

**ESTUDIO DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN LA INTERFASE HUESO
IMPLANTE, EVALUANDO LOS MATERIALES PARA IMPLANTES TIADYNE™
3510 Y TI6AL4V®, BASADO EN UN MODELO ÓSEO MANDIBULAR
RECONSTRUIDO POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA, SOMETIDO A CARGAS
BIOMECÁNICAS ESTÁTICAS Y ANALIZADO POR EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

CLARA ISABEL LÓPEZ GUALDRÓN

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE FISICOQUIMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE LOS MATERIALES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA EN MATERIALES
BUCARAMANGA**

2011

**ESTUDIO DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN LA INTERFASE HUESO
IMPLANTE, EVALUANDO LOS MATERIALES PARA IMPLANTES TIADYNE™
3510 Y TI6AL4V®, BASADO EN UN MODELO ÓSEO MANDIBULAR
RECONSTRUIDO POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA, SOMETIDO A CARGAS
BIOMECÁNICAS ESTÁTICAS Y ANALIZADO POR EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

CLARA ISABEL LÓPEZ GUALDRÓN

**Trabajo de investigación, para optar al título de
Magister en ingeniería en materiales
Grupo de Investigación en Robótica de servicio y Diseño Industrial GIROD**

**Director del proyecto:
JOHN FABER ARCHILA DÍAZ
Ingeniero Mecánico, Esp Msc**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE FISICOQUIMICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE LOS MATERIALES
MAESTRÍA EN INGENIERÍA EN MATERIALES
BUCARAMANGA**

2011

Dedicado a:

A Dios por ser mi guía mi
fortaleza, por permitir la bendición de
formarme como investigadora

Mi Esposo Jathinson Meneses
por depositar ciegamente su confianza,
su incondicionalidad y fortalecerme en
todo momento.

Mi Padre Ignacio López y Hermana Maria José,
mis Tías, Suegros, Primas y demás familiares

Por hacer parte de este propósito, con su apoyo
y consideración durante este proceso de
formación, que requirió sacrificar muchas veces
de su grata compañía, por lo cual, simplemente
esperaron pacientemente a que este proyecto se
materializara.

En memoria

a dos pilares en mi vida,

mi mamá Isabel y mi hermano Samuel

quienes estuvieron en el inicio y desarrollo de
esta etapa, me edificaron con su ejemplo de
lucha incansable, pero que hoy, son dos seres de
luz que descansan en la paz del señor y me
acompañan dentro de mi corazón.

AGRADECIMIENTOS

Este proyecto fue posible realizarse gracias a Dios porque permitió encontrar las personas que fueron facilitadores de los recursos y la tecnología necesaria para llevar a cabo el desarrollo experimental del presente proyecto:

EMPRESA QUIRURGICOS ESPECIALIZADOS Dr José Gabriel Jaimes y el DI Pablo Ávila. Por ser los proveedores del material del implante así como de la fabricación de las probetas y adecuación de los dispositivos de los ensayos mecánicos. Al D I Jaime becerra por su colaboración conjunta con la empresa Quirúrgicos Especializados en el mismo propósito.

ANFITEATRO DE LA FACULTAD DE MEDICINA UIS. Por facilitar el material óseo para el desarrollo de la investigación.

HOSPITAL UNIVERSITARIO Rayos X. por facilitar las tomografías de las muestras de mandíbula ósea.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN GIMAT. Profesora Luz Amparo Quintero por facilitar los equipos para la realización de los ensayos mecánicos. Agradecimientos especiales al Ing. Edgar Farfán por su valiosa colaboración y asesoría en la realización de los ensayos mecánicos.

USM COLOMBIA S.A. Ing. Andrés Uribe Santa María por su colaboración y asesoría en la gestión de la herramienta software Mimic's evaluation ®.

MATERIALISE. Por facilitar la herramienta software Mimic's® y 3Matic®.

RESEARCH PACIFIC LABORATORY. Por facilitar las muestras para la preparación de las probetas de Sawbone®.

UNVIERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA. Por facilitar el software ANSYS V13® para la realización de las simulaciones por el Método de Elementos Finitos.

ESSS. Ing Maira, Ing. Vinicius y al Ing. Gyovanny por su colaboración y asesoría en el uso de ANSYS V13®.

Agradecimientos especiales a mi director de proyecto: John Faber Archila Díaz por su constante dedicación, orientación y por su preocupación por formarme como investigadora.

Al profesor Luis Emilio Forero Gómez, por ser la persona que depósito su confianza en mí cuando se inició este proceso de formación, por ser ejemplo de trabajo constante, exigencia y superación.

A los profesores, Pedro José Díaz, Maria Mercedes Cely, Orlando Aguirre, Dario Yesid Peña, Custodio Vásquez, Luz Amparo Quintero, Elcy Córdoba, Gustavo Neira Arenas, Leidy Hernández y Alcira Navas.

A los compañeros de la maestría del grupo de investigación Biomateriales y Grupo de investigación GIROD, por compartir sus experiencias y solidaridad

Luis A. Laguado, German Díaz, Luisa F. Ardila, Alirio Pinilla, Vaslak Rojas, Luddy Cáceres, Diana Parada, Orlando Angulo, Janender Pradilla, Julián Herrera, Juan Carlos Daza y Luis E. Bautista

A los profesores y compañeros de la Escuela de Diseño Industrial por depositar su confianza y por permitirme hacer parte de su familia.

TITULO: ESTUDIO DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN LA INTERFASE HUESO IMPLANTE, EVALUANDO LOS MATERIALES PARA IMPLANTES TIADYNE™ 3510 Y Ti6Al4V®, BASADO EN UN MODELO ÓSEO MANDIBULAR RECONSTRUIDO POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA, SOMETIDO A CARGAS BIOMECÁNICAS ESTÁTICAS Y ANALIZADO POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS*

AUTOR: CLARA ISABEL LÓPEZ GUALDRÓN**

PALABRAS CLAVE: Elementos finitos, implantes dentales, aleación Tiadyne™ Ti6Al4V.

RESUMEN

Los implantes dentales son una solución protésica para el reemplazo de las raíces dentales perdidas. Su diseño en forma de tornillo es insertado en el tejido óseo mandibular de tal forma que se presenta una unidad funcional con el tejido óseo.

No obstante la primera carga aplicada sobre el implante es el torque de inserción, la cual produce esfuerzos y deformaciones que van desde el implante a la interfase con el tejido óseo. Los valores de torque y la resistencia a la extracción fueron obtenidos experimentalmente a través de los ensayos mecánicos de la norma ASTM F543. Sin embargo la magnitud de los esfuerzos y deformaciones en la interfase hueso-implante, producidos por el torque, corresponden a un comportamiento biomecánico el cual no es posible cuantificar o conocer a partir de un ensayo experimental.

Por lo tanto, a partir de tomografías de una mandíbula, se realizó la reconstrucción virtual 3D basado en técnica imagenológica. De este modo, se realizaron simulaciones biomecánicas por el método de elementos finitos, comparando los materiales del implante Tiadyne™ y Ti6Al4V, usando los valores de torque obtenidos experimentalmente. De este modo se obtuvo los valores de esfuerzos y deformaciones en la interfase ósea con las dos aleaciones.

Las deformaciones unitarias fueron convertidas a microdeformaciones óseas. Se pudo conocer que para valores de torque hasta de 0,35 N-m, el nivel de microdeformación ósea fue adecuado en la interfase Tiadyne™ y Ti6Al4V. De otro lado, en la interfase con la aleación Ti6Al4V cuyo módulo de elasticidad es mayor al Tiadyne™, los valores esfuerzos fueron mayores respecto con la interfase implante Tiadyne™, mientras que las microdeformaciones en la interfase implante Ti6Al4V fueron menores con respecto a la interfase hueso implante Tiadyne™.

*Trabajo de Investigación

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

TITLE: "STUDY OF STRESS AND STRAIN IN THE BONE IMPLANT INTERFACE, EVALUATING THE IMPLANT MATERIALS TIADYNE™ 3510 AND Ti6Al4V®, BASED ON A MANDIBULAR BONE MODEL RECONSTRUCTED BY IMAGING TECHNIQUES, SUBJECTED TO STATIC LOADS BIOMECHANICAL AND ANALYZED BY THE FINITE ELEMENT METHOD"

AUTHOR: CLARA ISABEL LÓPEZ Gualdrón *

KEY WORDS: Finite elements, dental implants Tiadyne™ alloy Ti6Al4V.

SUMMARY

Dental implants are a prosthetic solution for replacing the lost tooth roots. Design in the form of screw is inserted into the jaw bone so that presents a functional unit with bone tissue.

However the first load on the implant is the insertion torque, which produces stress and strain ranging from the implant until the interface bone tissue. In this master's thesis, the values of torque and pullout strength were obtained experimentally through mechanical tests of ASTM F543. However, the magnitude of the stresses and strains in the bone-implant interface produced by the torque, corresponding to a biomechanical behavior which is not possible to quantify or learn from an experimental trial.

Hence, from scans tomography of jaw bone, reconstruction was performed based 3D virtual imaging techniques. Thus, biomechanical simulations were performed by the finite element method, comparing implant material Ti6Al4V Tiadyne™ and using the torque values obtained experimentally. Thus were obtained values of stress and strain in the bone interface with both alloys.

The strains were converted to bone microstrains. It was concluded that for values of up to 0.35 Nm torque, the level of bone microstrain was adequate in the interface Tiadyne™ and Ti6Al4V. On the other hand, at the interface with the alloy Ti6Al4V whose modulus is greater than Tiadyne™, the values were greater efforts on the Tiadyne™ implant interface, while at the interface microstrains Ti6Al4V implant were lower with respect to the interface Tiadyne™ implant bone interface.

*Master's of Degree Thesis Work

* * Physico-chemical Engineering Faculty. School of Metallurgical Engineering and Materials Science. Advisor MSc. John Faber Archila Díaz.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	17
1 OBJETIVOS	21
1.1 OBJETIVO GENERAL.....	21
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
2 ESTADO DEL ARTE.....	22
2.1 IMPLANTES DENTALES	22
2.1.1 Tipo de rosca.....	24
2.1.2 Rosca cortical.....	24
2.1.3 Rosca trabecular.....	24
2.2 BIOMATERIALES.....	25
2.2.1 Aleación Ti6Al4V	27
2.2.2 Aleación Tiadyne™	30
2.3 TEJIDO OSEO.....	34
2.3.1 Tejido Cortical	34
2.3.2 Tejido Trabecular.....	34
2.4 DENSIDAD ÓSEA.....	35
2.4.1 Tipos de densidad ósea en maxilar y mandíbula humana.....	36
2.4.2 Densidad ósea espuma Rígida de poliuretano ASTM 1839.....	38
2.4.3 Medición de la Densidad a Partir de Técnica imagenológica.....	39
2.5 RECONSTRUCCIÓN 3D POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA	41
2.6 COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL HUESO.....	44
2.6.1 Comportamiento Biomecánico del Hueso Cortical.....	44
2.6.2 Comportamiento Biomecánico del Hueso Trabecular	44
2.6.3 Comportamiento Biomecánico en la Interfase Hueso-Implante.....	45
2.7 MICRODEFORMACIÓN ÓSEA	46
2.8 FACTORES DE FUERZA	49
2.8.1 Torque de inserción.....	49

2.8.2	Módulo Cortante en la Interfase	51
2.8.3	Norma para Obtener los Valores de Fuerza Experimentalmente	52
2.9	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS MEF	55
2.9.1	Propiedades Mecánicas del hueso Mandibular Usadas en MEF	57
3	MATERIALES Y MÉTODOS	60
3.1	MODELADO DEL IMPLANTE DENTAL	60
3.1.1	Fabricación del implante.....	62
3.2	MUESTRAS DE HUESO MANDIBULAR	63
3.2.1	Espuma de poliuretano rígido.....	65
3.3	DISPOSITIVOS PARA LOS ENSAYOS SEGÚN ASTM F543 A2-A3	66
3.3.1	Ensayo de Torque de Inserción ASTM F 543 A2.....	68
3.3.2	Desarrollo del Ensayo Pull Out según Norma F 543-A3.....	69
3.4	RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS	70
3.4.1	Obtención de Imágenes Tomográficas	70
3.4.2	Conversión de las imágenes tomográficas.....	71
3.4.3	Densidad según escala Hounsfield HU	71
3.4.4	Modelado y Reconstrucción de los modelos tridimensionales.....	75
3.5	PREPARACIÓN DE LOS MODELOS PARA EL ANÁLISIS POR MEF.....	78
4	RESULTADOS.....	81
4.1	ENSAYO TORQUE DE INSERCION	81
4.1.1	Precarga producida por el torque de inserción.....	84
4.2	RESULTADOS ENSAYO PULL OUT	85
4.2.1	Módulo de Rigidez de la interfase.....	89
4.3	CALIBRACIÓN DE DENSIDAD OSEA A PARTIR DE ESCALA HOUNSFIELD .	91
4.4	RECONSTRUCCIÓN DEL MODELO OSEO 3D VIRTUAL.....	92
4.5	ANALISIS POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	96
4.5.1	Simulación del ensayo Pull Out por MEF	97
4.5.2	Simulación del ensayo de torque de inserción por MEF	99
4.5.3	Análisis de esfuerzos	100
4.5.4	Análisis de deformación unitaria	105
4.5.5	Comparación de resultados por tipo de modelo usado en la Simulación ..	109
5	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	112

5.1	SOBRE EL TORQUE DE INSERCIÓN.....	112
5.1.1	Torque de inserción y Pull Out.....	114
5.2	SOBRE EL ENSAYO DE PULL OUT.....	116
5.3	SOBRE TÉCNICA IMAGENOLÓGICA.....	117
5.4	SOBRE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	117
5.4.1	Sobre esfuerzos en la interfase ósea.....	118
5.4.2	Sobre las deformaciones en el hueso.....	120
5.4.3	Sobre las microdeformaciones en el hueso en la región de la interfase	121
6	CONCLUSIONES.....	122
7	BIBLIOGRAFÍA.....	127
8	ANEXOS.....	135

LISTADO DE FIGURAS

FIGURA 1. COMPONENTES PROTÉSICOS PARA EL REEMPLAZO DE PIEZAS DENTALES PERDIDAS MODIFICADO NOBEL BIOCARE® [27].	22
FIGURA 2. COMPARACIÓN ANÁLOGA DEL IMPLANTE PARA EL REEMPLAZO DE MOLARES FRIALIT XIXI. [28].	23
FIGURA 3. IMPLANTES DENTALES, DISEÑADO Y COMERCIALIZADO POR NOBEL BIOCARE™ [27].	23
FIGURA 4. DIAGRAMA DE FASES DEL TITANIO SEGÚN ELEMENTOS ESTABILIZANTES [2].	26
FIGURA 5. COMPARACIÓN DE MÓDULO DE ELASTICIDAD DE LAS ALEACIONES DE TITANIO DE ACUERDO AL TIPO DE FASE A, A+B O TIPO B. [4].	27
FIGURA 6. DIAGRAMA DE FASES TERNARIO PARA EL SISTEMA TiNbZr [8].	31
FIGURA 7. CORTE TRANSVERSAL DE UN HUESO MANDIBULAR [42].	35
FIGURA 8. CLASIFICACIÓN DE LA CALIDAD ÓSEA SEGÚN COMPOSICIÓN LEMONHK Y ZARB. [47].	37
FIGURA 9. IMÁGENES DEL NOBEL GUIDE® DE NOBEL BIOCARE™. MUESTRA DE LA DENSIDAD ÓSEA EN UNA SECCIÓN DE MANDÍBULA POSTERIOR. CONSULTORIO CARLOS GALEANO.	42
FIGURA 10. IMAGEN TOMOGRÁFICA OBTENIDA POR UN CORTE TRANSVERSAL DE LAS PROBETAS DE HUESO POROSO. [24].	43
FIGURA 11. ZONAS DE MICRODEFORMACIÓN ÓSEA, CERCA DE LA INTERFASE DEL IMPLANTE [17].	47
FIGURA 12. IMAGEN SOBRE EL ENSAYO DE TORSIÓN EN EL IMPLANTE NOBEL PERFECT™.	50
FIGURA 13. ENSAYO DE TORSIÓN REALIZADO A PROBETAS DE ALEACIÓN TiADYNE™ [7].	53
FIGURA 14. IMAGEN SOBRE EL MONTAJE REALIZADO PARA EL ENSAYO PULL OUT [61].	54
FIGURA 15. ESQUEMA SOBRE MÉTODO SEGUIDO PARA EL DESARROLLO EXPERIMENTAL.	60
FIGURA 16. GEOMETRÍA DEL IMPLANTE DENTAL MODELADO.	61
FIGURA 17. PERFIL ESQUEMÁTICO DE DIENTE BASADO EN LA ROSCA HB PARA HUESO ESPONJOSO.	62
FIGURA 18. TORNO INDUSTRIAL TIPO SUIZO 7 EJES START SR-20R.	62
FIGURA 19. IMPLANTE DE Ti6Al4V FABRICADO EN EL TORNO CNC MARCA RS 20R Y DETALLE DE ACOUPLE DE LA CABEZA DEL IMPLANTE A LA LLAVE DE SUJECIÓN.	63
FIGURA 20. REGIÓN MOLAR ÓSEA EMBEBIDO EN RESINA POLIÉSTER.	64
FIGURA 21. CORTE SAGITAL DE LA PROBETA ÓSEA DE LA REGIÓN MOLAR CON IMPLANTE (A) Y SIN IMPLANTE (B) (C).	65
FIGURA 22. COMPARACIÓN DE BLOQUES DE PRUEBA PCF 12 Y PCF 30. DIGITAL MICROSCOPE KH-7700 HIROX.	65
FIGURA 23. DISPOSITIVO PARA EL SOPORTE DEL MATERIAL ÓSEO E IMPLANTE.	67
FIGURA 24. MONTAJE PARA EL DESARROLLO DEL ENSAYO TORQUE DE INSERCIÓN.	68
FIGURA 25. MONTAJE DEL DISPOSITIVO EN LA MÁQUINA DE ENSAYOS TINIUS OLSEN.	68
FIGURA 26. CORTES TRANSVERSAL CORONAL Y SAGITAL DE LA MANDÍBULA CT.	71
FIGURA 27. HISTOGRAMA SOBRE NÚMERO DE PÍXELES POR UNIDADES DE DENSIDAD A ESCALA HU.	72

FIGURA 28. IMAGEN A LA IZQUIERDA HISTOGRAMA NRO DE PÍXELES/HU, A LA DERECHA IMAGEN DE UN CORTE TRANSVERSAL DE MANDÍBULA CON LOS VALORES DE DENSIDAD HU MEDIDOS.	74
FIGURA 29. CORTE SAGITAL DE LA PROBETA, IMAGEN TOMOGRÁFICA SEGMENTADA EN MIMIC'S Y ANÁLISIS DE DENSIDAD LINEAL EN UNIDADES HU.	74
FIGURA 30. CLASIFICACIÓN DE IMÁGENES EN UNIDADES HU PARA PROBETAS DE SAWBONE®.....	75
FIGURA 31. ESQUEMA SOBRE MÉTODO SEGUIDO PARA LA RECONSTRUCCIÓN Y EDICIÓN DEL MODELO ÓSEO VIRTUAL.....	76
FIGURA 32. SECUENCIA SEGUIDA PARA LA RECONSTRUCCIÓN 3D DE MANDÍBULA A- OBTENCIÓN DE IMÁGENES, B-CALCULO 3D, C-EDICIÓN 3D, D- INSERCIÓN VIRTUAL DE IMPLANTE Y REFINADO DEL MODELO ÓSEO PARA SER EXPORTADO.	77
FIGURA 33. MÉTODO PARA LA OBTENCIÓN DE LAS PIEZAS VIRTUALES QUE SIMULAN LA PROBETA SAWBONE® Y EL IMPLANTE INSERTADO	77
FIGURA 34. DETALLE DE IMPLANTE INSERTADO EN HUESO MODELADO VIRTUALMENTE	78
FIGURA 35. VISTA ISOMÉTRICA DEL IMPLANTE INSERTADO EN HUESO MODELADO CON HERRAMIENTA CAD.....	78
FIGURA 36. CURVA TORQUE DE INSERCIÓN EN EL ENSAYO DE PROBETA DE USO	81
FIGURA 37. GRÁFICO DE BARRAS SOBRE VALORES DE TORQUE DE INSERCIÓN REGISTRADOS EN EL SOFTWARE.	83
FIGURA 38. INTERFASE IMPLANTE ROSCADO EN PROBETA PCF 12 VISTO A DIFERENTES AUMENTOS.	84
FIGURA 39. CURVA ESFUERZO DEFORMACIÓN UNITARIA DE LAS PROBETAS PCF 12 SEGÚN ENSAYO DE PULL OUT.	85
FIGURA 40. CURVA ESFUERZO DEFORMACIÓN UNITARIA PARA LAS PROBETAS PCF 20.	86
FIGURA 41. GRÁFICO MÓDULO DE YOUNG.	88
FIGURA 42 GRÁFICO DE DISPERSIÓN ESFUERZO DE FLUENCIA Y ESFUERZO MÁXIMO. ...	89
FIGURA 43. GRÁFICO COMPARATIVO SOBRE MÓDULO DE ELASTICIDAD E Y MÓDULO DE RIGIDEZ G, DE LA INTERFAZ Y B COMPARATIVO ENTRE E Y G DE LA INTERFAZ Y PROBETA	90
FIGURA 44. HUESO RECONSTRUIDO POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA	93
FIGURA 45. MODELO DEFINITIVO DE PROBETA ÓSEA CON IMPLANTE	93
FIGURA 46 . INTERFAZ DEL SOFTWARE 3MATIC	94
FIGURA 47. MODELO ÓSEO MALLADO EN 3MATIC®.....	95
FIGURA 48. MODELO CAD HUESO MALLADO.	95
FIGURA 49. DETALLE DE LA MALLA EN EL IMPLANTE EXPORTADO DESDE UN PROGRAMA CAD.....	96
FIGURA 50 EXTRACCIÓN DEL IMPLANTE ENSAYO DE PULL OUT.....	97
FIGURA 51 MUESTRA DE LA FRACTURA EN REGIÓN CORTICAL LUEGO DE LA EXTRACCIÓN DEL IMPLANTE	98
FIGURA 52 MEDICIÓN DE DATOS OBTENIDOS POR SIMULACIÓN: DEFORMACIÓN EQUIVALENTE	98
FIGURA 53 MEDICIÓN DE DATOS OBTENIDOS POR SIMULACIÓN: ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES	99
FIGURA 54. MALLADO EN LA REGIÓN ROSCADA DEL HUESO DEL MODELO RECONSTRUIDO POR TOMOGRAFÍA.	100

FIGURA 55. GRÁFICO DE BARRAS CRITERIOS DE FALLA ESFUERZOS EN EL IMPLANTE.	102
FIGURA 56. ESFUERZOS EN EL IMPLANTE. <i>EQUIVALENT VON MISES STRESS</i>	103
FIGURA 57. COMPARACIÓN DE ESFUERZOS DE VON MISES EN TIADYNE Y T6AL4V Y TORQUE DE INSERCIÓN.	104
FIGURA 58. RESULTADOS POR SIMULACIÓN, IMÁGENES DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN LA INTERFASE ÓSEA.....	105
FIGURA 59. DISTRIBUCIÓN DE DEFORMACIÓN UNITARIA EN LA INTERFASE ÓSEA.	107
FIGURA 60. NIVEL DE MICRODEFORMACIONES EN EL HUESO POR EFECTO DEL TORQUE DE INSERCIÓN.	108
FIGURA 61. DEFORMACIÓN UNITARIA EQUIVALENTE GENERADA EN LA INTERFASE CON Ti6AL4V POR EFECTO DE UN TORQUE DE INSERCIÓN DE 0,35 N-M.	111
FIGURA 62. GRÁFICO DE DISPERSIÓN TORQUE MÁXIMO MEDIDO VS DENSIDAD EN GR/CM ³	113
FIGURA 63. GRÁFICO DE DISPERSIÓN FUERZA DE PULL OUT MEDIDO EN NEWTONS (N) VS TORQUE DE INSERCIÓN (N-M).....	115
FIGURA 64 SIMULACIÓN DE TORQUE DE INSERCIÓN 0,35 N-M.....	120
FIGURA 65. DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL IMPLANTE	121

LISTADO DE TABLAS

TABLA 1 COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA ALEACIÓN TI6AL4V ELI [32]	28
TABLA 2 MATERIAL USADO EN IMPLANTES DENTALES COMERCIALES	30
TABLA 3 CARACTERIZACIÓN DEL TINBZR ENSAYO DE TORSIÓN [8].....	33
TABLA 4. ESQUEMA DE COMPARACIÓN PROPIEDADES FÍSICO-MECÁNICAS DEL TI6AL4V Y EL TIADYNE™	34
TABLA 5. PROPIEDADES PROMEDIO DEL MATERIAL SAWBONE [46]	38
TABLA 6. VALORES DE FUERZA PARA EL ENSAYO PULL OUT SOBRE IMPLANTE TIPO HB 6,5[26].....	39
TABLA 7.RELACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA CON LA ESCALA HOUNSFIELD HU [17] [43].....	40
TABLA 8. NIVELES DE MICRODEFORMACIÓN ($\mu\epsilon$) DE FROST [31].....	47
TABLA 9. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN MODELOS DE FEA [17].....	57
TABLA 10. PROPIEDADES MECÁNICAS PARA HUESO CORTICAL Y TRABECULAR DE LA MANDÍBULA.....	58
TABLA 11. PROPIEDADES MECÁNICAS PARA HUESO ORTOTRÓPICO [23].....	59
TABLA 12. LISTADO DE PROBETAS PARA LA REALIZACIÓN DE LOS ENSAYOS.....	66
TABLA 13. ESCALA DE TIPO DE DENSIDADES EQUIVALENTE A LOS TEJIDOS DEL CUERPO HUMANO [71].....	72
TABLA 14 RESULTADOS DEL ENSAYO DE TORQUE DE INSERCIÓN REALIZADO SEGÚN NORMA ASTM F543 A2	82
TABLA 15. FUERZA Y ESFUERZO DE PRECARGA CALCULADO A PARTIR DEL TORQUE DE INSERCIÓN	84
TABLA 16 VALORES DE FUERZA DE PULL OUT	86
TABLA 17. DATOS CALCULADOS A PARTIR DEL ENSAYO DE PULL OUT.....	88
TABLA 18. VALORES DE MÓDULO DE YOUNG E Y MÓDULO DE RIGIDEZ EN LA INTERFAZ G	90
TABLA 19. VALORES DE DENSIDAD UH DE LAS PROBETAS.....	92
TABLA 20. ESFUERZOS DE VON MISES EN EL IMPLANTE.....	101
TABLA 21. ESFUERZOS DE VON MISES EN EL TEJIDO ÓSEO.....	104
TABLA 22. DEFORMACIÓN UNITARIA (VON MISES)	106
TABLA 23. COMPARACIÓN DE ESFUERZOS DE VON MISES GENERADOS EN LAS INTERFASES TIADYNE™ Y TI6AL4V, SEGÚN EL MÉTODO USADO PARA LA OBTENCIÓN DE LOS MODELOS VIRTUALES 3D	109
TABLA 24. COMPARACIÓN DE DATOS REFERENTES A DEFORMACIÓN UNITARIA EQUIVALENTE EN LA INTERFASE ÓSEA SEGÚN EL MÉTODO USADO PARA LA OBTENCIÓN DEL MODELO DE PRUEBA TRIDIMENSIONAL VIRTUAL.	110
TABLA 25. ESFUERZOS EN LA INTERFASE OSEA COMPARADOS CON EL ESFUERZO DE LA INTERFASE EN EL LIMITE DE FLUENCIA.....	118

ANEXOS

ANEXO A: MATWEB	135
ANEXO B SAWBONE®.....	135
ANEXO C. ATI WAH CHANG PDF.....	136
ANEXO D. NORMA ASTM F543.....	136
ANEXO E.INTERFAZ SOFTWARE WINEDGE.....	137
ANEXO F. INTEFAZ RESULTADOS ENSAYOS PULL OUT.....	137
ANEXO G. SOFTWARE MIMIC´S	138
ANEXO H. ANSYS WORKBENCH.....	138

INTRODUCCIÓN

Los materiales utilizados para aplicaciones biomédicas son conocidos como biomateriales, estos deben responder convenientemente a las demandas de la aplicación, en la cual se necesita que el material sea biocompatible con los tejidos vivos y posea propiedades mecánicas según sea el requerimiento [1].

Un ejemplo importante sobre el uso de biomateriales para el desarrollo de dispositivos biomédicos es referido al campo de la implantología oral. Este campo tuvo su origen con BRANEMARK en los años 60's, los cuales iniciaron con la fijación de tornillos de Titanio comercialmente puro (Ti cp), insertados sobre el fémur de animales [2]. Sus investigaciones, fueron avanzando hasta diseñar un implante basado en la forma de un tornillo, el cual se fijaba en el hueso del maxilar, semanas después se encontró que el material de esta pieza (Titanio c.p.), tenía la capacidad de anclarse como unidad estructural y funcional con el hueso [3].

No obstante, se conoció también que el Ti cp no tiene adecuadas propiedades mecánicas para dicha aplicación, dado que se registraron casos en los que se producían fracturas después de su inserción. [2][4] Por tal razón se desarrollaron aleaciones a base de Titanio, para mejorar las propiedades mecánicas del material, siendo la aleación Ti6Al4V ELI (Extra Low Intersticial) [5] la más utilizada para la fabricación de implantes dentales comerciales [6].

Sin embargo, esta aleación presenta problemas de citotoxicidad y causa afecciones nerviosas, producidas respectivamente por los iones de Vanadio y Aluminio los cuales son desprendidos de la aleación al estar en contacto con los fluidos corporales [1],[2]. Lo anterior coincide con estudios hechos en el grupo de

investigación en biomateriales UIS, en el cual, hicieron estudios histológicos con células de osteosarcoma para evaluar la citotoxicidad del Ti6Al4V. La respuesta de los patrones de control mostró que los iones de vanadio eran más tóxicos para las células HOS que los iones de aluminio [3]. Este inconveniente ha sido controlado por medio de deposición de capas de materiales biocompatibles como la circonia o recubrimientos con biovidrio SiO₂[4].

Por otra parte en la literatura se encontró que la aleación Ti13Nb13Zr13, es biocompatible y sus elementos de aleación no liberan iones tóxicos [5], [6], [7]. Sin embargo, esta aleación es de uso restringido debido a que está patentada [8]. De este modo y con base en la información anterior, el grupo de investigación en biomateriales propone la aleación Tiadyne™ 3510, la cual es fabricada por ATI Wah Chang, [9].

La aleación Tiadyne™ 3510, fue caracterizada en el grupo de investigación en Biomateriales, para determinar sus propiedades mecánicas y definir su posible uso como biomaterial. Con el TiNbZr [9] se realizaron estudios de probetas en presencia de una solución de suero fisiológico simulado. Los resultados indicaron que los elementos de aleación son biocompatibles con los tejidos vivos y no son citotóxicos. Posteriormente los mismos autores realizaron ensayos mecánicos para su caracterización [8].

Las propiedades mecánicas del Tiadyne™, por su parte, fueron caracterizadas y evaluadas en probetas. El módulo de elasticidad encontrado fue de E: 29 GPa, el cual es más bajo, con respecto al Ti6Al4V con un E: 113 Gpa. Por lo tanto, el módulo del Tiadyne™ es más cercano al módulo del hueso cortical con E: 20 GPa, tal como lo recomienda un estudio sobre aleaciones de Ti y Nb, el cual sugiere usar aleaciones con bajo módulo de elasticidad y alta resistencia mecánica, para una mejor relación con la interfase ósea [10].

Ciertamente, dicha aleación no se ha probado para aplicaciones en implantes dentales, razón por la cual se requiere conocer el comportamiento mecánico del material en la interfase hueso-implante, para determinar su influencia bajo cargas biomecánicas, según el efecto de las cargas biomecánicas en dicha interfase.

El modelo biomecánico propuesto para el desarrollo del estudio de las propiedades mecánicas del Tiadyne™ correspondió a la primera carga aplicada sobre el implante para ser insertado en tejido óseo conocido como el torque de inserción. Los valores de torque, aplicado van desde 0,2 N-m, 0,3 N-m, 0,5Nm [11], hasta 0,7 N-m [12]. Dicha carga produce esfuerzos compresivos por cortante tanto en el implante como en el hueso [13] [14].

A su vez, los esfuerzos producen microdeformaciones en la interfase ósea, la magnitud de dichas microdeformaciones, depende de la resistencia de los materiales en la interfase hueso-implante, según sean sus respectivas propiedades mecánicas. Las microdeformaciones son más críticas en el hueso, debido a su menor resistencia respecto del material del implante [15].

