, debido a la ausencia de metales preciosos en su composición, tales como el Oro, el Platino y el Paladio. Estas aleaciones presentan una alta rigidez, su módulo de elasticidad es dos veces más alto que el de las aleaciones con metales preciosos.

Con respecto a las propiedades térmicas, la baja conductividad de estas aleaciones, permite su utilización como biomaterial, específicamente en aplicaciones dentales, su conductividad térmica es cinco veces más baja que la de aleaciones con metales preciosos. Estas aleaciones se empezaron a utilizar en la industria biomédica a partir de los años 70, debido al incremento significativo en el precio del oro y los metales preciosos [33].

La alta resistencia mecánica de estas aleaciones permite el diseño de dispositivos menos voluminosos con espesores más delgados y adecuados estéticamente para aplicaciones de restauración dental. Las aleaciones más utilizadas son las de Titanio, Níquel - Cromo y Cobalto - Cromo. Sin embargo es importante destacar que el Titanio requiere tecnología avanzada para fundición, soldadura y unión con la porcelana. De igual manera, algunos estudios reportan problemas de porosidad con dispositivos de Titanio y sus aleaciones.

En las aleaciones de Níquel, el aumento de este elemento principal permite disminuir la rigidez y por lo tanto mejorar su ductilidad. Las aleaciones de Níquel son altamente resistentes a la corrosión, gracias al alto contenido de Cromo y Molibdeno, y a la ausencia del Berilio en su composición, elemento que genera alta liberación iónica en medios acuosos.

Según la norma alemana DIN 13912⁶, las aleaciones de base Níquel deben tener un mínimo de contenido de Cromo del 20% y cumplir con la siguiente condición sobre el contenido de Cromo y Molibdeno:

$$\%Cr+3,3(\%Mo+0,5\%W) > 30 \quad (5)$$

La Aleación Wiron light tiene un contenido de Níquel de 64.5%, Cromo 22%, Molibdeno 10% y otros elementos como Si, Nb, Mn, B 2,1%:
 $22\%Cr+3,3(10\%Mo)=55$, por lo tanto cumple esta condición.

3.1.1 Aleación Wiron Light®. La fabricación de pilares dentales con la aleación Wiron light, implica realizar un proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga. En este proceso, el material puede sufrir modificaciones en sus propiedades mecánicas, debido al efecto de la temperatura y la presión suministradas.

Los efectos que puede sufrir esta aleación ante la aplicación de este proceso no han sido ampliamente investigados y difundidos, por lo tanto, se pretende encontrar evidencias científicas que permitan avalar este material para el diseño y la fabricación de este tipo de dispositivos protésicos dentales.

Tabla 1 Composición química de las aleaciones Wiron99 y Wiron light.

Aleaciones Ni-Cr BEGO	Composición química en % de masa
Wiron® 99	Ni 65%; Cr 22.5%; Mo 9.5%; (Nb, Si, Fe, Ce) < 3%
Wiron® light	Ni 64.5%; Cr 22%; Mo 10%; Si 2.1%; (Nb, Mn, B) < 1%

Fuente: [34].

⁶ Normas DIN (Deutsches Institut for fur Normung) DIN 13912: 1996 para metales no preciosos. Instituto Alemán de Normalización <http://www.din.de>

El Níquel es el componente principal de las aleaciones Ni-Cr, con un contenido aproximado de hasta 75%, las aleaciones de Ni-Cr: Wiron99® y Wiron light® fueron desarrolladas por BEGO en el año 1999 y 2007 respectivamente. La composición de estos dos materiales es muy similar, como se puede observar en la tabla 1, por lo tanto presentan propiedades muy similares. La aleación Wiron light® es el objeto de estudio del presente trabajo, con el cual se pretende aportar evidencias científicas que permitan profundizar en el estudio de estos materiales.

Las aleaciones Ni-Cr tienen alta resistencia mecánica y alto módulo de elasticidad, lo cual permite su utilización estructural dentro de la arcada bucal. Su reducida dureza facilita el acabado superficial y su reducido coeficiente de dilatación térmica permite disminuir el tiempo de enfriamiento (ver tabla 2).

Tabla 2 Propiedades de las aleaciones Wiron99 y Wiron light.

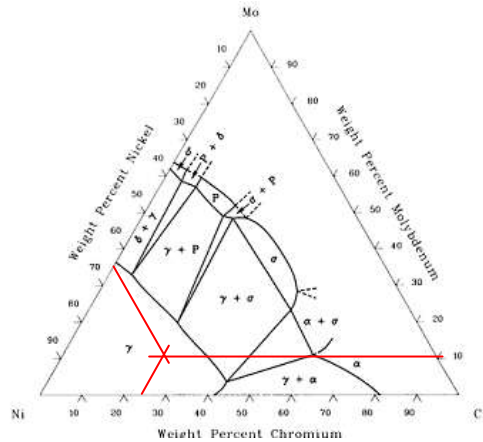
Aleaciones Ni-Cr BEGO	Densidad gr/cm ³	Dureza HV10	Módulo Elástico	Resistencia Fluencia	Resistencia Tracción	Temperatura de Colado	Dilatación térmica
Wiron® 99	8.2	180	205GPa	330MPa	650MPa	1450°C	13.8
Wiron® light	8.2	260	200GPa	470MPa	880MPa	1350°C	13.8

Fuente: [34].

3.1.1.1 Diagrama De Fases De La Aleación Wiron Light®. Las aleaciones Ni-Cr-Mo pueden presentar diferentes fases: fase σ con estructura tetragonal, fase δ con estructura cúbica simple y fase γ con estructura cúbica centrada en las caras FCC, dependiendo del porcentaje de los elementos aleantes y de la temperatura de la solución.

Los elementos Cr y Mo fortalecen la solución y aumentan la resistencia a la oxidación, por su parte el Silicio favorece la fluidez en el proceso de fundición. La aleación Wiron light: Ni22Cr10Mo, presenta una fase gama γ (ver figura 11).

Figura 11 Diagrama de fases ternario de la aleación Ni22Cr10Mo.

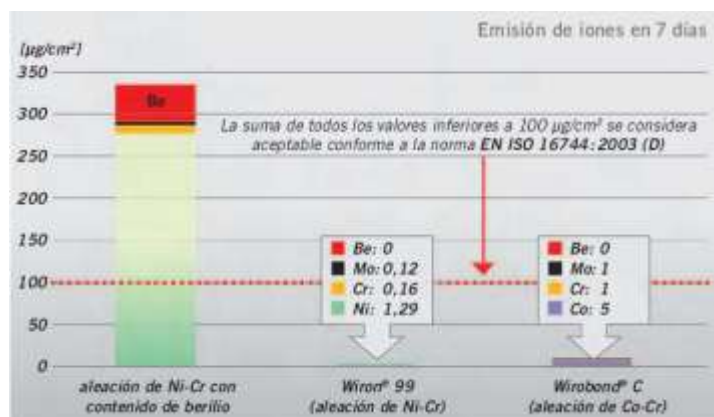


Fuente: [35].

En el proceso de endurecimiento por solución sólida sustitucional, las sucesivas capas depositadas en los cristales tienen una formación local desde sus centros hacia sus bordes. Esta condición se conoce como nucleación, la cual induce la formación y crecimiento de cristales ramificados llamados dendritas. Por lo tanto la microestructura de este material se caracteriza por formaciones dendríticas donde las áreas oscuras son ricas en Níquel y las áreas más claras están compuestas de Cromo y Molibdeno, elementos que permiten fortalecer la aleación [36].

3.1.1.2 Biocompatibilidad De La Aleación Wiron Light®. Con respecto a la biocompatibilidad de la aleación Wiron light, se puede afirmar que el empleo de este material en la cavidad bucal no conlleva a la aparición de reacciones alérgicas. El Níquel se encuentra en el cuerpo humano en una cantidad aproximada de 10mg, por medio de los alimentos se puede realizar una ingestión diaria de 300 a 600µg/día, y la liberación se realiza a través de la orina a una razón aproximada de 7.9µg/día [34]. Las aleaciones de Ni-Cr presentan una liberación de iones aproximada de 1.57µgr/cm² en 7 días, valor que no alcanza el límite permisible de 100µg/cm², como se puede observar en la figura 12.

Figura 12 Emisión de iones en aleaciones Ni-Cr-Be, Ni-Cr-Mo y Co-Cr-Mo.



Fuente: [37].

Un pilar dental fabricado con Wiron light, tiene un área superficial aproximada de 1.50cm². Esto equivale a una liberación de 2.35µgr en 7 días. Este valor es muy pequeño comparado con los valores admisibles que se pueden adquirir normalmente por ingestión de alimentos, y se encuentra dentro del rango de liberación que se realiza a través de la orina.

Las aleaciones Ni-Cr con contenido de Cromo inferior al 20%, no se consideran estables para aplicaciones dentales. Estas aleaciones incluyen el Berilio dentro de su composición, el cual es un elemento sumamente tóxico y cancerígeno,

generando riesgos para la salud, no solo del paciente sino también del técnico dental. A diferencia de los restantes elementos de la aleación, el Berilio no tiene capacidad de eliminación, sino que se acumula en el cuerpo y se concentra particularmente en el tejido óseo y en los pulmones [37].

La aleación Wiron light cuenta con certificado de Biocompatibilidad, de acuerdo a la norma ISO 10993⁷ evaluación biológica de equipos médicos, y según la norma ISO 7405⁸ evaluación de biocompatibilidad de equipos médicos usados en dentistería. Según los resultados de las pruebas realizadas en su casa matriz BEGO, la aleación Wiron light no presenta potencial citotóxico, no es mutagénica y no causa sensibilización alérgica [38].

3.1.2 Efecto de la Temperatura Sobre Aleaciones Ni-Cr-Mo. Teniendo en cuenta el procesamiento de la aleación Wiron light para construir los pilares dentales, es necesario conocer el comportamiento de este tipo de aleaciones ante procesos que implican aumento de temperatura, para utilizarla como material dental. En las aleaciones de Ni-Cr-Mo la dureza del material no cambia considerablemente al aumentar la temperatura, mientras que la microestructura del material sufre ligeras modificaciones. Este cambio puede conducir a un crecimiento del grano, así como a disminuir la resistencia de la aleación y a la posible formación de fisuras y grietas [39].

Teniendo en cuenta tres ciclos de tratamientos térmicos realizados a cuatro probetas con diferentes temperaturas: 650°C, 750°C, 850°C y 950°C; los valores

⁷ Norma ISO 10993- 1: 2003 Biological evaluation of medical devices. Part 1: Evaluation and testing.

⁸ Norma ISO 7405:2008 Evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry.

de dureza Rockwell no se afectan significativamente con el incremento de la temperatura, como se puede observar en la tabla 3.

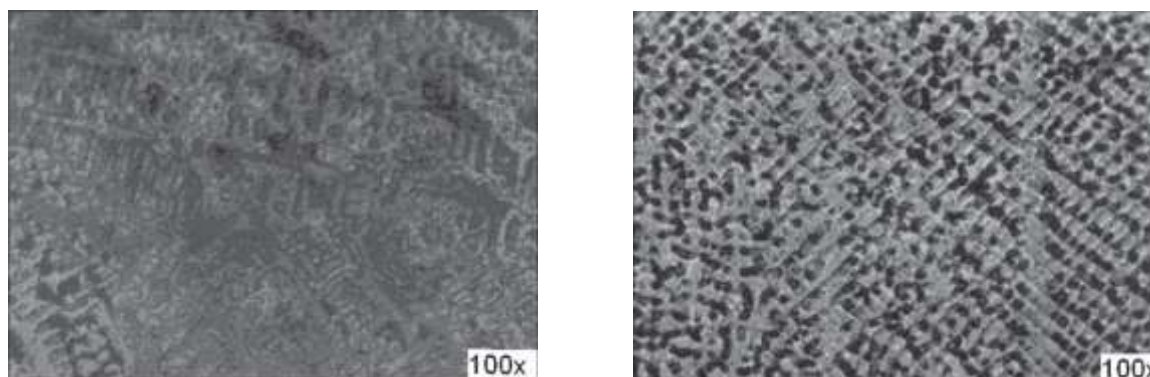
Tabla 3 Valores de dureza en la aleación Ni-Cr y después de los tratamientos térmicos.

Rockwell hardness (Rc)	Sample (A) 650°C	Sample (B) 750°C	Sample (C) 850°C	Sample (D) 950°C
Ni-Cr alloy	As cast 41 Rc	As cast 42 Rc	As cast 41 Rc	As cast 41 Rc
	1 st cycle of heat treatment 41 Rc	1 st cycle of heat treatment 38 Rc	1 st cycle of heat treatment 42 Rc	1 st cycle of heat treatment 40 Rc
	2 nd cycle of heat treatment 39 Rc	2 nd cycle of heat treatment 37 Rc	2 nd cycle of heat treatment 40 Rc	2 nd cycle of heat treatment 38 Rc
	3 rd cycle of heat treatment 41 Rc	3 rd cycle of heat treatment 40 Rc	3 rd cycle of heat treatment 40 Rc	3 rd cycle of heat treatment 40 Rc

Fuente: [39].

En los tres ciclos de tratamiento térmico se observa un ligero aumento en la cantidad de precipitados interdendríticos y en la homogeneidad de las fronteras de grano, como se puede ver en la figura 13. Sin embargo, estos no son los únicos parámetros que determinan la utilización de esta aleación en la fabricación de dispositivos dentales. El análisis de las propiedades mecánicas como el esfuerzo a la tracción, el esfuerzo de fluencia y el porcentaje de elongación se deben considerar para realizar una adecuada selección del material odontológico [40].

Figura 13 Microestructura de la aleación Ni22Cr10Mo antes del tratamiento térmico y después de los tres ciclos de tratamiento térmico a 950°C.



Fuente: [39].

3.1.3 Biocompatibilidad de Aleaciones Dentales Fundidas. Teniendo en cuenta que el proceso de fundición se aplica al material Wiron light para la elaboración de los pilares dentales, es necesario evaluar los efectos que este proceso tiene sobre la biocompatibilidad del material. Una de las formas de determinar esta propiedad es por medio de cultivos celulares superficiales.

Según investigación desarrollada en la Universidad de Sao Paulo por la doctora Faria Lapria, se utilizaron probetas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Co-Cr-Mo, Ni-Cr-Ti, Ti6Al4V y Ti cp; estas aleaciones fueron procesadas por dos métodos diferentes, el primer grupo fue fundido por plasma sobre atmósfera de argón y vaciado en el molde por presión de vacío, el segundo grupo fue fundido por llama oxiacetilénica y vaciado en el molde por colada centrífuga [41].

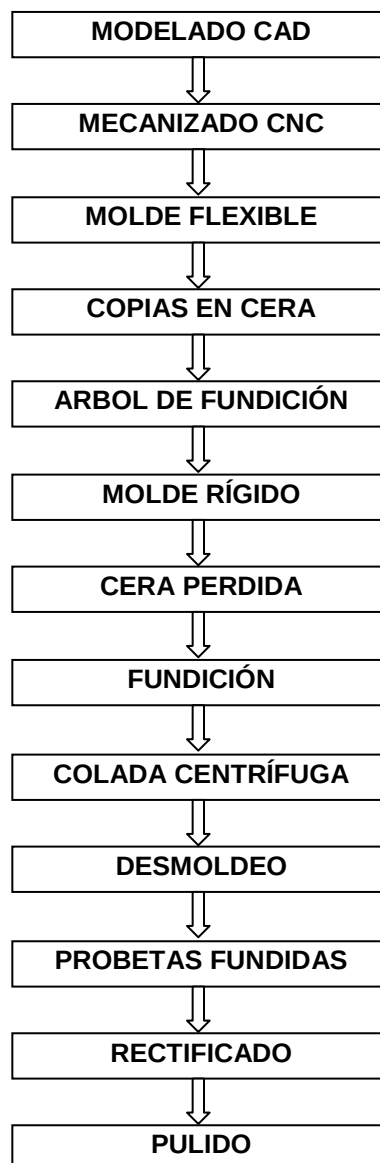
Posteriormente las muestras fueron sometidas a tratamientos superficiales de proliferación celular y cambios de temperatura en diferentes periodos de tiempo. Las pruebas fueron realizadas in vitro, evaluando el comportamiento de queratinocitos humanos sobre las diferentes aleaciones dentales.

Los resultados indican que el Ti cp, el Ti6Al4V y el Ni-Cr son las aleaciones más biocompatibles, a diferencia de la aleación Ni-Cr-Be, la cual presenta altos niveles de citotoxicidad. Los métodos de fundición no muestran efectos significativos sobre la biocompatibilidad, sin embargo el Ni-Cr presenta excelente comportamiento frente al procesos de fundición por llama oxiacetilénica y colada centrífuga, debido a su contenido de cromo, el cual lleva a la formación de una

capa pasiva de óxido de cromo, el cual aumenta su resistencia a la corrosión, disminuyendo su interacción celular.

3.2 PROCESAMIENTO DEL MATERIAL

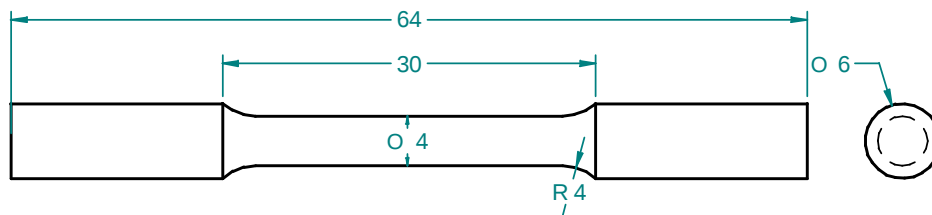
Figura 14 Etapas en el proceso de preparación y fundición de las probetas para ensayos de tensión en la aleación Wiron light.



El diseño y la elaboración de los pilares dentales requieren una serie de procesos desde su diseño hasta su fabricación. Estos procesos fueron realizados para obtener las probetas Wiron light utilizadas en los ensayos mecánicos.

3.2.1 Preparación del Material. La preparación de las probetas consiste en las etapas previas a su fundición. El diseño de la probeta se realizó por medio de modelado 3D en Solid Works 2010, según la norma ASTM E8M-04 para pruebas de tensión en materiales metálicos, en la figura 15 se pueden observar la forma y las dimensiones de la probeta.

Figura 15 Diseño de probetas para pruebas de tensión ASTM E8M-04.



El modelo de la probeta a escala natural, fue mecanizado en un torno CNC (Control Numérico Computarizado), en cera para fundición. Este modelo fue utilizado para obtener un molde flexible por medio de una inyectora de caucho sintético. El molde flexible se llenó varias veces con cera líquida, la cual al enfriarse permite obtener varias copias iguales de la probeta original (ver figura 16a). Este proceso se realizó en el CDP de Joyería⁹.

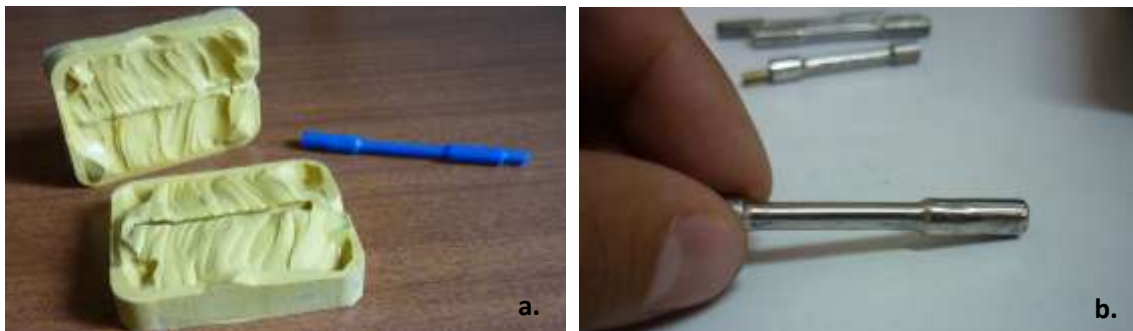
Posteriormente se realizó el armado del árbol de probetas para fundición, uniendo varias probetas de cera a un cilindro central del mismo material, obteniendo una

⁹ Centro de Desarrollo Productivo de Joyería, www.cdpdejoyeria.com

estructura en forma de árbol, la cual se ubica dentro del cilindro de fundición, en esta oportunidad se construyó un árbol con cuatro probetas.

El árbol se ubicó dentro de un cilindro de fundición y fue recubierto por una mezcla de yeso y agua. El yeso se solidifica y se obtiene dentro del cilindro el árbol totalmente recubierto por yeso. El yeso es un material más duro que la cera y tiene alta resistencia térmica, por lo tanto al aplicar temperatura al cilindro se derrite la cera y el yeso permanece sólido.

Figura 16 a. Molde flexible, modelo en cera. b. Probetas fundidas en Wiron light®.

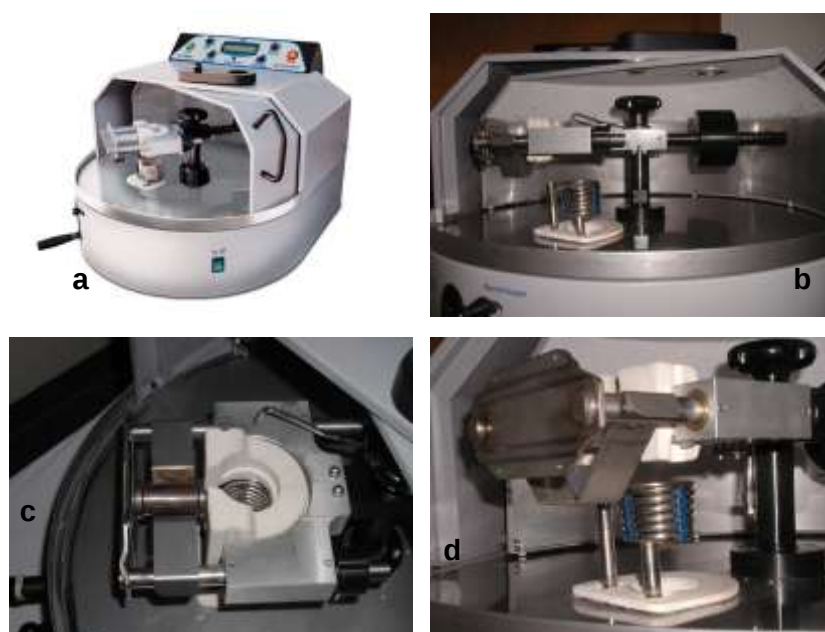


El cilindro con el árbol de cera recubierto por yeso fue depositado en un horno a una temperatura de 150°C. En esta etapa la cera se calienta y se funde, mientras que el yeso permanece sólido. Se retira el cilindro del horno y se procede a vaciar la cera mientras permanezca en estado líquido. De esta manera se obtuvo un cilindro relleno de yeso, con las cavidades vacías en el espacio que ocupaba la cera. Estas cavidades están listas para recibir la aleación fundida y dar al metal la forma del árbol con las probetas. Este proceso es llamado fundición a la cera perdida, debido a que los modelos a fundir se elaboran previamente en este

material que es fácil de tallar y posteriormente, al obtener un molde en yeso, la cera que había dentro de la cavidad se pierde, dejando el espacio para el metal.