Frost afirma que el hueso puede alcanzar diferentes niveles de microdeformación ósea, los cuales pueden llegar a deformación permanente incluso, hasta producir fractura ósea [16],[17]. Sin embargo, para evitar dicha situación tras la inserción del implante en el hueso, se requiere que las microdeformaciones no superen el 2% de la deformación unitaria [18],[19], razón por la cual se consideró importante evaluar el efecto del torque de inserción transmitido al implante, el cual genera microdeformaciones en función de las propiedades mecánicas del material.

No obstante se desconoce un método para realizar el procedimiento experimental in vivo o in vitro para obtener los valores que permitan calcular los esfuerzos por tensión y por cortante en la interfase bajo el efecto de una carga como el torque de inserción.

Debido a las dificultades en las mediciones in vitro se propuso desarrollar un modelo CAD basado en técnica imagenológica, para evaluarlo por el método de elementos finitos MEF [20] [21]; De esta forma por simulación fue posible conocer el nivel de microdeformaciones producidas en interfase hueso-implante [22] bajo este tipo de carga biomecánica.

Sin embargo, dada la complejidad de la geometría del modelo óseo, en el presente trabajo de investigación se optó por el uso de técnicas imagenológicas, basadas en la obtención de imágenes tomográficas en formato DICOM, para reconstruir la arquitectura ósea en forma virtual tridimensional usando un software especializado para el tratamiento de imágenes, que a su vez permitió llevar posteriormente el modelo a un entorno CAE para realizar la simulación mecánica basados en el método de elementos finitos MEF [23] [24].

No obstante, el modelo virtual requiere el aporte de datos que permitan realizar una simulación adecuada a las condiciones reales. De este modo, para aportar datos al modelo por simulación, se propuso establecer experimentalmente un rango de valores de torque de inserción, así como la realización del ensayo mecánico conocido como Pull Out el cual fue normalizado para conocer la resistencia de la interfase ósea cuando el implante es sometido a una carga de tensión definida para retirar el implante del tejido óseo.

De acuerdo al panorama expuesto, en el presente trabajo se llevó a cabo el desarrollo de un estudio basado en un modelo reconstruido por técnica imagenológica y evaluado por herramientas CAE para conocer la influencia de los materiales Ti6Al4V y Tiadyne™, evaluados bajo cargas biomecánicas estáticas, producidas por el torque de inserción aplicado en el implante y transmitido a la interfase hueso-implante. En dicho modelo, las deformaciones generadas en el tejido de la interfase ósea, fueron usadas como parámetro de medición para comparar los niveles de microdeformación ósea [25], presentes en la interfase, de acuerdo al material del implante usado en cada evaluación.

1 OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar los esfuerzos y deformaciones producidos en la interfase hueso-implante dental basados en un modelo óseo mandibular tridimensional reconstruido por imágenes tomográficas, analizado por el método de elementos finitos, comparando el efecto del torque de inserción en los materiales para implantes dentales (Tiadyne™ y Ti6Al4V).

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Elaborar un modelo tridimensional virtual, basado en herramientas CAD del hueso molar mandibular, a partir de la reconstrucción de imágenes obtenidas por Tomografía Helicoidal Computarizada (TAC) en formato DICOM.

Obtener los valores del módulo de rigidez de la interfase hueso-implante y el torque de inserción del implante, por medio de ensayos mecánicos realizados bajo la norma ASTM F543 A.2 y A.3 [26].

Determinar por el método de elementos finitos, los niveles de microdeformación ósea producidos en la interfase hueso-implante, debido a cargas biomecánicas estáticas, producidas por el torque de inserción en el implante, obtenido en los ensayos mecánicos.

Comparar los niveles de microdeformación ósea en la interfase hueso implante determinado la influencia del uso de las aleaciones Tiadyne y Ti6Al4V en el implante.

2 ESTADO DEL ARTE

La revisión bibliográfica corresponde a diferentes áreas o disciplinas del conocimiento relacionados e involucrados con el tema de estudio, lo cual permite la comprensión y desarrollo del presente trabajo de investigación como se muestra a continuación.

2.1 IMPLANTES DENTALES

Los implantes dentales son dispositivos en forma de tornillo diseñados para cumplir una función análoga a la raíz de un diente, para el reemplazo de piezas dentales perdidas figura 1. Las propuestas de diseño han ido cambiando su forma por factores funcionales, ergonómicos y biomecánicos, de acuerdo a su ubicación en la arcada bucal, tal como se observa en la figura 2, de modo que su geometría se ha ido adaptando para aumentar el área de contacto y así mejorar el anclaje del implante insertado en el hueso [27],[28].

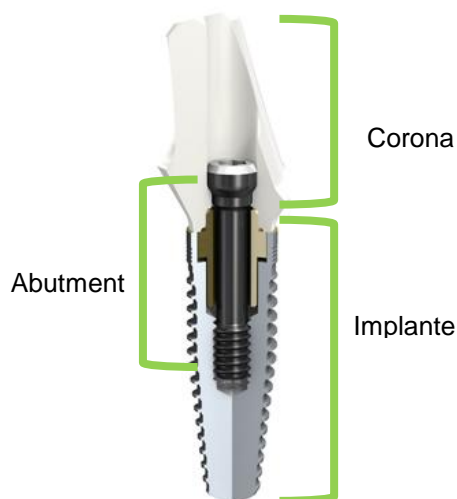


Figura 1. Componentes protésicos para el reemplazo de piezas dentales perdidas modificado nobel biocare® [27].



Figura 2. Comparación análoga del implante para el reemplazo de molares Frialit Xixi. [28]

Los implantes para uso dental presentan diferentes características morfológicas, las cuales modifican la geometría del implante en relación con la cabeza, cuerpo roscado involucrando el tipo de rosca, y ápice del implante. A su vez se modifican los factores dimensionales relacionados con diámetro, longitud y paso de la rosca. En la figura 3 se muestra los diseños de implantes usados para ser evaluados en estudios científicos, correspondientes a fabricantes y comercializadores de implantes [27].



Figura 3. Implantes dentales, diseñado y comercializado por Nobel biocare™ [27]

2.1.1 Tipo de rosca

La rosca para implantes ortopédicos está diseñada de acuerdo al tipo de hueso que sobre el cual será insertado. El diseño de la rosca es entonces de tipo cortical o tipo trabecular. Existen algunos diseños de implantes cuya geometría corresponde con las especificaciones geométricas y dimensionales según la norma. [26]

2.1.2 Rosca cortical

Los tornillos para hueso cortical se utilizan principalmente en la región diáfisis del hueso. Tienen un diámetro de núcleo ancho para aumentar la resistencia al a flexión, paso de rosca fina para aumentar el área de contacto y baja profundidad de la rosca reducir los esfuerzos cortantes en el hueso debido a que se sitúan en una región rígida densa y mineralizada como lo es el tejido cortical. El diseño de perfil de la rosca típico para hueso cortical corresponde a un tipo de diente HA designado por la norma ASTM F 543. [26].

2.1.3 Rosca trabecular

Las roscas para hueso trabecular en ortopedia son usadas en regiones de la epífisis y metáfisis del hueso. El diseño del tornillo se diferencia con respecto al tornillo para hueso cortical; por ejemplo el diámetro de núcleo es mejor y el diseño de la rosca tiene un perfil de diente con mayor altura lo que permite definir un diseño más amplio y profundo [29]; el tipo de rosca HB según la norma ASTM es equivalente al diseño de tornillos con estas características [26].

Debido al diseño del perfil o hilo de rosca, se mejora la capacidad de retención, porque aumenta la compresión de las trabéculas durante la inserción. Tornillos esponjosos, tienen un hilo de rosca agudo que puede generar la guía de la rosca mientras se inserta el implante [29].

2.2 BIOMATERIALES

Quiquierez [30] en su tesis doctoral sobre el estudio del comportamiento mecánico y químico en biomateriales para sustitución ósea, hace una descripción de la metalurgia física del Titanio y su capacidad para formar aleaciones debido a su dimorfismo, dejando ver la diferencia existente en las fases y microestructura de las aleaciones del Titanio según sus elementos de aleación.[30]

El Titanio es un elemento de transición, cuya configuración electrónica ($[\text{Ar}] 3d^2 4s^2$) le permite formar soluciones sólidas de tipo sustitucional con una diferencia de radio del 20%. El Titanio es un material tiende a reaccionar con el Oxígeno formando una capa de óxido inerte, que sirve como capa protectora de la corrosión [30] [31].

De igual forma, el Titanio es considerado como un material ligero, el cual presenta dimorfismo, es así como en estado puro su estructura hexagonal compacta (fase α) presenta una transformación alotrópica a 882°C conocida como temperatura β transus, pasando a una microestructura cúbica centrada en el cuerpo BCC (fase β). Esta transformación ofrece la posibilidad de obtener aleaciones con microestructuras de tipo α , ($\alpha + \beta$) ó β , dependiendo de los elementos aleantes que estabilizan una u otra fase. [6]

Los elementos de aleación con el titanio se clasifican en tres grupos [6]:

Elementos α -estabilizantes como Al, O, N, C;

Elementos β -estabilizantes como Mo, V, Nb, Ta, Fe, W, Cr, Si, Ni, Co, Mn, H

Elementos neutrales como Zr y Sn.

Las aleaciones de tipo α , tienen una mejor resistencia a la corrosión, pero su aplicación en biomédica es de manera limitada por su baja resistencia a temperatura ambiente. Las aleaciones $\alpha + \beta$ tienen una mejor resistencia por la presencia de estas dos fases. Las aleaciones β (estable o metaestable) son

aleaciones de Titanio de alta resistencia, de buena deformabilidad y de endurecimiento elevado. Las β -aleaciones pueden combinar un módulo elástico bajo con una buena resistencia a la corrosión [30]. En la figura 4 se muestra los diagramas de fase del titanio según los elementos estabilizantes, (a) elementos α estabilizantes, (b) elementos β estabilizantes isomorfo y β eutectoide y (c) elementos estabilizantes neutros.

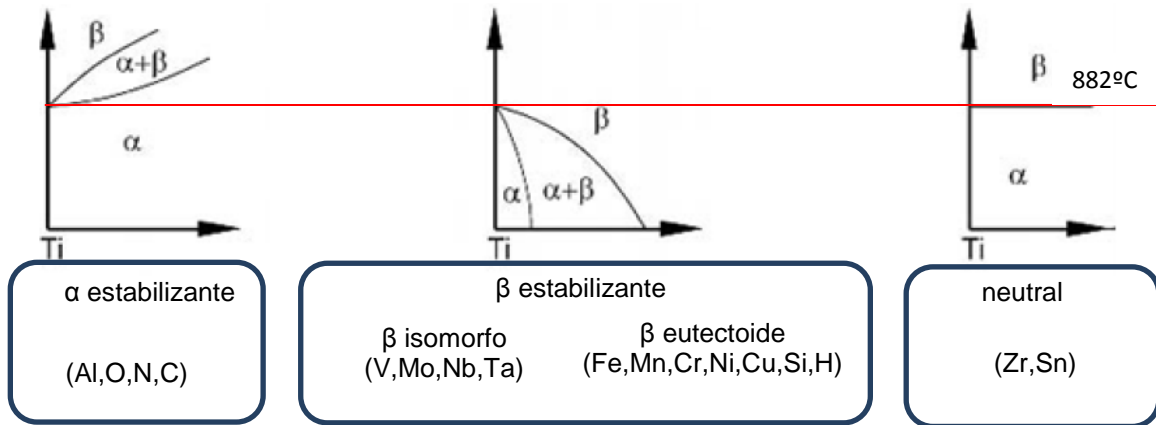


Figura 4. Diagrama de fases del Titanio según elementos estabilizantes [2]

En un estudio sobre propiedades mecánicas de aleaciones de Titanio para uso biomédico, ninommi compara el módulo de elasticidad, la resistencia y dureza del Titanio comercialmente puro Ti cp, las aleaciones de Titanio $\alpha+\beta$ y β -aleaciones, sistematizando la información en tablas y gráficos comparativos [4].

Entre sus análisis comparativos, muestra que las aleaciones tipo β hasta ahora desarrolladas, tienen menor módulo de elasticidad con valores entre 55 y 85 GPa con respecto al Titanio comercialmente puro Ti cp aleación tipo α con un módulo de elasticidad entre 102,7 hasta 104,1 GPa y las aleaciones de Titanio tipo $(\alpha+\beta)$ con módulo de elasticidad desde 90 hasta 114 GPa [4].

Se puede observar en el gráfico de barras de la Figura 5, las aleaciones tipo β como las aleaciones Ti13Nb13Zr envejecido, TMZF (Ti-12mo-6Zr-2Fe) recocido, Tiadyne 1610 (Ti-15Mo-16,5Nb-9Zr-10Hf) envejecido, Ti-15Mo recocido, Ti-35,3Nb-

5,1Ta7,1Zr entre otras; de igual forma se observa las aleaciones tipo $(\alpha+\beta)$ entre ellas el Ti6Al4V recocido Ti6Al4V ELI (extra bajo intersticial) Ti6Al7Nb así como las aleaciones tipo α como el Ti cp grado 1-4.

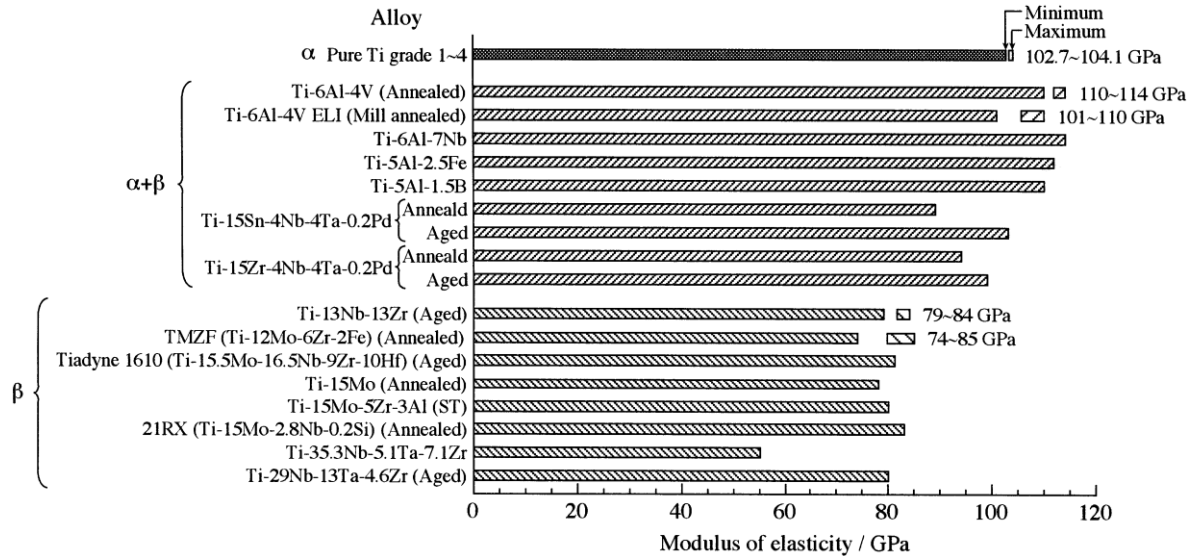


Figura 5 Comparación de módulo de elasticidad de las aleaciones de Titanio de acuerdo al tipo de fase α , $\alpha+\beta$ o tipo β . [4]

En la actualidad, dado que las aleaciones de Titanio mejoraron las propiedades de servicio, el 50% de la producción de Titanio es usado para fabricar la aleación Ti6Al4V, la cuál es la más empleada comercialmente para la fabricación de dispositivos biomédicos, [31] como es el caso de los implantes dentales.

2.2.1 Aleación Ti6Al4V

La aleación Ti6Al4V ELI (extra low Intersticial), es una aleación usada en aplicaciones biomédicas para la fabricación de implantes dentales, su composición química y propiedades mecánicas están especificadas y normalizadas según la ASTM F 136 [32]. En la tabla 1, se muestra la composición química de la aleación y sus elementos aleantes, según el porcentaje en peso.

Tabla 1 Composición Química de la aleación Ti6Al4V Eli [32]

Elemento	Composición %
Nitrogeno	0,05
Cabono	0,08
Hidrogeno	0,25
Hierro	0,25
Aluminio	5,5-6,5
Vanadio	3,5-4,5
Titanio	balance

De acuerdo con la información presentada en “Fractura y Fatiga por Contacto de Recubrimientos de Vidrio sobre el Ti6Al4V para Aplicaciones Biomédicas”; la aleación Ti-6Al-4V, es del tipo ($\alpha + \beta$), [31] los elementos de aleación Al y V mejora las propiedades del Titanio. El aluminio es α estabilizante y mejora la solubilidad de la aleación mientras el V es un elemento β estabilizante [2].

Sin embargo, aun cuando estos elementos mejoran las propiedades mecánicas, su biocompatibilidad ha sido cuestionada. La citotoxicidad de los elementos metálicos en implantes quirúrgicos ha sido estudiada por Steinemann [1]. Evaluaciones sobre la relación de esta aleación con los tejidos vivos, muestran problemas de citotoxicidad debido a que genera problemas nerviosos; dichas afecciones son originadas con el implante in situ, debido a la liberación de iones de Aluminio y Vanadio [1], en estos estudios se ha demostrado la elevada citotoxicidad del vanadio y la respuesta al encapsulamiento de los tejidos como consecuencia de la presencia de aluminio [2], mientras que otros elementos como el Titanio y el niobio muestran una excelente biocompatibilidad.

También se ha sugerido la existencia de una conexión entre la presencia de Aluminio y el proceso de demencia senil asociado a la enfermedad de Alzheimer [33] [34]. La corrosión y la disolución de las capas superficiales del material son

dos mecanismos que pueden derivar en la introducción de iones metálicos en el cuerpo humano, originando efectos adversos por reacción biológica de los mismos. De igual forma, se ha demostrado la baja citotoxicidad de diferentes elementos metálicos como el titanio y el circonio [35].

Se ha confirmado la presencia de iones de Titanio en los tejidos humanos, Aluminio y Vanadio en pacientes en los cuales había fallado la implantación quirúrgica de la aleación Ti6Al4V en la articulación de cadera. Cuando existe una concentración elevada de Aluminio y vanadio, la reacción histológica produce leucocitos polinucleares, células gigantes, causando en el paciente síntomas similares a una reacción alérgica e inflamatoria [28].

No obstante algunos fabricantes e investigadores han implementado técnicas para recubrir la superficie de los implantes y evitar la liberación de iones metálicos a la vez que se mejora la oseointegración las propiedades tribológicas superficiales del material del implante. Un ejemplo en este caso es el método de implantación iónica de CO^+ realizada por diferentes técnicas; el efecto de este tratamiento superficial ha sugerido el desarrollo de implantes con mejor oseointegración y/o con un grado reducido de lixiviación de iones al medio fisiológico en contacto con dichos implantes [36].

Al hacer una revisión bibliográfica sobre los materiales usados en la fabricación de implantes dentales por parte de las casas comerciales se encontró en algunos casos, el uso de Titano comercialmente puro Ti cp al igual que la aleación Ti6Al4V ELI. De igual forma, algunas marcas ofrecen estos productos con la superficie del tratada o con recubrimientos, argumentando una mejor oseointegración; también se encontraron implantes de la marca SARGON y Nobel Active® que ofrecen el implante si tratamiento superficial o recubrimiento. En la tabla 2 se relaciona un listado de las casas que comercializan con implantes en Ti cp y Ti6Al4V y su respectivo tratamiento superficial.

Tabla 2 material usado en implantes dentales comerciales

Implante	Marca	Material	Superficie del implante	Referencia
Expanding™	Sargon	Titanio Comercialmente Puro Ti cp	no tratado	Laurent Pierrisnard, 2009 [37]
Nobelactive™	Nobel biocare®	Ti cp o Ti6Al4V		2009 [12]
Avinent®	Avinent®	Ti6Al4V	BAS Biomimetic Advance Surface. Tratamiento físico químico con iones de Ca y P	Comité Científico Avinent 2007[38]
Nanotite®	Biomet 3i	Ti6Al4V	Nanotite® fosfatos de calcio CAP	2008[39]
Spline Twist Ti™	Sulzer Calcitek Inc.	Ti6Al4V	implantación iónica de CO ⁺	2001
NARROW™	Bicon®	Ti6Al4V	Recubrimiento con Hidroxiapatita HA	Brouchure company 2009 [40]
Biolok™	BIOHORIZONTS	Ti6Al4V	Superficie de Fosfato Tricálcico, con gravado ácido Oseoite®	Brouchure Company 2007 [41]

Algunos de estos materiales como el Ti cp son tradicionalmente usados desde que se implementó el implante dental como tratamiento protésico. Sin embargo en la industria es importante evaluar nuevas opciones en aplicaciones biomédicas, que puedan mejorar los resultados frente al estado actual por lo cual se han desarrollado nuevas aleaciones que se proponen para aplicaciones como en el campo biomédico. Por ello a continuación se describe la aleación TiNbZr.

2.2.2 Aleación Tiadyne™

El grupo de investigación en biomateriales, se indagó sobre biomateriales que cumplieran una función análoga al Ti6Al4V; pero que a diferencia de ésta aleación, sus componentes no presenten problemas de citotoxicidad. Se pudo conocer que la aleación Ti13Nb13Zr fue aprobada por la FDA para aplicaciones biomédicas. Sin embargo esta aleación ha sido registrada y patentada por sus desarrolladores, de manera que su aplicación se ha limitado.

A cambio se encontró la aleación Tiadyne™ 3510 producida por ATI WAH CHANG, la cual está formada por los mismos elementos Titanio Niobio y Zirconio [9]. Estevez y Farfán desarrollaron un proyecto de grado basado en la caracterización y estudio de la biocompatibilidad de la aleación Tiadyne™ beta quenched, con el material suministrado por el fabricante, con fines de evaluar su aplicación en implantes dentales.

La aleación Tiadyne™ 3510 tiene un 35% de porcentaje en peso de Vanadio elemento β estabilizante, un 10% de Zr elemento estabilizante neutral mientras que el Titanio hace el balance para un 100% de porcentaje en peso de la composición química. En la figura 6 se muestra el diagrama de fases ternario para el sistema TiNbZr; la región oscura hace referencia a la fase α y la zona clara corresponde a la fase β .

De acuerdo a la composición química del porcentaje en peso de los elementos de aleación visto en el diagrama ternario de la figura 6, la composición de la aleación se encuentra principalmente en fase β . Sin embargo los autores Farfan y Estevez sugieren la existencia de precipitados de la fase alfa en la microestructura de la aleación [8].

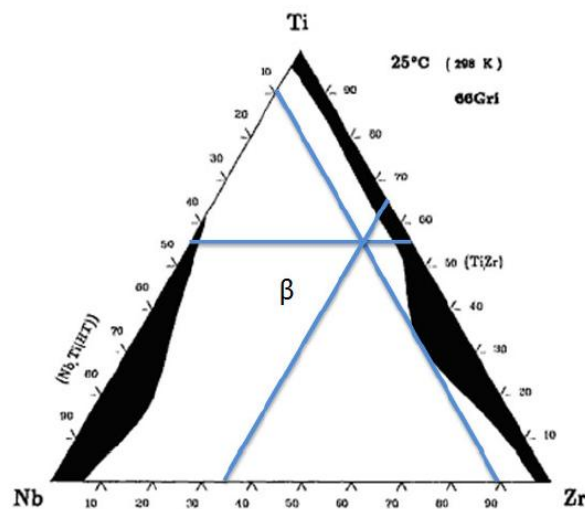


Figura 6 . Diagrama de fases Ternario para el sistema TiNbZr [8]

De igual forma Farfan y Estevez mencionan que la adición de Zirconio, incrementa la biocompatibilidad con la sangre, debido a que el Zr conlleva a una mejor resistencia a la corrosión debido a la formación de una capa de óxido estable; el Nb y Zr producen esencialmente óxidos insolubles, con velocidades mínimas de disolución de sus capas. Dichos elementos contribuyen a formar una capa incorporada a una película que pasiva y la protege de la corrosión a la vez que evita la liberación de sus iones en el medio, a diferencia del Al o V [8].

La composición química de esta aleación influye sobre las propiedades mecánicas, porque las aleaciones tipo β contienen una alta concentración de elementos estabilizantes β que producen un módulo de elasticidad más bajo que las aleaciones de Ti tipo $\alpha+\beta$. El Niobio, un conocido β estabilizante, reduce el módulo de elasticidad. La presencia de fase β en la microestructura, le confiere ductilidad a la aleación debido a que presenta estructura BCC con respecto a la estructura HCP de la fase α [2].

Además el fabricante ofrece esta aleación, la cual presenta una microestructura martensítica luego de ser sometida a diferentes tratamientos térmicos como temple y envejecido aumentando la resistencia a la tracción y el límite elástico [9].

Las propiedades mecánicas del Tiadyne™, fueron objeto de estudio por su alta deformabilidad elástica. En la tesis “Caracterización y evaluación de las propiedades mecánicas de la aleación TiNbZr para la fabricación de implantes dentales”, hallaron el módulo de rigidez a través de ensayos de torsión realizados sobre probetas que estuvieron previamente inmersas en una solución fisiológica simuladas; el valor de torque fue incrementado hasta la fractura, presentando una considerable deformación plástica [8].

Las muestras ensayadas, fueron sumergidas en fluidos fisiológicos simulados (solución de Hanz) durante 60, 90 y 120 días, las muestras fueron sometidas a ensayos de torsión para determinar si las propiedades mecánicas disminuyen o

cambian con los días de exposición. Los datos obtenidos por los ensayos de torsión están registrados en la tabla 3. Los valores de torque máximo obtenidos en los ensayos mecánicos de torsión, no superan los 11 N-m, este valor es significativamente superior al valor aplicado para la fijación de los implantes dentales, que no sobrepasa momentos de 0,3 N-m hasta 0,7 N-m, y superior a los valores de momento alcanzados por las cargas masticatorias, 0.1 a 0.4 N-m [8].

Tabla 3 Caracterización del TiNbZr Ensayo de torsión [8]

Muestra	Torque $T_{m\acute{a}x}$ (N-m)	% Desviación	Modulo rigidez G (GPa)	% Desviación	$\sigma_{Ruptura}$ (MPa)	% Desviación	Angulo de torsión ruptura
Sin exposición	10,55	0,1	12,6	6,6	629,6	0,17	150°
60 días	10,90	3,2	12,55	6,1	651,4	3,28	125°
90 días	10,48	0,7	11,45	3,2	626,3	0,70	130°
120 días	10,30	2,4	10,7	9,5	615,5	2,41	130°

Ati Wah Chang presenta el tipo de aleación Tiadyne™ Beta Quenched , según los fabricantes esta aleación presenta colabilidad excelente, y superplasticidad a temperaturas elevadas. Es fácilmente soldable y es mecanizable, antes y después del temple [9].

La aleación Tiadyne™ Beta quenched es calentada por encima de la temperatura Beta transus y luego es enfriada y estabilizada en fase β , por ello es una aleación fase Beta con posibles precipitados de fase alpha [8].

En la tabla 4 se compara las propiedades de mecánicas del Tiadyne caracterizado en el grupo de investigación en biomateriales, los datos suministrados por el fabricante para Tiadyne™ Beta Quenched y los datos del Ti6Al4V grade 5 ELI (extra low intersticial). Se puede observar que el Ti6Al4V tiene mayor módulo de elasticidad y módulo de rigidez con respecto a los tipos de aleación Tiadyne™ comparados en la tabla.

Tabla 4. Esquema de comparación propiedades físico-mecánicas del Ti6Al4V y el Tiadyne™

MATERIAL	PROPIEDADES MECÁNICAS				
	Compresión	Tensión			Cortante
	Sy Mpa	E Gpa	Sy Mpa	σ_{ut} Mpa	G Gpa
Tiadyne™ Beta Quenched Caracterizado [8]	629	24,42	/	/	10,7
Tiadyne™ Beta Quenched (Technical data ATI wah chang) [9]	/	62,1	345	827	/
ASTM Grade 5 Titanium UNS R56401 (ELI); Ti6Al4V [32]	970	113,8	880	950	44

2.3 TEJIDO OSEO

Calr Mish y otros autores como Machín exponen los tópicos relacionados con el tema del tejido óseo del cuerpo humano. Con respecto al tema de interés Mish expone que el tejido óseo, presenta dos tipos de tejidos, el tejido cortical óseo o compacto y tejido óseo trabecular o esponjoso. Las diferencias estructurales se deben a su función mecánica y su densidad, de manera que sus propiedades mecánicas también son diferentes [16] [17]. A continuación se presenta una descripción de cada tejido macroscópico.

2.3.1 Tejido Cortical

Forma la capa exterior del tejido óseo presente en mandíbula y maxilar. Es un tejido rígido, denso, continuo y mineralizado en un 95%; está cruzado por una red de finos conductos longitudinales, denominados canales de Havers, y transversales, conocidos como conductos de Volkmann, que alojan vasos sanguíneos y fibras nerviosas [17].

2.3.2 Tejido Trabecular

Se caracteriza por ser un material, formado por un entramado tridimensional de trabéculas óseas ramificadas, formando pequeñas cámaras de vacío. Debido a

que es un tejido menos denso y con mayor contenido de colágeno, es un material mucho menos rígido que el tejido cortical [16].

La diferencia de la composición ósea se puede observar en la Figura 7, a continuación, se puede ver el corte en sección transversal de un implante Frialit ® insertado en hueso mandibular. El tejido óseo cortical, es la capa externa más densa que recubre el tejido óseo trabecular. Por su parte el tejido óseo trabecular puede apreciarse en una tonalidad rojiza debido a la presencia de sangre, también son visibles las trabéculas, características en este tejido [42].

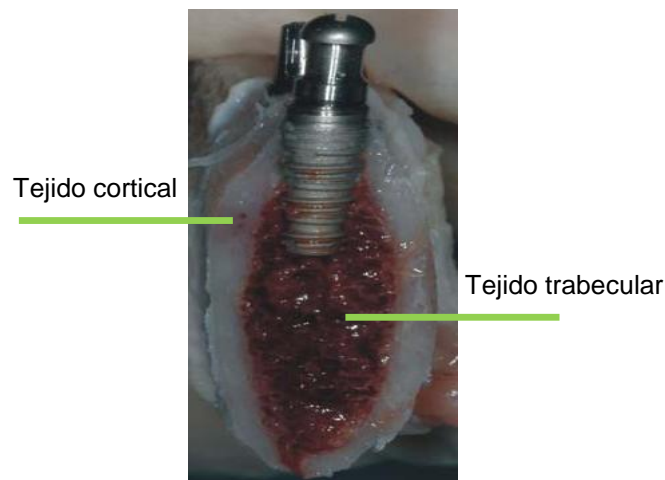


Figura 7. Corte transversal de un hueso mandibular [42].

2.4 DENSIDAD ÓSEA

La densidad, es función del tipo de tejido y su porosidad, existiendo mayor densidad en el tejido cortical que en el trabecular, de esta forma se puede afirmar que densidad es una medida directa de la calidad ósea. Las zonas más densas y mineralizadas de los tejidos, con predominio en tejido cortical, suelen estar en la región anterior del hueso, luego va disminuyendo proporcionalmente su masa respecto al volumen, o variando las proporciones de los tejidos a medida que se acerca a la región posterior, en la región de los molares [43].

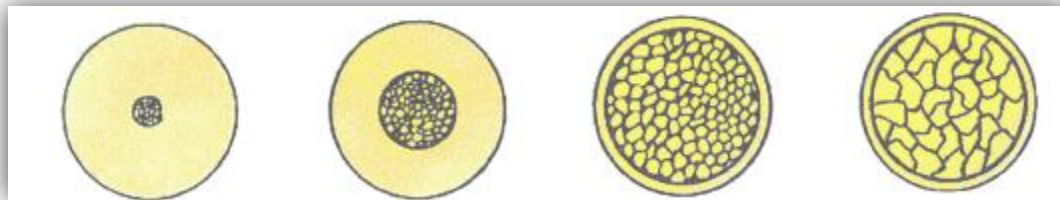
2.4.1 Tipos de densidad ósea en maxilar y mandíbula humana

En el año 2000, Madrigal en su tesis doctoral de la universidad Complutense de Madrid, realizó un estudio descriptivo-morfométrico de la mandíbula basada en técnicas imagenológicas; madrigal hizo una descripción sobre la morfología y densidad ósea. Explica que la densidad cambia para espacios edéntulos, el volumen y la masa ósea se reducen, debido a la reabsorción del tejido óseo por falta de función. Por ello para unificar criterios sobre densidad, Mish y otros autores como Lemonk y Zarb, coincidieron en hacer una clasificación macroscópica del hueso, de acuerdo a las características de la densidad ósea, en zonas edéntulas, en orden descendente. Estos son: hueso cortical denso D1, hueso cortical poroso y trabéculas gruesas D2, hueso cortical poroso capa fina y trabéculas finas D3 y hueso trabecular fino D4 [44].