3.2.3 Fundición por Inducción Eléctrica. Después de ubicar el cilindro en el brazo del equipo de fundición se procede a fundir el metal. La materia prima Wiron light® fue procesada por inducción eléctrica a 1280°C en un equipo de fundición “POWER CAST 1700 EDG Induction Casting Machine¹⁰”, utilizando un crisol cerámico. Este crisol se encuentra en el mismo brazo en donde se ubica el cilindro, frente al agujero de entrada al árbol.

Figura 17: a Equipo Power cast 1700EDG. b Brazo centrífugo en posición horizontal. c Crisol en posición horizontal y boquilla de salida del gas Argón. d Bobina de inducción.



Fuente: <http://usdentaldepot.com/>

En la figura 17a se puede observar el equipo de fundición con dimensiones 60 x 53 x 72cm. En la figura 17b se observa el brazo centrífugo, el cual gira a una

¹⁰ Casting Machine by Induction POWERCAST Instruction manual EDG Equipamentos US Dental Depot <http://usdentaldepot.com/Catalog/Dental-Laboratory/Casting-Units/Induction-Casting-units/Powercast>

velocidad máxima de 450rpm. En la figura 17c se observa el crisol y la boquilla de salida de Argón, la cual suministra un flujo de 10 litros/minuto. La bobina de inducción, en la figura 17d, genera una potencia máxima de 3000w.

Inmediatamente fundió el material, el equipo realizó el llenado del molde por colada centrífuga. El resorte de torsión del eje vertical del equipo se activa, iniciando la rotación del brazo a 450 revoluciones por minuto, esta velocidad se alcanza por la fuerza centrífuga generada por las masas del cilindro y del material fundido, ubicados en extremos opuestos del brazo de rotación, ver tabla 4.

Tabla 4 Parámetros del proceso de fundición de cuatro probetas por inducción eléctrica.

Aleación	Temperatura	Velocidad	Tiempo	Masa
Ni64.5%, Cr22%, Mo10%	1280°C	450rpm	1:20min	436gr

Al activar la rotación, el metal fundido se introduce dentro del cilindro, llenando los espacios vacíos dejados por la cera. Después de la colada se procedió a enfriar el crisol, utilizando el flujo de agua que tiene el equipo a razón de 4 litros/minuto. Se retiró el yeso del cilindro con un equipo de impacto neumático, la fragilidad del yeso permitió destruir el molde y se obtuvo el árbol fundido con las probetas.

Finalmente se cortaron los elementos de la estructura que unen las probetas al cilindro principal del árbol, obteniendo las cuatro probetas individuales en el material Wiron light, (ver figura 16b). Este proceso se realizó en el laboratorio

dental German Amaya¹¹, utilizando los mismos materiales y equipos que se utilizarán para fabricar los pilares para implantes dentales. Las probetas fundidas fueron rectificadas y pulidas obteniendo superficies uniformes para evitar concentradores de esfuerzos en el ensayo de tracción.

3.3 CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL WIRON LIGHT® FUNDIDO

3.3.1 Pruebas de Tracción. La caracterización mecánica de la aleación Wiron light fundida se realizó a través de pruebas de tracción según la norma ASTM E8M-04 [42], determinando el esfuerzo último, el esfuerzo de fluencia y el módulo de elasticidad del material.

Estas pruebas se realizaron en el laboratorio de Biomateriales de la Universidad Industrial de Santander, utilizando el equipo Tinius Olsen H25KS con una celda de carga de 25KN (ver figura 18). El procedimiento de carga se ejecutó en tres probetas, las cuales se sometieron a carga de tracción creciente, con una velocidad de 0.1mm/min, de acuerdo a lo establecido en la norma ASTM E8M-04.

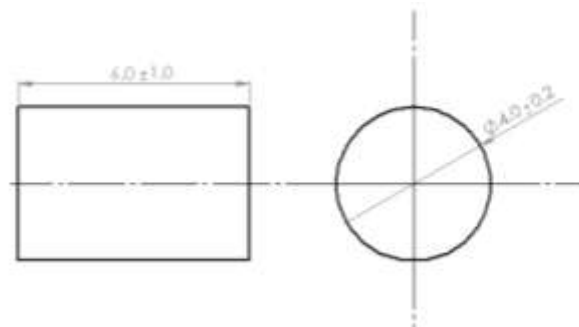
Figura 18 Máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS, Laboratorio de Biomateriales UIS.



¹¹ Laboratorio Dental German Amaya, www.germanamayadental.com

3.3.2 Pruebas de Compresión. La caracterización mecánica de la aleación Wiron light fundida por inducción eléctrica, se complementó a través de pruebas de compresión, con el propósito de determinar el comportamiento del material ante cargas oclusales que generan esfuerzos de compresión en la estructura protésica. Las probetas de compresión tienen un diámetro de 4mm y una altura de 6mm , modeladas a escala y disminuyendo la relación de longitud a diámetro, $l/d=1.5$, para disminuir el riesgo de sufrir pandeo lateral, según las dimensiones de probetas cilíndricas sugeridas en la norma ASTM E9-89a [13, 45].

Figura 19 Diseño de probetas para pruebas de compresión, medidas en milímetros.



Estas pruebas de compresión se realizaron en la máquina de ensayos Shimadzu G-250-I, con una celda de carga de 100KN, en el laboratorio de Materiales de la Universidad Santo Tomás. Se utilizaron tres probetas fundidas por inducción eléctrica y colada centrífuga. De esta manera se determinó el esfuerzo último, el esfuerzo de fluencia y el módulo de elasticidad ante cargas de compresión.

3.3.3 Análisis Metalográfico. El análisis metalográfico se realizó con el propósito de revelar la microestructura de la aleación después del proceso de fundición por inducción eléctrica, para identificar los posibles cambios en sus propiedades [46]. Las imágenes ópticas se obtuvieron por medio de un microscopio digital KH7700 Hirox. La muestra se obtuvo por medio de fundición por inducción eléctrica, con forma cilíndrica de *4mm* de diámetro por *6mm* de longitud, ubicada en una matriz de resina poliéster.

La probeta se preparó usando técnicas metalográficas estándar según la norma ASTM E3-01 [47]. El desbaste se realizó con papel abrasivo de SiC (Carburo de Silicio) de 240, 320, 400 y 600, alternando la dirección del movimiento cada 90°. El pulido fino se realizó con paño giratorio y alúmina de 5, 3, 1 y 0.005 μm . El ataque químico se realizó con reactivo Marble's¹² según la norma ASTM E407-07 [48].

3.4 CARACTERIZACIÓN QUÍMICA DEL WIRON LIGHT® FUNDIDO

Esta prueba se hizo con el propósito de identificar los elementos constitutivos de la aleación después del proceso de fundición por inducción eléctrica. La técnica de espectrometría de fluorescencia de rayos x, con el método de parámetros fundamentales, se realizó utilizando un Espectrómetro de energía dispersiva, marca Shimadzu, referencia EDX-800HS, en el laboratorio de FRX del Centro de

¹² Marble's: 10gr de CuSO₄ (Sulfato de Cobre) en 50ml HCl (Acido clorhídrico) y 50ml agua.

Desarrollo Productivo de Joyería¹³. Este equipo consta de un dispositivo de Rodio, como fuente de rayos-x, y del software DXP-700E V1.

Figura 20 Espectrómetro de Fluorescencia de Rayos X por energía dispersiva



Fuente: <http://www.shimadzu.com.br/>

3.5 MODELADO Y SIMULACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS

3.5.1 MODELADO 3D (CAD)

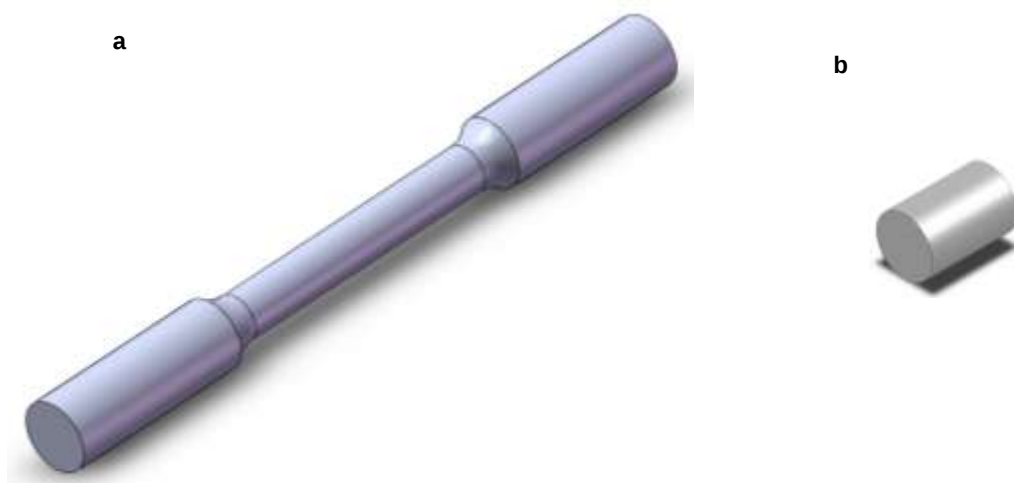
En esta primera etapa del método de simulación por elementos finitos, se construyen todas las piezas a utilizar en los análisis estáticos estructurales, por medio de modelado 3D, utilizando aplicaciones CAD¹⁴.

3.5.1.1 Modelado de las Probetas. Este procedimiento se realizó con el propósito de suministrar la geometría al modelo de simulación. La forma y dimensiones se obtuvieron de las normas ASTM E8M-04 para ensayos de tracción y ASTM E9-89 para ensayos de compresión, estos modelos se realizaron a escala 1:1, en Solid Works 2010® [42, 45].

¹³ Laboratorio de Fluorescencia de Rayos- X, CDP Joyería, <http://laboratoriofrx.blogspot.com/>

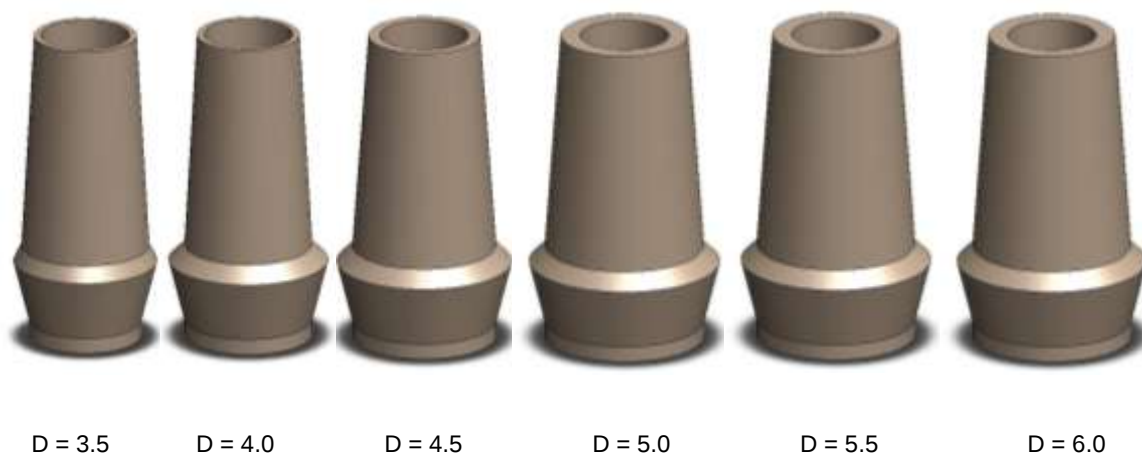
¹⁴ CAD: Dibujo Asistido por Computador, por sus siglas en inglés: Computer Aided Design, también se denomina CADD: Dibujo y Diseño Asistido por Computador, en inglés: Computer Aided Design and Drafting.

Figura 21 Modelado de probetas para análisis de elementos finitos: **a** Tensión, **b** Compresión.



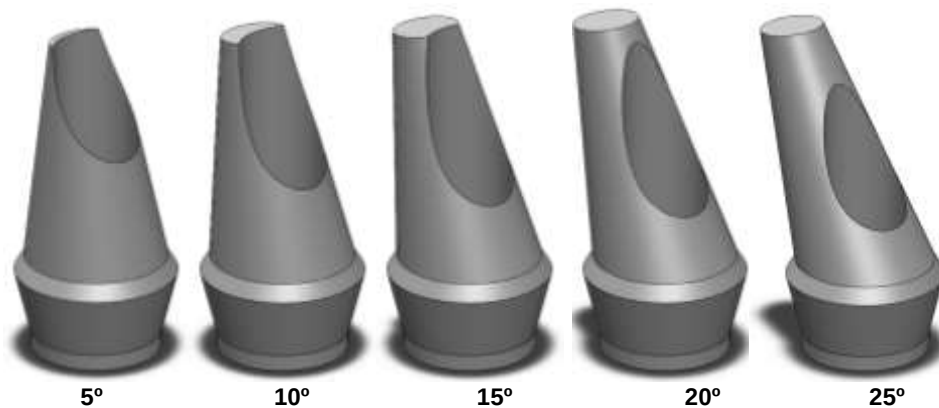
3.5.1.2 Modelado de Los Pilares. Existe una gran cantidad de pilares disponibles en el mercado de acuerdo con diferentes variables anatómicas y funcionales. En el presente estudio se modelaron dos grupos de pilares: pilares rectos y pilares inclinados.

Figura 22 Modelado 3D de pilares rectos a utilizar en la simulación.



Inicialmente se realizan los modelos de un pilar recto de $4mm$ de diámetro, $10mm$ altura y de un pilar inclinado de $4mm$ de diámetro, $10mm$ de altura y 5° de inclinación. El pilar recto se modeló con diferentes configuraciones aumentando el diámetro cada $5mm$ desde 3.5 hasta $6mm$, ver figura 23. El pilar inclinado se configuró aumentando el ángulo de inclinación cada 5° , desde 5° hasta 25° .

Figura 23 Modelado 3D de pilares inclinados a utilizar en la simulación.



3.5.1.3 Modelado de Pilares Personalizados. Los pilares personalizados se configuran de acuerdo a diferentes factores biomecánicos como la ubicación dentro de la arcada bucal: caninos, incisivos, premolares, molares; así como de situaciones clínicas particulares: edad del paciente, imperfecciones anatómicas, altura del tejido blando, densidad ósea, tipo de implante a utilizar, costo de los dispositivos protésicos y carga inmediata [5]. En la figura 24 se puede ver como la anatomía bucal puede determinar la forma y las dimensiones de los implantes y los pilares dentales. Normalmente los incisivos y caninos requieren pilares con una relación altura a diámetro h/d entre 1.10 y 2.00 , mientras que en los premolares y

molares esta relación se encuentra entre 0.78 y 1.10. Estas relaciones se utilizan en pilares rectos como en pilares inclinados. En la tabla 5 se muestran diferentes dimensiones de altura h y diámetro d obtenidas del catálogo de pilares Nobel Esthetics de Nobel Biocare™¹⁵.

Figura 24 Biomecánica dental para diseño de pilares personalizados según su ubicación [5].



Fuente: <http://www.salud.com/salud-dental/>; <http://clinicadentalrodriguez.mex.tl/>

Tabla 5 Dimensiones pilares personalizados, h = altura, d = diámetro, milímetros.

Pilares	Incisivos		Caninos		Molares	
	Alto	Bajo	Alto	Bajo	Alto	Bajo
Recto	$h=10$ $d=5.1$	$h=9$ $d=5.1$	$h=8.3$ $d=6.5$	$h=7.6$ $d=6.5$	$h=8.9$ $d=8.7$	$h=7.2$ $d=8.3$
Inclinado	$h=10.3$ $d=5.5$ $\text{ángulo}=10^\circ$	$h=9.3$ $d=5.2$ $\text{ángulo}=10^\circ$	$h=8.5$ $d=7$ $\text{ángulo}=20^\circ$	$h=7.7$ $d=6.8$ $\text{ángulo}=20^\circ$	$h=8.7$ $d=8.2$ $\text{ángulo}=15^\circ$	$h=7.2$ $d=7.8$ $\text{ángulo}=15^\circ$

Fuente: Catálogo Nobel Esthetics, <http://issuu.com/>

El modelado de los pilares personalizados se realizó en Solid Works 2010®, a través de una tabla de diseño. Esta tabla se creó a partir del modelado de un Pilar genérico o predeterminado, al cual se le incluyeron variantes dimensionales para obtener nuevas configuraciones de pilares. En esta tabla las columnas muestran

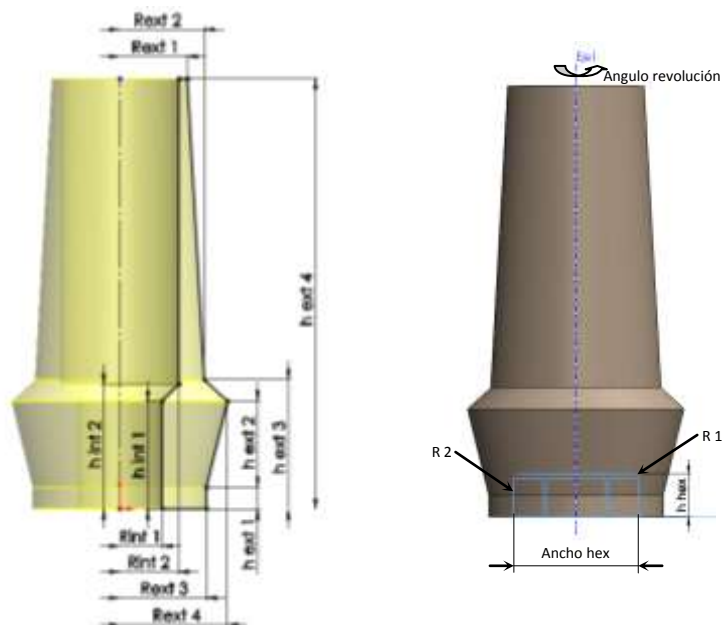
¹⁵ Catálogo Nobel Esthetics, disponible en: http://issuu.com/marielajimenez/docs/17282_procesthman_es_c3

cada una de las dimensiones del modelo, y las filas cada una de las configuraciones o variantes del modelo original. La tabla se puede seguir ampliando para obtener nuevas configuraciones de pilares personalizados, según los requerimientos biomecánicos del paciente, ver tabla 6, figuras 25 y 26.

Tabla 6 Tabla de Diseño para pilares rectos personalizados, milímetros.

Configuraciones:	Radio interno 1	Radio interno 2	Radio externo 1	Radio externo 2	Radio externo 3	Radio externo 4	Altura interna 1	Altura interna 2	Altura externa 1	Altura externa 2	Altura externa 3	Altura externa 4	Angulo revolución (°)	Ancho hexágono	Altura hexágono	Redondeo1	Redondeo2
Pilar Predeterminado	1	1,4	1,6	2	2	2,55	2,5	2,8	0,5	2,5	3	10	360	3	1	0,1	0,1
Incisivo alto	1	1,4	1,6	2	2,05	2,55	2,5	2,9	0,5	2,5	3	10	360	3	1	0,1	0,1
Incisivo bajo	1	1,4	1,6	2	2,05	2,55	2,5	2,8	0,5	2,5	3	9	360	3	1	0,1	0,1
Canino alto	1	1,4	2,25	2,75	2,75	3,25	2,5	2,8	0,5	2,5	3	8,3	360	3	1	0,1	0,1
Canino bajo	1	1,4	2,25	2,75	2,75	3,25	2,5	2,8	0,5	2,5	3	7,6	360	3	1	0,1	0,1
Molar alto	1	1,4	3,1	3,85	3,85	4,35	2,5	2,8	0,5	2,5	3	8,9	360	3	1	0,1	0,1
Molar bajo	1	1,4	2,9	3,65	3,65	4,15	2,5	2,8	0,5	2,5	3	7,2	360	3	1	0,1	0,1

Figura 25 Ubicación de dimensiones en el modelo CAD para pilares personalizados



Los pilares inclinados, por diferir en algunas operaciones de modelado, requieren otra tabla de diseño donde se configuren las diferentes inclinaciones utilizadas, desde 5° hasta 25° con respecto al eje vertical del implante, siendo los pilares de 25° los más críticos en cuanto al soporte de cargas, según se evidencia en investigaciones recientes realizadas por análisis de elementos finitos [51].

Figura 26 Cortes de Sección de pilares rectos personalizados modelados en Solid Works2010®

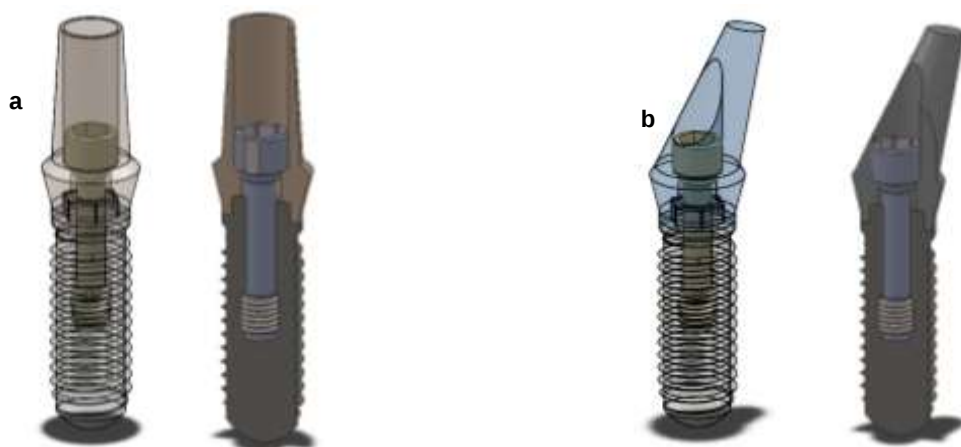


3.5.1.4 Modelado de Pilares Ensamblados

Figura 27 Modelado ensamble: a. Implante conexión hexágono externo. b. Tornillo oclusal.

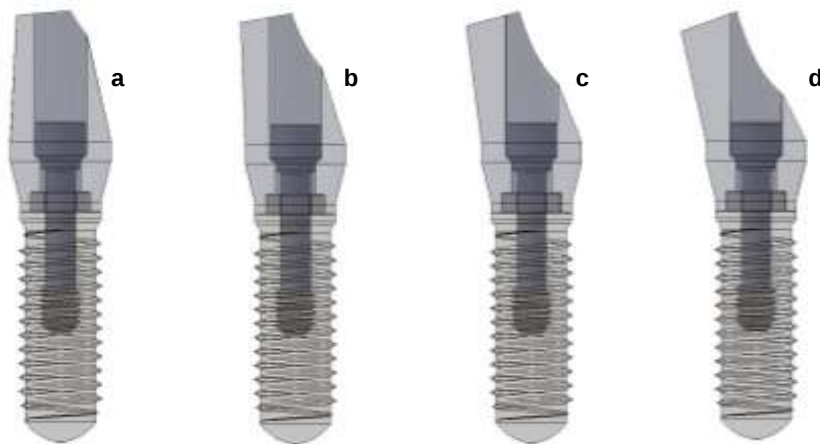


Figura 28 Modelado de ensambles de implantes: a con Pilar recto, b con Pilar inclinado 25°.