El tejido óseo D1 y tipo D2 son los más densos, el hueso tipo D1 está compuesto en su mayoría por tejido óseo cortical, aunque es muy rígido puede resistir mejor las cargas que recibe. El hueso tipo D2, es una combinación de hueso compacto denso poroso en el exterior y de hueso trabecular gruesos en el interior. Sus propiedades mecánicas son similares aunque en menor grado al hueso tipo D1. El tipo de hueso de mayor densidad D1 tiene un mayor porcentaje de ocurrencia en la mandíbula anterior, mientras que el tipo de hueso con densidad D2, se encuentra principalmente en la parte anterior de mandíbula y maxilar, su porcentaje de ocurrencia está entre el 25 y 66%; también se ha localizado este tipo de densidad ósea en mandíbula posterior con un porcentaje de 50%.

Por su parte los huesos tipo D3 y D4 son los que presentan proporcionalmente menor densidad. El hueso tipo D3 está compuesto por una capa fina de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabecular menos denso; la variabilidad en la densidad hace sea un tejido con menor resistencia mecánica. El tejido D3 se encuentra con mayor frecuencia en el maxilar y en la mandíbula posterior con un porcentaje de ocurrencia de 46%. Finalmente el hueso tipo D4 presenta una capa cortical muy fina rodeando un núcleo de hueso trabecular de poca densidad. El D4

es considerado de mala calidad y más comúnmente encontrado en el maxilar posterior, su porcentaje de ocurrencia es de 40% [17]. Los tipos de huesos fueron representados esquemáticamente por Lemonhk y Zarb diferenciado la parte cortical de la trabecular. En la figura 8 se puede ver los cuatro tipos de hueso según su composición y estructura ósea [44].



Hueso compacto
Tipo 1

Hueso compacto
poroso Tipo 2

Hueso trabecular
fino Tipo 3

Hueso trabecular
grueso Tipo 4

Figura 8. Clasificación de la calidad ósea según composición Lemonhk y Zarb. [47]

La calidad y cantidad ósea son importantes para determinar las propiedades mecánicas de este tipo de tejidos. El conocimiento sobre la respuesta biomecánica del tejido vivo es importante en el desarrollo de implantes para uso biomédico. En todo proceso de diseño de producto se debe validar estos implantes en interacción con el hueso.

Sin embargo, debido a que el material óseo animal o humano es variable en densidad y volumen según edad sexo tipo de población [17], en consecuencia, se aumenta la variabilidad en su comportamiento biomecánico, lo cual dificulta analizar los resultados de los ensayos mecánicos, para determinar un comportamiento estándar de los implantes insertados en hueso humano.

A partir de esta situación, se han desarrollado materiales de naturaleza polimérica, usados como sustitutos del hueso, sobre los cuales se pueden hacer los ensayos de validación de productos y son aprobados bajo la norma ASTM.

2.4.2 Densidad ósea espuma Rígida de poliuretano ASTM 1839

El material usado como sustituto de hueso en la validación de pruebas mecánicas hechas con implantes para uso ortopédico, debe ofrecer propiedades físicas uniformes y coherentes para su uso como material estándar en ensayos para evaluar dispositivos e instrumentos ortopédicos según la norma ASTM F1839-08 [45]. Esta norma hace referencia a un polímero termoestable conocido como espuma de poliuretano rígida, este material simula la porosidad del hueso en función del valor de la densidad y sus respectivas propiedades mecánicas, con la diferencia que su densidad homogénea reducen la variabilidad en el comportamiento mecánico [29].

En la Tabla 5, se presentan los datos suministrados por una empresa fabricante de este tipo de material. En dicha tabla, se mencionan las propiedades promedio de la espuma de poliuretano rígida, de acuerdo a la densidad, clasificada en grados Pcf, de los cuales 5pcf hasta 20 Pcf corresponden a las densidades de hueso trabecular, y 30 Pcf hasta 50 Pcf para hueso cortical [45].

Los valores correspondientes a las propiedades mecánicas, como resistencia y modulo por compresión, resistencia y modulo por tensión y por cortante, también están incluidos en la tabla 5. Los datos son equivalentes a los que se presentan en la norma [46]

Tabla 5. Propiedades promedio del material SAWBONE [46]

		COMPRESSIVE		TENSILE		SHEAR	
DENSITY		Strength	Modulus	Strength	Modulus	Strength	Modulus
Pcf	g/cc	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
5*	0.08	0.60	16	1.0	32	0.59	7.1
10*	0.16	2.2	58	2.1	86	1.6	19
15*	0.24	4.9	123	3.7	173	2.8	33
20*	0.32	8.4	210	5.6	284	4.3	49
30*	0.48	18	445	12	592	7.6	87
40*	0.64	31	759	19	1000	11	130

A continuación en la tabla 6, se muestran los rangos de valores máximos y mínimos de fuerza (N) equivalente para los valores de fuerza que deben ser obtenidos en los ensayos de Pull Out según el grado de densidad de la espuma rígida de poliuretano, establecidos para ensayos realizados con implante tipo HB 6,5, es decir tipo de rosca esponjosa y diámetro de núcleo de 6,5mm, insertado en diferentes grados de densidad de espuma rígida de poliuretano [45].

Tabla 6. Valores de Fuerza para el ensayo Pull Out sobre implante tipo HB 6,5[26]

Pcf Sawbone®	Mínimo Pull Out N	Máximo Pull Out N
5	56	176
10	220	453
12	309,5	592,5
15	464,5	831
20	770	1310
25	1125	1890
30	1520	2570
35	1950	3355
40	2400	4245
50	3380	6350

2.4.3 Medición de la Densidad a Partir de Técnica imagenológica

Según Gómez existe una forma de cuantificar el valor de la densidad de los tejidos en la arcada bucal, a través de imágenes tomográficas. La densidad de cada voxel o unidades elementales de volumen representa la cantidad de rayos X absorbidos por el pequeño volumen de tejido. Esta absorción es calculada y media en unidades de densidad, conocidas como unidades Hounsfield (UH). [47] los valores HU son asociados a la atenuación lineal de los rayos X, asignados a cada pixel por el algoritmo de reconstrucción y sus variaciones de acuerdo con la densidad del tejido que atraviesa [48]. La intensidad de gris es reflejada en la imagen pixel por pixel o HU o Numero CT. Cuanto más denso sea el tejido más alto será el valor de TC. [49] cada pixel multiplicado por el espesor del corte se conoce como voxel.

Las unidades Hounsfield fueron correlacionadas con la densidad mineral del tejido óseo, esto fue posible porque la mayor parte de la distribución de los valores UH se debe a la diferente concentración de sales minerales del hueso, así como otros componentes como tejido conectivo y grasa [4]. Las unidades de Hounsfield tienen como límites los valores numéricos 3000 y -1000. El valor de HU más alto se ha otorgado a la densidad del esmalte dental [43], los valores HU van disminuyendo hasta pasar del estado sólido al estado líquido; el valor de HU para el agua es igual a cero. Finalmente el mínimo valor HU asignado para la densidad del aire [50]. El barrido de la imagen puede reconocer hasta 4000 tonos de gris desde negro hasta el blanco [48]

Mish presenta en su libro implantología contemporánea [17], la relación de la densidad con valores absolutos y cuantitativos de las estructuras óseas obtenidas por tomografía, con lo cual la imagen diagnóstica puede ser relacionada con la escala de grises o la escala Hounsfield. De este modo la relación establecida es útil para diferenciar y caracterizar la calidad ósea. En la Tabla 7 se puede ver la clasificación de densidad ósea definida por Mish, asociada con la escala Hounsfield [17].

Tabla 7. Relación de la densidad ósea con la escala Hounsfield HU [17] [43]

Clasificación de la densidad ósea	Escala Hounsfield (HU)
Hueso Tipo D1	> 1250
Hueso Tipo D2	850-1250
Hueso Tipo D3	350-850
Hueso Tipo D4	150-350
Hueso Tipo D5	<150

La escala HU permite cuantificar la densidad, así como relacionar los valores HU para calcular la densidad aparente o densidad mineral ósea DMO o BMD (Bone Mineral Density) en gr/cm^3 . Esto es posible realizarse por medio del método de

Taylor quien tomo la ecuación de Rho, y la ajusto por medio de una ecuación lineal para calcular los valores de densidad aparente [20].

Investigadores como D'amico, Buroni, Gomez, entre otros [51][52][53][54] basados en el método propuesto por Taylor desarrollaron modelos computacionales evaluados por elementos finitos usando la ecuación de calibración de tomografía para obtener la densidad mineral ósea y las constantes elásticas o propiedades mecánicas del modelo óseo de las muestras.

La curva de calibración requiere establecer los valores máximos y mínimos en HU, para lo cual en el trabajo presentado por Gómez se relacionó el valor mínimo en HU con la densidad del aire. El tomógrafo fue calibrado utilizando la densidad del aire de $1,085 \cdot 10^{-3} \text{g/cm}^3$ con valor de -1000 HU por ser valor fijo en la escala de Hounsfield [53]. El valor máximo en escala HU leído en la tomografía correspondió al tejido cortical óseo, el cual fue asociado con una densidad de 2g/cm^3 [51],[52] bajo este método se relacionó las HU y la densidad aparente del hueso o densidad mineral ósea en cada píxel por medio de la ecuación 1 expresada como:

$$BMD: A * [HU] + B \quad (1)$$

Donde A y B son las constantes de calibración obtenidas y calculadas desde los valores máximos y mínimos de HU y la máxima densidad asumida 2g/cm^3 [51] [52].

2.5 RECONSTRUCCIÓN 3D POR TÉCNICA IMAGENOLÓGICA

Otra ventaja del uso de las imágenes tomográficas en investigación, consiste en que estas imágenes pueden ser convertidas virtualmente a un modelo tridimensional, por medio de herramientas software especializado [50].

En la Figura 9 se muestra una mandíbula reconstruida en 3D por el software Nobel Guide® de Nobel biocare™ [27], realizado a partir de imágenes

tomográficas; la siguiente imagen muestra un corte en la región posterior donde las zonas de mayor densidad en color blanco hasta las zonas menos densas o vacías en color negro. La densidad es valorada por escala en Unidades Hounsfield como se puede ver en la tercera imagen. Las regiones menos densas del hueso maxilar son de color violeta y las de mayor densidad en color amarillo.

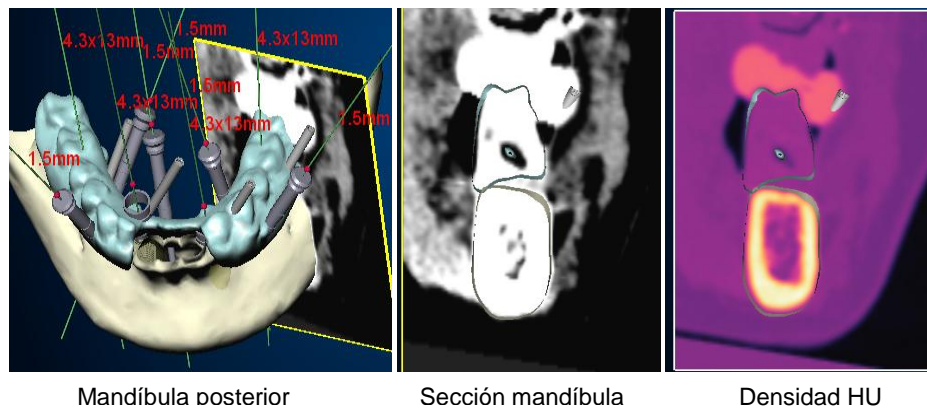


Figura 9. Imágenes del Nobel guide® de Nobel biocare™. Muestra de la densidad ósea en una sección de mandíbula posterior. consultorio Carlos Galeano.

Corbo describe en su artículo “tomografía axial computada”, los conceptos y función de esta técnica. Explica que la tomografía axial helicoidal es un método imagenológico, el cual permite observar el interior de un órgano o tejido a través de cortes milimétricos transversales mediante la utilización de rayos X. la técnica se basa en un haz dirigido a una escala de 0,5 mm a 20 mm a mayor resolución que el método convencional de rayos X. la imágenes tomográficas permiten diferenciar la densidad de la estructura estudiada permitiendo observar un tejido hasta una resolución de un 1mm [47] [53].

En un estudio realizado por zapata en el año 2002, sobre modelación de estructuras óseas, analizado por medio de elementos finitos para evaluar acciones odontológicas, se modeló una mandíbula a partir de la toma de imágenes tomográficas obtenidas de un tomógrafo axial computarizado helicoidal. En el trabajo de Zapata se desarrolló un modelo tridimensional de elementos finitos, a

partir de una mandíbula humana de un paciente vivo, incluyendo la articulación temporomandibular (A.T.M.); con el fin de investigar la distribución de esfuerzos debida a un sistema correctivo de tracción occipital. El modelo incluyó las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical [23].

La toma de imágenes tomográficas fue realizada por una serie de cortes paralelos y horizontales uniformemente separados, los cuales fueron distribuidos para obtener toda la información correspondiente a la anatomía de la mandíbula, de las A.T.M's, Los cortes tomográficos se hicieron de 1 mm de grosor cada 3 mm en el cuerpo y rama mandibular.

Chateau realizó la reconstrucción de probetas porosas de hueso a partir de imágenes tomográficas, cuyos resultados fueron publicados en su tesis “Análisis por elementos finitos de andamios para la ingeniería de tejidos” [24]

A partir de las imágenes obtenidas por radiografía TAC, se reconstruyeron las muestras con el objetivo de reproducir las tomografías en andamios en 3D. El software MIMIC'S, interfase para dicha reconstrucción partir de imágenes TAC superponiendo las imágenes distribuidos en forma consecutiva y seriada. En la figura 10 se aprecia la imagen tomográfica antes y después del tratamiento de la imagen para dar inicio a la reconstrucción 3D [24]

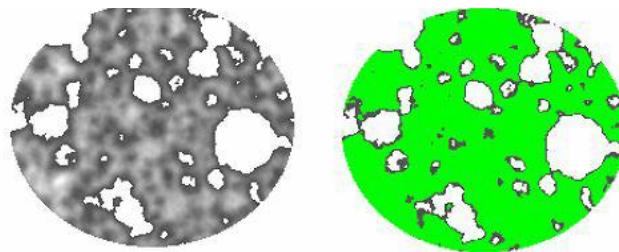


Figura 10. Imagen tomográfica obtenida por un corte transversal de las probetas de hueso poroso. [24]

Posteriormente Chateau, exportó la superficie mallada de un objeto en formato .stl hacia un programa de elementos finitos, en el cual se desarrolló el análisis de esfuerzos y deformaciones.

2.6 COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL HUESO

Las cargas a las que es sometido un hueso son de tipo compresivas, como de tracción o cortantes. Se ha demostrado que el hueso tiene mayor resistencia a la compresión, seguido de resistencia a la tracción y finalmente presenta una pobre resistencia por cortante [17].

Asimismo, un estudio hecho por Yokojama, muestra que la resistencia mecánica cambia de acuerdo a la región en donde es localizado el implante, existiendo mayores niveles de deformación ósea en las regiones del primer y segundo molar. [56]. Es decir en el hueso de baja densidad, las tasas de supervivencia de los implantes son muy variables y menores (50%-94%) con respecto a los implantes insertados en huesos de mayor densidad. [57]

2.6.1 Comportamiento Biomecánico del Hueso Cortical

La rigidez de este tipo de tejido hace que sea más duro, frágil y poco deformable con respecto al tejido óseo trabecular. Sin embargo, se conoce que su rigidez puede ser hasta 20 veces superior al hueso trabecular debido a su fase mineral lo que confiere resistencia a las fuerzas de flexión, torsión y cortantes [17].

2.6.2 Comportamiento Biomecánico del Hueso Trabecular

El hueso trabecular, tiene la capacidad de resistir fuerzas de compresión y tensión, así como de absorber los efectos de cargas repetitivas. Las propiedades mecánicas dependen de la calidad del tejido. La disminución de la calidad del hueso afecta directamente las propiedades mecánicas del mismo [16].

Cuando el hueso trabecular es sometido a una carga, el material se deforma presentando inicialmente un comportamiento elástico, pero la permanencia de la carga, conduce al inicio de microfracturas. En cambio los tejidos que pueden resistir la presencia de las fuerzas deformantes, aumenta su resistencia previo a la fractura [16].

2.6.3 Comportamiento Biomecánico en la Interfase Hueso-Implante

El primer esfuerzo al que es sometido el hueso, se da cuando se inserta un implante, este es producido por el torque de inserción. Conocido también como el torque de apriete; se establece normalmente como la precarga que se debe aplicar al asegurar un tornillo mediante un torcómetro. [58] Para cualquier área de trabajo en la que se requiera insertar o fijar un tornillo, el ejercicio de girar el torcómetro, equivale convertir el par de apriete en una fuerza axial para obtener una deformación, principalmente en el tornillo, el cual funciona como un acumulador de energía o "precarga" [59].

Según Bickord, el comportamiento mecánico se manifiesta con la transmisión de cargas compresivas en la cabeza del implante. El cuerpo roscado trabaja a tensión, mientras que el hueso trabaja a compresión. También se producen fuerzas de corte los cuales tienden al deslizamiento de los planos paralelos del implante y hueso.

La mayor parte del implante responde elásticamente a las cargas durante el apriete. La deformación elástica es debida al módulo de Young o módulo de rigidez del material y a la magnitud de las cargas de tensión, compresión y cortante, en el cuerpo del implante definida mediante la ley de Hooke [17], Sin embargo, en la práctica, puede suceder que la deformación no es completamente elástica debido a zonas de mayor concentración de esfuerzos o discontinuidades entre las superficies de contacto.

Un estudio analizado por Turanza Yuri evaluó 930 implantes de longitudes ≤ 8 mm. El valor del torque de inserción fue relacionado con la el tipo de densidad ósea, de manera que el mayor valor de torque fue de 0,35 N-m, con predominio para hueso compacto Tipo I y II. Un toque entre 0,2 y 0,35 N-m fue aplicado para hueso intermedio Tipo III; finalmente un torque de 0,2 N-m fue usado para hueso Tipo IV.

La mayor tasa de fracasos antes de la carga se presentó en los implantes cortos con respecto a los más largos $P < 0,05$. Los resultados relacionaron la cantidad, calidad ósea y anclaje deficiente. Se encontró que el hueso compacto ofreció una alta resistencia al fresado provocando sobrecalentamiento en un hueso poco irrigado. Se presentó baja incidencia de fracasos para los implantes insertados en hueso tipo III, en los cuales el hueso no es tan compacto como en el grupo I y ofrece un mejor anclaje primario que el Grupo III. [60]

2.7 MICRODEFORMACIÓN ÓSEA

En 1987 HM Frost, relacionó los distintos aspectos de la histodinamia y comportamiento de los tejidos óseos en condiciones normales de masticación. En su estudio afirma que “las distintas presiones ejercidas sobre el tejido óseo provocarían una deformación elástica del mismo, transmitiéndolo a la serie osteocítica” es así como la tasa de remodelación del hueso nuevo se adapta a las necesidades funcionales.

Para cuantificar su teoría, se introdujo una variable física denominada microdeformabilidad ósea ($\mu\epsilon$), producto de las cargas que recibe el tejido óseo, como una relación de cambio entre el volumen óseo inicial y final [6]. Una microdeformación es directamente proporcional a la deformación unitaria, un $\mu\epsilon$ equivale a 10^6 m/m. Frost, Estableció un valor de referencia de deformabilidad estándar deformación unitaria del 0,2% (0,002 m/m). Con valores superiores a ésta se produce deformación plástica, dando paso a microfracturas y la posterior desadaptación del implante [16].

De igual forma, Frost, sistematizó los niveles de Microdeformación ($\mu\epsilon$), tal y como se puede ver en la Tabla 8. El primer nivel parte de una zona de inactividad ósea (0 - 50 $\mu\epsilon$), seguido de una zona de adaptación, propicia para la regeneración tisular con deformaciones que van desde 50 hasta 150 $\mu\epsilon$. Continúa la zona de sobrecarga ligera (150 - 3000 $\mu\epsilon$); ésta se presenta debido a las fracturas por fatiga, el tejido inicia una reparación tisular, aumentando el volumen óseo para reducir tensiones. En esta zona se encuentra el valor de referencia de deformabilidad unitaria 0,002 equivalentes a 2000 $\mu\epsilon$. En la cuarta zona hay sobrecarga patológica, generando fracturas por fatiga y reabsorción (3000 - 10000 $\mu\epsilon$). Finalmente se presenta una zona de fractura espontánea con deformaciones entre el 1% y 2% equivalentes a 10.000 y 20.000 $\mu\epsilon$ [16] [31].

Tabla 8. Niveles de Microdeformación ($\mu\epsilon$) de Frost [31]

<i>Inactividad ósea</i>	<i>Zona de adaptación</i>	<i>Sobrecarga ligera</i>	<i>Sobrecarga patológica</i>	<i>Fractura espontánea</i>
0 – 50	50 – 150	150 - 3000	3000 - 10000	10000 – 20000

En la figura 11 se muestra gráficamente la clasificación de cinco zonas que están relacionadas con la respuesta del tejido celular, de acuerdo a los niveles de microdeformación ósea.

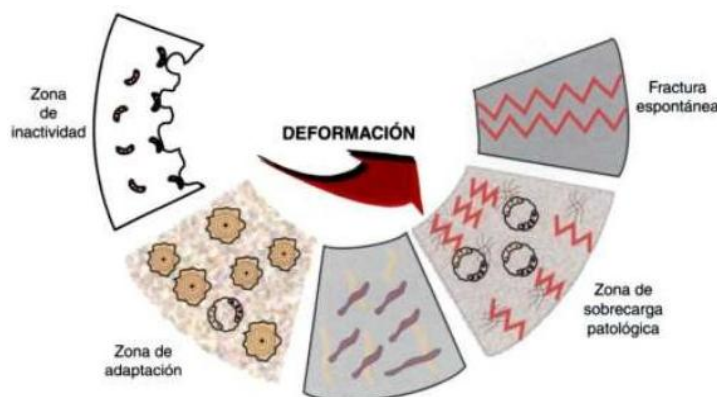


Figura 11. Zonas de Microdeformación ósea, cerca de la interfase del implante [17]

Con base en los criterios establecidos por Frost, se pueden analizar las deformaciones generadas en el hueso, debidas a la carga aplicada, para identificar el nivel de microdeformación. De este modo los huesos trabajarían dentro de un margen de seguridad, de 50 a 2.000 microstrains. [17]

Por otra parte Cano Sanchez en el 2003 nombra en su estudio al investigador Wiskott quien también realizó una clasificación de microdeformaciones similar, basado en la teoría del mecanostato, postulada por Frost. Wiskott determinó 5 categorías de microdeformación. [25] Estos rangos se establecieron mediante estimaciones teóricas sobre influencia de las cargas biomecánicas. Los niveles establecidos fueron:

-Desuso (mayor reabsorción ósea): Se produce con unas cargas menores a 100 $\mu\epsilon$. En el tejido óseo existirá entonces mayor fase de reabsorción en los ciclos de remodelado.

-Carga fisiológica normal (homeostasis ósea): En el rango 100-1500 $\mu\epsilon$. Las cargas biomecánicas estimulan la regeneración ósea.

-Sobrecarga media (mayor aposición ósea): En el rango 1500-4000 $\mu\epsilon$. a 2000 $\mu\epsilon$ se en cuenta el límite proporcional de deformación elástica con 0,2%; existen microfracturas leves las cuales son reparadas por el tejido óseo.

-Sobrecarga patológica (Daño óseo irreversible): Por encima de 4000 $\mu\epsilon$ (0,4% deformación). Aparecen fenómenos de movilidad y grietas por fatiga.

Aunque no está del todo aclarado, se ha establecido en estudios de elementos finitos, que se produce un aumento de la remodelación. En el hueso se traduciría en una zona con movilidad del implante, que previamente estaba osteointegrado.

-Fractura: La resistencia a la flexión del hueso es aproximadamente de 120 Mpa, lo que se corresponde a una deformación de 20.000 $\mu\epsilon$. No obstante Frost, observó que el hueso se fractura entre 10000 y 20000 unidades de

microdeformación es decir del 1% al 2% de su deformación unitaria. En el caso con niveles de microdeformación del 20% al 40 % está relacionado con la reabsorción ósea. Con ello, Frost expuso que una microdeformación que supere la resistencia del hueso puede no solo terminar en fractura si no que adicionalmente el nivel de fractura en % o microdeformación puede propiciar la reabsorción del tejido óseo. [17]

2.8 FACTORES DE FUERZA

A continuación se describen las expresiones matemáticas que contribuirán a la obtención de los datos usados en el estudio CAE.

2.8.1 Torque de inserción

El torque de inserción es una fuerza aplicada en el extremo de un brazo del Torcómetro que gira (N*m) produciendo una rotación o momento torsor sobre el implante. La precarga es función del par de apriete aplicado. La precarga es la fuerza (N) que presiona a las piezas durante el apriete del tornillo.

Durante el apriete de una sujeción roscada solamente de un 10% a 15% del torque aplicado es convertido en precarga efectiva. Normalmente para fines prácticos se utiliza una ecuación "reducida" que permite determinar fácilmente una relación aproximada entre el torque y la precarga según la siguiente ecuación:

$$T = K * d * F \quad (2)$$

T=Torque en N-m

K=Factor del sujetador roscado

d=diámetro nominal del tornillo

F=Precarga N

En la ecuación (2), K es una constante determinada experimentalmente basándose en estudios de torque precarga y representa factores como fricción,

torsión, deformación plástica de las roscas y flexión de los componentes del ensamble principalmente. Los valores típicos de K varían entre 0.10 y 0.30.

La compañía Nobel biocare® productora y comercializadora de implantes dentales, realizó ensayos mecánicos para determinar la resistencia al torque del implante dental nobel Active™, para determinar la tolerancia del implante al ser insertado. El torque máximo medido osciló entre 2,82 y 4,52 N-m [12]. La Figura 12 muestra el montaje realizado para el ensayo mecánico de torsión.



Figura 12. Imagen sobre el ensayo de torsión en el implante Nobel perfect™.

Posteriormente el torque de inserción fue calculado experimentalmente, proporcionaron a los implantólogos, llaves de torque especiales de 150 N-m para medir el torque real, cada vez que insertaban implantes a sus pacientes. Los valores de torque de inserción registrados llegaron a los 1 N-m y más del 20% de los implantes fueron fijados con un torque de inserción de 0,6N-m. El torque de inserción medio fue de 0,51 N-m. Sin embargo para dar un margen de seguridad en la inserción del implante determinaron el valor 0,7 N-m para la inserción del implante. [12]

A continuación se describe la norma usada para obtener por medio de un ensayo mecánico el torque de inserción de un implante.

2.8.2 Módulo Cortante en la Interfase

Berzins y colaboradores [61] implementaron una metodología para obtener el modulo cortante en la interfase hueso implante, basado en la medición de la deformación cortante en la interfase, la cual fue obtenida a través un ensayo destructivo Pull Out [26] [29].

El ensayo permitió la construcción de una gráfica de esfuerzo deformación por cortante, la porción inicial linear de la curva fue usada para calcular el modulo cortante de la interfase. La medida del desplazamiento d fue expresada como la ecuación (3):

$$d = \int_{R_1}^{R_2} \gamma dr \quad (1)$$

Donde γ es la deformación por cortante, R_1 es el radio del implante y R_2 es el radio en la interfase. Teniendo una fuerza F y una longitud del implante L , en el caso en el que el esfuerzo cortante es expresado como una fuerza axial sobre la interfase el Módulo cortante de la interfase es expresado en la ecuación (4) como:

$$G_{if} = F \frac{\ln R_2 - \ln R_1}{2\pi L d} \quad (2)$$

Posteriormente Berzins determinó el módulo cortante del hueso a partir de datos conocidos como el módulo de elasticidad del hueso E y el coeficiente de Poisson, llevando los datos a la ecuación (5):

$$G_{bone} = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3)$$

De este modo Berzins muestra la forma como el módulo cortante en la interfaz puede ser estimado por métodos no destructivos desde un ensayo destructivo de Pull Out establecido por norma ASTM F543 [26].

2.8.3 Norma para Obtener los Valores de Fuerza Experimentalmente

El mecanismo para obtener datos experimentalmente se basa en la realización de los ensayos mecánicos, en acorde con la norma [26]. La realización de los ensayos mecánicos, permite obtener datos como el torque de inserción y el módulo de rigidez de la interfase hueso-implante.

La ejecución de las pruebas mecánicas del ensayo de torque de inserción y Pull Out [26], a diferencia de ensayos de caracterización mecánica de materiales, requiere, el modelo físico del implante, fabricado con la aleación de Ti6Al4V. También se requiere un material sustituto al hueso de la mandíbula, una probeta en espuma rígida de poliuretano normalizada y caracterizada bajo la norma [46]. De igual forma, la adecuación de los especímenes exige construir los dispositivos para realizar el montaje de las pruebas como puntera para sujetar la cabeza del implante y el dispositivo para fijar en las mordazas. A continuación se describe la norma usada para la realización de los ensayos.

2.8.3.1 ASTM F543 A2

La norma es usada para medir el torque requerido para conducir o insertar un implante dentro de un material estándar. Este ensayo es usado con el propósito de establecer uniformidad en los resultados de acuerdo al tipo de producto usado.

Este ensayo fue realizado por medio de un Torcómetro digital. El valor del torque de inserción debe estar calibrado en las unidades de medida N-m. El torque de inserción medido debe ser el máximo valor registrado en las cuatro revoluciones iniciales del tornillo. En la figura 13, se aprecia el montaje realizado con el Torcómetro digital, Modelo DSW-20 con copa 3/8", cap. 0.3-20 N-m., para medir torque y el ángulo de torsión.



Figura 13. Ensayo de torsión realizado a probetas de aleación Tiadyne™ [7]

2.8.3.2 ASTM F543 A3

El ensayo de Pull Out, es un ensayo destructivo usado para medir la fuerza axial requerida para la remoción o falla del hueso por cortante [61] en la interfaz con un implante insertado [26]. Por medio de este ensayo aplica la fuerza necesaria para retirar el implante del hueso, La resistencia a la extracción se considera proporcional a la superficie de contacto en la interfaz hueso implante [29]. La norma no establece este método de ensayo como un método de predicción para conocer la fuerza requerida para remover el tornillo de un hueso humano o animal si no como un mecanismo para medir y comparar la resistencia de diferentes productos para uso ortopédico [26].

El ensayo de Pull Out, tiene su desarrollo bajo una carga axial de forma similar a un ensayo de tensión, por lo cual se debe adaptar los especímenes para realizar la prueba en una máquina universal de ensayos. Para la medir la fuerza de sujeción del implante al hueso, se debe usar una probeta que simula al tejido óseo de tal forma que el implante debe estar insertado en la probeta. la profundidad de inserción del tornillo en la probeta debe ser de 20 mm . para implantes roscados con una longitud roscada inferior, se debe dar una profundidad de inserción mínima del 60% de la longitud roscada [26].

Según Decoster, quien puso a prueba un diseño de rosca del tornillo de hueso con material óseo sintético, diseñó este tornillo para aumentar la magnitud de la fuerza de retirada del tornillo del hueso. El modelo sintético que reemplazó al hueso real, fue usado porque elimina la variabilidad de la muestra en la pieza que había sido la causa de la amplia gama de resultados obtenidos en los otros estudios [62].

La desviación estándar de los valores medios en el ensayo fue menor al 10%. Gracias a la homogeneidad de los datos se indica que el tipo de la rosca es de mayor importancia clínica que un mayor diámetro. Ellos demostraron que la variación en el tipo de la rosca para el mismo diámetro externo, tiene un efecto significativo sobre la resistencia a la extracción [29].

Berzins utilizó esta norma para realizar el ensayo y a partir de los resultados realizó una correlación matemática para obtener el módulo de rigidez en la interfase hueso implante. El montaje realizado para las pruebas se muestra en la figura 14, se puede ver cada una de las partes que fueron requeridas para su montaje. Molde de aluminio, 2 implante, 3 tejido óseo o simulado. 4 celda de carga, 5 deslizador con resortes, 6. extensómetro, 7 interfase hueso implante. [61]

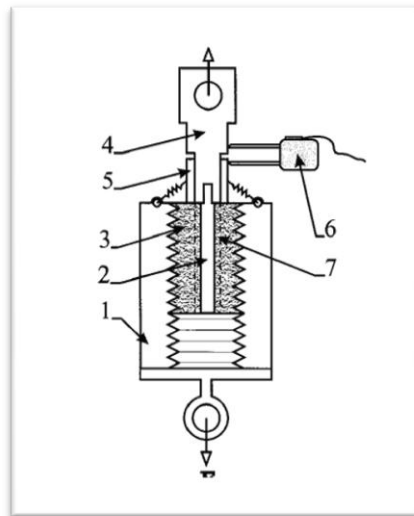


Figura 14. Imagen sobre el montaje realizado para el ensayo PULL OUT [61]

2.9 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS MEF

El MEF es un método numérico que permite encontrar soluciones aproximadas a problemas físicos o estructurales, gobernados por ecuaciones diferenciales en derivadas parciales. El método está basado en la aplicación del método de Rayleigh-Ritz, se refiere a que no analiza al dominio completo del problema, sino que lleva el modelo a subdominios llamados elementos [20].