El modelado de los pilares ensamblados consiste en ensamblar mecánicamente los modelos CAD de las piezas que componen el sistema de implante dental, para obtener realizar un análisis más cercano a la realidad mecánica de la conexión. En este estudio se ensamblaron: el implante de conexión por hexágono externo, el pilar recto o inclinado y el tornillo oclusal estándar, ver figura 27. Con los modelos ensamblados se tiene una situación más cercana a la realidad, buscando obtener resultados más fiables.

Figura 29 Modelado de ensamble de implantes con pilares inclinados: a 5°, b 10°, c 15°, d 20°



En la figura 28, se pueden ver los modelos ensamblados con pilar recto y con pilar inclinado. En la figura 29 aparecen cuatro configuraciones de pilares inclinados a 5°, 10°, 15° y 20°, modelados y ensamblados con el implante y el tornillo oclusal.

3.5.2 Simulación por Elementos Finitos (Fea). Las pruebas de simulación por elementos finitos se realizaron en el software ANSYS 12® a través de los entornos: Workbench y Mechanical Model. Desde el Workbench se genera el Mechanical Model, donde se deben seguir los siguientes pasos para configurar el modelo de simulación:

- Crear o importar la geometría de la pieza o piezas a analizar, desde los modelos de CAD.
- Seleccionar los materiales a utilizar, o crear un nuevo material en la base de datos de materiales de Ansys, adicionando los valores de las propiedades mecánicas obtenidas en la caracterización.
- Si el análisis a realizar es el de un modelo ensamblado, se configuran además los tipos de contactos que existen entre cada una de las piezas.
- Se genera la malla, discretizando la geometría del modelo CAD en una red de elementos finitos tridimensionales.
- Se aplican las condiciones de frontera del modelo de simulación: las fuerzas, momentos de fuerza, gravedad, temperatura, restricciones.
- Se configura la solución del modelo de simulación de acuerdo con la teoría de falla correspondiente al tipo de material.

- El software resuelve el modelo y muestra los resultados.
- Se realiza un post procesamiento, donde se analizan los datos, se interpretan los resultados y si es necesario se realimenta el modelo.

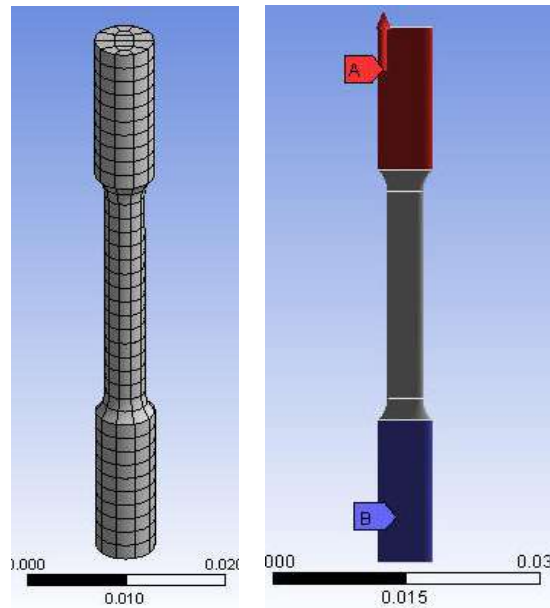
3.5.2.1 Simulación de la Probeta a Tracción. En el Workbench, se creó un nuevo material en la base de datos de Ansys, adicionando los datos de las propiedades mecánicas del material Wiron light fundido por inducción eléctrica, obtenidos en las pruebas mecánicas, ver tabla 7.

Tabla 7 Propiedades mecánicas del material Wiron light fundido por inducción eléctrica

Material	Módulo de elasticidad E [GPa]	Relación de Poisson ν	Resistencia de fluencia a Tracción S_y [MPa]	Resistencia última a Tracción S_u [MPa]	Resistencia de fluencia Compresión [MPa]	Resistencia última a Compresión [MPa]
Wiron light fundido por inducción eléctrica	11.057	0.3	537	601.18	600.49	1800

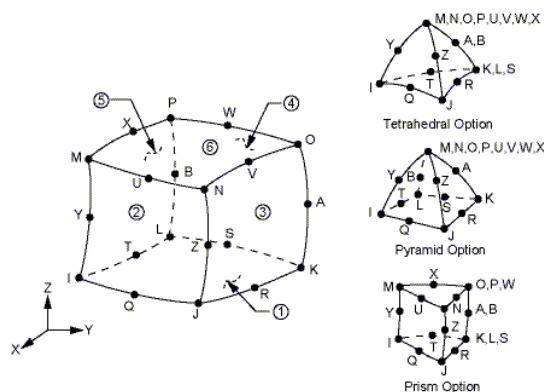
En el Mechanical model, se importó el modelo de la probeta a tracción, y se le asignó el material Wiron light. Se generó inicialmente una malla con solo 88 elementos y 613 nodos, por lo tanto se refinó con una relevancia de 100, y se generó nuevamente, obteniendo un mallado de 532 elementos con 2827 nodos.

Figura 30 Mallado probeta a tracción. A carga aplicada, B superficie de soporte fijo.



Esta malla está formado por elementos sólidos SOLID186 de Ansys, los cuales tienen una forma cúbica de 8 nodos en sus esquinas y 16 nodos intermedios para un total de 20 nodos, los nodos intermedios ofrecen la posibilidad de configurar los elementos además, como tetraedros, pirámides o prismas, de acuerdo a la complejidad de la geometría del modelo.

Figura 31 Elementos sólidos SOLID186 de ANSYS



Fuente: Documentation for ANSYS, http://www.kxcad.net/ansys/ANSYS/ansyshelp/theory_toc.html

Se aplicó una fuerza axial de $6637.5N$ sobre el cilindro superior del modelo, simulando la tracción ejecutada por la máquina de ensayos. Este valor corresponde a la fuerza última aplicada en los ensayos de tracción, donde se fracturó la probeta, esperando que en la simulación el factor de seguridad sea menor a 1, indicando que el modelo falla según la teoría seleccionada.

Se selecciona la superficie de restricción de movimiento, en el cilindro inferior, simulando la mordaza fija de la máquina de pruebas en los ensayos de tracción.

La solución del modelo de simulación se configura seleccionando la teoría de la energía de distorsión para materiales dúctiles, esta teoría predice que la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o excede la energía de deformación por unidad de volumen correspondiente a la resistencia de fluencia en tensión o en compresión del mismo material. La energía de deformación total por unidad de volumen se determina a través del esfuerzo equivalente o de Von Mises σ' . Relacionando la resistencia de fluencia S_y con este esfuerzo equivalente se determina el factor de seguridad N , el cual predice la falla del material si su valor es menor que uno:

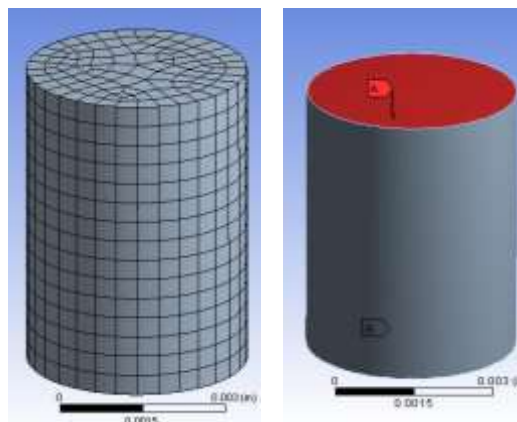
$$N = \frac{S_y}{\sigma'} \quad (6)$$

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{1/2} \quad (7)$$

Donde $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ son las componentes de los esfuerzos normales; $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ son las componentes de los esfuerzos cortantes sobre el modelo [50].

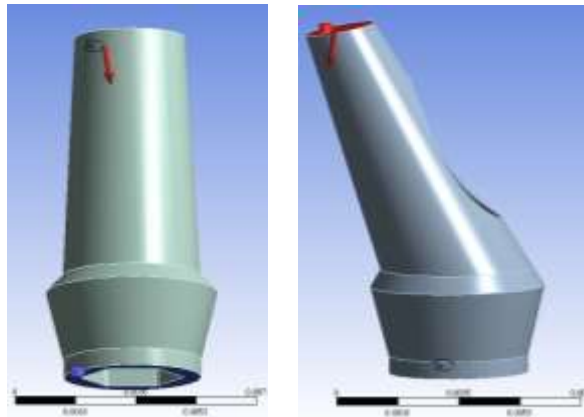
3.5.2.2 Simulación de la Probeta a Compresión. El modelo de la probeta a compresión se importó y se configuró con el material Wiron light. Se generó el mallado con 414 elementos y 2134 nodos. Se le aplicó una fuerza de $7356N$ en la cara superior del cilindro y se seleccionó la cara inferior como restricción de movimiento. La fuerza aplicada corresponde a la fuerza donde se llegó a la resistencia de fluencia del material en las pruebas de compresión realizadas al material Wiron light, ver figura 32. Se configuró la simulación con la teoría de falla de la energía de distorsión para materiales dúctiles, seleccionando los análisis de Esfuerzo equivalente o de Von mises, deformación total, deformación unitaria y factor de seguridad.

Figura 32 Mallado probeta a compresión. A: carga aplicada, B superficie de restricción.



3.5.2.3 Simulación de Pilares Rectos e Inclínados. Los Pilares individuales se sometieron a un análisis estático estructural con el propósito de determinar su comportamiento ante las cargas biomecánicas. Se asignó el material Wiron light y se aplicó una carga resultante de 300N dirigida a lo largo de sus tres componentes ortogonales: $x=43.38N$, $y=-290.85N$, $z=59.37N$; en las direcciones: lingual, oclusal y mesiodistal respectivamente.

Figura 33 Cargas aplicadas y restricciones en Pilares rectos e inclinados



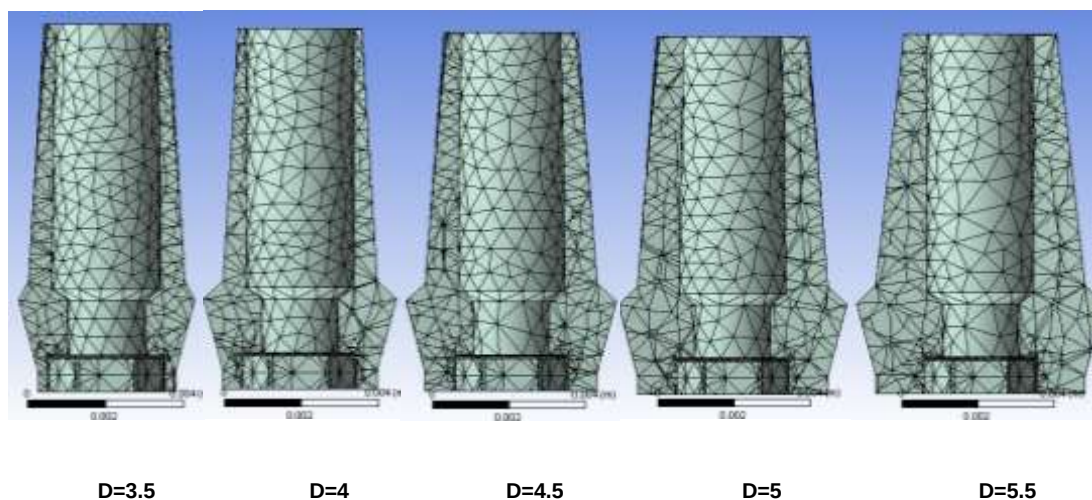
Según datos del Dr. Barry y sus colaboradores del instituto de tecnología de Dublín, 300N es la máxima carga medida en condiciones de masticación de alimentos, soportada normalmente en la región molar [21]. Y según el trabajo de Kayabasi y otros, del instituto de tecnología de Gebze, Turquía, la resultante de esta fuerza forma un ángulo de aproximadamente 75° con el plano oclusal [10], ver figura 33.

Tabla 8 Mallado de elementos finitos en Pilares rectos.

Mallado de Elementos finitos	Pilar recto D=3.5	Pilar recto D=4	Pilar recto D=4.5	Pilar Recto D=5	Pilar Recto D=5.5	Pilar Recto D=6
Cantidad de elementos	3692	3552	4159	4616	4521	5465
Cantidad de Nodos	6880	6511	7382	7968	7786	9204

Se seleccionó la restricción en la cara inferior y se procedió a crear la malla de elementos finitos de los modelos de pilares rectos e inclinados.

Figura 34 Mallado de elementos finitos en pilares rectos

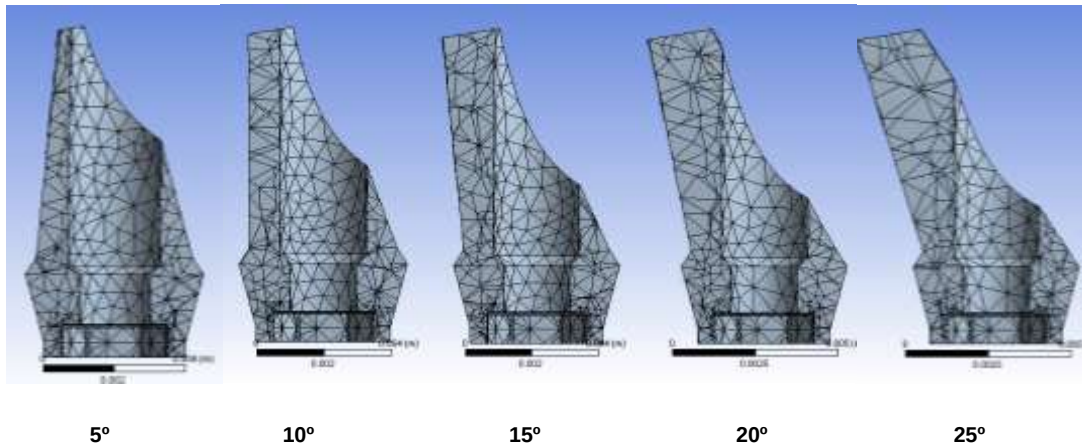


Se seleccionó la teoría de falla de la energía de distorsión para materiales dúctiles y se resolvió el mismo modelo de simulación para todos los modelos 3D de pilares rectos e inclinados, ver tabla 8 y 9, figuras 34 y 35.

Tabla 9 Mallado de elementos finitos en Pilares inclinados.

Mallado de Elementos finitos	Pilar inclinado 5°	Pilar inclinado 10°	Pilar inclinado 15°	Pilar inclinado 20°	Pilar inclinado 25°
Cantidad de elementos	2791	2917	2900	2578	2563
Cantidad de Nodos	4939	5134	5053	4497	4466

Figura 35 Mallado de elementos finitos en pilares inclinados



3.5.2.4 Simulación de Pilares Ensamblados. Los pilares ensamblados requieren un modelo de simulación diferente al de las piezas individuales. En el Workbench, se creó un nuevo material en la base de datos de Ansys, adicionando los datos de las propiedades mecánicas de la aleación Ti6Al4V, obtenida de la base de datos de matweb.com, ver tabla 10. Al importar el modelo de CAD, se asignó a cada pieza su material correspondiente. Al implante y al tornillo oclusal se

les asignó la aleación de titanio Ti6Al4V, y al pilar se le asignó el material Wiron light fundido por inducción eléctrica.

Tabla 10 Propiedades mecánicas de materiales en simulación de pilares ensamblados

Material	Módulo de elasticidad E [GPa]	Relación de Poisson ν	Resistencia de fluencia Sy [MPa]	Resistencia última Su [MPa]	Resistencia fluencia a Compresión
Wiron light	11.057	0.3	537	601.18	600.49
Ti6Al4V ¹⁶	113.8	0.342	880	950	970

Al igual que a los pilares individuales, al modelo del ensamble se le aplicó una carga resultante de $300N$, dirigida a lo largo de sus tres componentes ortogonales: $x=43.38N$, $y=-290.85N$, $z=59.37N$; en las direcciones: lingual, oclusal y mesiodistal respectivamente, ubicada en la cara superior del pilar, ver figura 36.

Figura 36 Carga aplicada y restricciones en los pilares ensamblados



¹⁶ Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5) Annealed, datos consultados en: www.matweb.com

El análisis se realizó asumiendo la estabilidad del implante en el hueso, según un estudio preliminar donde se utilizaron aleaciones de titanio, determinando su estabilidad a partir de los niveles de microdeformación de Frost [2, 5, 14], por lo tanto las restricciones se ubicaron en la superficie cilíndrica del implante.

Con este modelo de simulación se realizaron todas las simulaciones de pilares ensamblados personalizados, cambiando únicamente el mallado en cada modelo, ver tablas 11 y 12, figuras 37 y 38.

Tabla 11 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares rectos personalizados

Mallado de Elementos finitos		Incisivo alto	Incisivo bajo	Canino alto	Canino bajo	Molar alto	Molar bajo
ENSAMBLE	Elementos	11307	11282	14569	14603	17621	16692
	Nodos	20626	20537	25844	25930	31042	29492
Implante	Elementos	5958	5958	8292	8291	10648	10284
	Nodos	10855	10855	14909	14908	19095	18445
Pilar	Elementos	3199	3174	4053	4091	4806	4275
	Nodos	5822	5733	6907	6997	8043	7185
Tornillo	Elementos	2150	2150	2224	2221	2167	2133
	Nodos	3949	3949	4028	4025	3904	3862

Figura 37 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares rectos personalizados

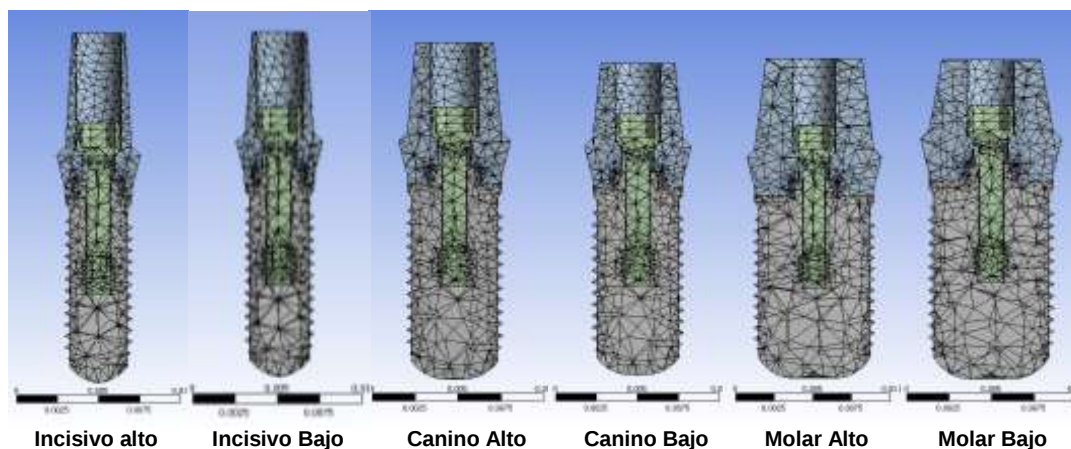
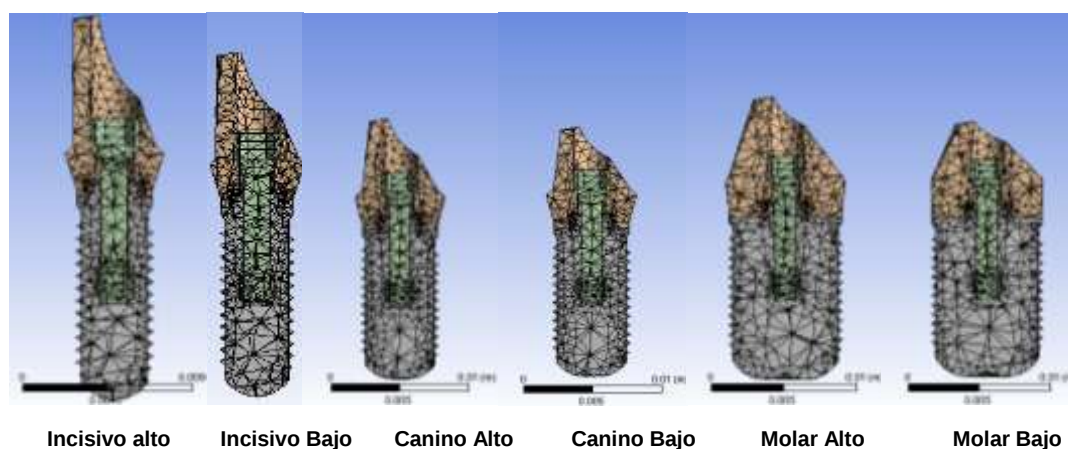


Tabla 12 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares inclinados personalizados

Mallado de Elementos finitos		Incisivo alto	Incisivo bajo	Canino alto	Canino bajo	Molar alto	Molar bajo
ENSAMBLE	Elementos	10027	9397	13244	12540	13806	13970
	Nodos	18067	16914	23302	22219	24424	24693
Implante	Elementos	5235	5239	8261	8262	8952	9056
	Nodos	9489	9493	14596	14595	15906	16081
Pilar	Elementos	2600	2723	3612	2907	3544	3910
	Nodos	4569	4731	6048	4966	5965	6526
Tornillo	Elementos	2192	1375	1371	1371	1310	1004
	Nodos	4009	2690	2658	2658	2553	2086

Figura 38 Mallado de elementos finitos en ensambles con pilares inclinados personalizados



Se seleccionó la teoría de falla de la energía de distorsión para materiales dúctiles y se resolvió el mismo modelo de simulación para todos los modelos 3D de pilares personalizados rectos e inclinados.

4. RESULTADOS

4.1 RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN

4.1.1. Resultados Pruebas de Tracción. Después de realizar las pruebas mecánicas a tres probetas de Wiron light según la norma ASTM E8M-04 [42], se obtuvieron los siguientes resultados en cada una de las probetas y se obtiene un promedio de los parámetros medidos, ver tabla 13.

Tabla 13 Resultados del ensayo de tracción en el material Wiron light fundido.

Probetas	<i>E (GPa)</i>	<i>S_y (MPa)</i>	<i>F Max (N)</i>	<i>y (mm)</i>	<i>% elong</i>	<i>S_{ut} (MPa)</i>
1	7493	537	6742.5	2.728	10.9	612.39
2	7568.33	506	6352.5	2.3	9.2	576.97
3	6250	525	6817.5	3.28	13	614.18
Promedio	7103.77	522.6	6637.5	2.769	9.76	601.18

Según los resultados obtenidos, las tres probetas obtienen valores de deformación con una variación que no excede el 10% de diferencia entre ellas, con lo cual se verifica la validez de los resultados, según la norma ASTM E8M-04 [42].