El modelo de FEM requiere que la información sobre la geometría del problema le sea proporcionada a través de la posición de los nodos (matriz de coordenadas) y cómo estos se encuentran conectados para definir los elementos (matriz de conectividad). Luego se deben especificar para cada elemento las constantes elásticas [51] [52].

Los elementos son formas geométricas como puntos y líneas usados para problemas unidimensionales; triángulos y cuadriláteros para problemas bidimensionales; y tetraedros y hexaedros usados para resolver problemas tridimensionales. Así el dominio completo es representado por un número finito de elementos que forman la malla. Los elementos se encuentran definidos por la matriz de conectividad. Así mismo los elementos se encuentran conectados y parametrizados en función de las coordenadas de los vértices o nodos posicionados por matrices de coordenadas. [52]

Es así como las funciones discretizan un medio continuo por medio de los elementos y nodos a través de las cuales se comprueban las condiciones de contorno, de manera que es posible llegar a una solución aproximada del equilibrio mecánico de un objeto [24]

Generalmente un modelo analizado por elementos finitos es modelado en un programa CAD y luego es exportado a un software CAE para realizar la simulación. Sin embargo las formas biológicas son muy complejas para ser

modeladas con precisión desde una herramienta CAD. Es por ello que se ha recurrido a técnicas basadas en imagenología que permite capturar las imágenes en un software para reconstrucción de imágenes tomográficas y convertir la secuencia de imágenes en formato Dicom en un modelo tridimensional el cual es posteriormente exportado al software CAE.

Kupczik en su artículo *Virtual biomechanics: basic concepts and technical aspects of Finite Element Analysis in vertebrate morphology*, describe y establece las recomendaciones para el desarrollo de un estudio biomecánico basado en la reconstrucción de imágenes tomográficas, evaluado por el método de elementos finitos [63].

Según Kupczik, luego de definirse la malla, se deben aportar datos y establecer las condiciones de carga para realizar la simulación. Los datos requeridos para delimitar el modelo mallado, obedecen a los requerimientos establecidos para definir las propiedades mecánicas de los materiales, los cuales corresponden al módulo de Young, Poisson y módulo por cortante [63].

Investigadores como Rice evaluaron por el método de elementos finitos la resistencia del hueso trabecular. Se calcularon los módulos de elasticidad y la resistencia final a la compresión para cuatro densidades de hueso trabecular. La carga aplicada fue de 450 N. En la tabla 9 se muestra la variación de las propiedades mecánicas del tejido óseo en función de la densidad del mismo. Las densidades se valoraron porcentualmente desde el 100% para el hueso de mayor densidad hasta 25% para el hueso de menor densidad.

Con los resultados obtenidos se puede afirmar, que a medida que la densidad ósea en un hueso trabecular es mayor, las trabéculas presentes son de menor tamaño, de acuerdo con estos datos el módulo de elasticidad y la resistencia a la compresión son directamente proporcionales a la densidad ósea. [17].

Tabla 9. Propiedades de los materiales utilizados en modelos de FEA [17].

Clasificación densidad según mish	Densidad (g/mm ³) P	Módulo de elasticidad E (GPa)	Resistencia a la compresión S (MPa)
D1	$\rho_{100\%}$ 1,00	0,96	22,57
D2	$\rho_{75\%}$ 0,75	0,57	13,76
D3	$\rho_{50\%}$ 0,50	0,29	7,48
D4	$\rho_{25\%}$ 0,25	0,12	3,71

En un estudio hecho por Simkes, el comportamiento mecánico del hueso bajo cargas fue simulado, se modeló mandíbula humana con un implante insertado. Fue evaluada la distribución de esfuerzos en el implante y deformaciones en el hueso, por efecto de dichas cargas. Se utilizó el criterio de falla de esfuerzos de Von Mises, el cual es aplicado en medios continuos. Los esfuerzos son mayores en la región cortical, así como en los primeros hilos de rosca del implante en la región cortical [21].

2.9.1 Propiedades Mecánicas del hueso Mandibular Usadas en MEF

Diferentes autores como Pérez del palomar a partir de su revisión bibliográfica, obtuvo los valores, correspondientes al módulo de elasticidad isotrópico y el coeficiente de Poisson para el tejido cortical del tejido esponjoso o trabecular. En la tabla 10 se muestra los valores referenciados por diferentes autores en sus estudios relacionados con mecánica computacional usados en su análisis de elementos finitos [64].

Tabla 10. Propiedades mecánicas para hueso cortical y trabecular de la mandíbula

propiedades hueso	E Gpa	poisson	referencia
cortical bone	15	0,3	C.-L. Lin et al. 2006 [65]
cancellous bone	1,5	0,3	
cancellous bone D1	9,5	0,3	
cancellous bone D2	5,5	0,3	C.-L. Lin et al.2005 [66]
cancellous bone D3	1,6	0,3	
cancellous bone D4	0,69	0,3	
cortical bone	14,8	0,3	
cancellous bone	1,85	0,3	B. Simkes et al (2006) [21]
cortical bone	13,7	0,3	Bozkaya, 2004 [67]
cancellous bone D2	1	0,3	
trabecular bone	0,1	0,32	
cortical bone	15	0,31	Pérez del palomar 2003 [64]
trabecular bone	0,456	0,21	

Sin embargo, de acuerdo a las afirmaciones hechas por Yokojama sobre la variación de la resistencia del tejido óseo de según la región ósea en la arcada bucal, se puede afirmar que en consecuencia sus propiedades mecánicas, también cambian [56].

Esta información pudo ser obtenida a través de un estudio hecho por Zapata sobre la modelación de estructuras óseas por medio de elementos finitos para evaluar acciones odontológicas. Por literatura fue posible obtener los datos relacionados con las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular según la región de la arcada ósea mandibular.

La tabla 11 se muestra las Propiedades mecánicas de los materiales de la arcada bucal, por ejemplo, la región del 1, 2 y 3 molar del hueso cortical entre otros. Para cada sección: X se asume en la dirección longitudinal de la mandíbula, Y se asume perpendicular al eje longitudinal y tangente a la sección transversal del hueso, Z se asume perpendicular al plano XY. [23]

Tabla 11. Propiedades mecánicas para hueso ortotrópico [23]

MATERIAL	MODULO DE ELASTICIDAD (E) [GPa]			RELACION DE POISSON μ			MODULO DE RIGIDEZ (G) [GPa]		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
HUESO CORTICAL⁹									
-Región sinfisaria	22,9	14,2	10,5	0,19	0,31	0,29	6,0	3,7	4,8
-Región canina y premolar	25,5	14,5	10,2	0,15	0,30	0,25	6,2	3,4	5,0
-Región de 1ro 2do y 3er molar	19,6	13,8	10,6	0,38	0,23	0,47	6,2	4,1	5,4
-Rama	17,0	6,9	8,2	0,31	0,33	0,31	4,6	2,9	2,8
HUESO ESPONJOSO¹⁵									
-Región sinfisial	0,96	0,39	0,32	0,30	0,30	0,30	0,17	0,13	0,09
-Región canina y premolar	0,96	0,39	0,32	0,30	0,30	0,30	0,17	0,13	0,09
-Región de 1ro 2do y 3er molar	0,96	0,39	0,32	0,30	0,30	0,30	0,17	0,13	0,09
-Rama	0,96	0,39	0,32	0,30	0,30	0,30	0,17	0,13	0,09

Murat Cerheli, en el 2006, modeló en 3D de un implante oseointegrado en una probeta cilíndrica configurada con las propiedades del tejido óseo. En su estudio, simulación numérica in vivo de falla torsional intraósea de un implante oral, determino la resistencia por cortante de cargas torsionales intraóseas de un implante oseointegrado usando elementos finitos, en el análisis de esfuerzos se implementó la teoría de falla por cortante [68].

3 MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente trabajo de investigación en su desarrollo requirió una parte experimental sustentada a partir de ensayos mecánicos, una segunda parte basada en herramientas software enfocadas en reconstrucción 3D y modelado CAD, para la construcción de los modelos de prueba virtuales y su posterior análisis CAE. En la figura 15 se muestra el esquema seguido para el desarrollo experimental.

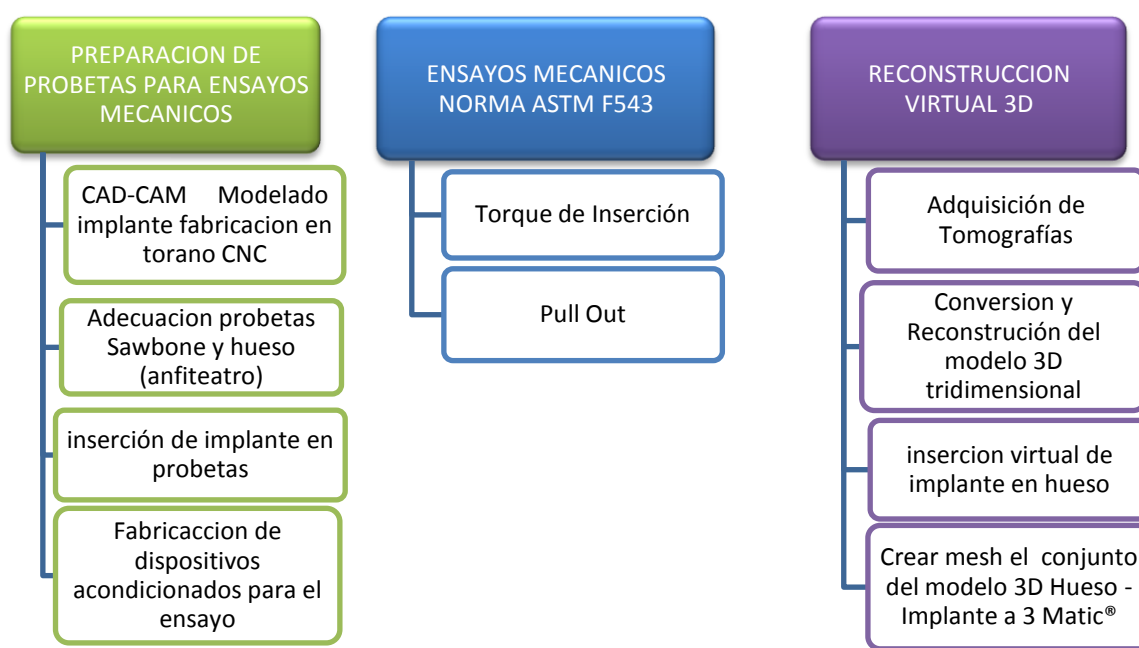


Figura 15. Esquema sobre método seguido para el desarrollo experimental.

3.1 MODELADO DEL IMPLANTE DENTAL

En el Software Solid Works, se modeló un implante corto de 12 mm de longitud, con un cabeza de 4 mm de diámetro. Se realizó la diferenciación morfológica del implante con base en la información analizada en el estado del arte [27]. El diseño del implante está justificado de la siguiente forma, como se muestra en la figura 16

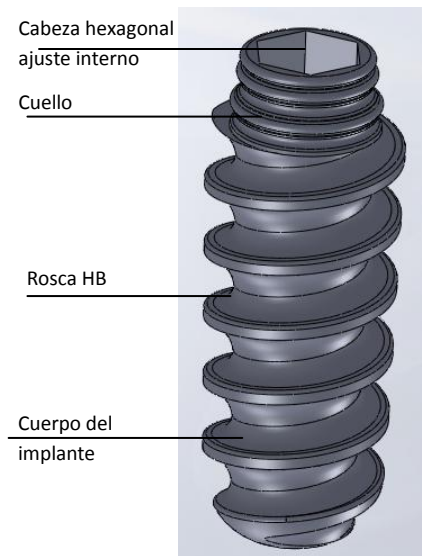


Figura 16. Geometría del implante dental modelado

La cabeza del implante, visto en la figura 16 consiste en una cabeza plana de sección circular, presenta un hexágono interno para el ajuste del abutment. El cuello del implante fue modelado con una conicidad de 3° . En la superficie del cuello se distribuyeron cuatro ranuras de sección redonda para aumentar el área de contacto con el tejido óseo cortical, mejorar la retención mecánica y reducir los esfuerzos cortantes en la interfaz [17]

El cuerpo del implante, por su parte es un cuerpo roscado. El hilo de rosca fue modelado con un paso de 1,75 mm. El perfil del diente seleccionado se basó en el tipo de rosca normalizado tipo HB diseñado para hueso esponjoso o trabecular el cual tiene mayor altura en el perfil del diente comparado con el tipo de rosca cortical, lo que permite aumentar el área de contacto con la región porosa del hueso[26]. En la figura 17 se muestra la geometría del perfil del diente escogido para el implante dental.

El tipo de rosca HB fue escogido en acorde con los estudios de Mazzoca, dado que en sus estudios se señala la importancia en la selección del diseño de la rosca con perfil redondeado para reducir concentradores de esfuerzos [69].

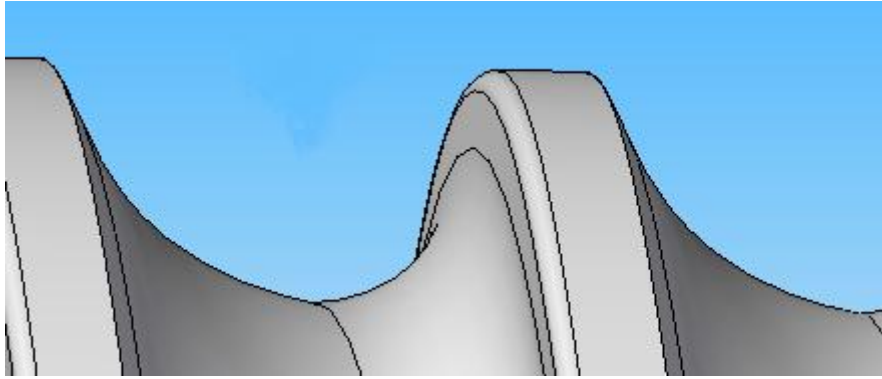


Figura 17. Perfil esquemático de diente basado en la rosca HB para hueso esponjoso.

3.1.1 Fabricación del implante

Una vez definido el modelo del implante dental, se procedió a la fabricación del prototipo del implante; el maquinado esta pieza de ingeniería fue realizado en un torno industrial CNC de siete ejes START SR-20R. Visto en la figura 18.



Figura 18. Torno industrial tipo Suizo 7 ejes START SR-20R

En el torno industrial fueron maquinados 10 muestras del modelo del implante. En la figura 19 puede observarse los implantes fabricados. El material empleado fue Ti6Al4V el cual es caracterizado según la Norma ASTM F1472, el material fue facilitado por la empresa Quirúrgicos Especializados S.A.



Figura 19. Implante de Ti6Al4V fabricado en el torno CNC Marca RS 20R y detalle de acople de la cabeza del implante a la llave de sujeción

3.2 MUESTRAS DE HUESO MANDIBULAR

Se prepararon dos probetas con tejido óseo correspondiente a una mandíbula de cadáver humano, estas probetas fueron donadas por el anfiteatro de la UIS, el laboratorista fue el encargado de realizar los procedimientos relacionados con la preparación de este tipo de especímenes.

Dado que la región molar de la mandíbula fue el objeto de estudio en la investigación, la sección del hueso de la región molar fue cortada y embebida en una matriz polimérica de resina poliéster para unificar las dimensiones de los especímenes según se ASTM F543 A2 [26].

En la figura 20 se puede observar la imagen del espécimen o probeta ósea cortada en la región molar.

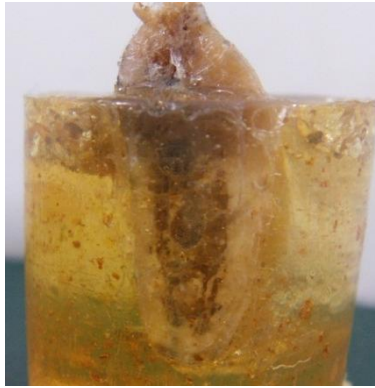


Figura 20. Región molar ósea embebido en resina poliéster

Antes de cortar las probetas para los ensayos, los modelos óseos fueron usados para la toma de imágenes tomográficas en la actividad concerniente a la reconstrucción de imágenes 3D, valoración de la densidad tomográfica en escala Hounsfield y densidad aparente de la misma forma fueron usadas para la realización de ensayos mecánicos.

Posteriormente se observaron las muestras de hueso las cuales fueron tomadas del microscopio óptico Digital microscope KH-7700 HIROX en el laboratorio de del grupo GIMAT Se observó la arquitectura del hueso, como se puede apreciar en la figura 21, también puede observarse trabéculas o porosidades a escala milimétrica, con un acercamiento a 1400 x.

En las imágenes se pueden identificar las trabéculas a escala micrométrica. Se observan líneas formando surcos paralelos propios del tejido lamimar correspondiente a un tipo de hueso maduro. Las trabéculas o poros del hueso marcan la región trabecular, se muestra una geometría irregular a diferencia de los poros presentes en la estructura interna del tejido óseo.

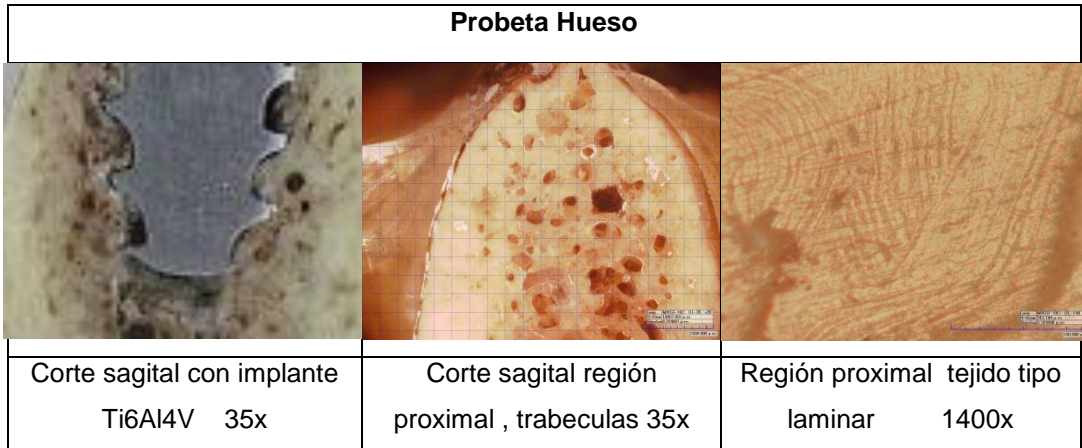


Figura 21. Corte sagital de la probeta ósea de la región molar con implante (a) y sin implante (b) (c)

3.2.1 Espuma de poliuretano rígido

Las muestras de espuma de poliuretano rígida cuyo nombre comercial es sawbone®, fueron suministradas por Pacific Laboratory research world wide® [45]. Las muestras están caracterizadas según la norma ASTM F1839 [46]. La espuma de poliuretano, fue perforada y usada para insertar el implante. Las dimensiones de los volúmenes fueron 25*25*25mm. En la figura 22 se observa las muestras de dos bloques con diferente densidad Pcf 12 y Pcf 30. Las imágenes fueron obtenidas a 140X, se muestran poros en los bloques de sawbone® con una forma circular.

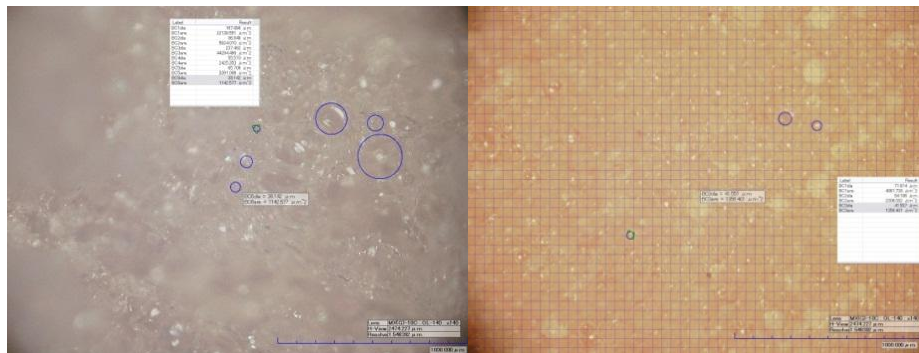


Figura 22. Comparación de bloques de prueba Pcf 12 y Pcf 30. Digital microscope KH-7700 HIROX

Fueron seleccionadas diferentes densidades de los bloques sawbone®, se prepararon las probetas de acuerdo a su densidad Pcf 10, 12 y 15 Pcf, para simular densidad en hueso trabecular y 20 y 30 para simular hueso cortical. Además se tuvo en cuenta que para la región molar de la mandíbula, el tipo de hueso característico es D2 y D3 es decir el hueso en esa región tiene densidad ósea cortical fina y predominante trabecular, por ello se prepararon bloques combinando su densidad, de lo cual se obtuvo especímenes Pcf 12/10, 20/10, 20/12, 20, 15, 30/12. De esta forma se prepararon 35 probetas de sawbone®; en la tabla 12 se muestra el detalle del tipo y número de probetas.

Tabla 12. Listado de probetas para la realización de los ensayos

Densidad Pcf	Tipo de probeta	cantidad
Pcf 10	Pcf 10	3
Pcf 12	Pcf 12	8
	Pcf 12/10	
Pcf 15	Pcf 15	6
	Pcf 15/12	
Pcf 20	Pcf 20/10	14
	Pcf 20	
	Pcf 20/12	
	Pcf 20/15	
Pcf 30	Pcf 30	4
	Pcf 30/12	
Nro Total de probetas Sawbone		35

3.3 DISPOSITIVOS PARA LOS ENSAYOS SEGÚN ASTM F543 A2-A3

La realización del montaje, apropiado para cumplir con la norma ASTM F543 A2-A3 [26] requirió la fabricación de una pieza para sujetar el implante y un dispositivo para contener y ajustar los bloques de prueba.

Se fabricó un elemento similar a una llave diseñada para sujetar la cabeza del implante, en las figuras 19, 24 y 25 se ve el detalle de sujeción de la llave al implante. Esta pieza cumplió dos funciones; para medir el torque de inserción, esta pieza unida al implante se acopló a un Torcómetro digital a través de una llave de copa, de este modo la llave quedó habilitada para transmitir el torque de inserción al implante, en la figura 24 se muestra el detalle de sujeción. La segunda función consistió en fijar la llave al implante a su vez que fue sujetado en el otro extremo por la mordaza de la maquina universal de ensayos de tal forma que a partir de esta pieza fue posible aplicar la fuerza necesaria extraer el implante de la interfaz implante y bloque de prueba sawbone® tal como se observa en la figura 25.

De igual forma se requirió la construcción un dispositivo para realizar el montaje de los especímenes de prueba, se construyó para contener y asegurar los bloques de prueba sawbone® y muestras de hueso, con el implante dental insertado. En la figura 23 se puede observar el contenedor y 4 placas para ajustar los modelos de prueba. Este contenedor está unido por un cuerpo roscado combinado con una sección hexagonal para que pueda sujetarse al cabezal de la máquina de ensayos.

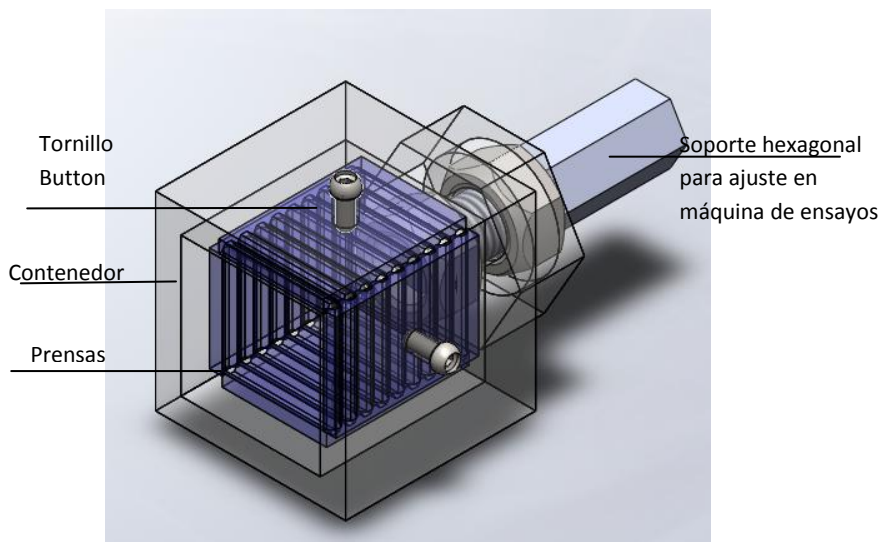


Figura 23. Dispositivo para el soporte del material óseo e implante.

Una vez se fabricaron los dispositivos, se realizó el respectivo montaje para la realización del ensayo de torque de inserción, como se muestra en la figura 24.

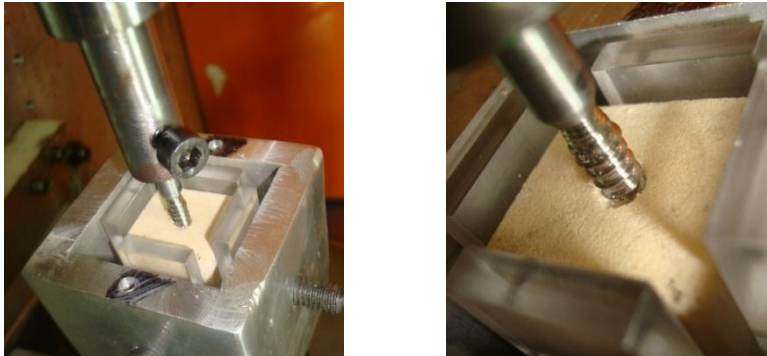


Figura 24. Montaje para el desarrollo del ensayo torque de inserción

Este dispositivo fue igualmente adaptado para realizar los ensayos de la prueba Pull Out como lo establece la norma ASTM F543 A3 [26]. En la figura 25 se muestra el montaje adaptado en la máquina universal de ensayos.



Figura 25. Montaje del dispositivo en la máquina de ensayos Tinius Olsen.

3.3.1 Ensayo de Torque de Inserción ASTM F 543 A2

Este ensayo se llevó a cabo en el laboratorio del Grupo de Investigación en Tecnología y Desarrollo de Nuevos Materiales GIMAT, este laboratorio cuenta con

un Torquímetro digital, CEDAR digital WRENCH DSW-120 Modelo DSW-20 con copa 3/8"; el Torquímetro digital tiene una capacidad 0,2 -20 N-m. Adicionalmente el equipo permite analizar los datos en el software winwedge RS232. En la figura 24 se puede observar el montaje del ensayo para medir el torque.

Se prepararon las probetas sawbone® de acuerdo a los modelos de prueba listados en la tabla 8, de igual forma, gracias al material óseo donado por el anfiteatro, fue posible realizar este ensayo con probetas de hueso de mandíbula de cadáver. Los implantes fueron insertados manualmente en los bloques de prueba [45].

El ensayo de torque de inserción consistió en medir el máximo torque requerido al insertar el implante en los bloques de prueba Sawbone®. El implante fue pre-insertado, una vez ajustado el montaje del implante, probeta y Torquímetro según figura 24, se procedió a aplicar el torque sobre el implante pre-insertado; realizaron dos hasta 3 giros del implante en sentido horario hasta registrar el valor de torque más alto en la prueba. El valor del torque fue medido cada segundo, mientras los datos fueron registrados en el programa SW-S1.

3.3.2 Desarrollo del Ensayo Pull Out según Norma F 543-A3

El ensayo Pull Out se realizó teniendo en cuenta los criterios expuestos en la norma ASTM F543 A3. De acuerdo con lo establecido en el documento sobre el ensayo, su procedimiento ha tomado como referente un protocolo basado en la norma ASTM E8, correspondiente a un ensayo de tensión. Este ensayo es usado principalmente para conocer la resistencia a la extracción del implante, en la interfaz hueso implante [26]. Esta fuerza corresponde a la máxima fuerza de extracción del implante de la probeta, medida en el ensayo.

El implante usado tiene una longitud roscada de 10 mm. Para estos casos la norma sugiere que el 60% de la longitud roscada del implante esté roscada en la probeta. Teniendo en cuenta las recomendaciones hechas por norma se decidió

insertar la longitud roscada en su totalidad. Además de las probetas con interfaz roscada de 10 mm, se preparó la probeta con el implante de igual diámetro, tipo de rosca y longitud de 24 mm la longitud roscada dentro de la probeta de Sawbone Pcf 12 fue de una profundidad de 20 mm.

La actividad fue realizada en el laboratorio de biomateriales del grupo de investigación GIMAT. El ensayo destructivo de Pull Out requiere aplicar una carga tipo axial sobre el implante por lo cual se requirió usar la maquina universal de ensayos de tensión Tinius Olsen se usó una celda de carga de 500 KN. En la figura 25 se pudo observar el montaje realizado.

3.4 RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

Esta etapa del desarrollo del trabajo de investigación conocida por obtención de modelos virtuales, tal como se explica en el esquema de la figura 15, corresponde al desarrollo experimental basado en reconstrucción por Técnica Imagenológica (TI), modelado por herramientas CAD y análisis en ingeniería, por medio del uso de herramientas software CAE.

3.4.1 Obtención de Imágenes Tomográficas

El primer paso en el desarrollo experimental para la reconstrucción virtual, consistió en la obtención de las imágenes tomográficas de las muestras o probetas [70]. La toma de imágenes tomográficas fue realizada en el Hospital Universitario de Santander en el laboratorio de rayos X. la toma de imágenes siguió el protocolo CARA 3D, establecido por el laboratorio para este tipo de procedimientos; las imágenes fueron grabadas en formato DICOM (Digital Imagen and Communication in Medicine). El equipo usado para la toma de imágenes es un Tomógrafo Helicoidal Multicorte THMC Toshiba Aquilion LB.

Se obtuvieron las imágenes tomográficas correspondientes a dos mandíbulas de cadáver y una muestra por tipo densidad 10-15-20 y 30 Pcf de las probetas Sawbone®. Se realizaron cortes de imagen a cada 1mm un total de 585 imágenes

por muestra. En la figura 26 se observan tres imágenes tomográficas, correspondientes a los cortes transversal (imagen superior izquierda), coronal (imagen inferior izquierda) y corte sagital (imagen a la derecha).

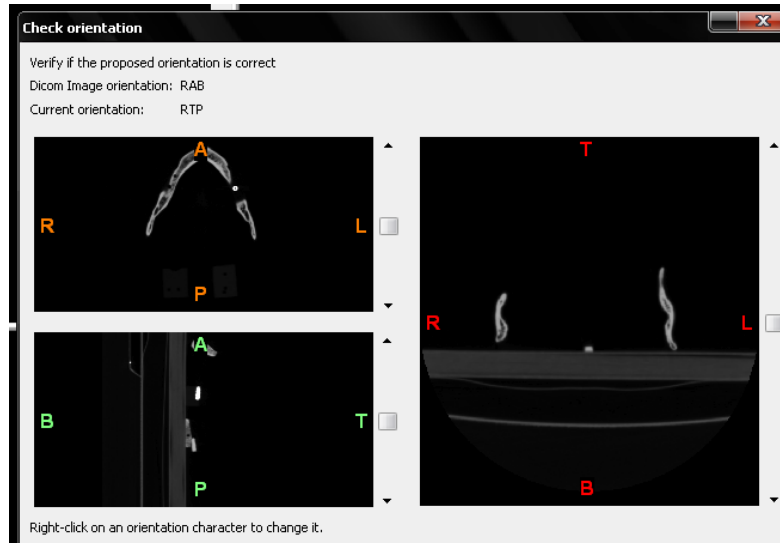


Figura 26. Cortes transversal coronal y sagital de la mandíbula CT

3.4.2 Conversión de las imágenes tomográficas

Las imágenes tomográficas en formato DICOM [70] son reconocidas el software MIMIC'S®, sobre el cual se realizará la respectiva conversión y tratamiento de imágenes. MIMIC'S®, es un software Interactivo de Materialise su nombre corresponde a sistema de control de imágenes médicas (MIMICS) es una herramienta interactiva para la visualización y la segmentación de imágenes TC, así como imágenes de resonancia magnética y renderizado en 3D de los objetos, es decir interactúa con todos los formatos comunes de escáner. En el software se convierten interfases entre los datos del escáner (TAC, resonancia magnética, escáner entre otros) y técnicas de prototipado rápido, el formato de archivo STL, CAD y análisis de elementos finitos [71].