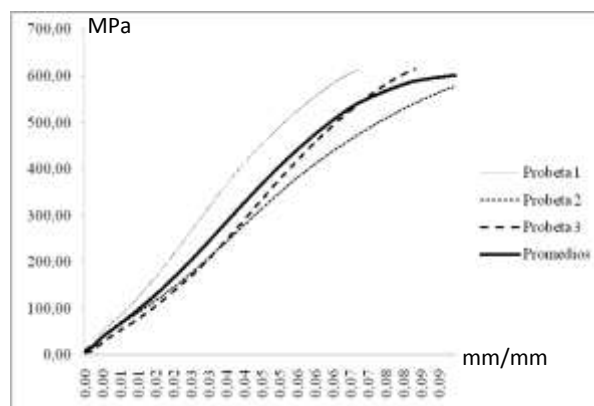
El diagrama de esfuerzo contra deformación unitaria, conocido como diagrama esfuerzo contra deformación ingenieril [44], se obtuvo graficando los datos medidos en cada instante en cada probeta y calculando el promedio de estos tres valores en cada instante. En la figura 39 se puede observar como la probeta No. 1 tiende a ser más rígida que las otras dos y su comportamiento se ubica por

encima de los promedios graficados. La curva de los promedios se utilizó para corroborar los resultados obtenidos en los promedios calculados.

Los datos del módulo de elasticidad “ E ”, de cada probeta fueron calculados con el software gráfico de la máquina de ensayos Tinius Olsen H25KS, seleccionando dos puntos sobre la sección lineal del diagrama de esfuerzo – deformación, según la norma ASTM E111 [43], posteriormente se obtuvo un promedio de estos datos.

El esfuerzo de fluencia “ S_y ” de cada probeta se determinó por el método “offset” en los diagramas suministrados por la máquina de ensayos, trazando una recta paralela a la gráfica desplazada 0.2% del origen, según la norma ASTM E8M-04.

Figura 39 Diagrama Esfuerzo – Deformación por Tracción del material Wiron light fundido.



La máquina de ensayos mide la fuerza en Newtons y la deformación en milímetros en cada instante del movimiento de tracción y tabula estos datos. La Fuerza máxima se obtuvo en el instante en que se fracturó la probeta. La deformación

“ y ”, es la longitud de alargamiento de la probeta medida en milímetros, en el instante de la rotura se obtuvo la deformación máxima.

La deformación unitaria es la razón entre la deformación medida a cada instante y la longitud inicial en la sección de ensayo de la probeta. El porcentaje de elongación se obtuvo dividiendo por 100 la deformación unitaria en el instante en que se fracturó la probeta.

El esfuerzo se calcula dividiendo la magnitud de la fuerza a cada instante entre el área inicial de la sección transversal de la probeta. El esfuerzo último [Megapascals], se calculó en cada instante medido en cada probeta, dividiendo la Fuerza máxima [Newton], entre el área de la sección transversal [mm^2].

4.1.2 RESULTADOS PRUEBAS DE COMPRESION. Después de realizar las pruebas mecánicas a compresión sobre tres probetas del material Wiron light fundido, según la norma ASTM E9-89a [42], se obtuvieron los siguientes resultados en cada una de las probetas y se obtiene un promedio de los parámetros medidos, ver tabla 14.

Tabla 14 Resultados del ensayo de Compresión en el material Wiron light fundido.

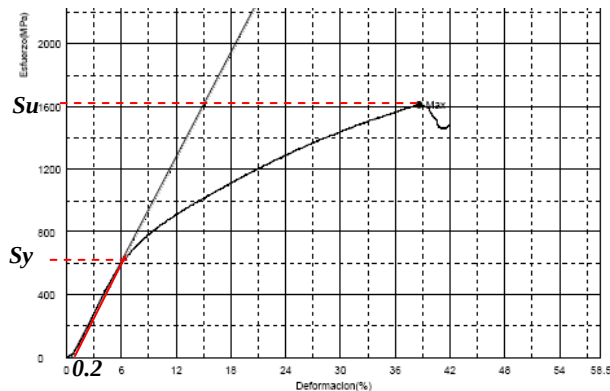
Probetas	E (GPa)	S_y (MPa)	F_{Max} (N)	y (mm)	% elong fluencia	S_{ut} (MPa)
1	11.507	600.101	25084	3.086	5.5	2100
2	10.536	600.816	20925	2.395	6.05	1707.58
3	11.13	600.561	20259	2.278	6.1	1612.19
Promedio	11.057	600.492	22089.3	2.586	5.88	1806.59

Según los resultados obtenidos, las tres probetas obtienen valores de deformación con una variación que no excede el 10% de diferencia entre ellas, con lo cual se verifica la validez de los resultados, según la norma ASTM E9-89a [45].

Sobre los diagramas de esfuerzo contra deformación, generados por el software gráfico de la máquina de ensayos Shimadzu G-250, se calcularon los valores del módulo elasticidad de cada probeta según la norma ASTM E111 [43].

El “ S_y ” del material se determinó sobre los diagramas esfuerzo deformación de cada una de las probetas utilizando el método “offset”, según la norma ASTM E8, en la figura 40 se muestra el diagrama esfuerzo deformación de la probeta No. 3.

Figura 40 Diagrama esfuerzo - deformación a compresión, probeta No. 3

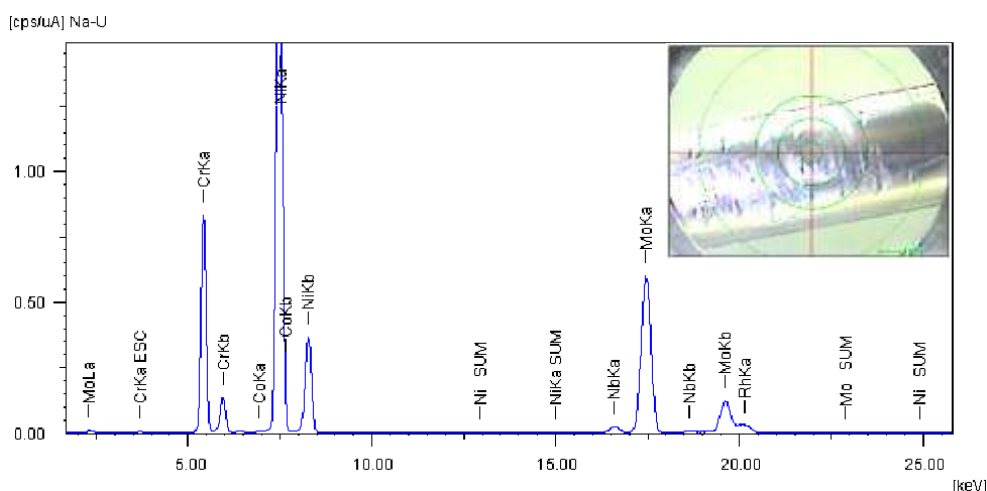


Los valores de la fuerza máxima, deformación máxima, porcentaje de elongación y esfuerzo último fueron obtenidos en el informe generado por el software de la máquina de ensayos Shimadzu G-250.

4.1.3 Resultados Caracterización Química. El software DXP-700E V1 del espectrómetro de energía dispersiva Shimadzu EDX-800HS arrojó los siguientes resultados del análisis químico de la muestra de Wiron light fundido:

En el espectro de fluorescencia de rayos-x, figura 41, se pueden observar los picos más altos, correspondientes a los tres elementos que se encuentran en mayor porcentaje dentro de la aleación: Niquel, Cromo y Molibdeno.

Figura 41 Espectro de Fluorescencia de Rayos-x, probeta aleación Wiron light fundida.



En los resultados del FRX, tabla 15, existen diferencias entre la materia prima original: Ni64.5%, Cr22%, Mo10%, y la aleación Wiron light fundida, sin embargo estas diferencias se encuentran dentro de la desviación estándar. Por lo tanto, de este análisis se puede concluir que el material no sufre modificaciones en su composición química después de someterlo al proceso de fundición.

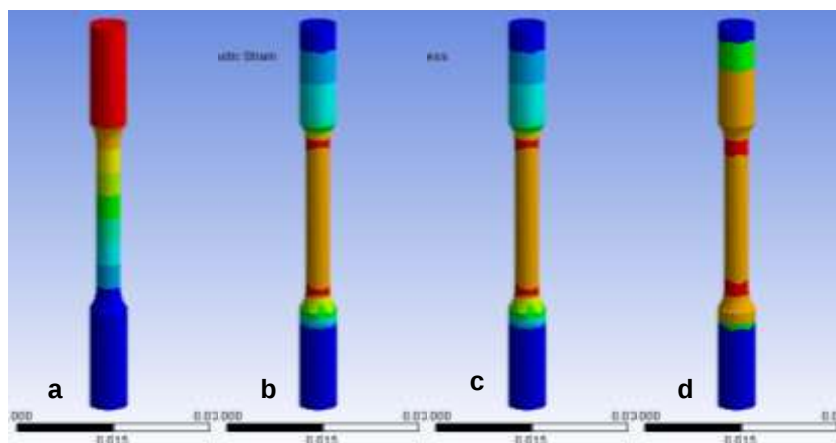
Tabla 15 Resultados de fluorescencia de rayos-x de la aleación Wiron light fundida

Elemento	Resultado [%]	Des. Estándar
Ni (Níquel)	65.2	0.9
Cr (Cromo)	23.9	0.6
Mo (Molibdeno)	10.4	0.7
Nb (Niobio)	0.37	0.05
Co (Cobalto)	0.18	0.09

4.2 RESULTADOS DE LA SIMULACION

4.2.1 Resultados de la Simulación de las Probetas. Los resultados obtenidos en la simulación de la probeta a tracción y a compresión se muestran en la tabla 16. En los dos casos, el factor de seguridad es menor a 1, por lo tanto en estas condiciones el material ha superado el límite de fluencia y su deformación es irreversible, por lo tanto bajo estas condiciones de carga la pieza empieza a fallar.

Figura 42 Imágenes de los resultados de la simulación a tracción: a Deformación total, b Deformación unitaria, c Esfuerzo equivalente, d Factor de seguridad



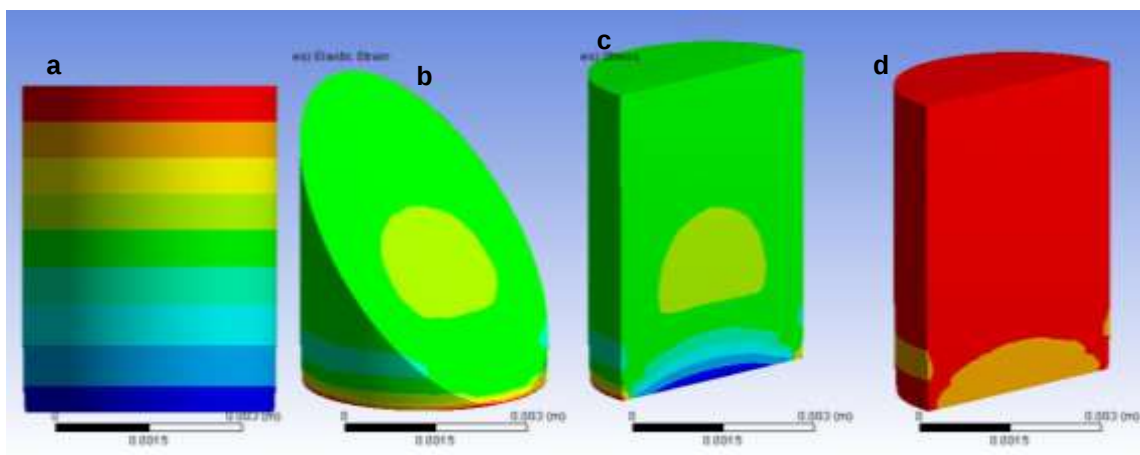
En las imágenes de los resultados de la deformación total (42a, 43a), se puede ver en color rojo la región con las deformaciones más grandes, debido a que en esa región se aplicó la carga y no hay superficies de restricción.

Tabla 16 Resultados de la simulación de las probetas en aleación Wiron light fundida

Probetas	Deformación Total [mm]	Deformación unitaria [m/m]	Esfuerzo equivalente [MPa]	Factor de seguridad
Tracción	1.6039	0.0564	624.13	0.86
Compresión	0.3136	0.0755	835.81	0.64

En las imágenes de la probeta a tracción, figuras 42b, c, d, se pueden ver en color rojo las áreas donde se encuentra mayor porcentaje de deformación, mayor concentración de esfuerzos y menor factor de seguridad, por lo tanto se podría pensar que en esa región inicia la falla de la pieza.

Figura 43 Imágenes de los resultados de la simulación a compresión: a Deformación total, b Deformación unitaria, c Esfuerzo equivalente, d Factor de seguridad



En las imágenes de los resultados de la simulación de las probetas a compresión se puede ver como las regiones con menores deformaciones, menor concentración de esfuerzos y mayor factor de seguridad se encuentran en la base del cilindro, debido a que esta es la superficie de restricción. En los cortes realizados al modelo se puede ver como la propagación de esfuerzos se inicia en la parte interna del sólido.

4.2.2 Resultados de Simulación de Pilares Individuales. Los resultados máximos de la deformación total, la deformación unitaria, el esfuerzo equivalente de Von Mises y el factor de seguridad obtenidos en cada una de las 6 configuraciones del pilar recto se muestran en la tabla 17.

Tabla 17 Resultados de la simulación de pilares rectos individuales

Configuraciones	Deformación Total [mm]	Deformación unitaria [m/m]	Esfuerzo equivalente [MPa]	Factor de seguridad
Pilar recto D3.5	0.48	0.0343	343	1.56
Pilar recto D4	0.37	0.0337	337.53	1.59
Pilar recto D4.5	0.21	0.0158	158.48	3.38
Pilar recto D5	0.13	0.0096	96.62	5.55
Pilar recto D5.5	0.099	0.0073	73.66	7.28
Pilar recto D6	0.06	0.0057	57.26	9.37

En las imágenes de los resultados de deformaciones y esfuerzos se puede identificar con colores cálidos las regiones de mayor magnitud y con colores fríos las de menor magnitud, ver figuras 44, 45 y 46.

Figura 44 Imágenes de deformación total en pilares rectos individuales

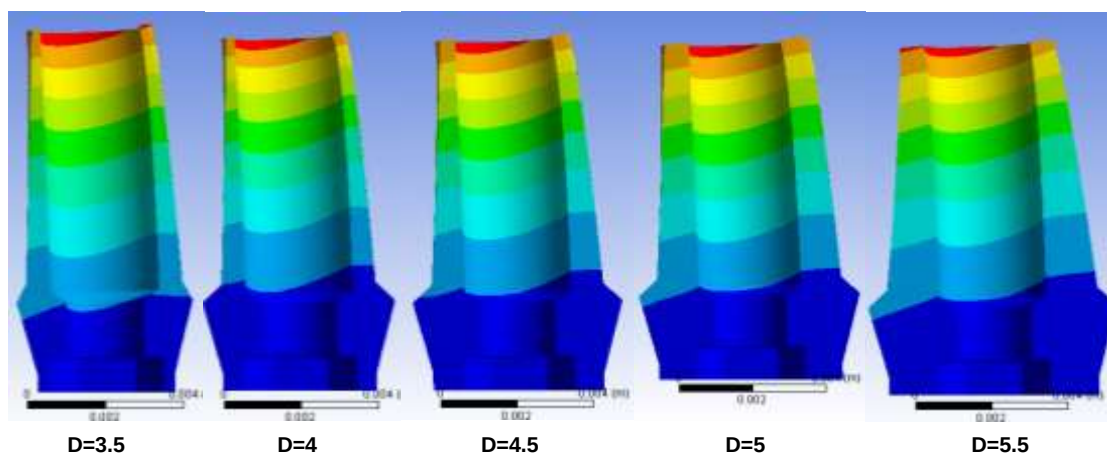


Figura 45 Imágenes de deformación unitaria en pilares rectos individuales

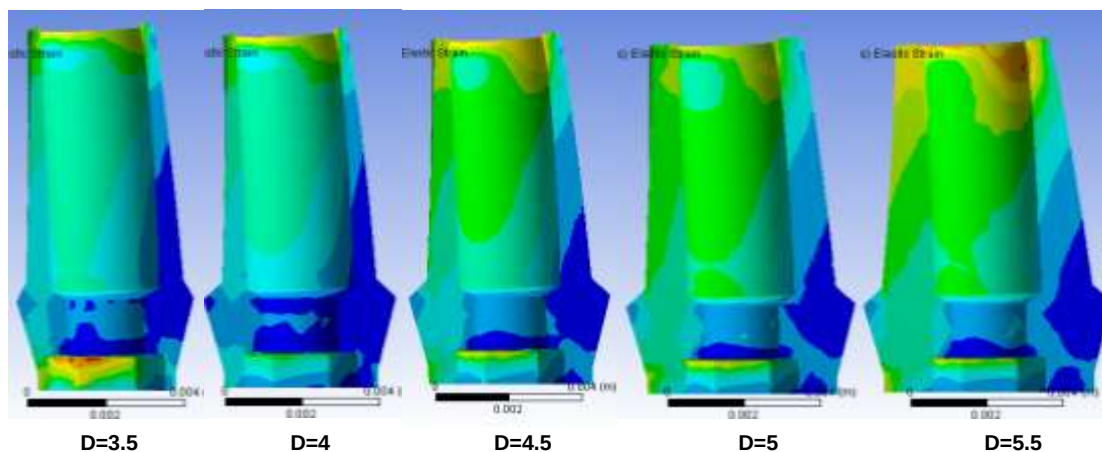
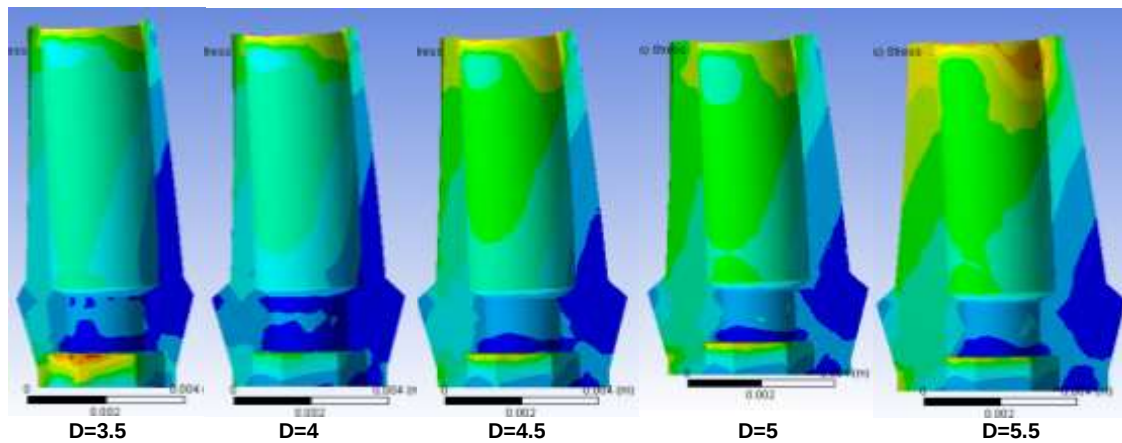
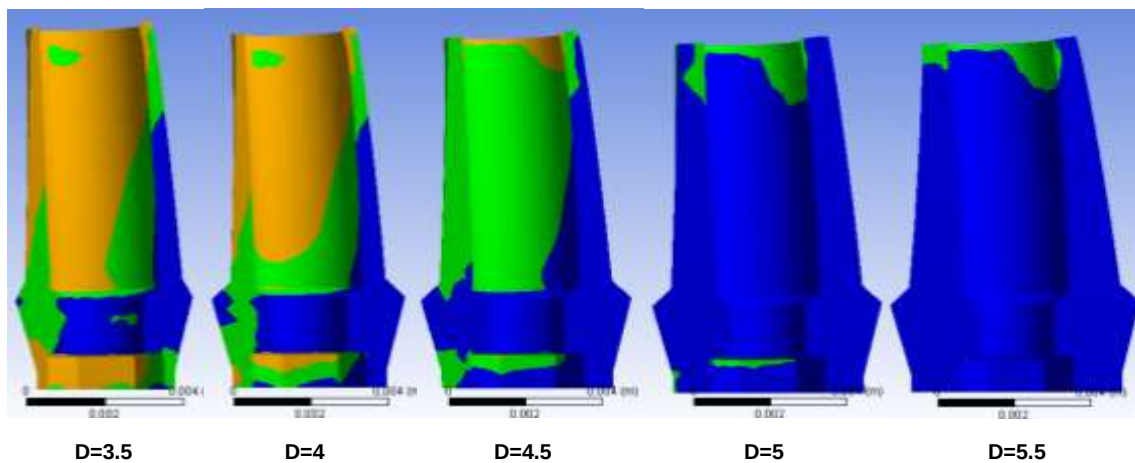


Figura 46 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares rectos individuales



En las imágenes de los resultados del factor de seguridad, los colores cálidos indican las regiones con menor factor de seguridad y los colores fríos las regiones con mayor factor de seguridad.

Figura 47 Imágenes de factores de seguridad en pilares rectos individuales

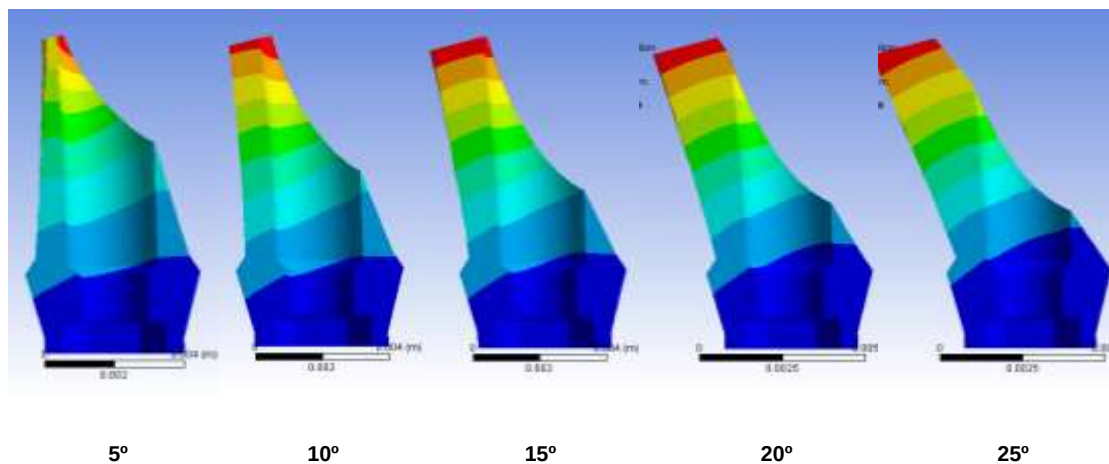


Los resultados máximos de la deformación total, la deformación unitaria, el esfuerzo equivalente de Von Mises y el factor de seguridad obtenidos en cada una de las 6 configuraciones de pilares inclinados se muestran en la tabla 18.

Tabla 18 Resultados de la simulación de pilares inclinados individuales

Configuraciones	Deformación Total [mm]	Deformación unitaria [m/m]	Esfuerzo equivalente [MPa]	Factor de seguridad
Pilar inclinado 5°	0.20	0.0141	141.39	3.79
Pilar inclinado 10°	0.21	0.0168	168.69	3.18
Pilar inclinado 15°	0.25	0.0167	167.62	3.20
Pilar inclinado 20°	0.31	0.0209	209.44	2.56
Pilar inclinado 25°	0.40	0.0243	243.20	2.20

Figura 48 Imágenes de deformación total en pilares inclinados individuales



Las imágenes de los resultados de las deformaciones totales, las deformaciones unitarias, los esfuerzos equivalentes de Von Mises y los factores de seguridad calculados en cada una de las 6 configuraciones de pilares inclinados se muestran en las figuras 48, 49, 50, 51.

Figura 49 Imágenes deformación unitaria en pilares inclinados individuales

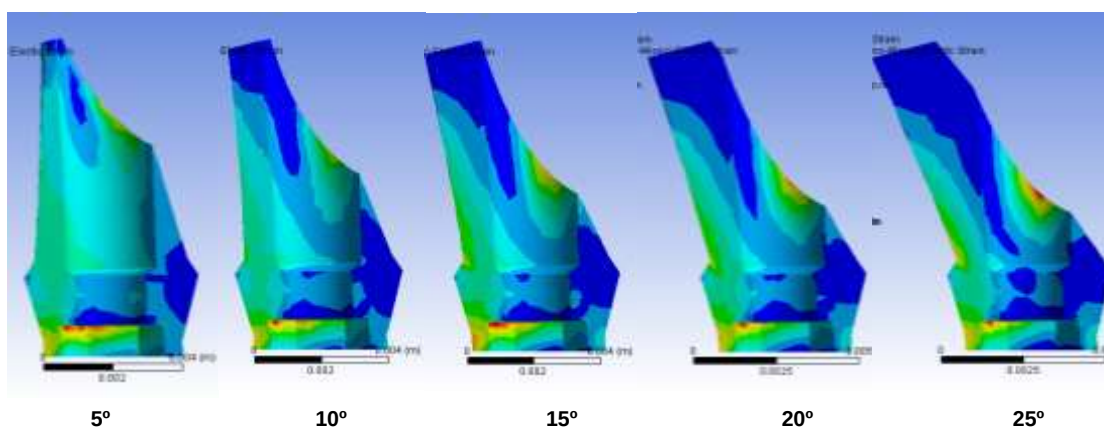


Figura 50 Imágenes esfuerzos equivalentes en pilares inclinados individuales

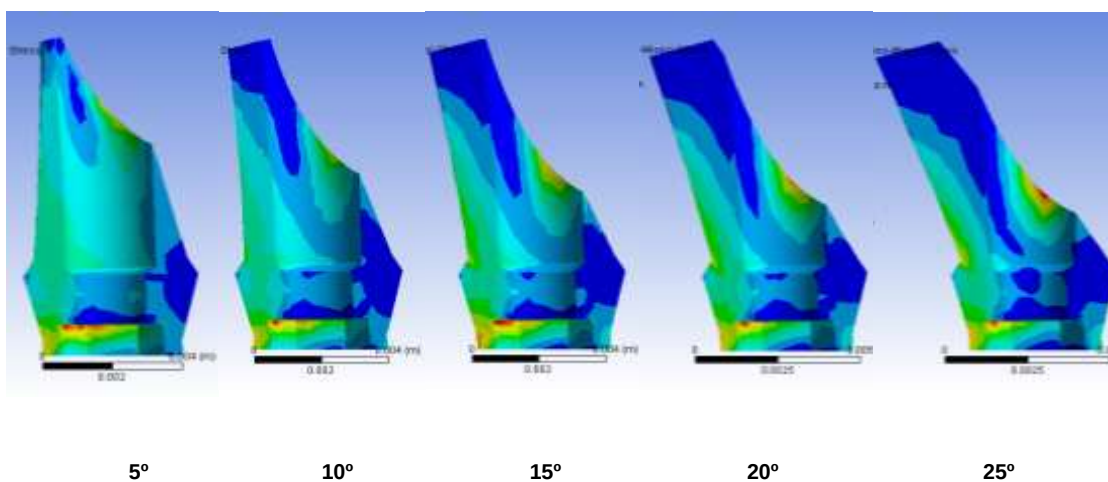
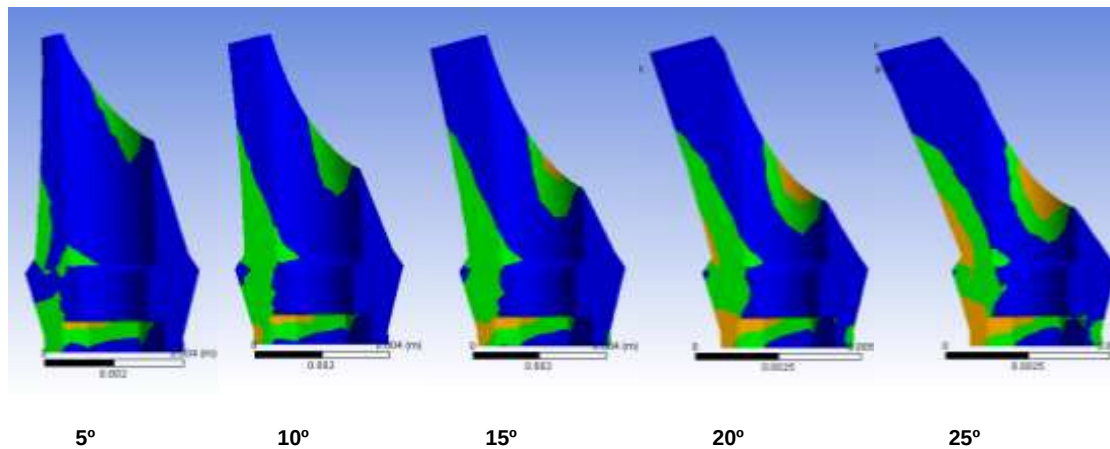


Figura 51 Imágenes de factor de seguridad en pilares inclinados individuales

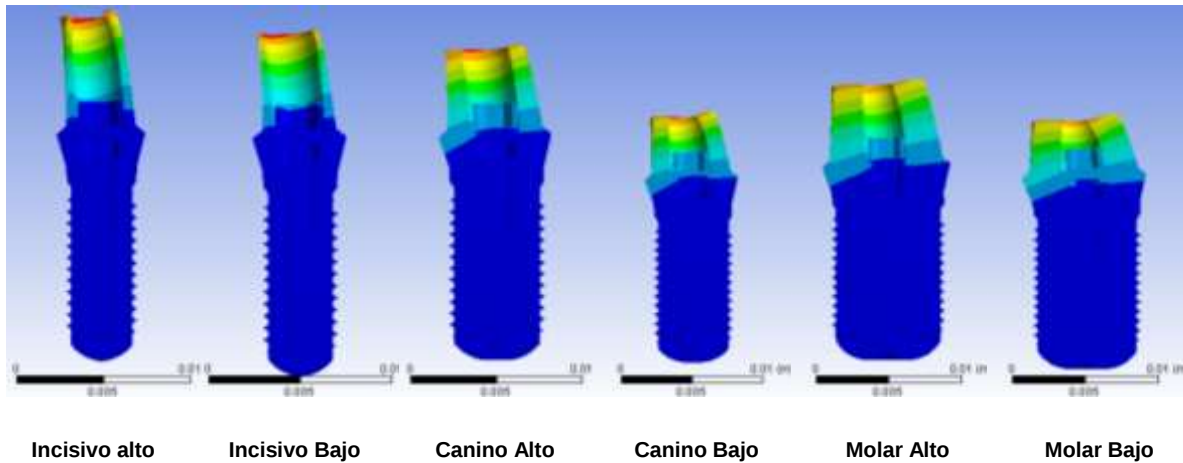


4.2.3 Resultados Simulación de Pilares Ensamblados. Los datos obtenidos en las simulaciones de los pilares ensamblados con diferentes configuraciones de pilares rectos se muestran en la tabla 19. Los datos corresponden a los valores máximos obtenidos en deformación total, deformación unitaria y esfuerzo equivalente, así como el valor mínimo del factor de seguridad. El porcentaje de elongación se determina a partir de la deformación unitaria, dividiendo este valor entre 100.

Tabla 19 Resultados de la simulación de pilares rectos ensamblados

Pilares Rectos	Deformación total (mm)	Deformación unitaria [m/m]	Elongación [%]	Esfuerzo equivalente (MPa)	Factor de seguridad
Incisivo Alto	0,33945	0,03192	3,192	416,37	1,682
Incisivo Bajo	0,26284	0,031506	3,15	385,64	1,7045
Canino Alto	0,05847	0,006163	0,61	188,85	4,6597
Canino Bajo	0,048412	0,0062415	0,62	230,76	3,8135
Molar Alto	0,022922	0,00416	0,41	180,72	4,8694
Molar Bajo	0,017925	0,004376	0,43	180,03	4,8881

Figura 52 Imágenes de deformación total en pilares rectos ensamblados



Las imágenes de los resultados de las simulaciones de pilares rectos ensamblados se presentan en las figuras 52, 53, 54, 55. Las imágenes tienen en la parte inferior una escala horizontal de 0.01m, indicando la proporción de los ensambles con este ancho de 1cm.

Figura 53 Imágenes de deformación unitaria en pilares rectos ensamblados

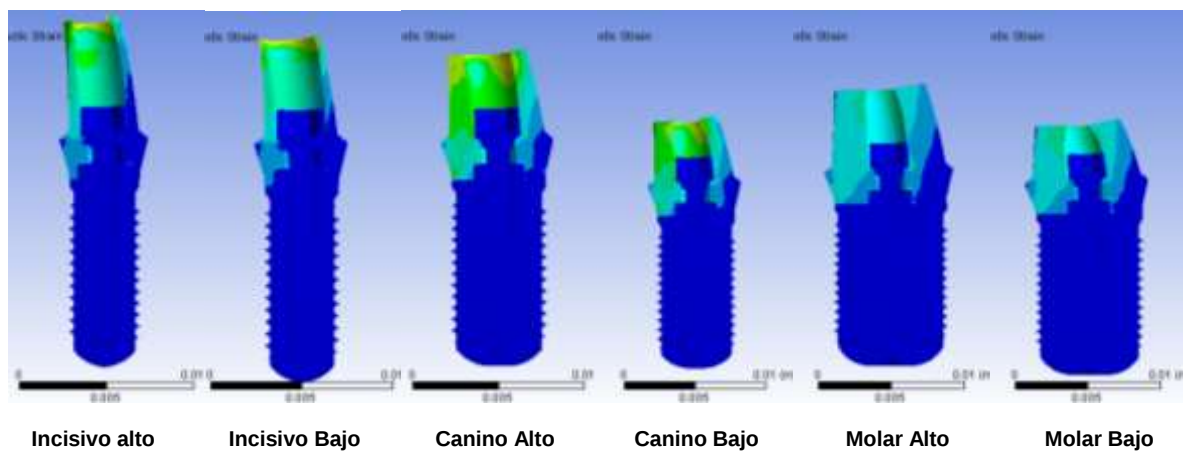


Figura 54 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares rectos ensamblados

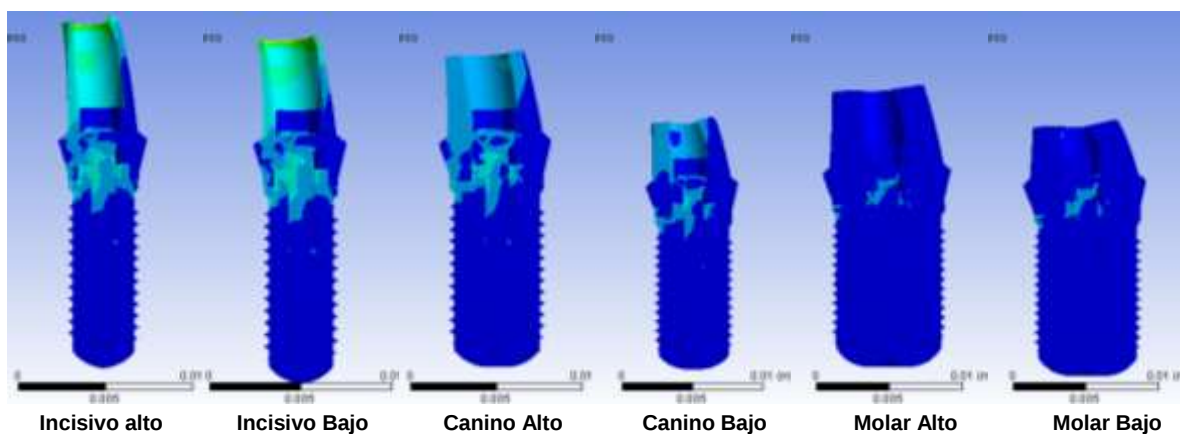
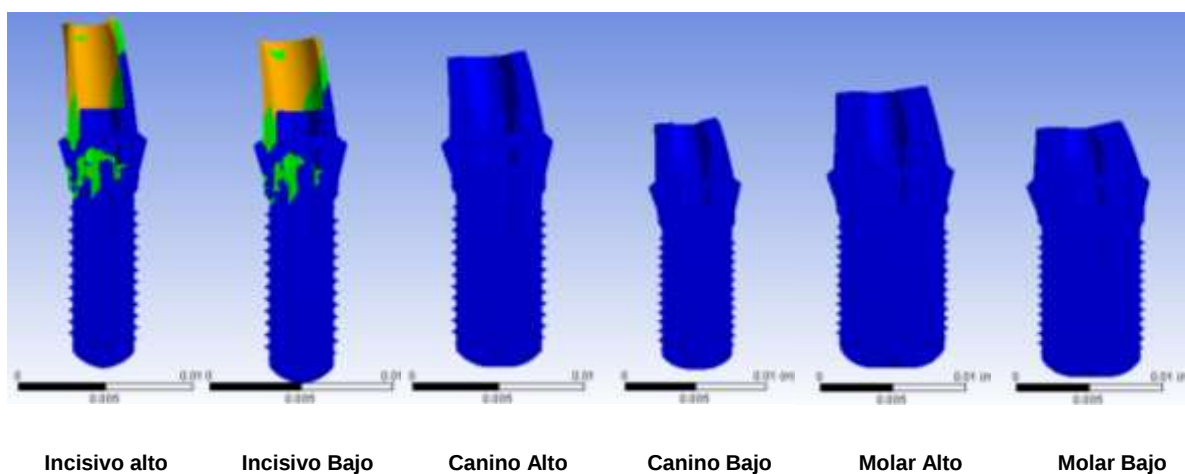
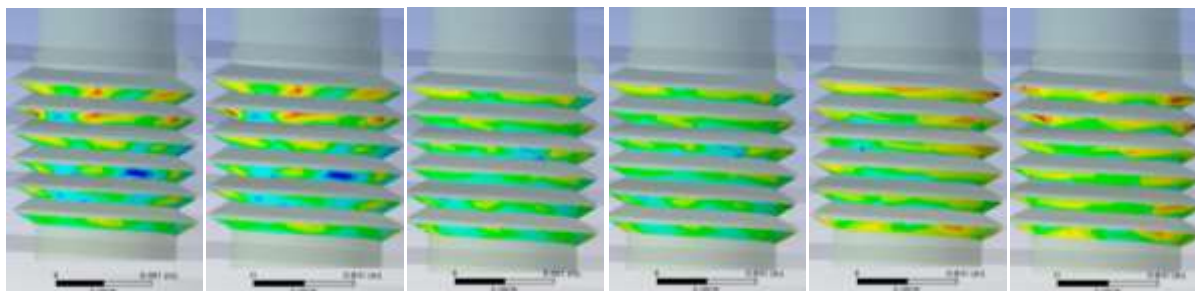


Figura 55 Imágenes de factor de seguridad en pilares rectos ensamblados



En la figura 56 se presenta un detalle de la presión ejercida en la rosca interna del implante al aplicar las cargas biomecánicas establecidas en la simulación.

Figura 56 Imágenes de presión en la rosca interna del implante



Los resultados de la simulación para pilares inclinados ensamblados se muestran en la tabla 20 y en las figuras 57, 58, 59, 60 y 61.

Tabla 20 Resultados de la simulación de pilares inclinados ensamblados

Pilares Inclinados	Deformación total (mm)	Deformación unitaria [m/m]	Elongación [%]	Esfuerzo equivalente (MPa)	Factor de seguridad
Incisivo Alto	0,20989	0,016879	1,6	292,7	3,0065
Incisivo Bajo	0,12466	0,01536	1,5	341,07	2,5801
Canino Alto	0,04486	0,008011	0,8	168,58	5,2201
Canino Bajo	0,035902	0,0070483	0,7	162,32	5,4213
Molar Alto	0,015245	0,0062634	0,62	84,841	8,5736
Molar Bajo	0,011186	0,0055913	0,55	77,93	9,6042

Figura 57 Imágenes de deformación total en pilares Inclinados ensamblados

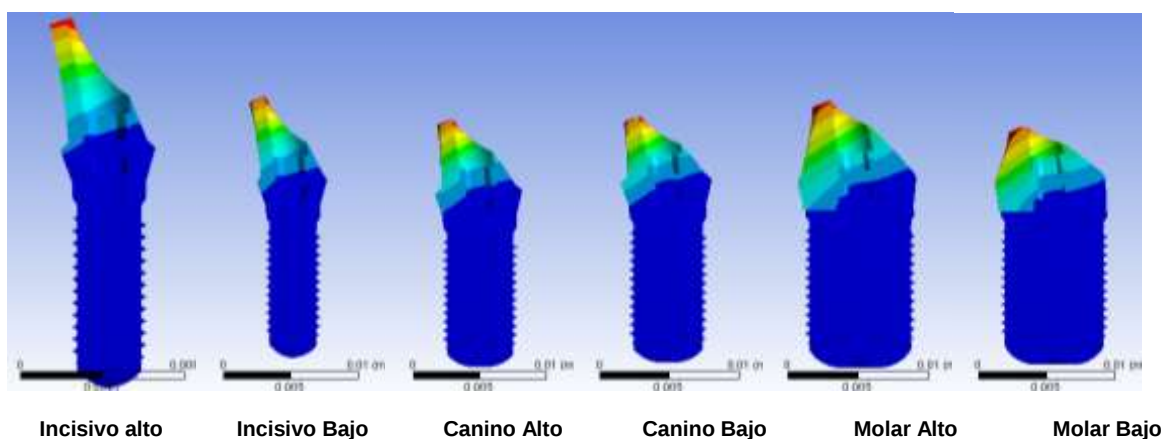


Figura 58 Imágenes deformación unitaria en pilares inclinados ensamblados

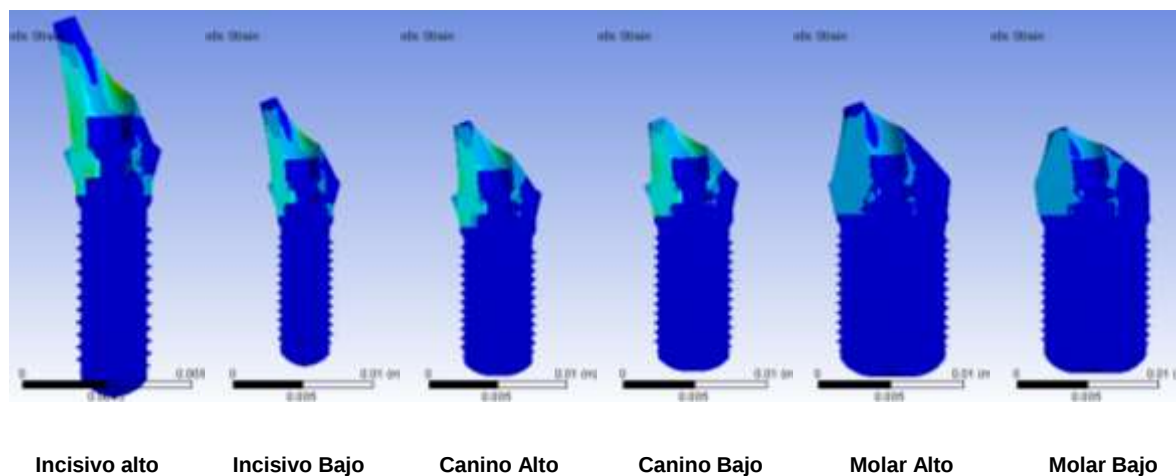


Figura 59 Imágenes de esfuerzos equivalentes en pilares Inclínados ensamblados

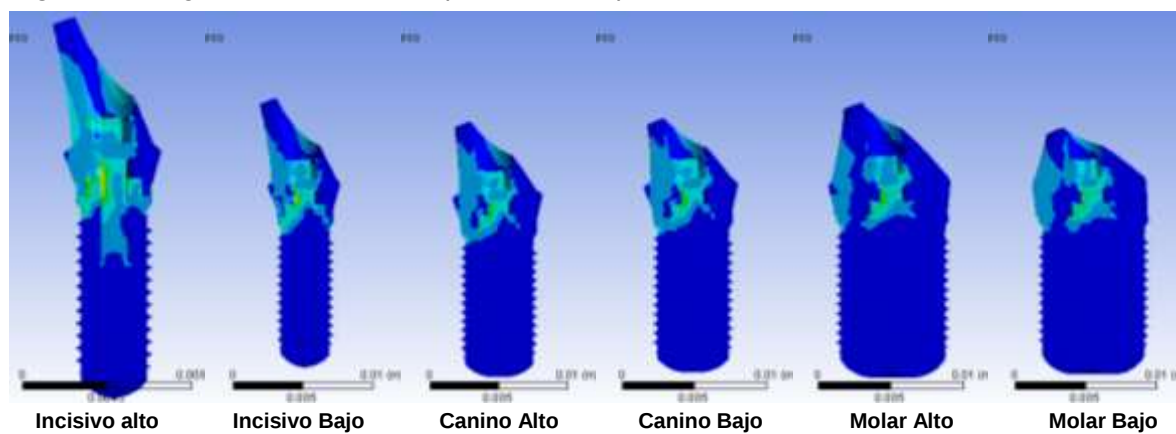


Figura 60 Imágenes de factor de seguridad de pilares inclinados ensamblados

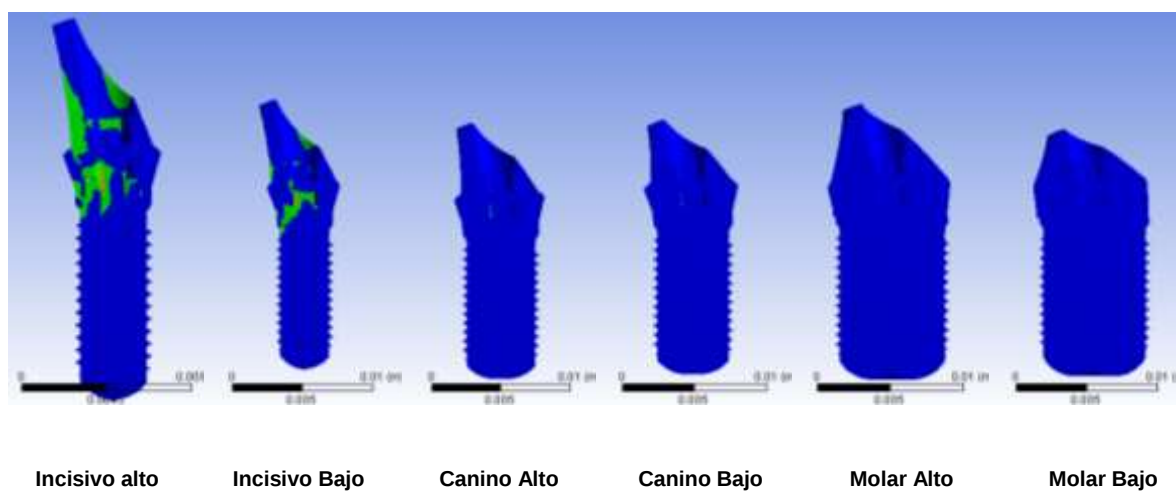
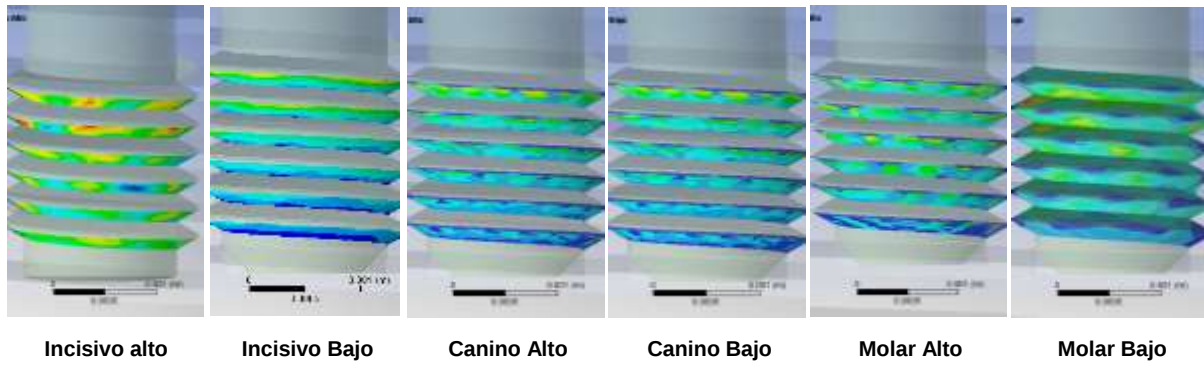


Figura 61 Imágenes de presión en la rosca interna del implante.