3.4.3 Densidad según escala Hounsfield HU

En el software mencionado, se realiza un reconocimiento de las imágenes llevado a escala de grises, la cual es equivalente a los valores de densidad Hounsfield. De manera que la escala HU está relacionada con el número de voxels de la imagen.

Según el histograma en la figura 27 a mayor escala HU, menor número de píxeles, en el caso contrario las regiones con menor densidad HU son formadas por un mayor número de píxeles.

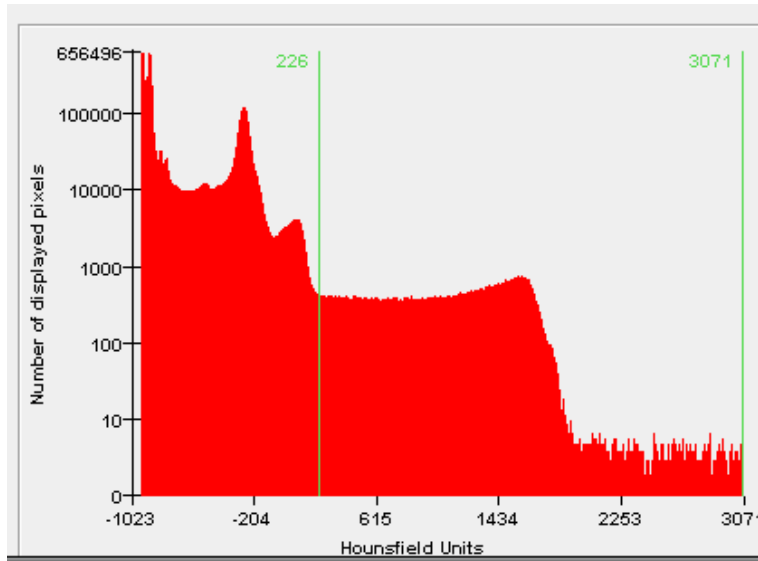


Figura 27. Histograma sobre número de píxeles por unidades de densidad a escala HU.

En MIMIC'S software se encuentran predeterminadas los valores mínimos y máximos de las escalas HU de acuerdo al tipo de tejido. En la tabla 13, se hace referencia a la densidad de tejidos duros como el hueso y dientes, de igual forma sucede con los tejidos blandos como músculos piel y grasa, son datos determinados bajo este tipo de escala de valores [71].

Tabla 13. Escala de tipo de densidades equivalente a los tejidos del cuerpo humano [71].

Densidad tipo	Escala HU	
	Min	Max
Bone CT	226	3071

Soft Tissue	-700	226
Enamel CT adult	1553	1850
Enamel CT child	2042	3071
Compact bone CT adult	662	1988
Compact bone CT child	586	2198
Spongial bone CT adult	148	661
Spongial bone CT child	156	585
Muscle tissue CT adult	-5	135
Muscle Tissue CT child	-25	139
Fat Tissue CT Adult	-205	-51
fat Tissue CT Child	-212	-72
Skin Tissue CT adult	-718	-177
Tooth CT	1200	3071
Prothesis CT	800	3071

Se seleccionaron diferentes regiones de la imagen tomográfica, especialmente en la región molar de las mandíbulas, con el objeto de medir la densidad en escala Hounsfield HU. Se establecieron diferentes áreas correspondientes a densidades de las probetas Sawbone® y los modelos óseos reconstruidos en MIMIC'S®. En la figura 28 se observan dos imágenes, a la izquierda el histograma de la imagen, a la derecha corresponde a un corte transversal de la mandíbula [71].

Sobre este corte se tomaron algunos datos que permitieron conocer y diferenciar los valores HU. De igual forma en la figura 29 se observa el corte sagital de la probeta ósea seguida de una imagen tomográfica segmentada en MIMIC'S® sobre la cual se trazaron vectores axiales y transversales a la sección de la probeta para realizar el análisis de densidad lineal en la sección axial y transversal de la imagen escalada en unidades HU.

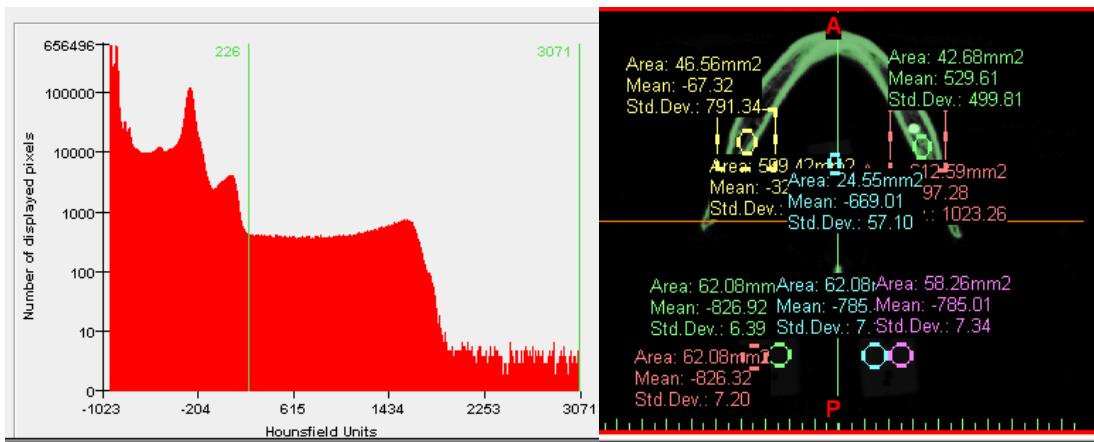


Figura 28. Imagen a la izquierda histograma Nro de pixeles/HU, a la derecha imagen de un corte transversal de mandíbula con los valores de densidad HU medidos.

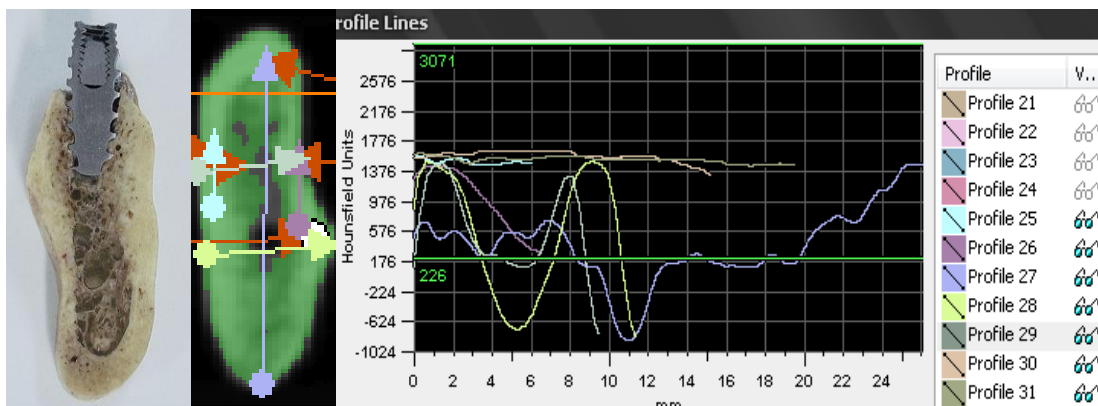


Figura 29. Corte sagital de la probeta, imagen tomográfica segmentada en MIMIC'S y análisis de densidad lineal en unidades HU.

Del mismo modo, se realizó el reconocimiento de la densidad UH de las imágenes correspondientes a las probetas Sawbone®. Dado que estas probetas están fabricadas por un material cuya unidad HU está fuera de las escalas preestablecidas para tejido óseo, fue necesario usar la opción CUSTOM para encontrar y ajustar los rangos de valores de densidad. El rango de lectura de densidad escogida para reconocimiento de las imágenes tomográficas de las muestras de sawbone, estuvo predefinido entre valores de -848 hasta 13 HU.

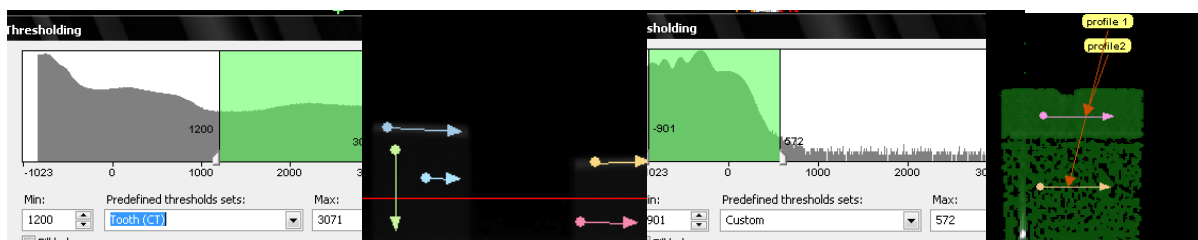


Figura 30. Clasificación de imágenes en unidades HU para probetas de Sawbone®

Es así como fue posible comparar los valores de la densidad del tejido óseo en HU con valores correspondientes a la espuma rígida de poliuretano como se puede observar en las figuras 29 y 30. En la tabla 19 se presentan los valores de densidad HU medidos en el software.

3.4.4 Modelado y Reconstrucción de los modelos tridimensionales

El siguiente paso consistió en la reconstrucción de modelos virtuales 3D de las imágenes obtenidos por Computer Tomography CT. El procedimiento fue realizado a través del software MIMIC'S ®. Se contó con el software mediante convenio realizado por parte de la compañía Materialise © a través de la empresa USM con del grupo de investigación GIROD y posteriormente la empresa Quirúrgicos Especializados S.A. La compañía facilitó el software bajo modo evaluación en un periodo de tiempo limitado.

Este software, es usado en el campo de la medicina porque se puede utilizar para la planificación diagnóstica, operación o fines de ensayo. De igual forma ha sido desarrollado para reconocer los tipos de tejidos de acuerdo a valores de escala de grises proporcionados por la imagen DICOM [70]. Las escalas de grises son correlacionadas y clasificadas con escalas de densidad Hounsfield HU. Una vez reconocida la imagen y definido la escala HU, es posible hacer reconstrucción 3D sobre CT e imágenes obtenidas por resonancia magnética de tejidos rígidos y blandos [71]. En la figura 26 se puede observar el los cortes por CT ósea de la mandíbula.

El método seguido para la obtención de los modelos virtuales se puede ver descrito en el esquema definido en cuatro etapas presentado en la figura 31. La técnica imagenológica consiste en la obtención de imágenes; a través de este software fue posible editar y configurar el modelo, con las propiedades de objeto 3D y preparar el modelo a exportar para ser posteriormente mallado, tal como se observa en la figura 30.

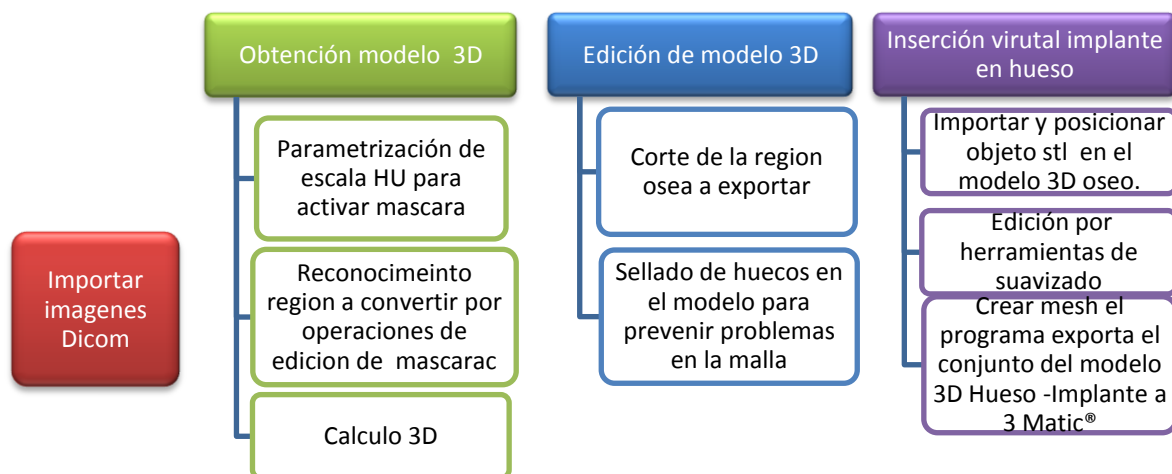


Figura 31. Esquema sobre método seguido para la reconstrucción y edición del modelo óseo virtual.

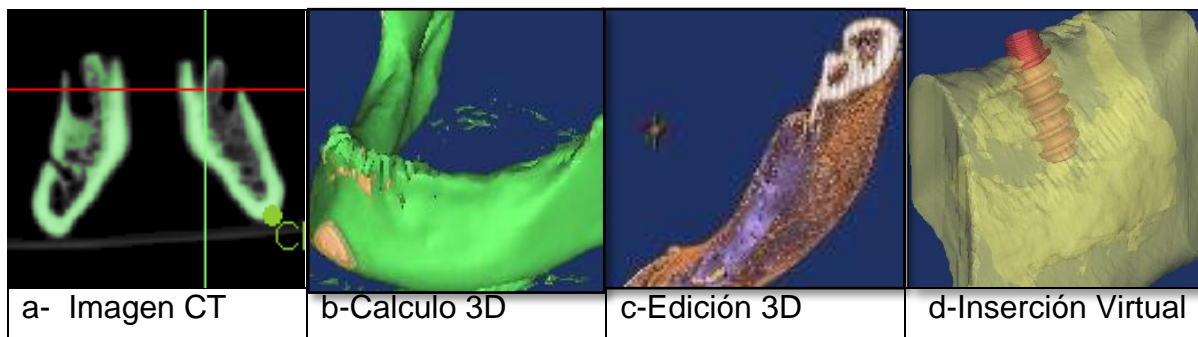


Figura 32. Secuencia seguida para la reconstrucción 3D de mandíbula
a- Obtención de imágenes, b-calculo 3D, c-edición 3D, d- inserción virtual de
implante y refinado del modelo óseo para ser exportado.

De otro lado, se obtuvo un modelo CAD de hueso modelado con el implante insertado. Los cortes transversales fueron usados como referente para dibujar la silueta del hueso, el método seguido en este caso se observa en la figura 33. El modelado CAD y las operaciones de ensamble fueron realizados en el software Solid Edge. Este programa tiene una aplicación para exportar el conjunto de piezas ANSYS®.

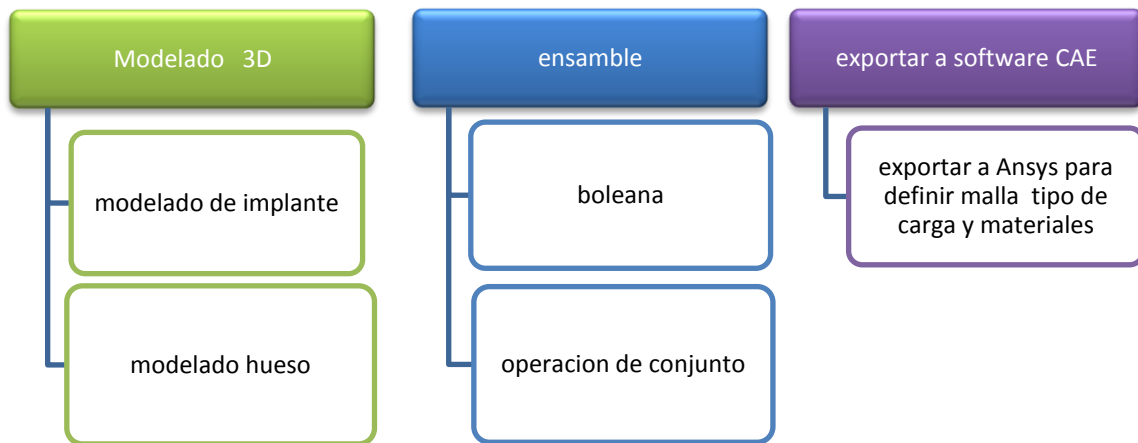


Figura 33. Método para la obtención de las piezas virtuales que simulan la probeta sawbone® y el implante insertado

En la figura 34 y 35 se puede observar el modelado conjunto de la interfase hueso implante hecho con herramienta software CAD basado en operaciones de protusion y boleana.

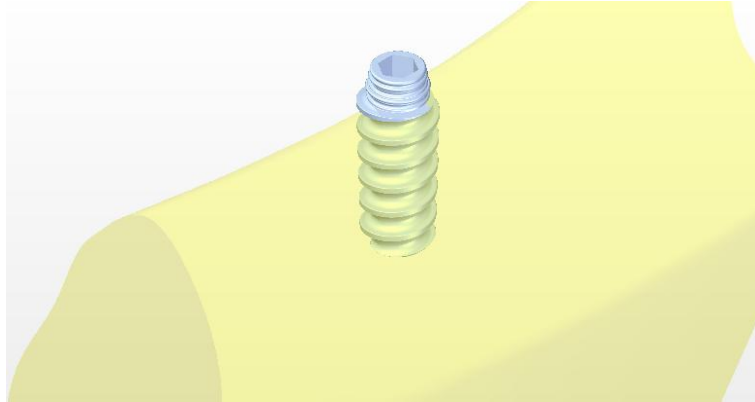


Figura 34. Detalle de implante insertado en hueso modelado virtualmente

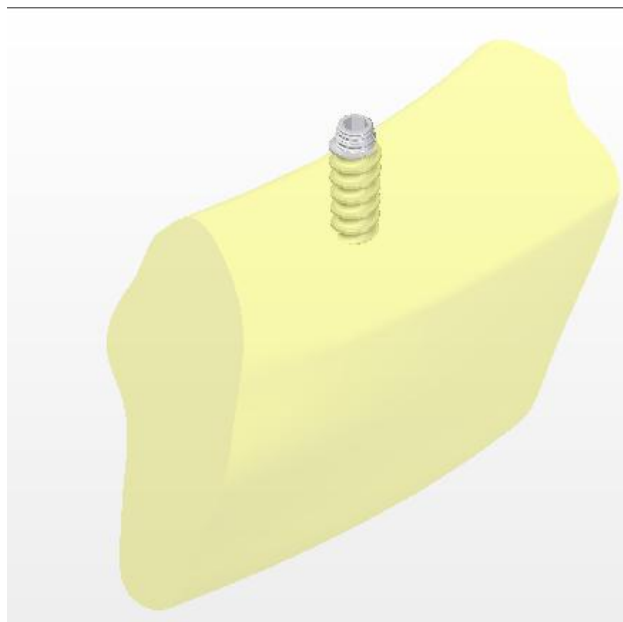


Figura 35. Vista isométrica del implante insertado en hueso modelado con herramienta CAD.

3.5 PREPARACIÓN DE LOS MODELOS PARA EL ANÁLISIS POR MEF

El modelo reconstruido por técnica imagenológica y el modelado CAD, fueron usados para simular los esfuerzos y deformaciones en la interfase hueso implante bajo los valores de torque de inserción obtenidos experimentalmente. El método usado para obtener cada modelo requirió seguir diferentes procedimientos para llevar los modelos 3D a ANSYS Structural V13.

Bajo el Método de Elementos Finitos se discretizaron los volúmenes y superficies usando nodos y elementos para definir la malla de los cuerpos. Seguido al mallado fueron definidos las condiciones y requerimientos bajo la cual fue realizada la simulación.

Para el análisis realizado por simulación se establecieron las siguientes condiciones:

- Piezas del modelo. A partir de los volúmenes se definieron las regiones de contactos usadas, la región de contacto seleccionada fue “no separation” para las regiones de contacto entre el implante y el tejido óseo.
- Mallado de los volúmenes. El modelo 3D obtenido por técnica imagenológica 3D interfase hueso, requirió un procedimiento desde MIMIC'S software donde se realizó una operación conocida como Remesh para realizar el mallado del conjunto. El tipo de elemento escogido fue Solid 72 tetraedros y nodo linear triangular Shell Mesh 200, a partir de estos elementos se creó un modelo de dos piezas 48583 nodos y 262312 elementos fue exportado a través del módulo FE modeler y convertido a un formato compatible en el entorno ANSYS Structural® V 13.

Por su parte el modelado CAD fue llevado desde el software a la aplicación de ANSYS Structural®. El tipo de elemento usado en la malla fue SOLID 187. Se creó una malla con 54727 nodos y 44205 elementos.

- Propiedades de los materiales de la interfase. las propiedades de los materiales del implante Ti6Al4V ELI [72] y Tiadyne™ 3510, fueron tomados de la

tabla 4. De otro lado, las propiedades mecánicas de la región molar de mandíbula, fueron asumidas como material isotrópico y definidas de la siguiente forma:

Se tomó la información base en escala HU proporcionada por la tomografía, a partir de ello, se realizó la medición de datos de la región transversal molar, se obtuvo una escala 475 -1500 HU. De acuerdo con el rango de valores HU, el tipo de densidad ósea correspondiente fue trabecular [64], tipo D2 según mish, tal como se muestra en la información de la tabla 5 presentada por Mish. De acuerdo con los datos relacionados en la tabla, la densidad ósea Tipo D2 equivale a un 75% del valor de densidad y corresponde al módulo de elasticidad de E: 0,57 GPa y una resistencia a la compresión de 13,76 MPa. [17]

La densidad en escala HU fue usada para calcular la densidad aparente. Según la curva de calibración, se calculó la densidad aparente de acuerdo a la muestra de cada región ósea, axial y transversal, de manera que la densidad aparente promedio fue de 2,03 gr/cm³.

- Tipo de carga. La fuerza usada corresponde a la opción “moment” para simular el torque de inserción. Las magnitudes del torque fueron determinados de acuerdo con los valores de torque resultantes de la prueba de torque de inserción realizada según la norma ASTM F543. Los valores de torque escogidos para definir la magnitud de la carga en la simulación fueron 0,25 N-m, 0,35 N-m, 0,4 N-m, 0,6 N-m, y 1,05 N-m.
- Solución. En esta fase fueron definidos los criterios sobre los cuales se realizó la simulación para conocer los esfuerzos y deformaciones unitarias en el límite elástico de los elementos de interfase hueso-implante. Los modelos de prueba fueron evaluados por *Equivalent (von mises) Elastic Stress*, para simular y conocer los valores de esfuerzos. Por su parte las deformaciones unitarias fueron evaluados *Equivalent (von mises) elastic strain* [15],[65].

4 RESULTADOS

4.1 ENSAYO TORQUE DE INSERCIÓN

El ensayo de torque de inserción fue realizado con las probetas de Sawbone®, de igual forma se realizaron pruebas con mandíbulas; los resultados están descritos en la tabla 14. La lectura de datos del torcómetro fue registrada por el software *Winedge*, el cual suministró un gráfico de torque de inserción / Nro. datos. Uno de los gráficos obtenidos para el ensayo de torque de inserción en probeta ósea y probeta sawbone Pcf 30 se muestra en la figura 36. El torque final medido en esta prueba correspondió al torque máximo de inserción del implante en la probeta.

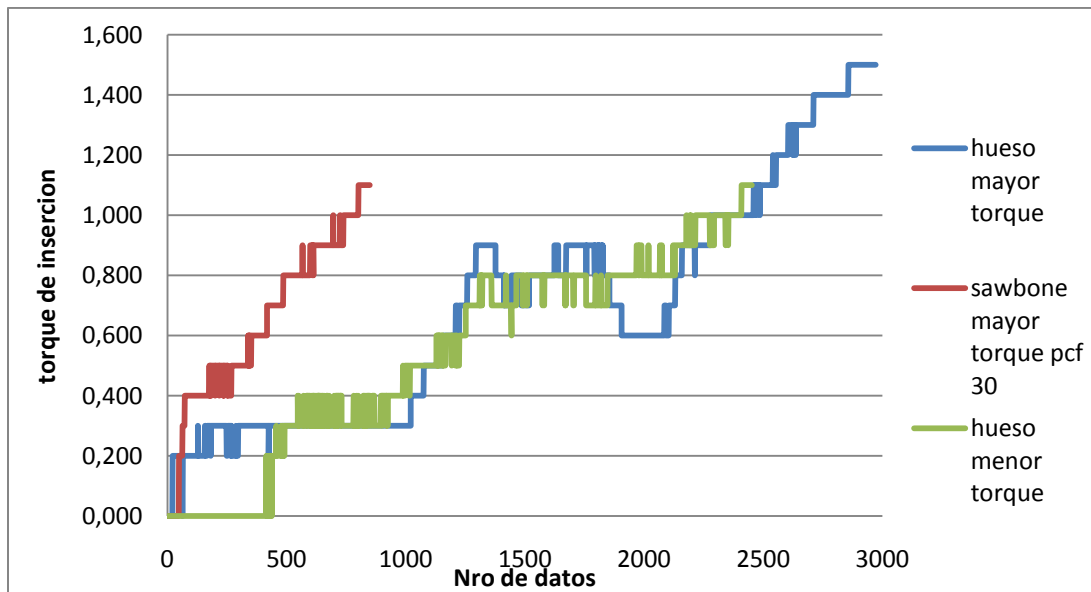


Figura 36. Curva torque de inserción en el ensayo de probeta de uso

Por cada prueba se tomó el valor máximo de torque medido, dichos valores de torque fueron promediados; posteriormente la media del torque de inserción registrado fue calculada; los resultados están expuestos en la tabla 14.

Tabla 14 Resultados del ensayo de torque de inserción realizado según norma ASTM F543 A2

Tipo de probeta		Resultados mínimos y máximos de Prueba torque máx. N-m		Media
Pcf 12	Pcf 12	0,2	0,3	0,25
	Pcf 12/10	0,1	0,1	0,1
Pcf 15	Pcf 15	0,3	0,4	0,35
Pcf 20	Pcf 20	0,3	0,4	0,35
	Pcf 20/10	0,2	0,3	0,25
	Pcf 20/12	0,3	0,2	0,25
	Pcf 20/15	0,4	Falló	0,4
Pcf 30	Pcf 30	1	1,1	1,05
Hueso	molar derecho	0,8	0,9	0,85
	Hueso probeta1	1	1,1	1,05
	Hueso probeta1	0,4	0,8	0,6
	probeta hueso 2	1,4	1,5	1,45

En el gráfico de barras de la figura 37, se observan los valores de torque de inserción medidos, clasificados por tipo de probeta. La comparación de los datos muestra que el torque de inserción más alto, fue obtenido en las pruebas realizadas con las probetas de hueso de mandíbula, el rango de valores de torque medidos fue entre 0,8 y 1,5 N-m. Para las probetas de Sawbone Pcf 12, 15, 20 y las probetas con densidad combinada Pcf 12/10, 15/12, 20/12, 40/10, 40/12 los datos registrados estuvieron en un rango entre 0,1 hasta 0,4 N-m. No obstante, los resultados obtenidos para la probeta de sawbone® con Pcf 30, registró un torque de 1 N-m, el valor de mayor magnitud correspondiente al torque de inserción medido entre probetas Sawbone ®.

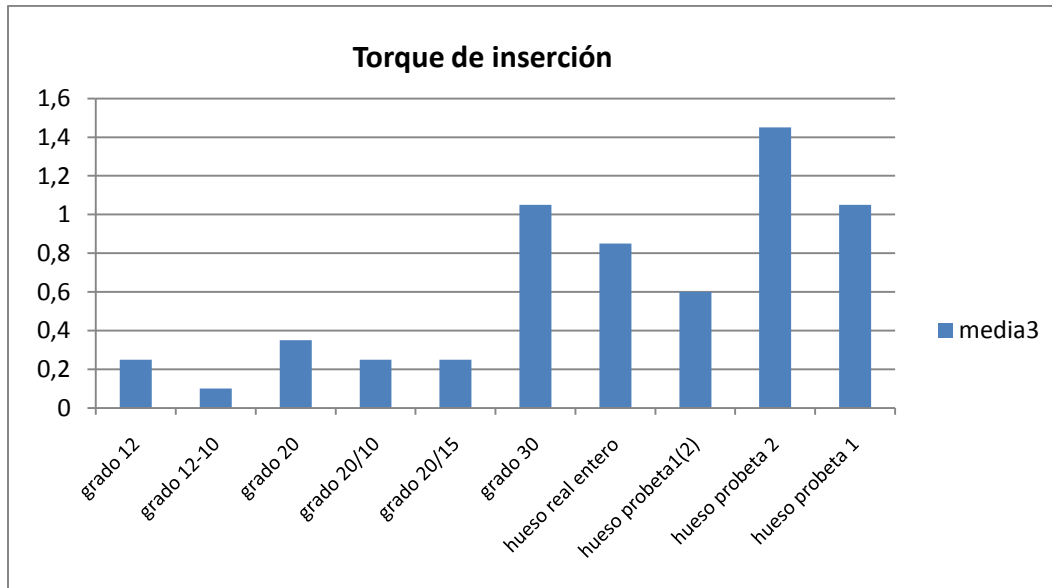


Figura 37. Gráfico de barras sobre valores de torque de inserción registrados en el software.

Posterior al ensayo de torque de inserción, se tomó una de las probetas de Sawbone®, para observar la guía de la rosca donde fue insertado el implante. En la figura 38, se observan tres imágenes referentes a un implante insertado en probeta Pcf 12, las imágenes fueron tomadas a diferentes aumentos, en el microscopio óptico Hirox.

En la imagen (a), en el corte sagital de la probeta se observa el perfil de contacto existente en la interfase. La imagen (b) muestra un aumento en la imagen, de cual se observa el perfil del diente del implante en contacto con la probeta que simula el tejido óseo; en la imagen (c) se observa la huella de la región roscada de la misma probeta.

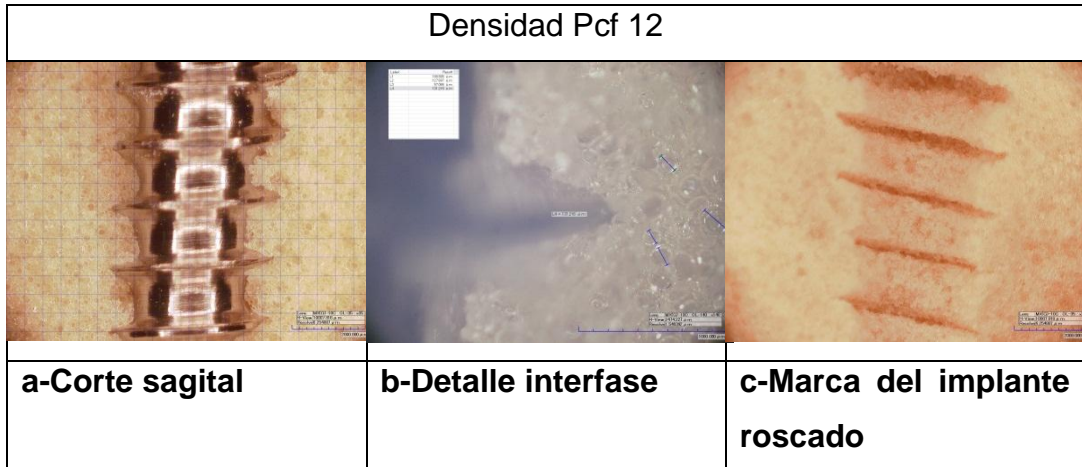


Figura 38. Interfase implante roscado en probeta Pcf 12 visto a diferentes aumentos.

4.1.1 Precarga producida por el torque de inserción

La fuerza de precarga generada a partir del torque de inserción fue calculada por los valores de torque obtenido experimentalmente basado en la ecuación (2). Se tomó como factor del sujetador roscado un valor de 0,3 [59] y el diámetro básico del implante fue de 0,005 m. A partir de la fuerza de precarga generada por el torque fue calculado el esfuerzo de precarga generado sobre el implante. En la tabla 15 se relaciona los valores de torque obtenidos experimentalmente con la fuerza de precarga y esfuerzo de precarga.

Tabla 15. Fuerza y esfuerzo de precarga calculado a partir del torque de inserción

Torque de inserción N-m	Fuerza de precarga F_{precarga} N	Esfuerzo de precarga σ_{precarga} MPa
0,25	166,666	9,844
0,35	233,333	13,786
0,4	266,666	15,751
0,6	400	23,626
0,85	566,666	33,471
1,05	700	41,346

4.2 RESULTADOS ENSAYO PULL OUT

El ensayo Pull Out descrito en el estado del arte, fue desarrollado basado en la norma ASTM F543 A3. Se dispuso la adecuación de los dispositivos para realizar la prueba mecánica en la máquina universal de ensayos; se registró la fuerza máxima de extracción (Pull Out) en la interfase, también se conocieron los datos sobre desplazamiento del implante en la interfase con la probeta, con ello se obtuvieron datos sobre valores de fuerza y desplazamiento que permitió conocer la resistencia a la extracción en la interfase implante-bloque de prueba Sawbone®.