5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

5.1. FIABILIDAD EN LA CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL

5.1.1 VALIDEZ DE LAS PRUEBAS DE TRACCIÓN. Según los datos obtenidos en los ensayos mecánicos, el valor de la resistencia última del material cambia considerablemente con respecto a la resistencia de la materia prima original. Esta reducción de alrededor del 30% del valor original en la aleación se debe a la variabilidad tanto en el procesamiento del material como en la ejecución de los ensayos mecánicos.

El proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga es un proceso inerte, realizado con atmósfera controlada de Argón. Sin embargo el equipo de fundición no cuenta con un sistema que conduzca y controle las condiciones de enfriamiento y solidificación del material después de someterlo a una temperatura de fusión de 1280°C, por lo tanto es posible que en el enfriamiento espontáneo a temperatura ambiente se introduzcan variables técnicas o ambientales que afecten el proceso de nucleación y solidificación de la aleación, afectando directamente la ductilidad y de esta manera la resistencia del material.

El procesamiento del material para obtener este tipo de piezas fundidas fue muy extenso debido a la misma complejidad del proceso en términos de creación de modelos, copias y moldes de fundición. Este procesamiento se realizó con asesoría de diferentes entidades y con la participación directa de diferentes

operarios, lo cual genera pequeñas imprecisiones sucesivas que pueden llevar a introducir un error significativo en el modelo terminado. Sin embargo es importante destacar que la baja variabilidad en los resultados obtenidos en las tres probetas del ensayo de tracción la cual permite validar la medición de la resistencia del material, así como el procedimiento realizado.

La correcta calibración del equipo, el uso adecuado de herramientas y equipos y el conocimiento y experiencia en la aplicación de las normas son factores que benefician la fiabilidad de las pruebas. Dentro de la universidad no se cuenta con personal y equipos idóneos para el estudio de los materiales dentales, debido a que es un campo emergente y requiere de este tipo de experiencias para adquirir experiencia en el área y superar las expectativas generadas desde el sector de la prostodoncia.

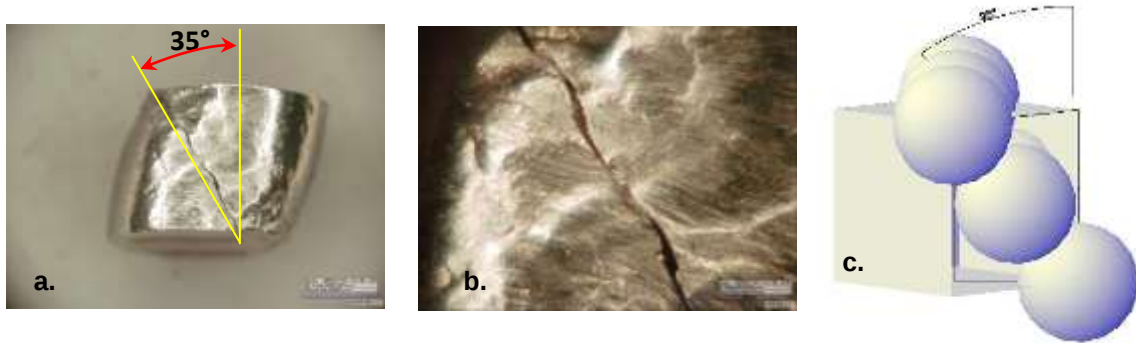
5.1.2 COMPORTAMIENTO DEL MATERIAL EN COMPRESIÓN

Con respecto a los ensayos de compresión, el diseño y elaboración de las probetas, y el mismo montaje de la prueba es menos complejo que el de tracción, lo que permitió obtener resultados más satisfactorios, donde fue posible comprobar el comportamiento dúctil de la aleación.

Las imágenes de la probeta después de someterla a esfuerzos de compresión, muestran un plano de falla inclinado aproximadamente 35° con respecto a la vertical, con lo cual se confirma que se trata de una falla dúctil debido a que tiene

una inclinación equivalente al plano de deslizamiento (111) de la estructura FCC Cúbica Centrada en las Caras, ver figura 62.

Figura 62 a. Probeta sometida a compresión. b. Falla dúctil. c. Estructura FCC plano (111)



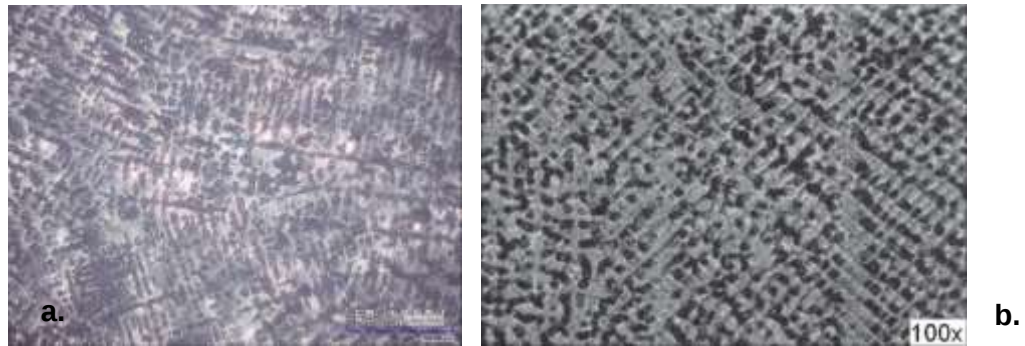
5.1.3 MICROESTRUCTURA DENDRÍTICA. Uno de los propósitos de las pruebas de caracterización planteadas, fue el de medir y observar las propiedades del material después de someterlo al proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga, para analizar los cambios sufridos por el material en este proceso.

Inicialmente el aumento de la temperatura lo lleva a la fusión, donde desaparece el orden de corto alcance característico de los metales y tiene lugar el cambio de estado sólido a líquido. Posteriormente el material es sometido a presión, ejercida por la fuerza centrífuga del proceso de colada, lo cual lo obliga a una redistribución de los átomos [44, 46].

En el proceso de solidificación el material pasa por una etapa de formación de núcleos, los cuales crecen para dar origen a los cristales y a la formación de los granos. En la metalografía realizada al material Wiron light fundido, se puede

observar como el crecimiento de cristales se realizó en forma de árbol, dando origen a una microestructura dendrítica, ver figura 63 a.

Figura 63 a. Metalografía Wiron light fundido (Autor). **b.** Metalografía Wiron light [39].



Las dendritas son claramente identificables y de grandes dimensiones debido a que el proceso de enfriamiento se llevó a cabo a temperatura ambiente, por lo tanto la nucleación es menor que a grandes sub enfriamientos. Esta microestructura observada es similar a la presentada en la aleación original Wiron light, ver figura 63 b. Con esta comparación se puede observar como la microestructura de la aleación fundida por inducción eléctrica y colada centrífuga tuvo una formación estructural similar a la aleación original Wiron light, por lo tanto el proceso de fundición no afectó la microestructura del material.

5.2 FACTOR DE SEGURIDAD POR ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS

En los resultados de los análisis de elementos finitos, se obtuvieron trazados del factor de seguridad donde se puede observar en cual región de la geometría se encuentra el valor mínimo del factor de seguridad, es decir, la región menos segura del diseño. En el análisis de los resultados se tuvo en cuenta el mínimo

factor de seguridad para determinar si la pieza falla o no, según la teoría de falla de energía de la distorsión.

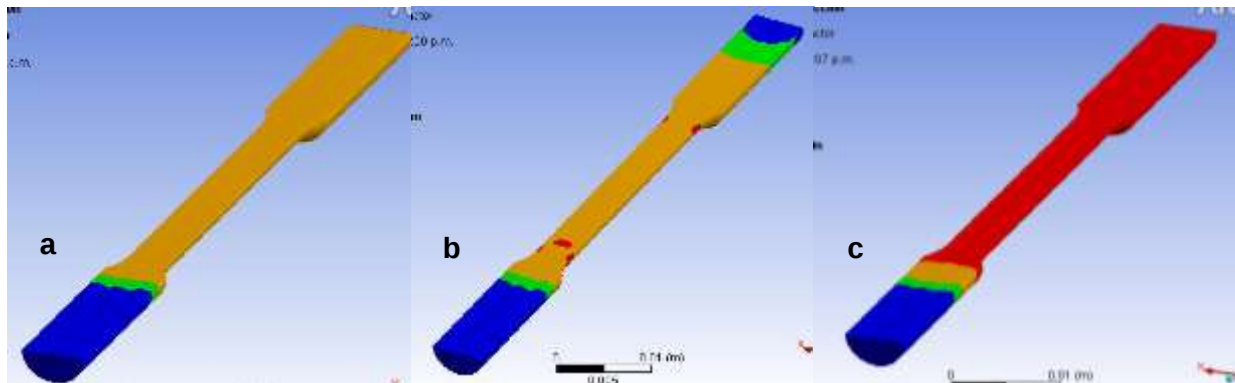
En las simulaciones realizadas con las probetas es de esperar que este factor de seguridad sea muy bajo, debido a que las cargas aplicadas fueron basadas en las fuerzas máximas aplicadas en los ensayos de tracción para fracturar el material. Por su parte, en las simulaciones realizadas a los pilares, se espera que el factor de seguridad sea alto para disminuir los riesgos de falla, sin embargo, según la teoría estudiada, el esfuerzo equivalente soportado por el pilar no debe ser mayor al 75% del esfuerzo de fluencia del material, lo que indica que el factor de seguridad mínimo que debe tener el pilar para un adecuado funcionamiento bajo las condiciones de carga aplicadas es de 1,33.

5.2.1 Análisis de Falla a Tracción y Compresión. Después de obtener los resultados de la simulación de las probetas, se realizó un post procesamiento con el propósito de determinar la coherencia de estos resultados con los de las pruebas mecánicas.

En el modelo de simulación de la probeta a tracción se realizaron tres pruebas con tres cargas diferentes: 5772.5 N, 6637.5 N y 10000 N. Las cuales corresponden a la carga en el límite de fluencia, la Fuerza máxima medida en las pruebas de tracción y una sobrecarga excesiva. Los resultados obtenidos del factor de seguridad fueron de: 1.06, 0.92 y 0.27 respectivamente.

El factor de seguridad de 1.06 , indica que ante esta carga, el material aún no ha llegado al límite de fluencia. El factor de seguridad de 0.92 indica que el material superó el límite de fluencia y el factor de seguridad tiende a bajar. Y el factor de seguridad de 0.27 indica que el material superó el esfuerzo último.

Figura 64 Imágenes del factor de seguridad ante diferentes cargas: a 5772.5 N , b 6637.5 N , c 10000 N .



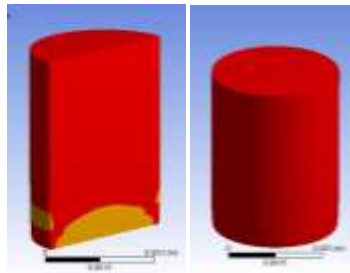
El factor de seguridad en la fluencia a tracción es de 1.06 , lo cual indica una diferencia del 6% entre este resultado y el obtenido en las pruebas mecánicas.

En la probeta de compresión se aplicó un carga de 7356 N , correspondiente al esfuerzo de fluencia medido en las pruebas mecánicas. Y una carga de 2000 N , según la carga última aplicada en las pruebas.

Los factores de seguridad obtenidos en la simulación fueron de 0.94 y 0.21 respectivamente. En los dos casos el material ya ha superado el límite de fluencia y un factor de seguridad tan bajo como 0.21 indica la falla del material, como efectivamente se observó en las pruebas mecánicas. El factor de seguridad en la

fluencia a compresión es de 0,94, lo cual indica una diferencia del 6% entre este resultado y el obtenido en las pruebas mecánicas.

Figura 65 Imágenes del factor de seguridad ante diferentes cargas: a 7356 N, b 22000 N.



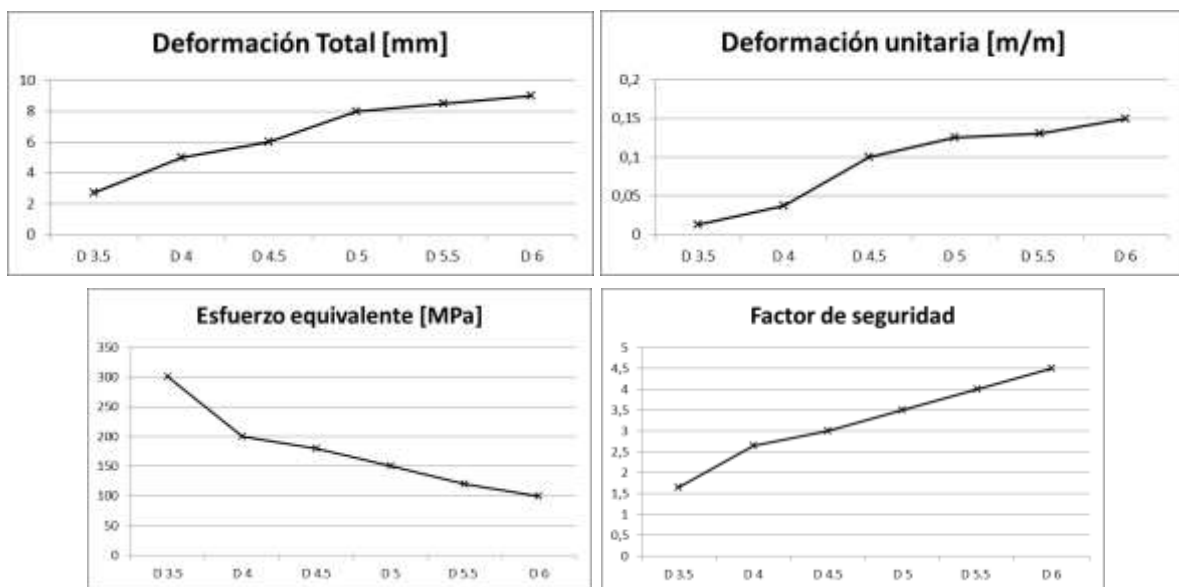
5.2.2 Análisis de Resultados de la Simulación en los Pilares. El método de análisis de elementos finitos es una herramienta ampliamente utilizada actualmente, aplicada a estudios estructurales tanto en la industria como en la educación y en la investigación. La fiabilidad en los resultados del análisis de elementos finitos depende de muchos factores como la precisión en la definición de las propiedades de los materiales, el conocimiento de las cargas aplicadas, el conocimiento de la interacción en las interfaces, y el modelado de las piezas.

Las propiedades del material se obtuvieron experimentalmente con las mismas condiciones de procesamiento con las que se elaborarán los pilares dentales, por lo tanto se espera que el diseño del pilar obtenido con el mismo proceso y en el mismo equipo de las probetas tenga el mismo comportamiento estructural.

El modelado en CAD con elementos 3D, utilizando la misma geometría y dimensiones que las piezas reales busca que la simulación sea más fiable que la realizada con modelos de perfiles 2D de los mismos diseños [10].

En los resultados obtenidos con los análisis de elementos finitos podemos observar cómo afecta la geometría al comportamiento estructural de los dispositivos del sistema de implante dental. A continuación se muestra ese comportamiento a través de las deformaciones y los esfuerzos generados.

Figura 66 Tendencias de comportamiento mecánico en pilares rectos al aumentar el diámetro

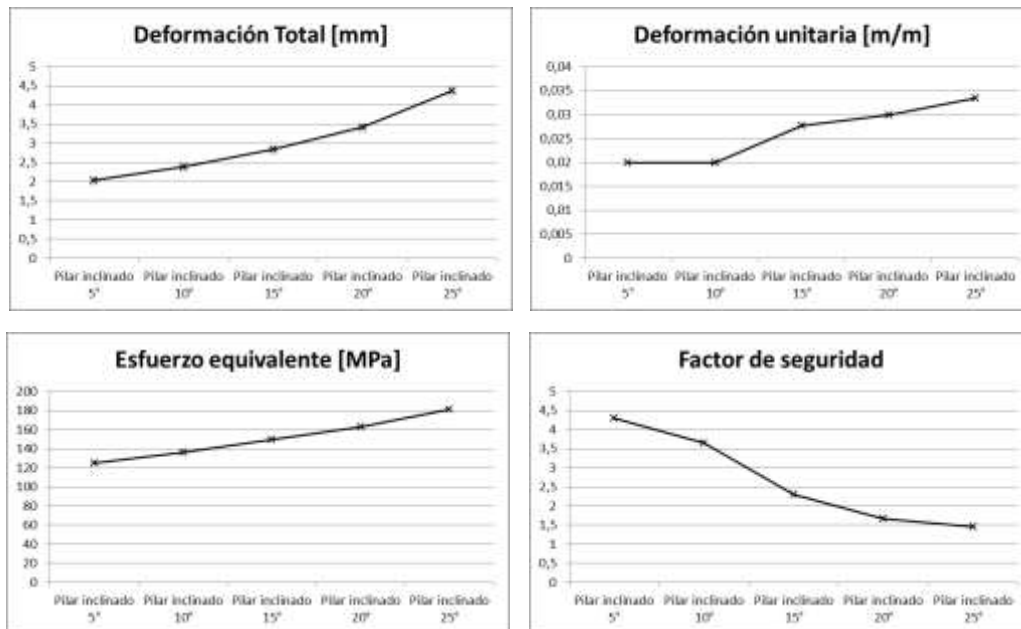


A medida que aumenta el diámetro del pilar, la deformación total aumenta así como el porcentaje de deformación, como se puede observar en las gráficas de resultados en la figura 66. El esfuerzo equivalente disminuye al aumentar el

diámetro, y de esta manera aumenta el factor de seguridad debido a que aumentan las áreas para calcular los esfuerzos.

El máximo esfuerzo equivalente presentado es de 300MPa, menor al límite de fluencia del Wiron light de 537MPa, por lo tanto en ninguna de estas situaciones se evidencia falla. Y el esfuerzo correspondiente al 75% del S_y , 402.75 MPa, tampoco se alcanza en ninguno de los casos, por lo tanto estas configuraciones son adecuadas para el diseño de pilares dentales.

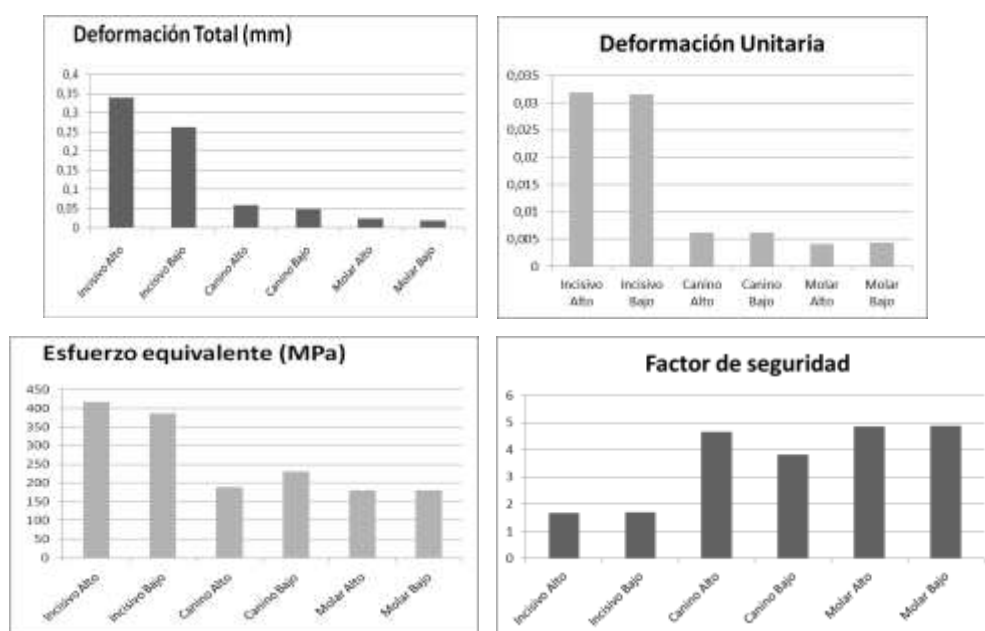
Figura 67 Tendencias de comportamiento mecánico en pilares inclinados al aumentar el ángulo



En los resultados obtenidos de la simulación de pilares inclinados, los valores de los esfuerzos generados tienden a ser mayores a los de los pilares rectos, confirmando los estudios realizados sobre este tipo de pilares [51].

5.2.3 Análisis del Sistema de Pilares Ensamblados. El análisis estático estructural del sistema de implante ensamblado presenta un modelo 3D más cercano a la realidad, por lo tanto estos resultados son más confiables que los de los pilares individuales. Dato que se confirma con los factores de seguridad obtenidos.