En la figura 39 y figura 40, se puede observar las gráficas correspondientes a las curvas σ/ϵ esfuerzo Vs deformación unitaria de las probetas Pcf 12 y Pcf 20 que fueron ensayadas bajo norma. De igual forma, en cada gráfico se muestran las curvas relacionadas con la probeta Pcf 12 (20 mm) y la probeta con implante-hueso; esta comparación sirvió como referente para conocer que las probetas Pcf 20 registraron los datos de resistencia mecánica con una tendencia similar a la curva σ/ϵ de la probeta ósea y Pcf 12 (20 mm), respecto de las curvas σ/ϵ de las probetas Pcf 12.

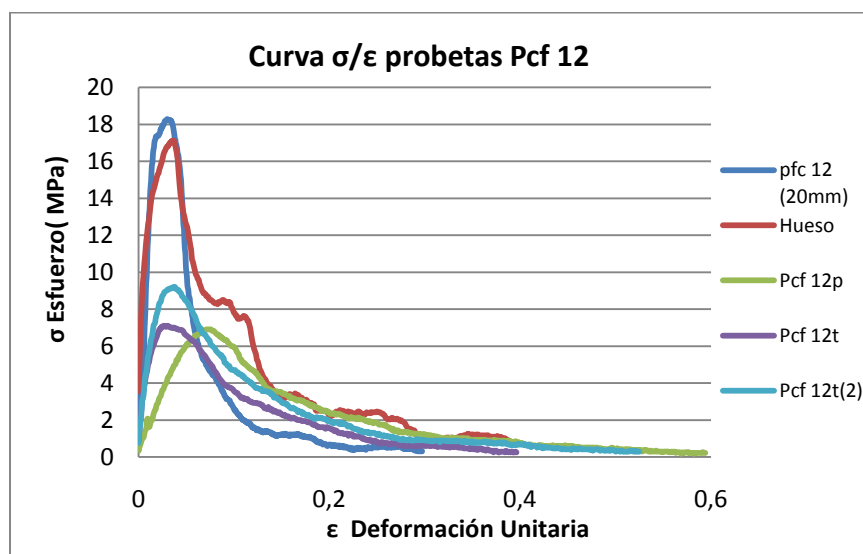


Figura 39. Curva Esfuerzo deformación unitaria de las probetas Pcf 12 según ensayo de Pull Out.

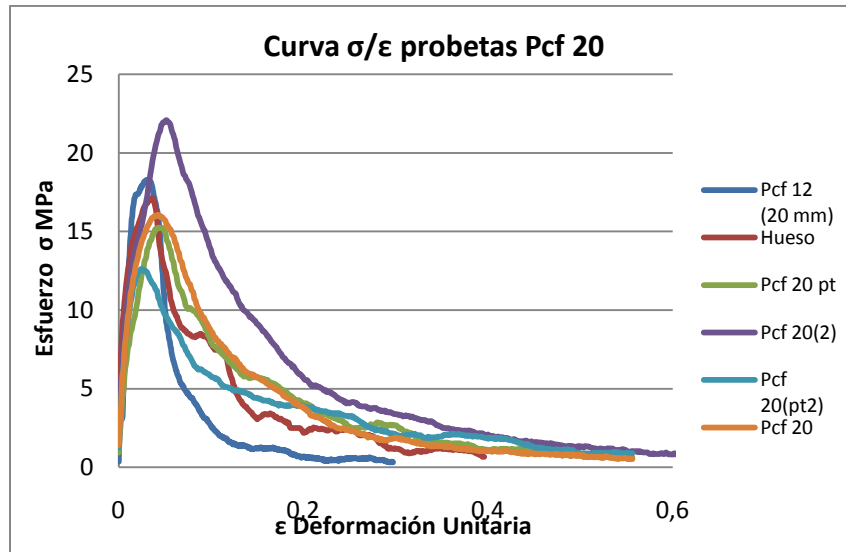


Figura 40. Curva esfuerzo deformación unitaria para las probetas Pcf 20.

En la tabla 16 se muestra la comparación de los valores promedio de fuerza máxima de extracción medida experimentalmente, con los valores de fuerza de extracción según la densidad de cada probeta establecida por la norma [45]. El criterio de comparación se realizó asociando la densidad con mayor volumen presente en la probeta; por lo tanto, al comparar las probetas con densidad combinada, el criterio de comparación fue referenciado por la menor densidad.

Tabla 16 Valores de fuerza de Pull Out.

Probeta Sawbone®	Fuerza máxima (N) medida implante HB Ø= 5mm l: 10 mm	Pullout min. (N) Norma ASTM F1839 implante HB Ø6,5mm l: 20 mm
Pcf 12	151,666667	309,5
Pcf 15	184,083333	464,5
Pcf 20	323,85	770
Pcf 20/12	330,8	309,5
Pcf 30	734,25	1520
Pcf 30/12	489	309,5
Pcf 12 (20mm)	359,2	309,5

Los resultados muestran que los valores de fuerza máximos medidos en los ensayos realizados con probetas tipo Pcf12, Pcf 15 Pcf 20 y Pcf 30 estuvieron por debajo del valor de fuerza Pull Out mínimo establecido por la norma [45].

Sin embargo se realizó una comprobación con la probeta tipo Pcf 12 con un implante de 20 mm de longitud roscada. Comparando los resultados de los ensayos con Pcf12 (10 mm) y Pcf 12(20 mm), se puede observar un incremento en la fuerza máxima de extracción medida experimentalmente de 359,2 N para Pcf 12 (20 mm) con respecto a Pcf 12 (10mm) con 151,67 N; en la tabla 16 este valor de fuerza medido experimentalmente es mayor que el valor de fuerza Pull Out mínimo establecido por norma [45].

Con respecto a las probetas Sawbone® combinadas tipo Pcf 20/12 y 30/12, los resultados de la fuerza máxima de extracción en la interfase, fueron superiores a los datos de fuerza Pull Out min. Establecidos por la norma [45].

De acuerdo con cada tipo de probeta de Sawbone con densidad única o densidad combinada, el registro de datos de fuerza y desplazamiento, registrados en cada prueba del ensayo Pull Out, permitió calcular la media del esfuerzo de fluencia S_y , el módulo de Young y el esfuerzo máximo $\sigma_{\text{máx}}$. En la tabla 17 se muestra la información obtenida a partir del ensayo junto con los datos calculados.

Los valores máximos de esfuerzo de fluencia S_y y módulo de Young E , fueron presentados en las probetas tipo Pcf 12 (20mm). Probeta de hueso y probeta tipo Pcf 20 con valores de S_y entre 14,097, 9,717 y 11,406 MPa y E de 1,3634, 1,2408 y 0,729 GPa. Sin embargo en la probeta combinada Pcf 20/12 el S_y en la interfase fue de 6,7 MPa y E 0,48 GPa. En la figura 41 se muestran los datos calculados por tipo de probeta, los cuales corresponden al gráfico de dispersión que muestra el valor de la media del S_y y su respectiva deformación unitaria en el límite elástico.

Tabla 17. Datos calculados a partir del ensayo de Pull Out.

probeta Tipo	Desplazamiento (mm)	Fuerza /limite elástico F (N)	Esfuerzo en el límite de fluencia Sy (Mpa)	E Módulo de Young E (Gpa)	Fuerza máx. Fmáx. (N)	Esfuerzo máx. σ máx. (N)
Pcf 12 (20mm)	0,24	276,8	14,097308	1,3634	359,2	18,2939
hueso	0,05	190,8	9,7173642	1,2408	336	17,1123
Pcf 12	0,215	106,1666667	5,4070239	0,331393333	151,6667	7,72432
Pcf 15	0,1175	140,55	7,1581527	0,476103333	184,0833	9,37529
Pcf 20	0,38	223,975	11,406953	0,7299475	323,85	16,4935
Pcf 20/12	0,132	133,2	6,7838203	0,484245	330,8	16,8475
Pcf 30	0,03	48	2,4446199	0,351	734,25	37,395
Pcf 30/12	0,0675	67,5	3,4377468	0,25677	489	24,9046

En la figura 41 se observan las probetas con menor Sy y menor ϵ correspondieron a las probetas con mayor densidad como Pcf 30 con 2,4 MPa, Pcf 30/12 con 3,42 MPa y probeta Pcf 40/12 con Sy en la interfase por valor de 1,56 MPa.

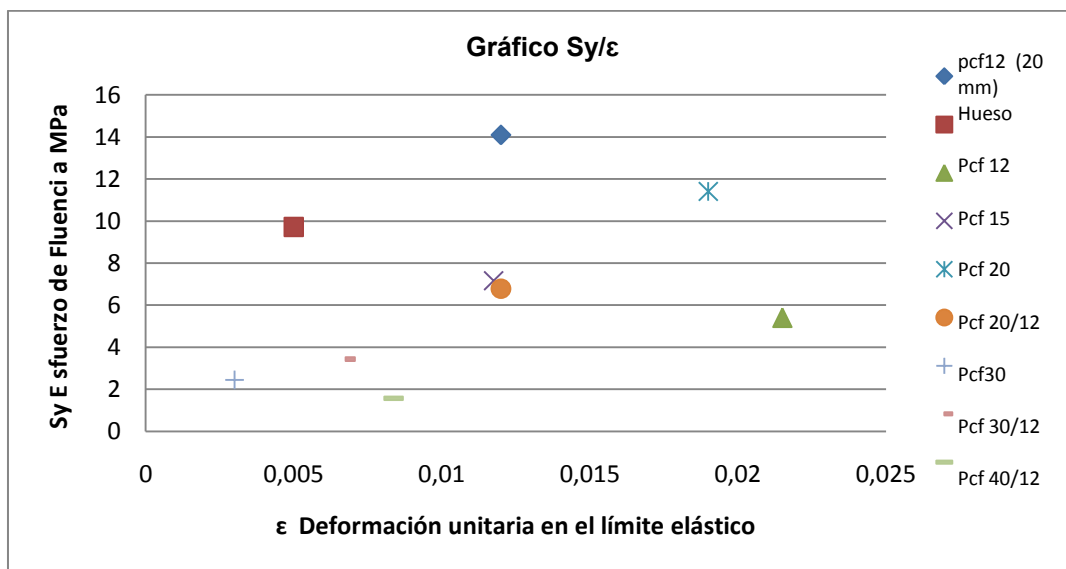


Figura 41. Gráfico módulo de Young.

Se obtuvo un último gráfico de dispersión de puntos, el cual se puede apreciar en la figura 42. Se diferencia el esfuerzo de fluencia y el esfuerzo máximo de la interfase, el S_y está marcado con color azul y los valores de $\sigma_{\text{máx}}$ referenciado en color rojo, los datos fueron calculados para las probetas de la muestra sobre las que se realizó el ensayo.

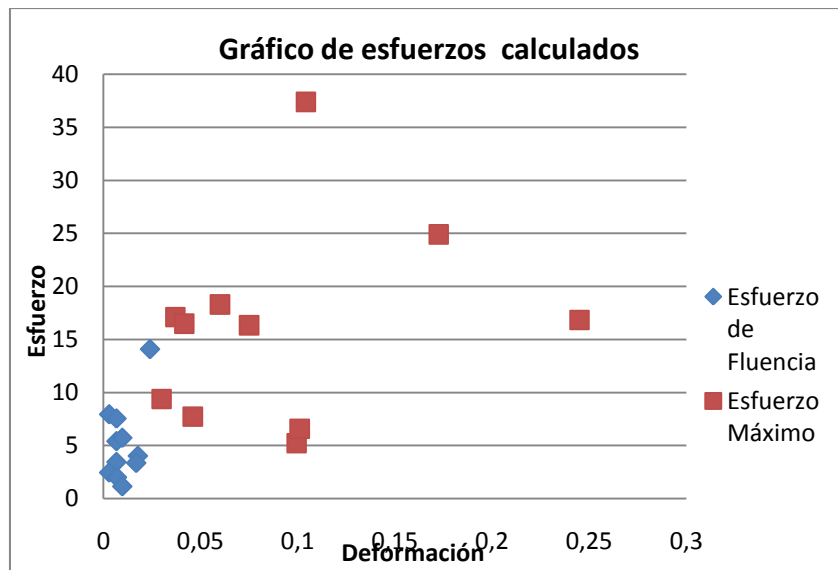


Figura 42 Gráfico de dispersión esfuerzo de fluencia y esfuerzo máximo.

4.2.1 Módulo de Rigidez de la interfase

Basado en la investigación realizada por Berzins [61], se utilizó un método no destructivo para calcular el módulo de rigidez de la interfase implante-hueso e interfase implante-Sawbone a partir de datos experimentales obtenidos del ensayo destructivo de Pull Out [45][62].

De acuerdo con la ecuación (4) propuesta en el trabajo de Berzins [61], se definieron las constantes correspondientes al radio de raíz del implante $R_1= 1,75$ mm, radio de la interfaz $R_2= 2,5$ mm, longitud de la región roscada $L=10$ mm; las variables fueron los datos relacionados con el comportamiento elástico en la interfase de cada tipo de probeta, de manera que la ecuación fue expresada teniendo en cuenta la fuerza medida en el punto de fluencia y su respectivo

desplazamiento. En la tabla 18 se muestra el valor calculado para el módulo de rigidez y el módulo de elasticidad en la interfase. De igual forma en la Figura 41, se muestran los valores del módulo de rigidez G y el módulo de elasticidad E de la interfase calculado a partir de los resultados con las probetas ensayadas, comparado con G y E de la probeta ósea y las probetas sawbone®.

Tabla 18. Valores de módulo de Young E y módulo de Rigidez en la Interfaz G

Probeta	Módulo de Young en la interfase E (Gpa)	Módulo de Rigidez en la interfase G (GPa)
Pcf 12(mm)	1,3634	0,003273539
hueso	1,2408	0,021662127
Pcf 12	0,331393333	0,002803125
Pcf 15	0,476103333	0,006790249
Pcf 20	0,7299475	0,003345867
Pcf 20/12	0,484245	0,006325801
pcf 30	0,351	0,009082653
pcf 30/12	0,25677	0,005676658

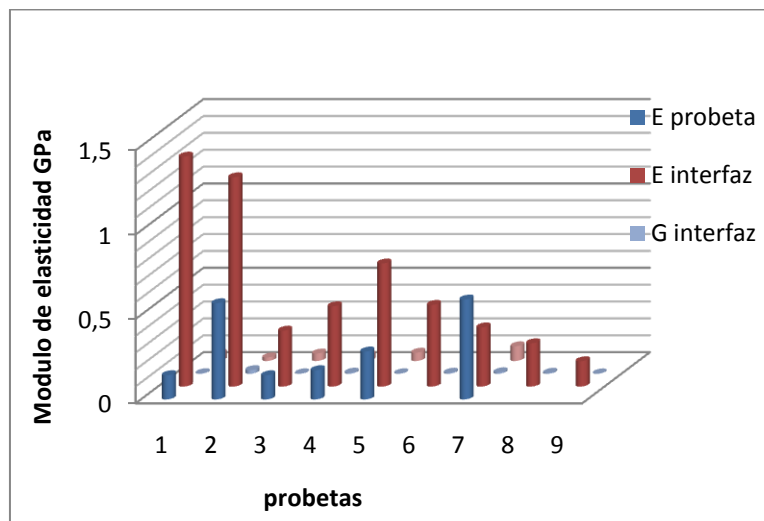


Figura 43. Gráfico comparativo sobre Módulo de elasticidad E y Módulo de rigidez G, de la interfaz y b comparativo entre E y G de la interfaz y probeta

4.3 CALIBRACIÓN DE DENSIDAD OSEA A PARTIR DE ESCALA HOUNSFIELD

Los valores HU fueron usados para definir la ecuación lineal (1) de la curva de calibración. A partir de esta curva de calibración se obtuvo la densidad mineral ósea DMO o densidad aparente.

De acuerdo al método usado por D'amico y otros autores [50][51][52][53][54][55], la densidad máxima referida fue 2 gr/cm^3 , los máximos y mínimos de HU fueron tomados de los datos correspondientes a la probeta sawbone Pcf 10. De acuerdo a la ecuación lineal inicial (1), la curva de calibración para calcular la DMO se definió, obteniéndose la siguiente expresión lineal matemática:

$$1,08813^{-3} * HU + 1,0805 \text{ (6)}$$

A partir de los valores HU de las imágenes tomográficas de las mandíbulas óseas, las probetas de espuma rígida de poliuretano Sawbone® y el implante fabricado en Ti6Al4V, se calculó densidad aparente; los datos obtenidos por la curva de calibración, fueron comparados con los valores de densidad conocida según la información suministrada por las normas ASTM para el Ti6Al4V y la espuma rígida de poliuretano.

A partir de la curva de calibración se calculó la densidad aparente de cada probeta. Los datos obtenidos fueron comparados con los valores de densidad conocidos para el Ti6Al4V y las probetas Sawbone®. El margen de error de la densidad calculada a partir de la curva de calibración es cercana al 2% en consecuencia la relación establecida en la curva de calibración fue usada para calcular los valores de densidad aparente cortical y trabecular. En la tabla 19 se muestran los tipos de probeta con los valores densidad min y máx. a escala HU.

Tabla 19. Valores de densidad UH de las probetas.

REFERENCIA probeta	escala HU MIN	DESV STANDARD	Escala HU MAX	DESVIACIÓN STANDARD HU	ρ_a calculada	ρ_a calculada	Densidad g/cm ³
					g/cm ³ min	g/cm ³ máx.	
1,08813 ^{^3} *HU+1,0805 ($\rho=M/V$)							
Probeta Sawbone® ASTM							
Pcf 10	-993,44	70.26	-845.86	50.05			
Pcf 12	-830,53	2.97	-821,37	7.37	0,176775	0,186743	0,2
Pfc 15	-793,5	42,82	-766,03	40,19	0,217069	0,24696	0,24
Pcf 20	-729,5	36.25	-714,3	48.39	0,286709	0,303249	0,32
Pcf 30	-583,53	151.7	-553,1	63.88	0,445544	0,478655	0,48
Ti6Al4V	2999,29		3071		4,344117	4,422147	4,43
Región molar axial	1376		1886		2,577767	3,132713	/
Mandíbula 1							
Región molar transversal	576		1500		1,707263	2,712695	/
Trabecular	-107,29	1011	226		0,963755	1,326417	/
probeta hueso							
media	-194,5		1433,5		1,749	2,39	/

4.4 RECONSTRUCCIÓN DEL MODELO OSEO 3D VIRTUAL

Basado en el método de reconstrucción virtual 3D a partir de tomografías óseas realizado en el software MIMIC´S. en la figura 44 se observa el modelo de mandíbula calculado 3D.

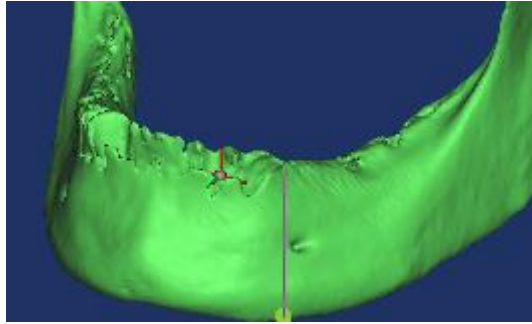


Figura 44. Hueso reconstruido por técnica imagenológica

Posteriormente el modelo óseo fue cortado dejando la región molar, el implante fue importado e insertado virtual mente en la interfase ósea. En la figura 45 se observa el modelo calculado 3D con el implante insertado

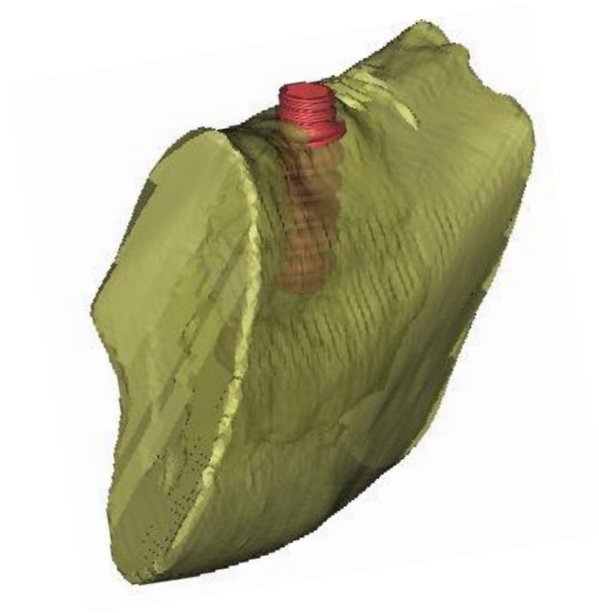


Figura 45. Modelo definitivo de probeta ósea con implante

De acuerdo con el método seguido en el software MIMIC'S, fue necesario exportar el modelo a 3Matic® donde se inició el mallado a través de la herramienta especializada meshing. De esta forma fue definida la malla del modelo. En la figura 46 se muestra la interfaz del programa 3Matic® donde se realizó el mallado

de los sólidos. Las herramientas de interfaz del software reconocieron el implante y hueso como cuerpos diferentes sobre los cuales se definió la densidad de la malla.

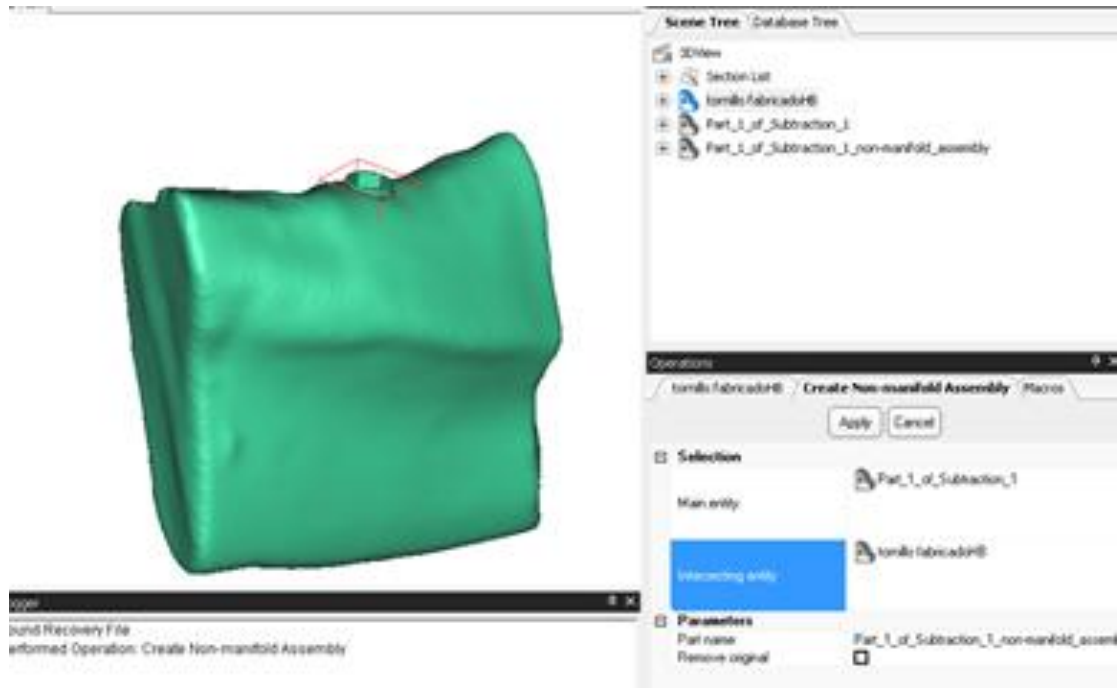


Figura 46 . Interfaz del software 3Matic

En la figura 47 se muestra el modelo discretizado. la malla del modelo fue realizada con el elemento Solid 72 tetraedros y nodo lineal triangular Shell Mesh 200, a partir de estos elementos se creó un modelo de dos piezas 48583 nodos y 262312 elementos fue exportado a través del módulo FE modeler y convertido a un formato compatible en el entorno ANSYS Structural V13.

De otro lado, los volúmenes del modelado CAD fueron discretizados. Se creó una malla con 21925 nodos y 1429 elementos para el tejido óseo, en el implante la malla fue hecha a partir de 32753 nodos y 19259 elementos. En la figura 48 se observa el modelo óseo exportado a ANSYS donde se realizó el *remesh*.

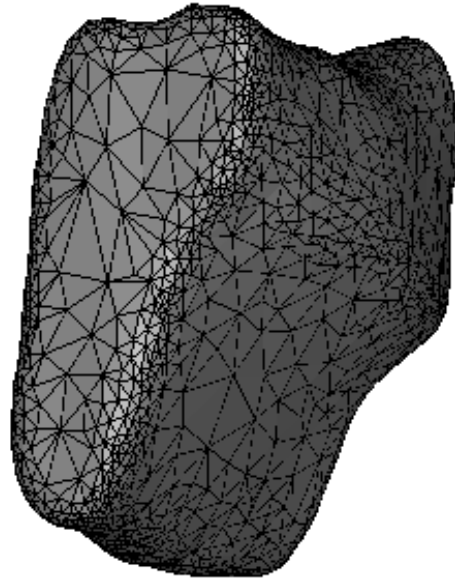


Figura 47. Modelo óseo mallado en 3MATIC®

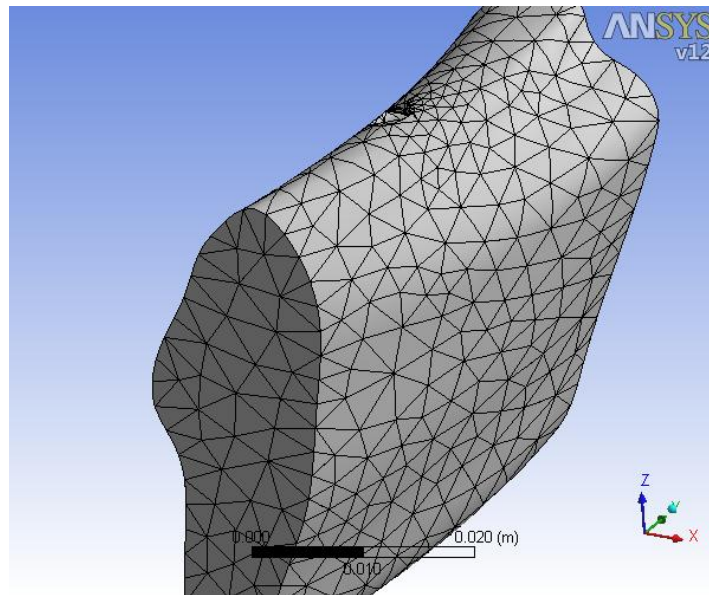


Figura 48. Modelo CAD hueso mallado.

En la figura 49 se puede observar en detalle la calidad de la malla usada para discretizar el modelo del implante.

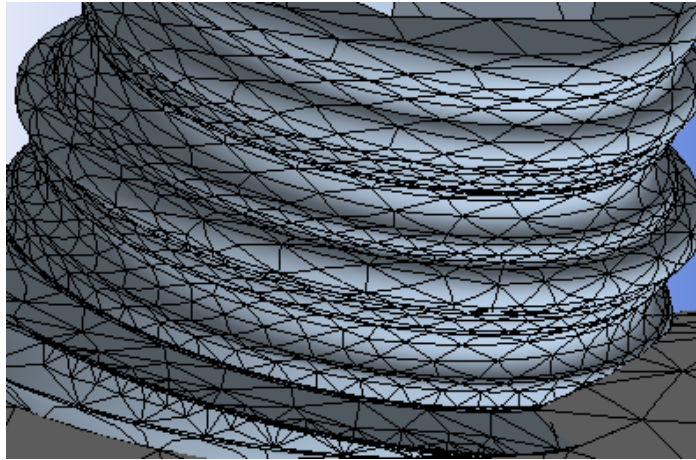


Figura 49. Detalle de la malla en el implante exportado desde un programa CAD.

4.5 ANALISIS POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Por medio del modelo obtenido por técnica imagenológica, se realizaron dos tipos de simulaciones basadas en los ensayos Pull Out y torque de inserción, para conocer los esfuerzos y deformaciones en la interfase ósea y el implante. Adicionalmente se realizó una simulación del ensayo torque de inserción basados en el modelado CAD para comparar los resultados.

En el caso del ensayo de Pull Out fue simulado por MEF, para contrastar los datos obtenidos por simulación, con los resultados experimentales. De esta forma fue posible definir los datos de los materiales para el modelo, la malla del modelo, tipo de contacto y soportes. A partir de la configuración del modelo CAE se realizó posteriormente la simulación del torque de inserción.

4.5.1 Simulación del ensayo Pull Out por MEF

Se conoció que la fuerza máxima de extracción del ensayo experimental fue de 336 N. Este dato fue usado como la carga axial sobre el implante en el modelo CAE. Por simulación se calculó el esfuerzo equivalente y la deformación equivalente de von mises.

En el ensayo de Pull Out fue posible ver que en la región cortical del hueso se localizó una mayor área afectada por la fuerza de extracción, conduciendo a su fractura en mayor proporción con respecto a la región trabecular. En la figura 50 se puede observar el implante y las partes de hueso que fueron removidos, junto con el implante. De igual forma en la figura 51 se muestra la fractura en el hueso cortical de la interfase, producto de la extracción del implante .



Figura 50 extracción del implante ensayo de Pull Out

Por simulación se encontró que los esfuerzos y deformación unitaria de von mises localizados en la región cortical de la interfase fueron los valores con mayor magnitud, similar a lo ocurrido en el ensayo de Pull Out. Por tal motivo se tomaron datos sobre deformación equivalente $\epsilon_{\text{von mises}}$ y esfuerzo equivalente $\sigma_{\text{von mises}}$, en la región cortical de la interfase, como se muestra en la figura 52 y la figura 53. La

media calculada para $\epsilon_{\text{von mises}}$ fue de 0,036 m/m, mientras que ϵ_{omax} calculada en el ensayo de Pull Out fue de 0,037 m/m.

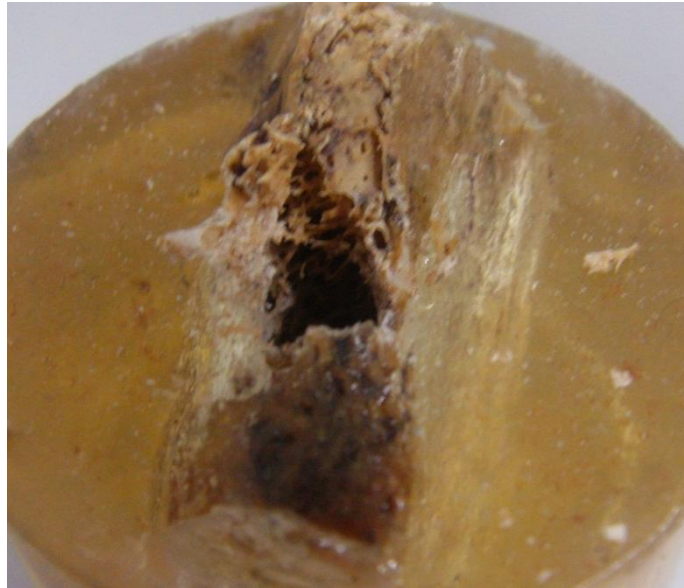


Figura 51 muestra de la fractura en región cortical luego de la extracción del implante

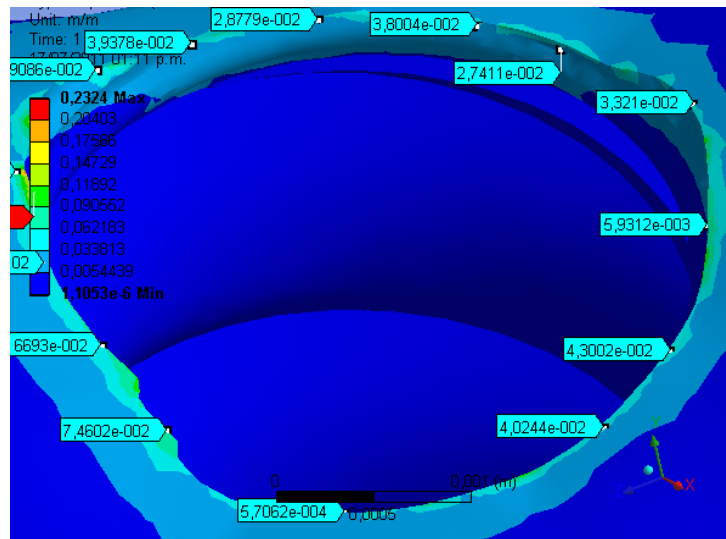


Figura 52 Medición de datos obtenidos por simulación: deformación equivalente

De otro lado, los esfuerzos equivalentes fueron igualmente medidos en la región cortical de la interfase ósea como se puede observar en la figura 53. La media del $\sigma_{\text{von mises}}$ fue de 17,73 MPa; por su parte, el σ_{max} calculado para el ensayo de Pull Out fue de 17,3 MPa.