Figura 68 Gráficas de resultados en pilares rectos ensamblados



Los menores esfuerzos se generan en los pilares para molares debido a que tienen un diámetro mayor, sin embargo la configuración del pilar canino alto muestra excelente resistencia debido a la adecuada relación $h/d=1,27$. Las configuraciones con esta relación 1.10 y 1.30 exhibieron los mejores resultados de resistencia.

En la figura 68 también se observa el resultado de deformaciones de los pilares personalizados, donde se puede inferir que no se generan grandes deformaciones

en el modelo, todos los valores calculados son menores a 1mm. Esto quiere decir que el diseño se mantiene dentro del límite elástico, por lo tanto no presenta riesgos de falla.

Este dato se confirma con los porcentajes de deformación, donde el valor máximo es de 3.2% el cual se encuentra dentro del rango de deformación de la zona elástica, teniendo en cuenta que en los resultados de las propiedades mecánicas la fluencia se determinó aproximadamente en un porcentaje de deformación del 9% en tensión y del 6% en compresión.

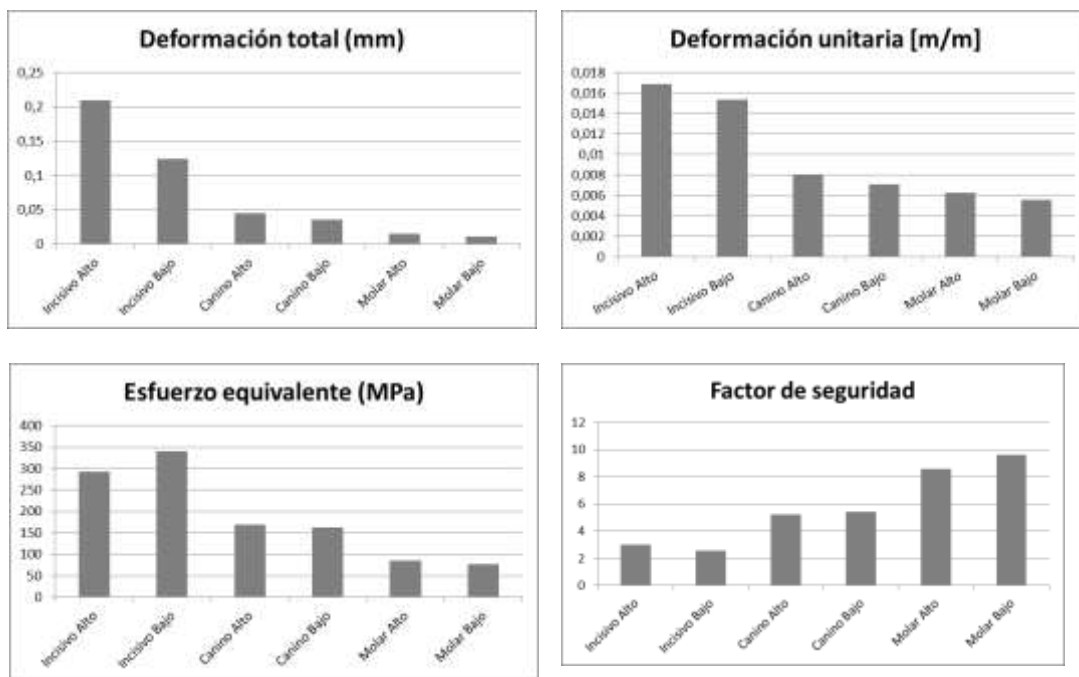
En las pruebas mecánicas realizadas al material Wiron light, se obtuvo una resistencia de fluencia en tensión de 537MPa, y en compresión de 600MPa. Tomando como resistencia el resultado más bajo, se determinó el 75% del S_y del Wiron light en 402.75MPa. Este es el límite máximo de Esfuerzo equivalente que puede tener el modelo para que cumpla con las mínimas condiciones de resistencia [6].

En los resultados analizados se puede observar como el Pilar para incisivo Alto presenta un esfuerzo equivalente de 416.37MPa por lo tanto sobrepasa el límite permisible. Este sobre esfuerzo se puede presentar debido a la esbeltez de este dispositivo, en este caso se hace necesario realizar modificaciones geométricas en el diseño como aumentar el diámetro del pilar o disminuir su altura. Después de estas modificaciones se vuelve a realizar el análisis de elementos finitos para verificar que el esfuerzo equivalente se encuentre dentro del límite establecido.

El Factor de Seguridad de un diseño estructural debe ser mayor que 1, con esto se verifica que el esfuerzo máximo al que es sometido no sobrepasa el límite de fluencia del material. En el caso de los pilares dentales, el mínimo factor de seguridad debe ser de 1.33, correspondiente al 75% del S_y del material [23].

En los pilares inclinados, los niveles de deformación total aumentan un poco con respecto a los pilares rectos, sin embargo los porcentajes de deformación muestran que el modelo se mantiene dentro del límite elástico.

Figura 69 Gráficas de resultados en pilares inclinados ensamblados



Los valores de Esfuerzos equivalentes en las configuraciones analizadas de pilares inclinados no presentan ningún valor que llegue al límite del 75% del S_y del material. En las gráficas se puede observar como los pilares para molares son los

que presentan menores esfuerzos, debido al amplio diámetro que tienen estos pilares, comparados con los de incisivos y los de caninos.

5.3 MODELO DE SIMULACIÓN

De acuerdo a los análisis y modelamientos realizados en la presente investigación, se puede plantear la implementación de un modelo de diseño de pilares personalizado y de simulación para determinar su resistencia.

Las tablas de diseño desarrolladas en la sección 3.5.1 de este trabajo son fundamentales para la configuración de modelos que atiendan las condiciones anatómicas de cada uno de los pacientes.

Es necesario desarrollar una interfaz gráfica que le permita al laboratorista dental o al prostodoncista la utilización de determinada tabla de diseño de acuerdo al pilar requerido. Se han desarrollado tablas de diseño para pilares rectos, pilares inclinados y pilares personalizados por ubicación en la arcada dental, de allí salen los pilares altos y bajos para incisivos, caninos y molares. Sin embargo por medio de esta herramienta se pueden crear nuevas tablas de diseño de acuerdo a otras variables anatómicas o parafuncionales que requieran los usuarios [2]. Las tablas de diseño permiten parametrizar los modelos 3D para facilitar el cambio de geometrías y dimensiones o la creación de nuevas configuraciones.

Posterior a la selección del modelo 3D, los modelos de simulación se encuentran disponibles para realizar los análisis requeridos. Estos modelos se pueden

complementar con herramientas de optimización de forma y de análisis de fatiga para obtener resultados más completos. Finalmente, se hace necesario complementar este modelo con el diseño de una interfaz gráfica que permita el manejo de datos de entrada y datos de salida.

Una interfaz gráfica le permitirá al implantólogo dental, digitar los datos de entrada provenientes de las características anatómicas de los pacientes. Por su parte el ingeniero de materiales identifica las variables requeridas por el implantólogo y configura la forma y dimensiones de los pilares, realizando su respectiva simulación del comportamiento mecánico, para seleccionar el diseño más adecuado y enviar el modelo 3D al proceso de fabricación.

6. CONCLUSIONES

- La aleación Wiron light fundida por inducción eléctrica y colada centrífuga se puede aplicar al diseño de pilares dentales debido a que los esfuerzos equivalentes obtenidos en la simulación por elementos finitos no superan el 75% de la resistencia de fluencia del material cumpliendo con la recomendación propuesta en los trabajos de Guda y Lang [6, 23].
- La resistencia mecánica de la aleación Wiron light fundida, según las pruebas de tracción, fue un 30% inferior a la información suministrada por el fabricante de la materia prima original.
- Si bien los métodos utilizados tradicionalmente para el análisis y caracterización de materiales se aplican según normas establecidas por las entidades correspondientes, la práctica y experiencia en esta área es fundamental para lograr resultados satisfactorios.
- Los resultados obtenidos en la simulación del comportamiento mecánico de la aleación Wiron light fundida por inducción eléctrica y colada centrífuga fueron consistentes con los resultados obtenidos en los ensayos mecánicos realizados al mismo material. Por lo tanto se puede confirmar que la simulación por análisis de elementos finitos nos da las bases para realizar análisis estáticos estructurales en aplicaciones para implantes dentales.

- En el presente estudio se hizo evidente la variabilidad geométrica que existe entre los distintos tipos de pilares que se pueden utilizar en restauraciones dentales. Según las simulaciones realizadas, las configuraciones más seguras se encuentran con pilares para incisivos y caninos con relación h/d entre 1.10 y 1.30; y para molares con relaciones entre 0.8 y 1.0.
- El modelo de simulación propuesto en este trabajo consiste en utilizar las tablas de diseño, con el fin de personalizar el pilar requerido por un paciente en particular, modificando las dimensiones de los pilares existentes con la ayuda de la tabla de diseño. Posteriormente se realiza el análisis del pilar personalizado a través del modelo de simulación propuesto en la presente investigación y finalmente según los resultados obtenidos se procede a realizar los ajustes necesarios para la producción del pilar.

7. RECOMENDACIONES

- Después de comprobar las propiedades mecánicas de la aleación Wiron light fundida por inducción eléctrica y colada centrífuga, es necesario ampliar los estudios que permitan comprobar su biocompatibilidad.
- En el análisis de elementos finitos la fiabilidad de los datos de las propiedades de los materiales es muy importante para obtener resultados acertados. Es necesario realizar estudios de los materiales utilizados en Colombia para la fabricación de dispositivos dentales con el propósito de utilizarlos en simulaciones posteriores.
- Las propiedades de los tejidos vivos que interactúan con dispositivos dentales son fundamentales en la simulación y pueden afectar considerablemente los resultados. Para lograr resultados más adecuados a nuestro contexto nacional, se hace necesario incrementar los estudios de las propiedades de los tejidos para aplicarlas en simulación.
- Las cargas aplicadas en los modelos de simulación desarrollados en la presente investigación, fueron obtenidas de estudios realizados en Estados Unidos y Europa, por lo tanto se recomienda plantear estudios de medición de cargas biomecánicas dentales en el entorno local, con el fin de obtener datos contextualizados a la población colombiana.

- De acuerdo a la infinidad de situaciones clínicas que se pueden presentar en restauraciones dentales, puede haber pilares con una relación h/d mayor a 2. En estos casos los análisis para los pilares deben ser considerados como columnas y realizar el respectivo análisis de pandeo para estudiar su estabilidad.
- La falta de control de todas las variables involucradas en el proceso de fundición por inducción eléctrica y colada centrífuga puede influir en las propiedades del material fundido. Es necesario realizar estudios más profundos en este proceso, con el propósito de precisar las variables requeridas para producir pilares para implantes dentales.
- El presente trabajo de investigación se basó en el diseño y simulación de restauraciones para una sola pieza dental. Los modelos de simulación planteados aquí, se pueden adecuar para realizar análisis estructurales en restauraciones múltiples y totales dentro de la arcada dental.

CITAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] OTERO M., Jaime y OTERO I., Jaime. Mercado de implantes dentales en Iberoamérica. En: Revista virtual Odontología. Abril, 2005, vol. 6 No. 60.
- [2] MISH, Carl E. Implantología contemporánea. Tercera edición. Elsevier España, 2009. ISBN 8480863846.
- [3] VALENZUELA DOW, Lina Sofía. Alternativas de producción nacional de implantes médicos craneofaciales utilizando técnicas de manufactura avanzada. Proyecto de grado. Ingeniería de Producción. Universidad EAFIT. Medellín, 2004.
- [4] ASTRA TECH DENTAL. Informe sobre implantes dentales. En: Documentation Astra Tech World Congress, Gothenburg, Sweden 2009, www.astratechdental.com (En web, abril 25 de 2011)
- [5] MISH, CARL E. Prótesis dental sobre implantes. Elsevier España, 2006. 628p. ISBN: 978-84-8174-872-7
- [6] GUDA, Teja, et al. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. En: The journal of prosthetic dentistry. 2008, Vol. 100, No. 3, p.183 – 193.
- [7] McMillan A. S. Allen P. F. Ismail I. B. A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. En: The journal of prosthetic dentistry. 1998, vol. 79 No. 4, p. 410 - 414.
- [8] Jokstad Asbjørnd. Osseointegration and Dental Implants. Wiley – Blackwell, Iowa USA, 2008. 419p. ISBN: 978-0-8138-1341-7.
- [9] Welander Maria. Soft tissue integration to dental implants. University of Gothenburg, Sweden, 2008. 76p. ISBN: 978-91-628-7582-4
- [10] Kayabası Oguz, Yuzbasıoglu Emir, Erzincanlı Fehmi. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006; 37: 649–658. Elsevier Ltd. 2006.

- [11] Soncini Monica, Rodriguez y Baena Ruggero, Pietrabissa Ricardo. Experimental procedure for the evaluation of the mechanical properties of the bone surrounding dental implants. En: Biomaterials, 2002, Vol. 23, pp. 9 – 17.
- [12] Arismendi J. A, Giraldo Diego Hernán, Loaiza Amparo. Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de Titanio. En: Memorias I Congreso Nacional de Biomateriales, Universidad de Antioquia, 2008.
- [13] Estevez Diana, Farfán Edgar. Caracterización y evaluación de las propiedades mecánicas de una aleación TiNbZr para la fabricación de implantes dentales. Proyecto de grado de ingeniería metalúrgica. UIS, Bucaramanga, 2009.
- [14] López Clara, Laguado Luis, Forero Luis Emilio. Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6Al4V y TiNbZr (Tiadyne®) por análisis de elementos finitos. Suplemento de la Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales 2009, S1 (1): 47-54. On-line Jul 20/2009.
- [15] Acosta Giraldo Yurany. Estudio de la velocidad de corrosión y de la liberación iones de la aleación TiNbZr (Tiadyne®) en fluidos corporales simulados, sangre y saliva. Proyecto de grado de Ingeniería Metalúrgica. UIS, Bucaramanga, 2009.
- [16] ASHBY Michael, Shercliff H, Cebon D. Materials: engineering, science, processing and design. Butterworth – Heinemann, Oxford UK, 2007. ISBN-13: 978-0-7506-8391-3. ISBN 10: 0-7506-83910
- [17] Steigenga Jennifer, Al-Shammari Khalaf, Nociti Francisco, Misch Carl, Wang Hom-Lay. Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success. En: Implant Dentistry. December, 2003, vol. 12 No. 4, p. 306-317.
- [18] Bozcaya Dincer, Muftu Sinan. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. Journal of Biomechanics. 2003, vol. 36, No. 36, pp. 1649 – 1658.

- [19] Bozcaya Dincer, Muftu Sinan. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. Department of mechanical engineering, Northeastern University. En: Journal of Biomechanics. 2005, vol. 38, No. 23.
- [20] Marras William S, Karwowski Waldemar. The occupational ergonomics handbook, second edition, Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics. Taylor and Francis Group, London, 2006. ISBN 10: 0-8493-1937-4.
- [21] Barry M, Kennedy D, Keating K. Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants. En: Materials and Design. 2005, vol. 26, pp. 209–216.
- [22] Haas Robert, Mensdorff Nicoletta, Mailath Georg, Watzek Georg. Branemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. En: The Journal of prosthetic dentistry. Marzo 1995, vol. 73, No. 3, pp. 274 – 279.
- [23] Lang Lisa A, Kang Byungsik, Wang Rui-Feng, Lang Brien R. Finite element analysis to determine implant preload. En: The journal of prosthetic dentistry. 2003, vol. 90 No. 6, p. 539-546.
- [24] Gil F. J, Crespo A, Aparicio C, Peña J, Marsal D. Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental – prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias. En: Anales de mecánica de la fractura. 2003, Vol. 20, pp. 491 – 494.
- [25] Gil F. J, Padrós A, Pedemonte Enric, Rico M, Giner L. Mejora de retención de los tornillos y casquillos de fijación de implantes dentales mediante recubrimiento de oro. Estudios mecánicos, estáticos y a fatiga. En: Rev. Esp. Odontoestomatológica de implantes. 2003, Vol. 11, pp. 72 – 78.
- [26] Elias C. N, Figueira D, Rios P. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. En: Materials Science and Engineering, 2006, Vol. 26, pp. 1361–1366.
- [27] Burguete Richard L, Johns Richard B, King Toby, Patterson Eann A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. En: The Journal of prosthetic dentistry. 1994, vol. 71, No. 6, pp. 592 – 599.

- [28] Zienkiewicz O. C, Taylor R. L. The finite element method. Fifth edition, Volume 1: The basis. Butterworth Heinemann, Oxford 2000.
- [29] Himmlová Lucie, Tat'jana Dostálová, Alois Kácvorský. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. En: Journal of prosthetic dentistry. January, 2004, vol. 91 No. 1, p. 20 – 25.
- [30] Alkan Ibrahim, Sergötz Atilla, Büllent Ekici. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. En: The journal of prosthetic dentistry. 2004, vol. 91, p 319-325. Council of prosthetic dentistry 2004.
- [31] Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wang, Yu-Chan Kuo. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. En: Journal of Biomechanics. 2006, vol. 39, p 453 - 463.
- [32] Rodríguez Rius, Daniel. Obtención de capas de nitruro de titanio mediante tratamiento termoquímico en titanio y Ti6Al4V, caracterización de sus propiedades para aplicaciones biomédicas. Tesis doctoral ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona, 2000.
- [33] Lindigkeit Jurgen. Aleaciones metal – cerámicas exentas de metal precioso, Dentaureum, Alemania 2004 [On line]. [Lima, Perú]: OdontoNoticias.com, 2010, [citado 04 de febrero de 2011]. On line: <http://www.odontonoticias.com/detalles.asp?id=151&qid=15&pg=4&sc=index.asp>
- [34] BEGO Dental. Wiron® light, La nueva aleación no noble para la técnica metalo – cerámica . Catálogo de productos, BEGO Dental, 2009.
- [35] ASM Metals Handbook Vol. 3. Alloy Phase Diagrams. ASM International, 1992.
- [36] ASM Metals Handbook Vol. 2. Properties and selection: Nonferrous alloys and special purpose materials. ASM International, 1992.
- [37] BEGO, Aleaciones no nobles para metalo-ceramics. BEGO Bremen Goldschlagerei. Technologiepark Universitat, 2007.

- [38] Henning G. Certificate Biocompatibility test Wiron® light. Dental engineering, Unteter Lichsenweg 13, 79541 Loerrach, Germany, 2007.
- [39] Kotian R, Mariam SP, Naik S, Prashanthi M. Effect of heat treatment on the microstructure and hardness of Ni-Cr base metal alloys. En: J Indian Prosthodont Soc. 2008, vol. 8, p. 17-21.
- [40] Miranda de Torres Erica, Silveira Rodrigues Renata Cristina, Chiarello de Mattos Maria da Gloria, Faria Ribeiro Ricardo. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. En: Journal of dentistry. 2007, vol. 35, p 800 – 805.
- [41] Lapria Faria A. C. Estudo da Biocompatibilidade de ligas metálicas odontológicas e do Ti cp obtidos por fundição. Grau de Mestre em Odontologia. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. 2005, 96p.
- [42] ASTM E8M-04, Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials, (Metric). ASTM International 2004.
- [43] ASTM E111-04 (Reapproved 2010) Standard Test Method for Young's Modulus, Tangent Modulus, and Chord Modulus. ASTM International 2010.
- [44] Askeland Donald R, Phulé Pradeep P. Ciencia e ingeniería de los materiales, cuarta edición. Thomson, México, 2004.
- [45] ASTM E9-89a (Reapproved 2000). Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature. ASTM International 2000.
- [46] ASM Metals Handbook, Vol. 9. Metallography and Microstructures. ASM International, 1992.
- [47] ASTM E3-01 (Reapproved 2007). Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. ASTM International 2007.

[48] ASTM E407-07 Standard Practice for Microetching Metals and Alloys. ASTM International 2007.

[49] Temenoff J. S, Mikos A. G. Biomaterials The Intersection of Biology and Materials Science. Pearson education 2008.

[50] Budynas Richard G, Nisbett J. Keith. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley. Octava Edición, Mc Graw Hill, México, 2008.

[51] Dubois G, Daas M, Bonnet A. S, Lipinski P. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor. En: Medical Engineering y Physics. 2007, vol. 29, p 989 – 998. Elsevier Ltd. 2007.

[52] NTC 5613, Norma Técnica Colombiana. Referencias Bibliográficas, Contenido, Forma y Estructura. Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación ICONTEC, Bogotá, 2008.

BIBLIOGRAFÍA

ACOSTA GIRALDO, Yurany. Estudio de la velocidad de corrosión y de la liberación iones de la aleación TiNbZr (Tiadyne®) en fluidos corporales simulados, sangre y saliva. Proyecto de grado de Ingeniería Metalúrgica. UIS, Bucaramanga, 2009.

ALKAN, Ibrahim; SERGÖTZ, Atilla y BÜLLENT, Ekici. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. En: The journal of prosthetic dentistry. 2004, vol. 91, p 319-325. Council of prosthetic dentistry 2004.

ARISMENDI, J. A; GIRALDO, Diego Hernán y LOAIZA, Amparo. Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de Titanio. En: Memorias I Congreso Nacional de Biomateriales, Universidad de Antioquia, 2008.

ASHBY, Michael; SHERCLIFF, Hugh y CEBON, David. Materials: engineering, science, processing and design. Butterworth – Heinemann, Oxford UK, 2007. ISBN-13: 978-0-7506-8391-3.

ASKELAND, Donald R y PHULÉ, Pradeep P. Ciencia e ingeniería de los materiales, cuarta edición. Thomson, México, 2004.

ASM Metals Handbook Vol. 2. Properties and selection: Nonferrous alloys and special purpose materials. ASM International, 1992.

ASM Metals Handbook Vol. 3. Alloy Phase Diagrams. ASM International, 1992.

ASM Metals Handbook, Vol. 9. Metallography and Microstructures. ASM International, 1992.

ASTM E3-01 (Reapproved 2007). Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. ASTM International 2007.

ASTM E8M-04, Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials, (Metric). ASTM International 2004.

ASTM E9-89a (Reapproved 2000). Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature. ASTM International 2000.

ASTM E111-04 (Reapproved 2010) Standard Test Method for Young's Modulus, Tangent Modulus, and Chord Modulus. ASTM International 2010.

ASTM E407-07 Standard Practice for Microetching Metals and Alloys. ASTM International 2007.

ASTRA TECH DENTAL. Informe sobre implantes dentales. En: Documentation Astra Tech World Congress, Gothenburg, Sweden 2009, www.astratechdental.com (En web, abril 25 de 2011).

BARRY, M.; KENNEDY, D. y KEATING, K. Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants. En: Materials and Design. 2005, vol. 26, pp. 209–216.

BEGO Dental. Wiron® light, La nueva aleación no noble para la técnica metalo – cerámica . Catálogo de productos, BEGO Dental, 2009.

BEGO, Aleaciones no nobles para metalo-ceramics. BEGO Bremen Goldschlagerei. Technologiepark Universitat, 2007.