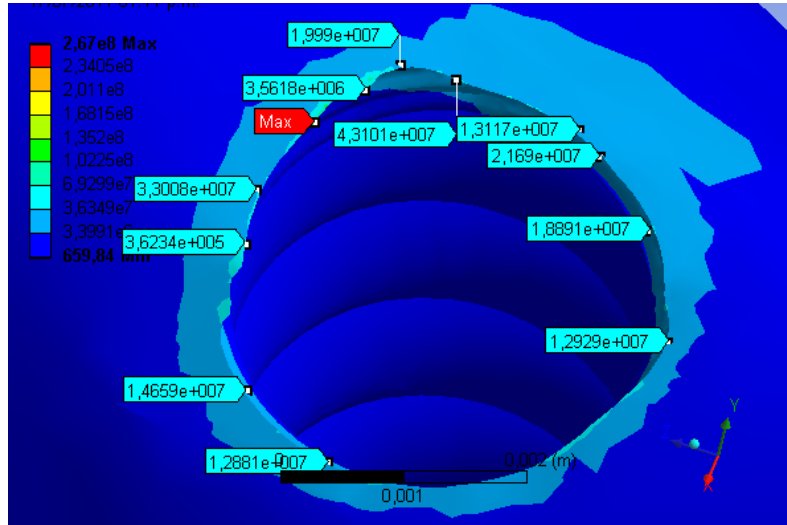


Figura 53 Medición de datos obtenidos por simulación: esfuerzo equivalente de von mises

Al comparar los datos obtenidos experimentalmente con los datos por simulación se encontró una tendencia similar por simulación con respecto al ensayo mecánico por lo cual fue posible contrastar los resultados, de esta forma fue posible aceptar las condiciones y parámetros definidos para la simulación en lo relacionado con el tipo de malla, contactos y las propiedades de los materiales de hueso para definidos para la simulación.

4.5.2 Simulación del ensayo de torque de inserción por MEF

El ensayo de torque de inserción al igual que el ensayo de Pull Out fue simulado por el método de elementos finitos. A diferencia de la simulación con Pull Out, a partir de los datos obtenidos por simulación se tuvo conocimiento sobre los esfuerzos y deformaciones generados en la interfase ósea e implante por efecto del torque de inserción medido experimentalmente.

Las variables de estudio fueron los valores de torque obtenidos experimentalmente: 0,25-0,35-0,4-0,6-0,8 y 1,05 N-m y los materiales probados para el implante, estos materiales fueron: Tiadyne Beta Quenched caracterizado [7], y Ti6Al4V. El mallado con elementos Solid 72 se muestran en la región roscada de la interfase ósea tal como se puede apreciar en la figura 54.

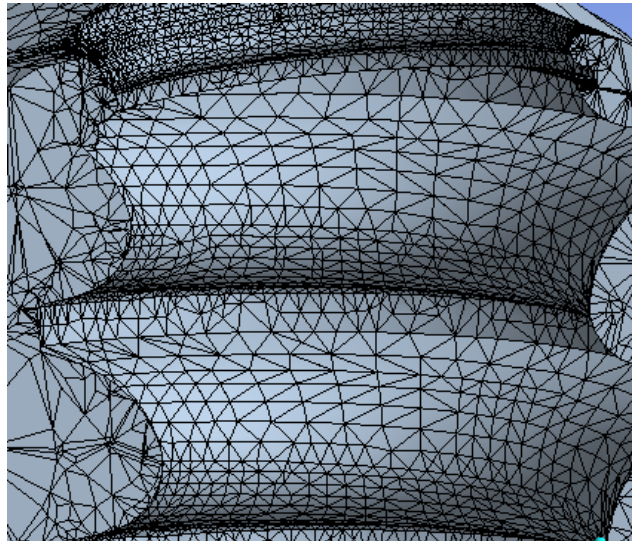


Figura 54. Mallado en la región roscada del hueso del modelo reconstruido por tomografía.

4.5.3 Análisis de esfuerzos

Cada análisis se realizó, teniendo en cuenta los valores de toque de inserción que fueron obtenidos experimentalmente. Los esfuerzos se determinaron por el método de elementos finitos, según la teoría de máxima energía de distorsión de von mises. Se tomaron los valores máximos en la región que simula el material del implante y el tejido óseo.

4.5.3.1 Esfuerzos en el implante

En la tabla 20, se muestran los resultados de los $\sigma_{\text{von mises}}$ medidos en el implante, comparados con los σ_{precarga} teóricos calculados, de acuerdo a cada torque de inserción aplicado en el implante. Según los datos registrados en la tabla, el

esfuerzo de precarga generado para todos los valores de torque de inserción analizados, es inferior al S_y del Tiadyne™ y Ti6Al4V así como este valor es inferior a $\sigma_{\text{von mises}}$ calculados en las simulaciones. De este modo el σ_{precarga} a 0,25 N-m es 35 veces menor que S_y del Tiadyne, 89 veces menor que el S_y del Ti6Al4V; de otro lado el σ_{precarga} generado con un torque de 1,05 N-m es 8 veces menor respecto al S_y del Tiadyne y 21 veces menor al S_y del Ti6Al4V.

Tabla 20. Esfuerzos de von mises en el implante.

Torque de inserción	σ_{precarga} MPa	Equivalent (von mises) Stress Implante $\sigma_{\text{von mises}}$	
		Tiadyne Sy 345 Mpa	Ti6Al4V Sy 880 Mpa
0,25	9,844	62,702	74,91
0,35	13,782	87,733	104,89
0,4	15,75	102,900	118,73
0,6	23,626	150,48	179,8
0,8	33,471	213,19	254,72
1,05	41,343	263,35	314,66

De acuerdo con los resultados (tabla 20), $\sigma_{\text{von mises}}$ medido en el implante con Tiadyne™ y Ti6Al4V, fueron inferiores al S_y de dichas aleaciones. A su vez los $\sigma_{\text{von mises}}$ en el implante con Ti6Al4V fueron mayores en un 16.3% que los valores de $\sigma_{\text{von mises}}$ registrados para el Tiadyne™.

Dicho comportamiento se puede observar en el gráfico de barras correspondiente a la figura 55, se puede comparar los valores de $\sigma_{\text{von mises}}$ medido en el implante para los materiales Tiadyne™ y Ti6Al4V, en cada torque de inserción analizado por simulación.

En el mismo gráfico 55, se hace evidente un aumento de los valores de esfuerzos calculados en las simulaciones hechas con el implante Tiadyne™ y el implante en Ti6Al4V, a medida que se realiza el análisis con un torque de mayor magnitud.

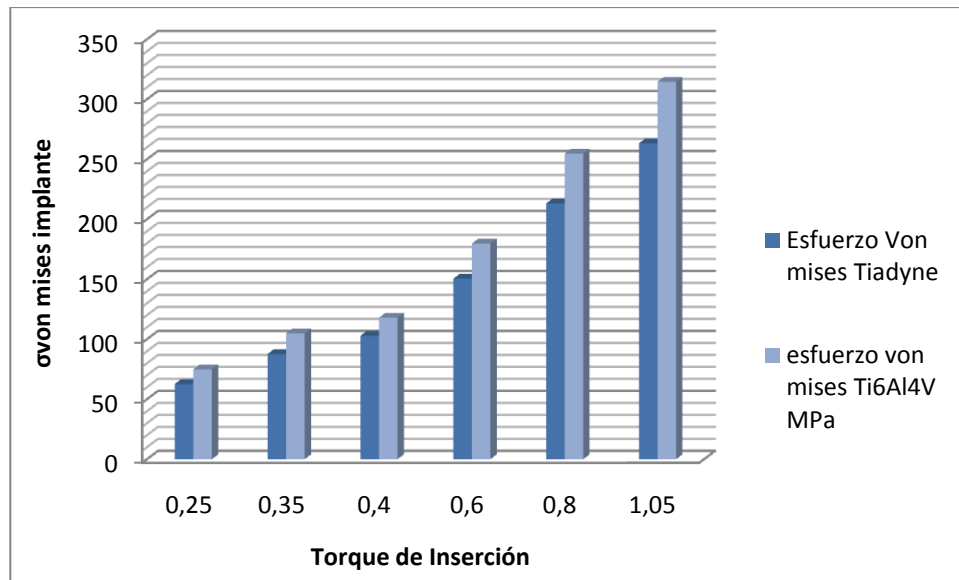


Figura 55. Gráfico de barras criterios de falla esfuerzos en el implante.

Posteriormente se pudo observar las regiones del implante bajo las cuales se presentaron los mayores valores de esfuerzos. Se mostró similar comportamiento en la distribución de esfuerzos de von mises para el Tiadyne™ y para el Ti6Al4V para todas las simulaciones realizadas con los diferentes valores de torque, tal y como se observa en la figura 56.

Los valores de $\sigma_{\text{von mises}}$ con mayor magnitud, se localizaron en el cuerpo del implante, en la región correspondiente a la región roscada de menor área (diámetro de raíz del implante). De igual forma se puede observar, un aumento en el valor de los esfuerzos en la región roscada de la base del perfil de rosca del implante, así como en la rosca interna del implante donde normalmente se inserta el abutment. Se puede entender esta tendencia debido a que en esas regiones se pueden presentar concentradores de esfuerzos por cambios en la geometría que conllevan a la reducción de área.

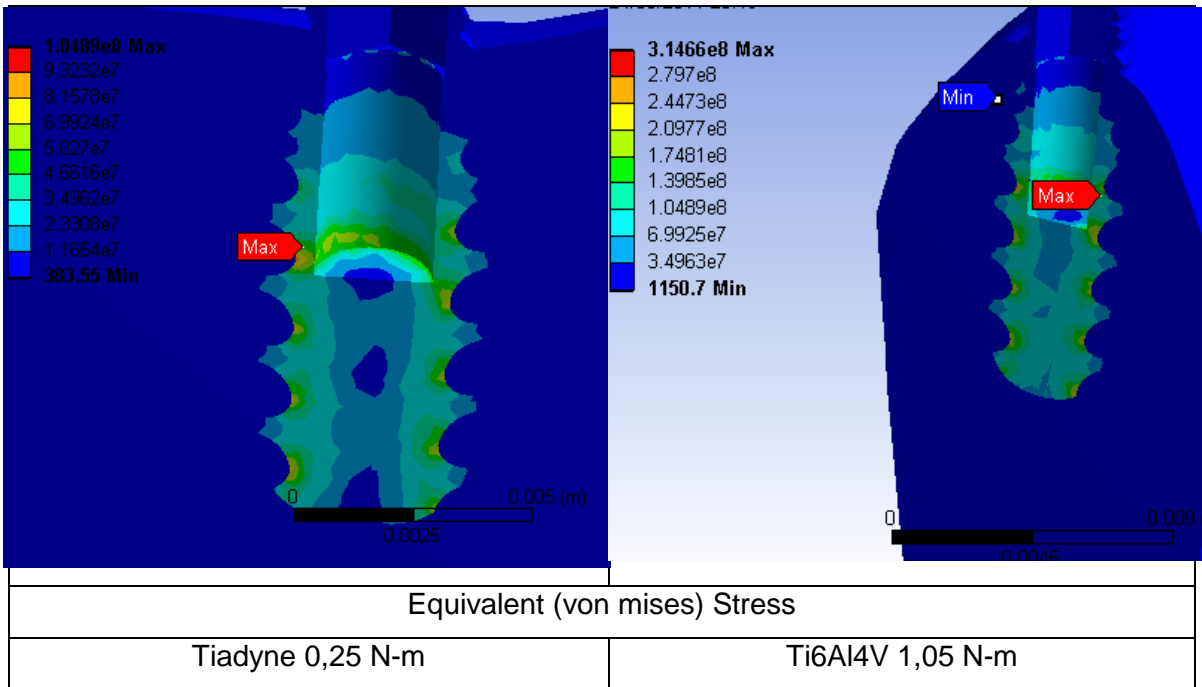


Figura 56. Esfuerzos en el implante. *Equivalent von mises stress*.

4.5.3.2 Esfuerzos en la interfase del tejido óseo

Los esfuerzos en la interfase del tejido óseo fueron igualmente analizados. En la tabla 21 muestra el valor de torque de inserción aplicado en la simulación y los valores de esfuerzos de von mises del material óseo en la interfase según el material del implante.

Los valores de $\sigma_{\text{von mises}}$, muestran un aumento de los valores de esfuerzo a medida que se incrementa el valor del torque de inserción en cada simulación, figura 57. Fueron calculados valores de esfuerzo hasta 29,262 MPa en interfase con el Tiadyne™ y 34,963 MPa en interfase con el Ti6Al4V para el torque de inserción de 1,05 N-m, estos datos fueron proporcionados en la tabla 21.

Los esfuerzos equivalentes $\sigma_{\text{von mises}}$ en la interfase con Ti6Al4V fueron mayores con un 16,4% respecto a la interfase con Tiadyne™. En la figura 57 se muestran los esfuerzos de von mises, comparando el material del implante con la interfase ósea y evaluado según el torque de inserción aplicado.

Tabla 21. Esfuerzos de von mises en el tejido óseo.

Torque de Inserción	Equivalent von mises stress tejido óseo en la interfase	
	Tiadyne MPa	Ti6Al4V MPa
0,25	6,1	7,288
0,35	9,7	11,654
0,4	11,435	12,98
0,6	16,721	19,979
0,8	23,689	28,303
1,05	29,262	34,963

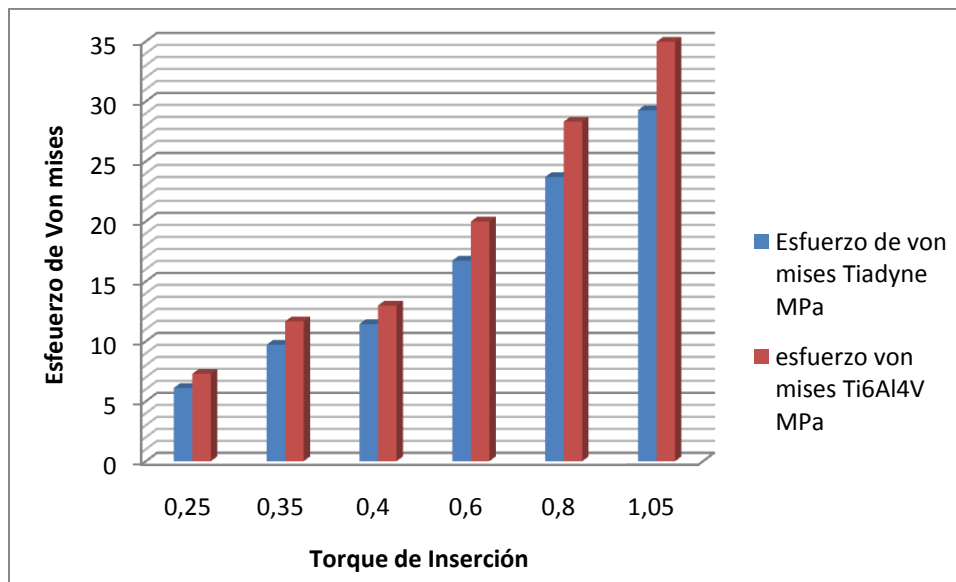


Figura 57. Comparación de esfuerzos de von mises en Tiadyne y T6Al4V y torque de inserción.

Se observó la distribución de los esfuerzos en la interfase ósea con Ti6Al4V y Tiadyne™. Las figura 58a, corresponde a los resultados contrastados con $\sigma_{\text{von mises}}$, calculados por simulación en interfase ósea con implante Tiadyne™ y torque 0,85, seguido de la figura 58b, donde se muestra la interfase ósea con implante Ti6Al4V y torque 1,05.

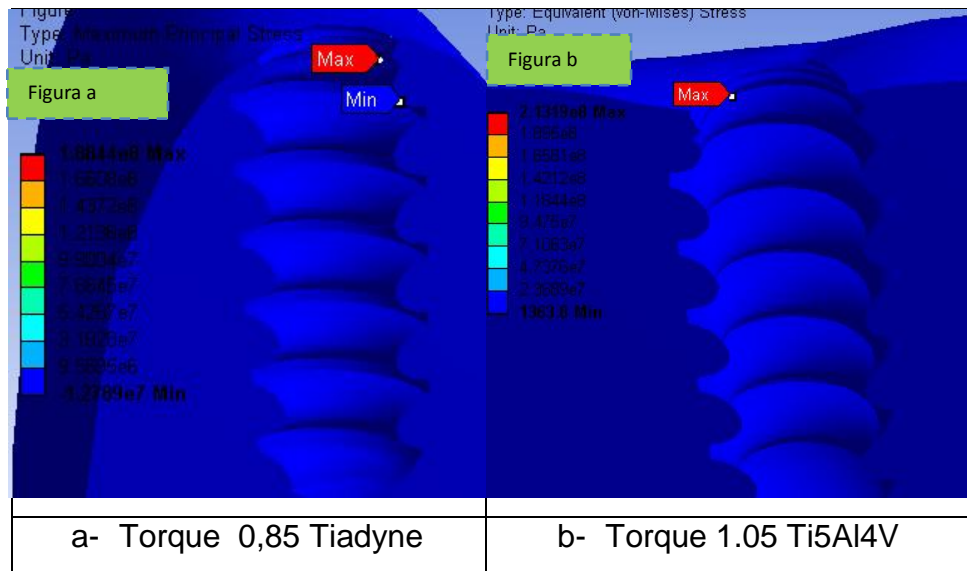


Figura 58. Resultados por simulación, imágenes de la distribución de esfuerzos en la interfase ósea.

4.5.4 Análisis de deformación unitaria

Al igual que los esfuerzos, la deformación unitaria fue obtenida la deformación equivalente a partir del criterio de von mises. Entre los materiales de la interfase las aleaciones usadas para el implante cuentan con una mayor resistencia mecánica comparado con las propiedades mecánicas de hueso. De otro lado, los resultados sobre el análisis de esfuerzos en el implante, mostraron que los valores de esfuerzo obtenido por simulación estuvieron por debajo del S_y en ambas aleaciones, de tal forma que la deformación unitaria producida por efecto del torque de inserción para el material del implante, muestra una tendencia hacia un comportamiento elástico.

La deformación unitaria fue medida en el implante y hueso, comparando los datos al cambiar el material del implante. Este procedimiento se realizó para cada simulación de torque de inserción aplicado sobre el implante. En la tabla 22 se muestra los valores deformación unitaria del material óseo en la interfase y el

implante, según el material del implante y el valor de torque de inserción aplicado en la simulación.

Tabla 22. Deformación unitaria (von mises)

Torque de inserción N-m	Equivalent Von Mises Strain hueso con interfase		Equivalent Von Mises Strain implante	
	Tiadyne m/m	Ti6Al4V m/m	Tiadyne m/m	Ti6Al4V m/m
0,25	0,0122	0,0081	0,0027	0,0010
0,35	0,0171	0,0114	0,0029	0,0013
0,4	0,0306	0,0133	0,0034	0,0014
0,6	0,0394	0,0196	0,0046	0,0022
0,8	0,0417	0,0278	0,0072	0,0031
1,05	0,0515	0,0344	0,0089	0,0043

Según los datos de la tabla 22, los valores de deformación unitaria aumentaron a medida que aumentó el valor del torque de inserción en los análisis. Las deformaciones unitarias registradas fueron de mayor valor en el tejido óseo que en el implante. No obstante los valores de deformación unitaria fueron mayores en la interfase ósea con implante Tiadyne™ comparado con la interfase ósea con implante Ti6Al4V.

A partir de los análisis realizados por simulación, se tomaron las imágenes presentadas en la figura 59 sobre deformación equivalente de von mises para los valores de torque de 0,6, 0,85 y 1,05 comparando las dos interfases óseas con Tiadyne™ y Ti6Al4V. Se observa en todas las imágenes analizadas que los valores con mayor deformación unitaria de von mises, se encuentran principalmente en la región cortical y los primeros hilos de rosca.

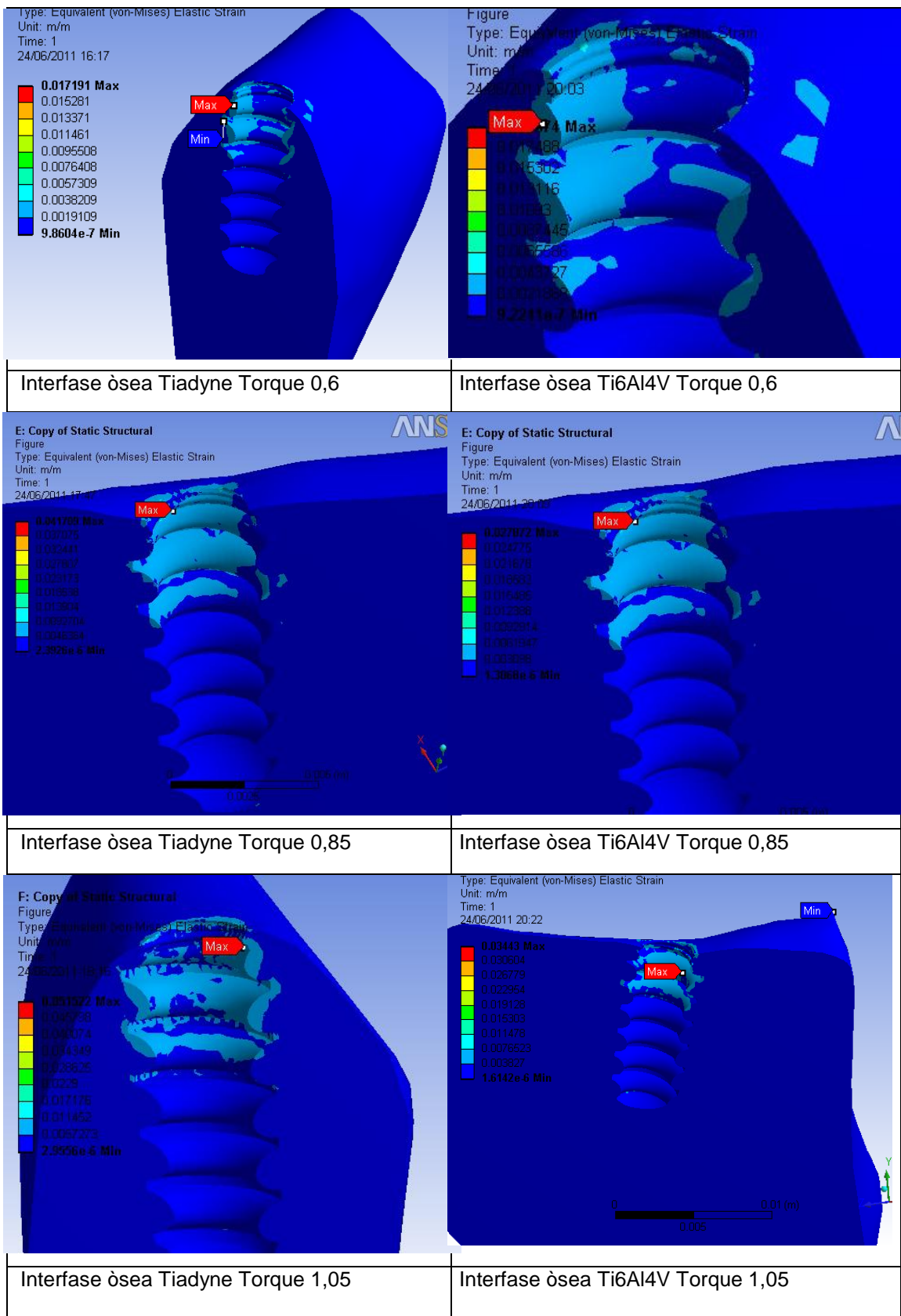


Figura 59. Distribución de deformación unitaria en la interfase ósea.

Los valores de deformación unitaria evaluados fueron convertidos a microdeformaciones. De este modo, fue posible conocer el nivel de microdeformación en la interfase ósea analizada por simulación [17]. Los resultados fueron tabulados en el gráfico de barras de la figura 60 sobre nivel de microdeformaciones en el hueso.

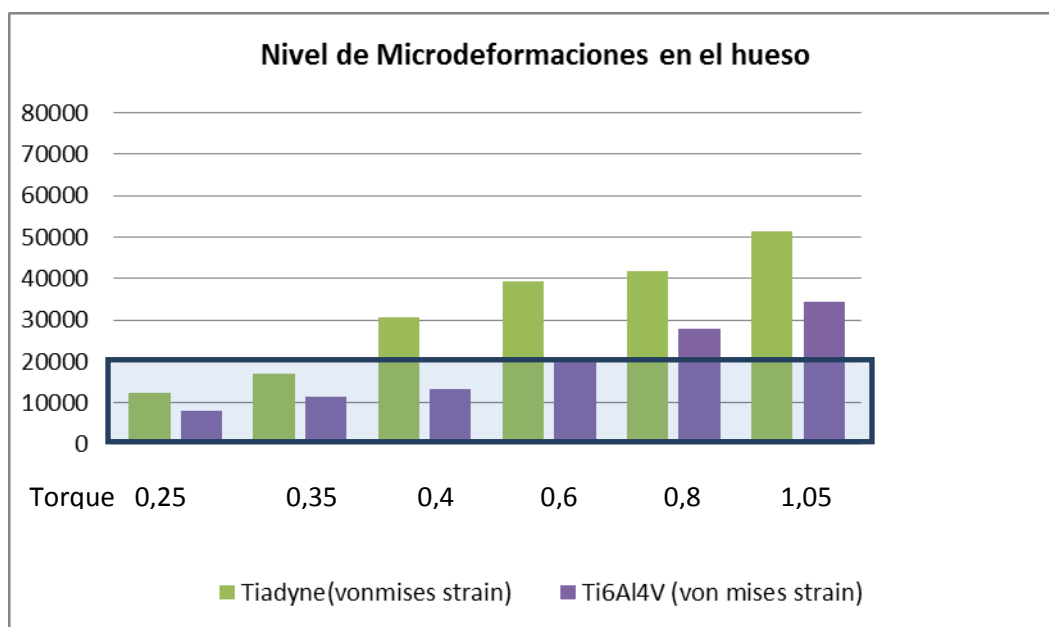


Figura 60. Nivel de microdeformaciones en el hueso por efecto del torque de inserción.

Según Frost las microdeformaciones entre 10000 y 20000 equivalen al 1% y 2% de la deformación, en este punto se presenta fractura espontanea. Sin embargo bajo estos valores de microdeformación ósea, se da la remodelación ósea [16][17].

En ese orden de criterios, se puede observar que las microdeformaciones generadas en la interfase con Tiadyne™ y Ti6Al4V que están por debajo del 2% de la deformación corresponden a las microdeformaciones producidas por toque de inserción con valores entre 0,25 y 0,35 N-m. Sin embargo en el análisis con valor de torque de inserción 0,4 N-m, las microdeformaciones en la interfase Ti6Al4V aún se encuentran dentro del rango deformabilidad recomendada para la

remodelación ósea hasta el 2%. En el caso de las simulaciones realizadas con valores de torque de 0,6, 0,8 y 1,05 se muestra que el valor de las microdeformaciones está por encima del 2% de deformación [17][18].

4.5.5 Comparación de resultados por tipo de modelo usado en la Simulación

De otro lado, el modelado CAD fue usado para realizar una simulación por elementos finitos con el propósito de comparar los resultados de esfuerzos y deformaciones generados en la interfase hueso Ti6Al4V y Tiadyne™, con los resultados obtenidos en el análisis realizado con el modelo obtenido a partir de tomografías. Se corrió un análisis bajo las mismas condiciones de región de contacto, soportes, tipo de carga y herramientas de análisis. La magnitud de la carga usada en la simulación fue 0,35 N-m.

Los resultados sobre esfuerzos y deformaciones unitarias se presentan a continuación en las tablas 23 y 24, en las cuales se comparan los esfuerzos de von mises generados en las interfases óseas, con implante en material Tiadyne™ y Ti6Al4V en las simulaciones hechas a partir del modelo reconstruido virtualmente por técnica imagenológica, con respecto a los resultados obtenidos en la simulación a partir del modelo CAD.

Tabla 23. Comparación de Esfuerzos de von mises generados en las interfases Tiadyne™ y Ti6Al4V, según el método usado para la obtención de los modelos virtuales 3D

		Modelo técnica imagenológica				modelo CAD			
		implante		Interfase ósea		implante		Interfase hueso	
torque	σ precarg a MPa	Tiadyne Sy 345 Mpa	Ti6Al4V Sy 880 Mpa	Tiadyne MPa	Ti6Al4V MPa	Tiadyne MPa	Ti6Al4V MPa	Tiadyne MPa	Ti6Al4V MPa
0,35	17,1	87,733	104,89	9,7	11.654	267	273	13,9	17,72

Según los resultados obtenidos en la simulación realizada con los dos modelos, los esfuerzos de von mises calculados o generados en la simulación por modelo CAD fueron mayores en las dos interfases óseas, comparados con los esfuerzos de von mises generados en las interfases óseas Tiadyne y Ti6Al4V, analizadas desde el modelo obtenido por técnica imagenológica. Sin embargo estos datos coinciden en la tendencia sobre mayores esfuerzos presentes en el implante con Ti6Al4V.

Tabla 24. Comparación de datos referentes a Deformación unitaria equivalente en la interfase ósea según el método usado para la obtención del modelo de prueba tridimensional virtual.

Modelado técnica imagenológica		Modelado CAD		
Torque de inserción N-m	Equivalent Von Mises Strain interfase ósea		Equivalent Von Mises Strain interfase ósea	
	Tiadyne m/m	Ti6Al4V m/m	Tiadyne m/m	Ti6Al4V m/m
0,35	0,017100	0,011400	0,0321	0,018

Al igual que en la comparación de los valores de esfuerzos de von mises, las deformaciones unitarias fueron mayores en la simulación realizada a partir del modelo CAD. La diferencia de los resultados por deformación unitaria según el método, es significativo desde el análisis de los valores de microdeformaciones puesto que el resultado con la simulación hecha a partir del modelado CAD en la interfase ósea con Tiadyne™ la deformación unitaria fue 0,0321. Este valor al ser convertido a microdeformaciones equivaldría a 32100 microdeformaciones por lo cual este valor estaría por encima del 2% de microdeformación recomendado para sugerir la remodelación ósea frente a ese valor de microdeformación.

En consecuencia, según los resultados en la simulación basados en el modelado CAD, para un torque de inserción de 0,35 N-m aplicado sobre el implante propuesto con material Tiadyne™, este material no sería recomendable para usar

como implante dado que las microdeformaciones para este valor de torque superarían el valor de microdeformaciones limite recomendadas 20000 $\mu\epsilon$.

En la figura 61 se muestra la imagen obtenida en la simulación basada en el modelo CAD, donde se puede apreciar la distribución de deformación unitaria generada en la interfase ósea con implante propuesto en Ti6Al4V

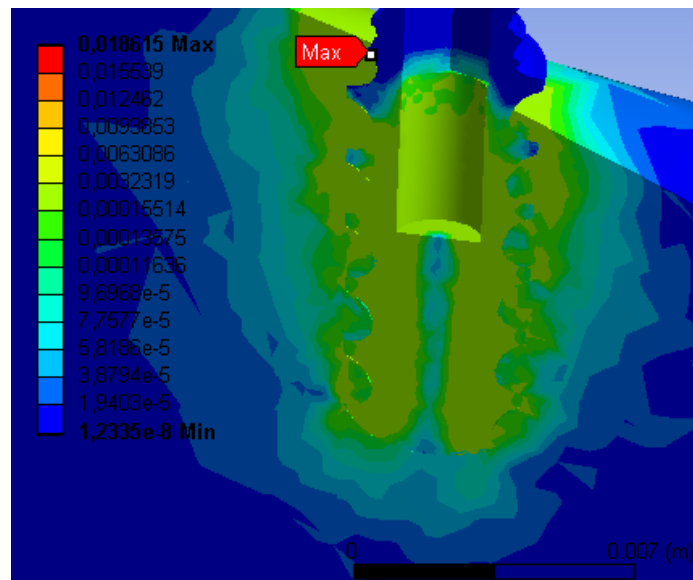


Figura 61. Deformación unitaria equivalente generada en la interfase con Ti6Al4V por efecto de un torque de inserción de 0,35 N-m.

5 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El desarrollo experimental del presente trabajo de investigación, se basó en las condiciones biomecánicas estáticas, el cual consistió en aplicar un torque de inserción sobre el implante para ser ajustado en el tejido óseo; a partir de este hecho, se generaron esfuerzos y deformaciones unitarias en la interfase hueso implante, debido a que el tipo de carga aplicada aumentó la presión entre el implante y el hueso se producen tensiones axiales y cortantes que van desde el implante hacia el tejido óseo de la interfase.