BOZCAYA, Dincer y MUFTU, Sinan. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. Journal of Biomechanics. 2003, vol. 36, No. 36, pp. 1649 – 1658.

BOZCAYA, Dincer y MUFTU, Sinan. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. Department of mechanical engineering, Northeastern University. En: Journal of Biomechanics. 2005, vol. 38, No. 23.

BUDYNAS, Richard G. y NISBETT, J. Keith. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley. Octava Edición, Mc Graw Hill, México, 2008. MISH, Carl E. Implantología contemporánea. Tercera edición. Elsevier España, 2009. ISBN 8480863846.

BURGUETE, Richard L., et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. En: The Journal of prosthetic dentistry. 1994, vol. 71, No. 6, pp. 592 – 599.

CHUN-LI, Lin; JEN-CHYAN, Wang y YU-CHAN, Kuo. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. En: Journal of Biomechanics. 2006, vol. 39, p 453 - 463.

DUBOIS, G., et al. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor. En: Medical Engineering y Physics. 2007, vol. 29, p 989 – 998. Elsevier Ltd. 2007.

ELIAS, C. N.; FIGUEIRA, D. y RIOS, P. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. En: Materials Science and Engineering, 2006, Vol. 26, pp. 1361–1366.

ESTEVEZ, Diana y FARFÁN, Edgar. Caracterización y evaluación de las propiedades mecánicas de una aleación TiNbZr para la fabricación de implantes dentales. Proyecto de grado de ingeniería metalúrgica. UIS, Bucaramanga, 2009.

GIL, F. J., et al. Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental – prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias. En: Anales de mecánica de la fractura. 2003, Vol. 20, pp. 491 – 494.

Gil F. J., et al. Mejora de retención de los tornillos y casquillos de fijación de implantes dentales mediante recubrimiento de oro. Estudios mecánicos, estáticos y a fatiga. En: Rev. Esp. Odontoestomatológica de implantes. 2003, Vol. 11, pp. 72 – 78.

GUDA, Teja, et al. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. En: The journal of prosthetic dentistry. 2008, Vol. 100, No. 3, p.183 – 193.

HAAS, Robert, et al. Branemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. En: The Journal of prosthetic dentistry. Marzo 1995, vol. 73, No. 3, pp. 274 – 279.

HENNING, G. Certificate Biocompatibility test Wiron® light. Dental engineering, Unteter Lichsenweg 13, 79541 Loerrach, Germany, 2007.

HIMMLOVÁ, Lucie; DOSTÁLOVÁ, Tat'jana y KÁCOVSKÝ, Alois. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. En: Journal of prosthetic dentistry. January, 2004, vol. 91 No. 1, p. 20 – 25.

JOKSTAD, Asbjørnd. Osseointegration and Dental Implants. Wiley – Blackwell, Iowa USA, 2008. 419p. ISBN: 978-0-8138-1341-7.

KAYABASI, Oguz; YUZBASIOGLU, Emir y ERZINCANLI, Fehmi. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006; 37: 649–658. Elsevier Ltd. 2006.

KOTIAN, R, et al. Effect of heat treatment on the microstructure and hardness of Ni-Cr base metal alloys. En: J Indian Prosthodont Soc. 2008, vol. 8, p. 17-21.

LANG, Lisa A., et al. Finite element analysis to determine implant preload. En: The journal of prosthetic dentistry. 2003, vol. 90 No. 6, p. 539-546.

LAPRIA FARIA, A. C. Estudo da Biocompatibilidade de ligas metálicas odontológicas e do Ti cp obtidos por fundição. Grau de Mestre em Odontologia. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. 2005, 96p.

LINDIGKEIT, Jurgen. Aleaciones metal – cerámicas exentas de metal precioso, Dentaurem, Alemania 2004 [On line]. [Lima, Perú]: OdontoNoticias.com, 2010, [citado 04 de febrero de 2011]. On line: <http://www.odontonoticias.com/detalles.asp?id=151&gid=15&pg=4&sc=index.asp>

LÓPEZ, Clara; LAGUADO, Luis y FORERO, Luis. Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6Al4V y TiNbZr (Tiadyne®) por análisis de elementos finitos. Suplemento de la Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales 2009, S1 (1): 47-54. On-line Jul 20/2009.

MARRAS, William S. y KARWOWSKI, Waldemar. The occupational ergonomics handbook, second edition, Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics. Taylor and Francis Group, London, 2006. ISBN 10: 0-8493-1937-4.

MCMILLAN, A. S.; ALLEN, P. F. y ISMAIL, I. B. A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. En: The journal of prosthetic dentistry. 1998, vol. 79 No. 4, p. 410 - 414.

MIRANDA DE TORRES, Erica, et al. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. En: Journal of dentistry. 2007, vol. 35, p 800 – 805.

MISH, CARL E. Prótesis dental sobre implantes. Elsevier España, 2006. 628p. ISBN: 978-84-8174-872-7

NTC 5613, Norma Técnica Colombiana. Referencias Bibliográficas, Contenido, Forma y Estructura. Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación ICONTEC, Bogotá, 2008.

OTERO M., Jaime y OTERO I., Jaime. Mercado de implantes dentales en Iberoamérica. En: Revista virtual Odontología. Abril, 2005, vol. 6 No. 60.

RODRÍGUEZ RIUS, Daniel. Obtención de capas de nitruro de titanio mediante tratamiento termoquímico en titanio y Ti6Al4V, caracterización de sus propiedades para aplicaciones biomédicas. Tesis doctoral ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona, 2000.

SONCINI RODRIGUEZ, Mónica; BAENA, Ruggero y PIETRABRISSA, Ricardo. Experimental procedure for the evaluation of the mechanical properties of the bone surrounding dental implants. En: Biomaterials, 2002, Vol. 23, pp. 9 – 17.

STEIGENGA, Jennifer, et al. Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success. En: Implant Dentistry. December, 2003, vol. 12 No. 4, p. 306-317.

TEMENOFF, J. S. y MIKOS, A. G. Biomaterials The Intersection of Biology and Materials Science. Pearson education 2008.

VALENZUELA DOW, Lina Sofía. Alternativas de producción nacional de implantes médicos craneofaciales utilizando técnicas de manufactura avanzada. Proyecto de grado. Ingeniería de Producción. Universidad EAFIT. Medellín, 2004.

WELANDER, Maria. Soft tissue integration to dental implants. University of Gothenburg, Sweden, 2008. 76p. ISBN: 978-91-628-7582-4.

ZIENKIEWICZ, O. C. y TAYLOR, R. L. The finite element method. Fifth edition, Volume 1: The basis. Butterworth Heinemann, Oxford 2000.

ANEXOS

ANEXO A: CERTIFICADO DE BIOCOMPATIBILIDAD WIRON LIGHT®

Dr. G. Henning
Dental Engineering

Certificate Biocompatibility Test

Material tested:

Wiron® light

PFM dental alloy, ISO 9693 (ISO 22674, Type 4)

**Composition /
in % by weight:**

Ni 64.5	Cr 22.0	Mo 10.0	Si 2.1	Nb, Mn, B <1 %
---------	---------	---------	--------	----------------

Manufacturer:

BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG

Technologiepark Universität · Wilhelm-Herbst-Str. 1 · 28359 Bremen, Germany

Tests:

We confirm that the following tests for determining the biocompatibility of the dental alloy were carried out in accordance with the international standards ISO 10993, "Biological evaluation of medical devices" (ISO 10993-1, ISO 10993-2, ISO 10993-3, ISO 10993-5, ISO 10993-10, ISO 10993-12) and ISO 7405: 1997, "Dentistry – Preclinical evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry – Test methods for dental materials". The tests were performed according to the OECD directive "Good Laboratory Practice" (GLP) by the Institute BSL Bioservice Scientific Laboratories. The tests were coordinated and monitored by Dr. Henning – Dental Engineering. The test specimens have been produced by a commercial dental laboratory according to the manufacturing instructions of BEGO.

Cytotoxicity:

The cytotoxic potential of the dental alloy was tested in vitro with L-929 fibroblasts. Method: "Test on extracts", XTT staining, ISO 10993-5: 1999, ISO 10993-12: 2002 and ISO 7405: 1998, (5.4.a)3).

Test result:

Wiron® light had no cytotoxic potential.

Mutagenicity:

The mutagenicity was tested with the "Reverse Mutation Assay" using bacteria *Salmonella typhimurium*, ISO 10993-3: 2003, ISO 10993-12: 2002, EEC Directive 2000/32, L136 Annex 4D.

Test result:

Wiron® light was non-mutagenic.

Allergic sensitization:

The allergic sensitization was tested with the "Maximization-Test" (Magnusson-Kligman), ISO 10993-10: 2002, (6.3) "Tests for irritation and delayed-type hypersensitivity", ISO 10993-12: 2002, ISO 7405: 1997 (5.4.b)5), OECD 406-92 and Directive 92/69 EEC, B.6.

Test result:

Wiron® light did not cause allergic sensitization.

Dr. G. Henning
Dental Engineering
Unterer Lichsenweg 13
79541 Loerrach, Germany



Loerrach, 2007-02-15

ANEXO B: PROPIEDADES ALEACIÓN WIRON LIGHT®

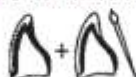
Wiron® light

es

las-%

Si 2,1
Nb, Mn, B

Aleación de colado de cromo-níquel
(sin berilio, conforme a ISO 9693)



Instrucciones de utilización

Para informaciones adicionales vea
«Aleaciones libres de metales preciosos
para la metalo-cerámica»
(gratis)



4

branco (8)

8,2

260

a] aprox. 200

0,2)(MPa] 470

880

] 10

1200–1280

°C] aprox. 1350

–500 °C 13,8

–600 °C 14,1

Idiomas:

de

en

fr

es

it

REF: 82092 82093 82094 82095 82096

CE 0197

ISO 9693 / ISO 22674

Aviso de seguridad

Polvos metálicos perjudican la salud.
Durante el acabado y arenado usar aspira-
ción y máscara respiratoria protectora –
tipo FFP3-EN149:2001!

Análisis indicativo en % de masa
(elementos)

Ni 64,5 Si 2,1
Cr 22,0 Nb, Mn, B
Mo 10,0

Características de la aleación

(valores de orientación)

Bio-certificado



Tipo

4

Código de colores BEGO

branco (8)

Densidad [g/cm³]

8,2

Dureza Vickers (HV 10)

260

Módulo de elasticidad [GPa]

aprox. 200

Límite de alargamiento (R_e 0,2) [MPa]

470

Resistencia a la tracción (R_m) [MPa]

880

Alargamiento de rotura (A5) [%]

10

Intervalo de fusión [°C]

1200–1280

Temperatura de colado [°C]

aprox. 1350

Coef. de dil. térm. 25–500 °C

13,8

[10⁻⁶ K⁻¹]

20–600 °C

14,1

ANEXO C: PROPIEDADES ALEACIÓN Ti6Al4V

Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed

Categories: [Metal](#); [Nonferrous Metal](#); [Titanium Alloy](#); [Alpha/Beta Titanium Alloy](#)

Material Notes: Information provided by Allvac and the references. Annealing Temperature 700-785°C. Alpha-Beta Alloy.

Applications: Blades, discs, rings, airframes, fasteners, components. Vessels, cases, hubs, forgings. Biomedical implants.

Biocompatibility: Excellent, especially when direct contact with tissue or bone is required. Ti-6Al-4V's poor shear strength makes it undesirable for bone screws or plates. It also has poor surface wear properties and tends to seize when in sliding contact with itself and other metals. Surface treatments such as nitriding and oxidizing can improve the surface wear properties.

4 other heat treatments of this alloy are listed in MatWeb.

Key Words: Ti-6-4; UNS R56400; ASTM Grade 5 titanium; UNS R56401 (ELI); Ti6Al4V, biomaterials, biomedical implants, biocompatibility

Vendors: [Click here to view all available suppliers for this material.](#)

Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	4.43 g/cc	0.160 lb/in ³	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	334	334	Estimated from Rockwell C.
Hardness, Knoop	363	363	Estimated from Rockwell C.
Hardness, Rockwell C	36	36	
Hardness, Vickers	349	349	Estimated from Rockwell C.
Tensile Strength, Ultimate	950 MPa	138000 psi	
Tensile Strength, Yield	880 MPa	128000 psi	
Elongation at Break	14.0 %	14.0 %	
Reduction of Area	36.0 %	36.0 %	
Modulus of Elasticity	113.8 GPa	16510 ksi	
Compressive Yield Strength	970 MPa	141000 psi	
Notched Tensile Strength	1450 MPa	210000 psi	K _t (stress concentration factor) = 6.7
Ultimate Bearing Strength	1860 MPa	270000 psi	e/D = 2
Bearing Yield Strength	1480 MPa	215000 psi	e/D = 2

24/05/2011

Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Anneal...

Brinell Hardness	173 HB	12.9 HRC	V-notch
Charpy Impact	17 J	12.5 ft-lb	
Fatigue Strength	240 MPa	34800 psi	K_t (stress concentration factor) = 3.3
	@# of Cycles 1.00e+7	@# of Cycles 1.00e+7	
	510 MPa	74000 psi	Unnotched
	@# of Cycles 1.00e+7	@# of Cycles 1.00e+7	
Fracture Toughness	75.0 MPa-m ^{1/2}	68.3 ksi-in ^{1/2}	
Shear Modulus	44.0 GPa	6380 ksi	
Shear Strength	550 MPa	79800 psi	Ultimate shear strength

Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	0.000178 ohm-cm	0.000178 ohm-cm	
Magnetic Permeability	1.00005	1.00005	at 1.6kA/m
Magnetic Susceptibility	0.00000330	0.00000330	cgs/g

Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear	8.60 $\mu\text{m/m}^\circ\text{C}$	4.78 $\mu\text{in/in}^\circ\text{F}$	
	@Temperature 20.0 - 100 $^\circ\text{C}$	@Temperature 68.0 - 212 $^\circ\text{F}$	
	9.20 $\mu\text{m/m}^\circ\text{C}$	5.11 $\mu\text{in/in}^\circ\text{F}$	average
	@Temperature 20.0 - 315 $^\circ\text{C}$	@Temperature 68.0 - 599 $^\circ\text{F}$	
	9.70 $\mu\text{m/m}^\circ\text{C}$	5.39 $\mu\text{in/in}^\circ\text{F}$	average
	@Temperature 20.0 - 650 $^\circ\text{C}$	@Temperature 68.0 - 1200 $^\circ\text{F}$	
Specific Heat Capacity	0.5263 J/g- $^\circ\text{C}$	0.1258 BTU/lb- $^\circ\text{F}$	
Thermal Conductivity	6.70 W/m-K	46.5 BTU-in/hr-ft ² - $^\circ\text{F}$	
Melting Point	1604 - 1660 $^\circ\text{C}$	2919 - 3020 $^\circ\text{F}$	
Solidus	1604 $^\circ\text{C}$	2919 $^\circ\text{F}$	
Liquidus	1660 $^\circ\text{C}$	3020 $^\circ\text{F}$	
Beta Transus	980 $^\circ\text{C}$	1800 $^\circ\text{F}$	

Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Aluminum, Al	5.50 - 6.75 %	5.50 - 6.75 %	
Carbon, C	<= 0.0800 %	<= 0.0800 %	
Hydrogen, H	<= 0.0150 %	<= 0.0150 %	
Iron, Fe	<= 0.400 %	<= 0.400 %	
Nitrogen, N	<= 0.0300 %	<= 0.0300 %	
Other, each	<= 0.0500 %	<= 0.0500 %	
Other, total	<= 0.300 %	<= 0.300 %	
Oxygen, O	<= 0.200 %	<= 0.200 %	
Titanium, Ti	87.725 - 91.0 %	87.725 - 91.0 %	As Balance; Elemental Compositions per ASTM B265
Vanadium, V	3.50 - 4.50 %	3.50 - 4.50 %	

[References](#) for this datasheet.

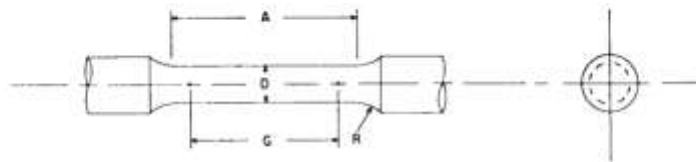
Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the

matweb.com/.../datasheet_print.aspx...

2/3

**ANEXO D: DISEÑO PROBETA PARA PRUEBAS DE TENSIÓN NORMA ASTM
E8M-04**

ASTM E 8M - 04



	Dimensions, mm				
	Standard Specimen 12.5	9	Small-Size Specimens Proportional To Standard		
			6	4	2.5
G—Gage length	62.5 ± 0.1	45.0 ± 0.1	30.0 ± 0.1	20.0 ± 0.1	12.5 ± 0.1
D—Diameter (Note 1)	12.5 ± 0.2	9.0 ± 0.1	6.0 ± 0.1	4.0 ± 0.1	2.5 ± 0.1
R—Radius of fillet, min	10	8	6	4	2
A—Length of reduced section, min (Note 2)	75	54	36	24	20

NOTE 1—The reduced section may have a gradual taper from the ends toward the center, with the ends not more than 1 % larger in diameter than the center (controlling dimension).

NOTE 2—If desired, the length of the reduced section may be increased to accommodate an extensometer of any convenient gage length. Reference marks for the measurement of elongation should, nevertheless, be spaced at the indicated gage length.

NOTE 3—The gage length and fillets shall be as shown, but the ends may be of any form to fit the holders of the testing machine in such a way that the load may be axial (see Fig. 9). If the ends are to be held in wedge grips it is desirable, if possible, to make the length of the grip section great enough to allow the specimen to extend into the grips a distance equal to two thirds or more of the length of the grips.

NOTE 4—On the round specimens in Figs. 8 and 9, the gage lengths are equal to five times the nominal diameter. In some product specifications other specimens may be provided for, but the 5-to-1 ratio is maintained within dimensional tolerances, the elongation values may not be comparable with those obtained from the standard test specimen.

NOTE 5—The use of specimens smaller than 6 mm in diameter shall be restricted to cases when the material to be tested is of insufficient size to obtain larger specimens or when all parties agree to their use for acceptance testing. Smaller specimens require suitable equipment and greater skill in both machining and testing.

FIG. 8 Standard 12.5-mm Round Tension Test Specimen with Gage Lengths Five Times the Diameters (5D), and Examples of Small-Size Specimens Proportional to the Standard Specimen

**ANEXO E: DISEÑO PROBETA PARA PRUEBAS DE COMPRESIÓN NORMA
ASTM E9-00**

TABLE 2 Suggested Solid Cylindrical Specimens^A

NOTE 1—Metric units represent converted specimen dimensions close to, but not the exact conversion from inch-pound units.

Specimens	Diameter		Length		Approx <i>L/D</i> Ratio
	in.	mm	in.	mm	
Short	1.12 ± 0.01	30.0 ± 0.2	1.00 ± 0.05	25. ± 1.	0.8
	0.50 ± 0.01	13.0 ± 0.2	1.00 ± 0.05	25. ± 1.	2.0
Medium	0.50 ± 0.01	13.0 ± 0.2	1.50 ± 0.05	38. ± 1.	3.0
	0.80 ± 0.01	20.0 ± 0.2	2.38 ± 0.12	60. ± 3.	3.0
	1.00 ± 0.01	25.0 ± 0.2	3.00 ± 0.12	75. ± 3.	3.0
	1.12 ± 0.01	30.0 ± 0.2	3.38 ± 0.12	85. ± 3.	3.0
Long	0.80 ± 0.01	20.0 ± 0.2	6.38 ± 0.12	160. ± 3.	8.0
	1.25 ± 0.01	32.0 ± 0.2	12.50 min	320 min	10.0

^A Other length-to-diameter ratios may be used when the test is for compressive yield strength.

**ANEXO F: MÉTODO PARA DETERMINAR EL MÓDULO DE ELASTICIDAD
NORMA ASTM E111-04**

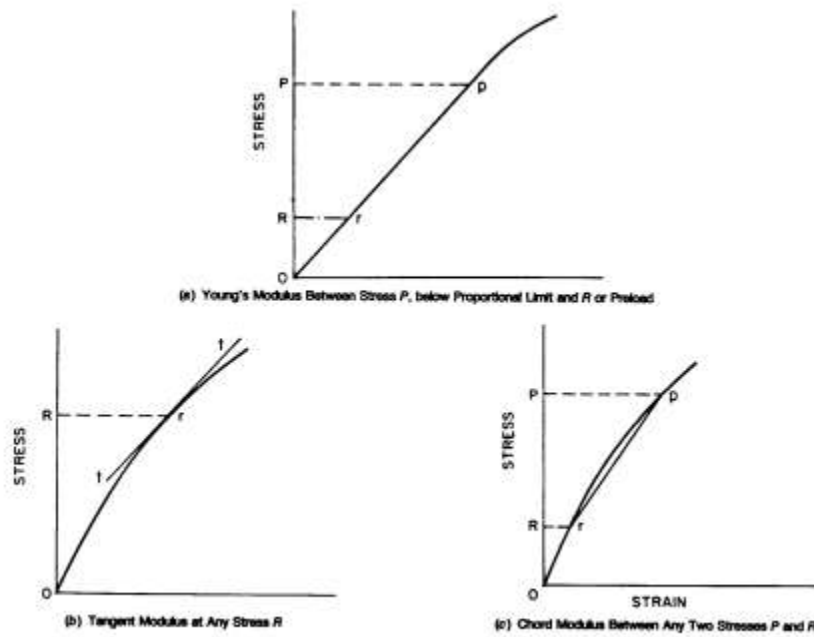


FIG. 1 Stress-Strain Diagrams Showing Straight Lines Corresponding to (a) Young's Modulus, (b) Tangent Modulus, and (c) Chord Modulus

**ANEXO G: MÉTODO PARA DETERMINAR EL LÍMITE DE FLUENCIA NORMA
ASTM E8M-04**

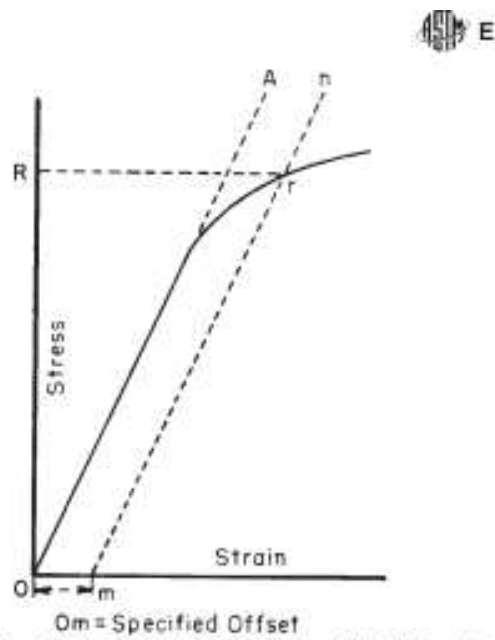


FIG. 21 Stress-Strain Diagram for Determination of Yield Strength by the Offset Method