De este modo, a partir del modelo propuesto, fue posible estimar la influencia de dos materiales a base de titanio aleado, con diferente módulo de elasticidad usados en el implante; su influencia en la interfase fue conocida evaluando los niveles de esfuerzo y deformación unitaria, generados bajo una carga biomecánica como lo fue en el presente caso, el torque de inserción. A continuación se precisa un análisis de los resultados en cada una de las fases experimentales del trabajo de investigación.

5.1 SOBRE EL TORQUE DE INSERCIÓN

De acuerdo con los resultados de torque de inserción, se analizó si el torque está relacionado con la densidad de las probetas y la resistencia a la extracción del implante. Para responder estas preguntas, los datos de torque fueron relacionados de acuerdo a la densidad aparente de cada probeta Sawbone®, así como también fue relacionado con los datos obtenidos en el ensayo de Pull Out. Los resultados fueron posteriormente fueron graficados.

En la figura 62, el gráfico de dispersión presenta la distribución de datos del torque de inserción medido, según ensayo norma ASTM F543, con los datos sobre densidad aparente calculada desde los valores HU obtenidos por tomografía. En este gráfico se observa una relación proporcional entre torque de inserción y

densidad con respecto a las muestras ensayadas; es evidente la diferencia de densidades entre las probetas de tejido óseo y las probetas de sawbone®.

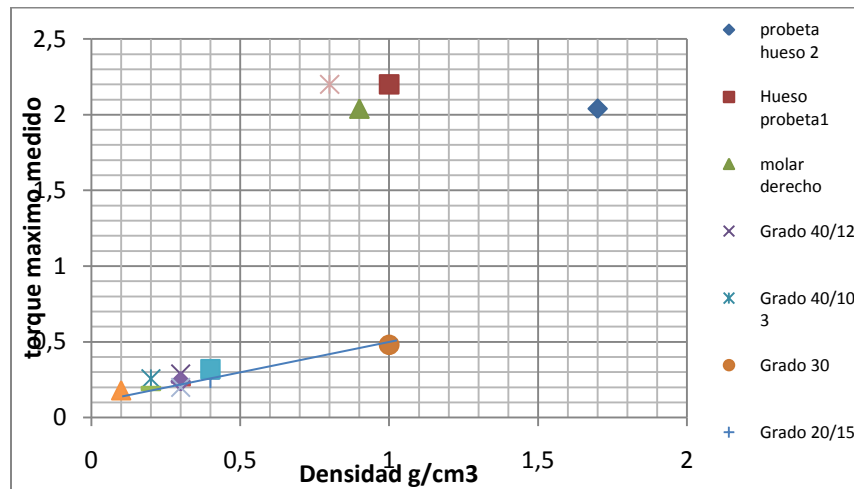


Figura 62. Gráfico de dispersión Torque máximo medido vs densidad en gr/cm^3 .

Sin embargo se muestra un aumento del torque de inserción a medida que se realizó el ensayo con una probeta de mayor densidad. Esta tendencia no está claramente definida para los datos de torque de inserción en probetas óseas, lo cual se entiende porque la densidad del hueso se caracteriza por su alta variabilidad y en consecuencia la variabilidad de la resistencia mecánica del tejido.

Otro aspecto a tener cuenta relacionado con densidad, tiene que ver con las probetas Sawbone® combinadas. Estas probetas fueron diseñadas de tal forma que la probeta de mayor densidad se usó para simular el hueso cortical, mientras el Sawbone® de menor densidad simuló el hueso trabecular. Los ensayos de torque realizados con probetas combinadas fueron 30/12 y 20/12. Se compraron los datos de torque medidos entre las probetas de Sawbone® sin combinar y las probetas con densidad combinada. Las probetas Pcf 30 y la probetas Pcf 20 registraron valores de torque de 1 y 0,35 N-m, los torques fueron mayores con respecto a las probetas combinadas, como es el caso de Pcf 30/12 y Pcf 20/12 con 0,8 y 0,25 N-m. De manera que el valor del torque de inserción para estos

casos fue influenciado principalmente por el tipo de densidad de mayor área de contacto con el implante en este caso fue la región de densidad menor.

En las probetas Pcf12, Pcf15, Pcf 20 y Pcf 20 combinadas, se mostró una tendencia de valor del torque de inserción medido entre 0,25 hasta 0,35 N-m. Lo cual muestra que los valores de torque medidos experimentalmente dentro de estas densidades, se encuentran dentro del rango del torque de inserción 0,35 N-m, usado por los implantólogos para realizar los procedimientos quirúrgicos de inserción de implantes dentales. [16][17].

5.1.1 Torque de inserción y Pull Out

El torque de inserción fue relacionado con la fuerza de Pull Out o fuerza de extracción del implante en la interfase hueso-implante tal y como se muestra en la figura 63.

De otro lado, pese a que la probeta Pcf 30 registró el mayor torque de inserción con un valor de 1 N-m y el mayor valor aproximado de Pull Out de 750 N, seguido de la probeta con densidad combinada Pcf 30/20 con un torque de inserción de 0,9 N-m y Pull Out aproximado de 500 N; se encontró que pese a que las probetas de hueso de mandíbula registraron una media del valor de torque de inserción por 1,2 N-m, la resistencia de Pull Out, estuvo en el rango de valores de Pull Out 300 - 400 N, similar a los valores obtenidos para probetas Pcf 20 y densidad combinada con Pcf 20.

Sin embargo existe una gran diferencia entre el valor de torque de inserción de las probetas Pcf 20 y densidad combinada con Pcf 20, con el torque medido en las probetas óseas.

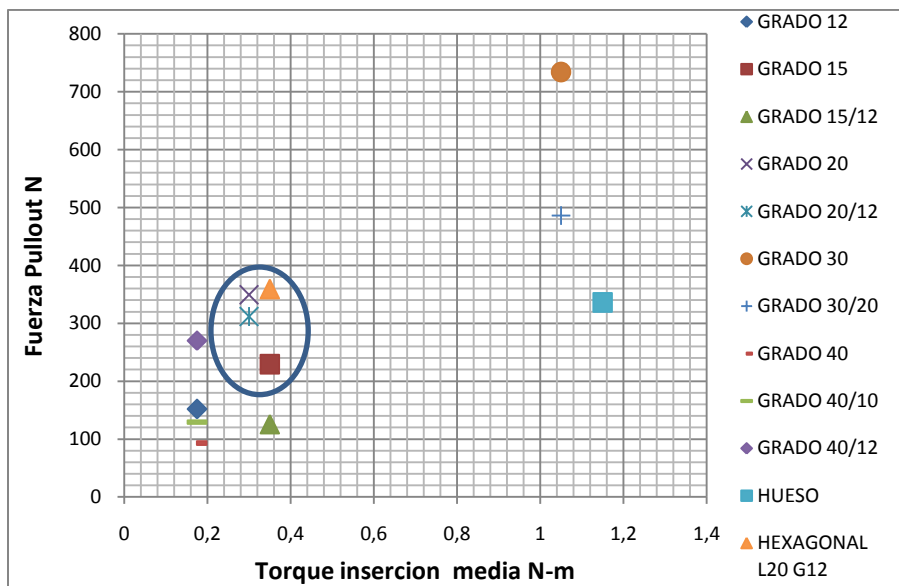


Figura 63. Gráfico de dispersión Fuerza de Pull Out medido en Newtons (N) Vs torque de Inserción (N-m).

Es importante mencionar que el ensayo de torque de inserción es realizado cumpliendo un número específico de vueltas establecido por norma [26]. En los ensayos, se experimentó el mayor valor de torque en la última vuelta, en algunos casos, se presentó fractura en la región cortical por lo cual se evidencia que los esfuerzos producidos en el hueso por efecto del torque de inserción superaron en esos casos el esfuerzo máximo y el esfuerzo último admisible en esa región de la probeta ensayada.

De esta forma si los valores de torque de inserción muestran que la región cortical se presenta fractura lo cual indicaría que el torque máximo medido es superior al que realmente se requiere para hacer la inserción de un implante.

No obstante, en casos clínicos se utiliza un torque de inserción de 0,35 N-m hasta 0,7 N-m como lo hace la compañía Nobel con su implante Nobel active.

5.2 SOBRE EL ENSAYO DE PULL OUT

De otro lado el ensayo de Pull Out establecido por la norma ASTM F543 esta propuesto principalmente para implantes ortopédicos. De modo que los resultados referidos en la norma F1839 para el ensayo de Pull Out con las probetas de Sawbone®, están dados en función de una prueba hecha con un implante de mayor diámetro y longitud con respecto al usado en este trabajo de investigación. Por esta razón se podría explicar por qué los resultados obtenidos por Pull Out en probetas sin combinar estaban fuera de rango. Sin embargo, se prepararon probetas con el mismo diámetro, 5 mm de implante pero mayor longitud de 20 mm. El implante fue insertado en probeta sawbone® Pcf 12, los resultados de la fuerza de Pull Out se encontraron dentro del rango de fuerzas definidos por tabla.

Con esta comprobación se tomaron los resultados en el ensayo de Pull Out para calcular el esfuerzo de fluencia, la deformación unitaria en el límite elástico y los módulos de elasticidad y rigidez de la interfase hueso. Es así como a partir de un ensayo destructivo fue posible obtener los datos de esfuerzos y deformaciones unitarias en el límite elástico de la interfase con fines de ser comparados con los esfuerzos y deformaciones unitarias calculadas según la magnitud de la carga aplicada y evaluados bajo herramientas de solución por simulación.

De igual forma, a partir de los ensayos de Pull Out, realizado a las probetas de sawbone® y probeta ósea, se pudo establecer una tendencia sobre la resistencia mecánica del hueso analizado en las tomografías, con respecto a las probetas de sawbone®. En este estudio, la resistencia de extracción se encontró una tendencia similar entre en las probetas de sawbone® Pcf 20 y la probeta ósea como se pudo observar en la gráfica de esfuerzo Vs deformación unitaria de la figura 40, por lo cual, se pudo corroborar con respecto a los datos analizados para conocer la resistencia mecánica del tejido óseo usado en la simulación [17], que según las propiedades del Sawbone® Pcf 20, la resistencia del hueso tomografiado corresponde principalmente a la resistencia de hueso trabecular [46].

5.3 SOBRE TÉCNICA IMAGENOLÓGICA

La técnica imagenológica usada para reconstrucción 3D a partir de imágenes tomográficas, permitió un interesante desarrollo dentro del trabajo de investigación, relacionado con la reconstrucción virtual 3D del hueso de mandíbula, el cual puede ser extrapolado a reconstrucciones complejas sobre diferentes partes del cuerpo de tal forma que se hace factible realizar la geometrización de un volumen complejo para ser modelado por herramienta software CAD convencional.

El aspecto más relevante sobre esta técnica, desde el punto de vista científico, está relacionado con los valores de densidad basados en escala Hounsfield, porque no solo permite cualificar la densidad de un tejido a través de sus valores de escala, sino que es posible cuantificar las escalas HU a partir de una curva de calibración y obtener la densidad aparente de un material, tal y como fue posible en este trabajo de investigación; esta información se puede corroborar en la tabla 17. De modo que, a partir de una ecuación lineal conocida como la curva de calibración, se podría conocer los valores densidad en materiales como el hueso, caracterizado por la variabilidad en la densidad y resistencia mecánica de sus tejidos óseos cortical y tejido óseo trabecular. Con el uso de esta técnica imagenológica, las densidades óseas serían conocidas a escala HU y densidad aparente, según sea caso.

5.4 SOBRE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Por medio del método de elementos finitos se realizaron las simulaciones para conocer los esfuerzos y deformaciones de von mises aproximados, producidos en la interfase hueso-implante, basado en cargas biomecánicas estáticas como lo es el torque de inserción sobre un implante a ser insertado en la matriz ósea, el cual no es posible medir y cuantificar experimentalmente.

5.4.1 Sobre esfuerzos en la interfase ósea

En la tabla 25, se muestran los valores de esfuerzo de la interfase en el límite de fluencia, obtenido experimentalmente en los ensayos de Pull Out, para las probetas de sawbone y hueso y los valores de esfuerzo de von mises calculados en la simulación. En la tabla se relacionó la magnitud del S_y en la interfase con el valor de esfuerzo de von mises clasificando las probetas dentro de los rangos de torque donde el S_y de la interfase fuera mayor o igual a los esfuerzos de von mises, puesto que bajo estas condiciones de comparación se generan esfuerzos con comportamiento elástico en la interfase ósea dentro del rango de torque de inserción sobre el cual se clasificaron los datos.

Tabla 25. Esfuerzos en la interfase osea comparados con el esfuerzo de la interfase en el limite de fluencia

Probeta	Esfuerzo de la interfase en el límite de fluencia S_y (MPa)	$\sigma_{\text{ precarga}}$ MPa	Equivalent von mises Stress sobre Hueso FEM	
			Tiadyne MPa	Ti6Al4V MPa
Pcf 20/12	6,78382	(T=0,25)	6,1	7,288
Pcf 15	7,15815	9,844		
Pcf 20	11,4069	(T=0,35)	9,7	11,654
Hueso	9,71736	13,782		

Considerando el esfuerzo de precarga para los torques 0,25 y 0,35, las probetas Pcf 20/12 y Pcf 15 tienen el S_y de la interfase por valores superiores a los esfuerzos obtenidos por simulación en el Tiadyne™ 6,1 MPa, pero son inferiores al valor de esfuerzo en el límite elástico con la interfase Ti6Al4V. Sin embargo sobre este tipo de probetas el valor de torque de inserción de 0,25 N-m podría presentar esfuerzos inferiores al límite elástico.

Finalmente las probetas sometidas a ensayo de Pull Out Pcf 20 y probeta hueso con valores de esfuerzo de fluencia en la interfase ósea correspondientes a 11,4 y 9,7 MPa, presentan esfuerzos superiores a los esfuerzos de von mises calculados para torque de 0,35 N-m con la interfase en Tiadyne™ pero sus valores de S_y están por debajo de los valores de esfuerzo equivalente de von mises de la interfase ósea con Ti6Al4V.

No obstante las probetas con propiedades similares a Pcf 20 o la probeta ósea podrían recibir un torque de inserción de 0,35 N-m y alcanzar esfuerzos en la interfase inferiores al esfuerzo de fluencia de la interfase ósea. Sin embargo el valor de torque medido experimentalmente para esta probeta fue de 0,8 N-m, lo cual podría indicar que la interfase ósea de esta probeta alcanzó valores de esfuerzos superiores al S_y medido experimentalmente.

Posteriormente se corrió una simulación de torque de inserción a 0,35 N-m sobre el implante, para conocer los valores de esfuerzo equivalente con Tiadyne™ y Ti6Al4V, con fines de comparación de los resultados en esta simulación con la tendencia de los resultados en cuanto a los valores de esfuerzos conocidos en las simulaciones realizadas anteriormente con Tiadyne™ y Ti6Al4V insertados en hueso.

En la figura 64 se muestra dos imágenes sobre la simulación realizada al implante con material Tiadyne™ y Ti6Al4V. Como se mencionó anteriormente se aplicó un torque de 0,35 N-m. Los valores de esfuerzos equivalentes de von mises en el implante no mostró una diferencia significativa en los análisis realizados con ambos materiales. Sin embargo algunos valores de esfuerzos de von mises en el implante con material Ti6Al4V son mayores con respecto a los valores medidos en la simulación realizada con implante Tiadyne™, por lo cual se podría decir que hay una tendencia donde se presenta mayores esfuerzos en el implante Ti6Al4V.

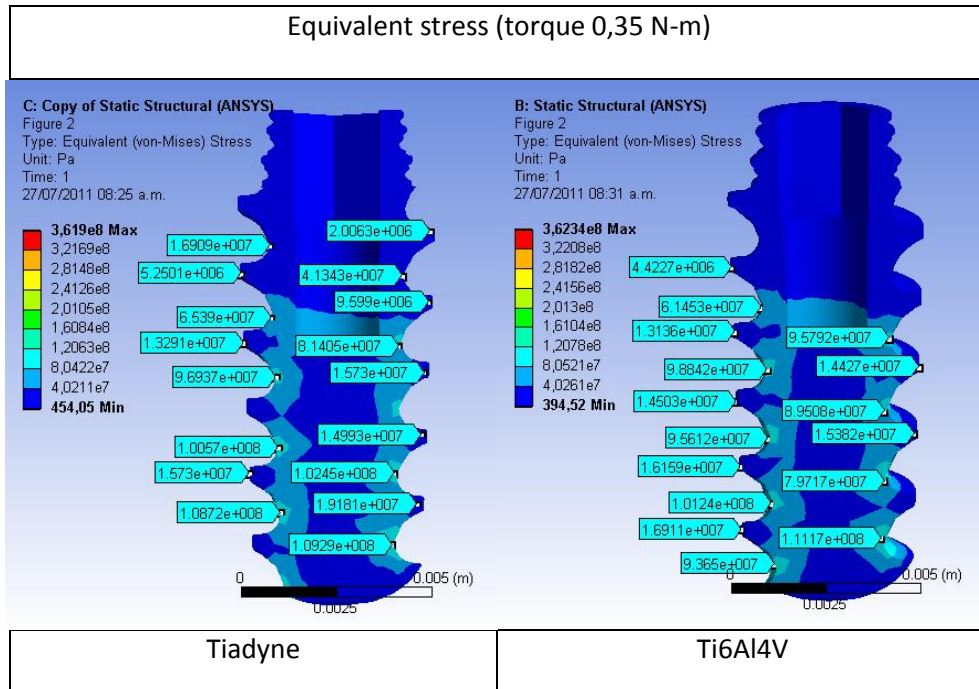


Figura 64 simulación de torque de inserción 0,35 N-m

5.4.2 Sobre las deformaciones en el hueso

De acuerdo a los resultados sobre deformación unitaria, se registraron mayores deformaciones unitarias en el tejido óseo en la interfase con Tiadyne™ respecto a la interfase ósea con Ti6Al4V, pese a que se esperaba se diera la misma tendencia presentada en el análisis de esfuerzos donde la interfase ósea con Ti6Al4V tuvo mayores valores de esfuerzos.

En consecuencia, se quiso conocer si este comportamiento sería el mismo al realizar la simulación aplicando sobre el implante un torque de 0,35 N-m. En la figura 65 se muestra los resultados obtenidos por simulación sobre deformación unitaria del implante Tiadyne™ y Ti6Al4V. Se encontró que los valores de deformación unitaria en el implante Tiadyne™ fueron mayores comparados con los valores de deformación unitaria del implante con material Ti6Al4V. Por lo cual se pudo establecer que existe una misma tendencia en los resultados por simulación, para el análisis realizado con el implante y el análisis realizado con el implante insertado en la interfase ósea.

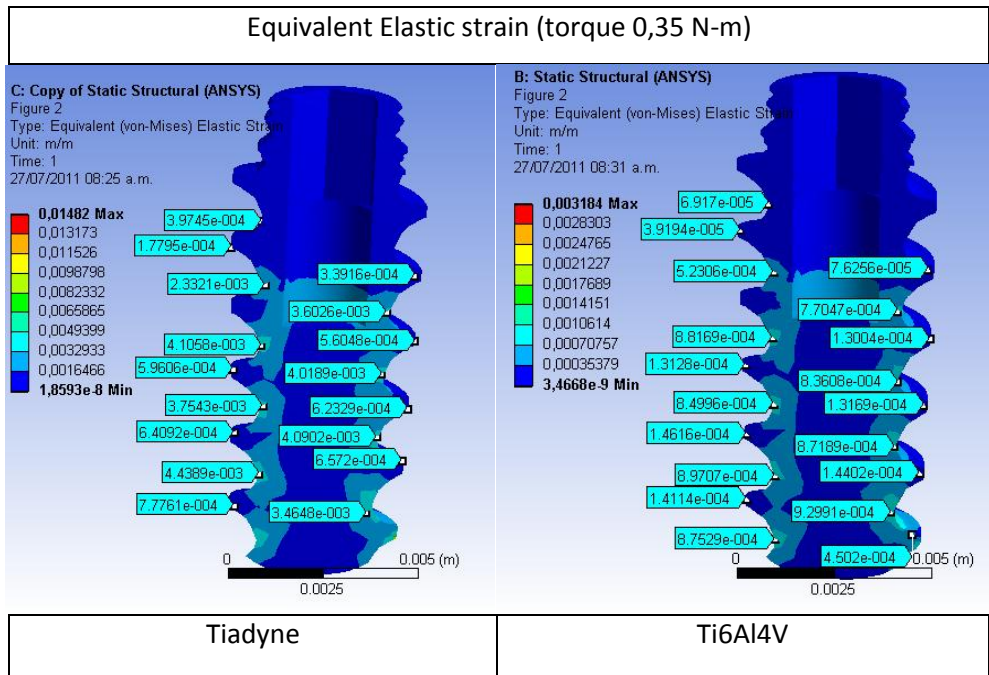


Figura 65. Deformación unitaria en el implante

5.4.3 Sobre las microdeformaciones en el hueso en la región de la interfase

Las microdeformaciones son directamente proporcionales a las deformaciones unitarias por lo cual estos valores siguieron la misma tendencia mostrada en la deformación unitaria. En consecuencia las microdeformaciones en el hueso medidos en la interfase con Tiadyne™ fueron mayores con respecto a la simulación realizada con el implante en Ti6Al4V.

Según Frost las microdeformaciones con valores inferiores a $20000 \mu\epsilon$, corresponden al 2% de la deformación ósea. Para este caso de estudio los niveles de microdeformación ósea evaluados en la interfase ósea, alcanzaron el 8% de su deformación. Según las microdeformaciones óseas que están por debajo o sobre el 2% de la deformación corresponde a las interfases óseas con Tiadyne™ y Ti6Al4V para valores de torque de inserción entre 0,25 N-m y 0,35 N-m.

6 CONCLUSIONES

El torque de inserción medido experimentalmente sobre probetas con diferentes densidades, mostró una relación de proporcionalidad con la densidad de la probeta, dado que el valor de torque sobre el implante aumentó a medida que la densidad de la probeta era mayor. Para las pruebas realizadas con probetas combinadas, la variación o incremento del valor de torque estuvo marcada por el valor de densidad de la región con mayor área de contacto, es decir la región que simuló la el tejido trabecular. Es por ello que para una probeta Pcf 20/12 el torque de inserción medido fue menor comparado con el torque para una probeta Pcf 20.

De igual forma el torque de inserción y la fuerza de Pull Out mostraron una relación proporcional para las probetas que fueron ensayadas en el presente trabajo. Esta relación fue más evidente entre probetas con diferencia significativa en sus densidades Pcf 12 y Pcf 30 respecto de densidades cercanas como Pcf 12 y Pcf 15.

En probetas con densidad combinada, el torque de inserción y la fuerza por Pull Out, fueron igualmente influenciados por las densidades de la probeta, es decir los datos de torque y Pull Out se dieron en valores intermedios con respecto a las densidades mayores y menores que formaron parte de la probeta combinada. En otras palabras, si se toma como referencia las probetas Pcf 12 Pcf 20/12 y Pcf 20, el valor de torque y Pull Out entre una probeta Pcf 20 y una probeta Pcf 20/12 fue menor en la probeta con densidad combinada, pero su valor de torque y Pull Out fue mayor que los datos registrados de torque y Pull Out para la probeta de menor densidad Pcf 12.

Las probetas Sawbone están fabricadas con diferentes densidades para simular las propiedades del tejido óseo cortical y trabecular. Sin embargo el tejido óseo o masa ósea de la mandíbula no es completamente cortical o completamente trabecular [2] por lo cual podría relacionarse con una probeta de densidades pcf

combinadas, de tal forma que la probeta de mayor densidad contribuye en el aumento proporcional de la resistencia mecánica del bloque de prueba.

Fue posible establecer una tendencia entre el torque de inserción y el esfuerzo de fluencia medido experimentalmente por Pull Out, dado que el S_y y deformación unitaria de la interfase es comparada con los esfuerzos y deformaciones unitarias de von mises obtenidos en la simulación calculados en función del valor de torque de inserción.

A partir de los modelos de elementos finitos y pruebas físicas, se pudo conocer que para la muestra de probetas ensayadas, es posible establecer que los valores de torque de inserción entre 0,25 y 0,35 N-m son los adecuados para que en la interfase hueso implante, porque los esfuerzos generados bajo la carga biomecánica de torque estarán por debajo del valor de esfuerzo de fluencia del material más frágil o menos resistente de la interfase hueso implante como se pudo ver en la comparación de esfuerzos de fluencia en la interfase obtenidos por Pull Out con los esfuerzos de von mises, calculados a partir del torque de inserción bajo el modelo de simulación. Además los rangos de torque de inserción mencionados al inicio del párrafo, coinciden con los valores de torque usados en clínica para insertar implantes dentales.

Los análisis realizados a partir del S_y y esfuerzo de von mises calculado a partir de datos de torque de inserción, muestran una coincidencia con el análisis basado en los niveles de microdeformaciones propuesto por Frost, dado que en las probetas analizadas por simulación, con rangos de valor de torque aplicado entre 0,25 y 0,35, las microdeformaciones generadas en la interfase ósea son inferiores al 2% de la deformación, es decir, las microdeformaciones presentes en la interfase fueron superiores a 10000 microdeformaciones e inferiores a 20000 microdeformaciones unitarias, de modo que a pesar clasificar en la zona de fractura espontánea según los niveles de microdeformación establecidos por Frost estos rangos son permisibles para que en el hueso se pueda dar la remodelación y reparación de la zona de la interfase afectada.

Al comparar la influencia de los materiales propuestos como material del implante Tiadyne™ y Ti6Al4V se pudo establecer que la interfase ósea con el material Tiadyne™ se presentó menores esfuerzos en la interfase comparado con los esfuerzos de von mises calculados en la interfase con el Ti6Al4V.

Sin embargo las microdeformaciones óseas fueron mayores en la interfase con el material Tiadyne™. De este modo la hipótesis propuesta en el trabajo de investigación no se cumple puesto que por el modelo de elementos finitos evaluado por simulación se mostró que las deformaciones unitarias en la interfase ósea con Tiadyne™ fueron mayores a la interfase ósea con Ti6Al4V como material propuesto en el implante. No obstante las microdeformaciones medidas en los torques de inserción recomendados (0,25 y 0,35 N-m) estuvieron dentro del 2% de la deformación en consecuencia la máxima microdeformación registrada estuvo dentro el rango de los 10000 hasta 20000 microdeformaciones.

Los resultados sobre deformación unitaria encontrados en las simulaciones se pueden entender bajo el concepto de la ley de Hooke, puesto que las deformaciones unitarias se ven afectadas y en consecuencia cambian con el módulo de elasticidad; dado que si en las interfases óseas con Tiadyne™ y Ti6Al4V se tiene un esfuerzo con igual magnitud en un punto cualquiera, al ser dividido el esfuerzo por diferentes módulos de elasticidad E de las aleaciones Tiadyne™ y Ti6Al4V tal y como se muestra en la tabla 4, se tendría que un menor valor de E representaría un mayor valor de deformación unitaria. Por lo cual el Tiadyne™ al presentar un menor módulo de elasticidad según la ley de Hooke las deformaciones unitarias son mayores, con respecto al Ti6Al4V que presenta un módulo de elasticidad mayor.

Lo anterior se puede analizar desde el tipo de aleación y propiedades mecánicas El Tiadyne™ es un material con microestructura tipo β lo cual hace que este tipo de aleaciones sean blandas es decir su módulo de elasticidad es menor con respecto al Ti6Al4V, razón por la cual los esfuerzos en el implante con material

Tiadyne™ son menores, Respecto al Ti6Al4V una aleación tipo $\alpha+\beta$ lo cual la hace más rígida a la deformación unitaria y con un módulo de elasticidad mayor que el Modulo de Elasticidad del Tiadyne™.

Dado que en el modelo biomecánico se establece esfuerzos máximos en el implante y deformaciones unitarias que pueden superar el límite elástico en hueso hasta alcanzar los niveles de microdeformación superiores al 2%, este comportamiento puede entenderse debido a las mismas condiciones del modelo biomecánico puesto que el torque de inserción es aplicado para fijar el implante en el tejido óseo aumentando las tensiones en la interfase ósea al punto de experimentar deformaciones plásticas y fractura con ocurrencia principalmente en la región cortical y la región trabecular proximal del hueso.

Los resultados por simulación estuvieron respaldados por un buen modelo que fue obtenido a partir de técnica imagenológica donde se tuvo en cuenta la topología o morfología de la probeta ósea de manera que el modelo por simulación fue desarrollado bajo un rango de precisión mayor con respecto a un modelado a partir de una herramienta CAD.

De esta forma se puede decir que las técnicas imagenológicas no solo permiten obtener un modelo exacto de un tejido vivo a partir de tomografías, y posteriormente convertirlo en un modelo virtual 3D si no que es posible conocer el valor de densidad de la pieza o tejido obtenido por tomografías el cual está definido por escalas de grises que son llevados a densidades en escala Hounsfield. De este modo a partir de una curva de calibración realizada con las tomografías se puede calcular la densidad aparente del material. Este aporte contribuye a solucionar los problemas relacionados con el desconocimiento generalizado que existe sobre los valores de la densidad ósea debido a su gran variabilidad.

Es así como la técnica imagenológica basada en el reconocimiento imágenes tomográficas para la reconstrucción virtual 3D, es una técnica que permite obtener modelos precisos para ser convertidos y analizados bajo simulación por el método de elementos finitos. De igual forma es un método que permite obtener y validar las densidades de los tejidos analizados a través de tomografías.

El método de elementos finitos es una importante herramienta para simular entornos biomecánicos de tal forma que por simulación se permitió conocer los esfuerzos y deformaciones unitarias en la interfase hueso implante superando las limitaciones existentes para conocer estos valores a partir de ensayos experimentales. A partir de la información proporcionada por el análisis de elementos finitos fue posible contrastar los resultados con los datos obtenidos en los ensayos de Pull Out del mismo modo que fue posible establecer los rangos de torque de inserción adecuados para predecir una adecuada relación en la interfase hueso implante.

De igual forma por simulación se pudo conocer que para la muestra evaluada, las propiedades del Tiadyne™ fueron apropiadas en cuanto su relación con la interfase ósea debido a que los esfuerzos generados en el tejido óseo con el material cargado en el implante fueron menores con respecto al Ti6Al4V.

No obstante se registraron deformaciones unitarias mayores con respecto a la interfase ósea con Ti6Al4V. Lo cual se puede explicar porque el Tiadyne™ tiene una mayor deformación unitaria elástica que el Ti6Al4V bajo las mismas condiciones de carga aplicadas la cual en este caso fue el torque de inserción. Sin embargo las microdeformaciones óseas generadas con la interfase del Tiadyne™ estuvieron dentro del rango de deformación al 2% lo cual indica que estas microdeformaciones para torques hasta de 0,35 N-m serán dadas dentro de un rango de microdeformación que será propicia para la remodelación ósea.

7 BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Steinemann, Evaluation of Biomaterials, New York: Wiley, 1980, pp.1-34.
- [2] D. Rodríguez Rius. Obtención de capas de Nitruro de Titanio mediante el tratamiento Termoquímico en Titanio y Ti6Al4V y caracterización de sus propiedades para aplicaciones Biomédicas. Barcelona. Octubre 1999. 137 p. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Catalunya UPC. ISSN B.29935-2001.
- [3] J. E. Gómez; E. Forero, L. E; Escobar P.; Estudio de la citotoxicidad y adhesión de células humanas de Osteosarcoma en Ti6Al4V superficialmente modificado. Universidad Tecnológica de Pereira. Ciencia et Tecnica. vol VIII Nro 036 Año 2007.
- [4] I. Braceras I.; J. I. Alava; J. I. Oñate de la Presa; L.A García; Método para la fabricación de implantes endo-óseos o prótesis médicas mediante la técnica de implantación iónica. FUNDACION INASMET. Oficina española de patentes solicitud 200100873. 2001
- [5] M. Niinomi. Mechanical properties of biomedical Titanium alloys, Materials Science and Engineering. ELSEVIER. A243 (1998) 231–236.
- [6] K. Wang. The use of Titanium for medical applications in the USA. Materials Science and Engineering. ELSEVIER A213 (1996) 134- 137.1996.
- [7]M. Long; H.J. Rack; Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective. Biomaterials. EL SEVIER. 19 (1998) 1621-1639.1998
- [8] C. Estévez; E. Farfán. Caracterización y evaluación mecánica de una aleación TiNbZr para la fabricación de implantes dentales. Bucaramanga 2009. MT19412. Trabajo de Grado (Ingeniero Metalúrgico). Universidad Industrial de Santander. Escuela Ingeniería Metalurgica y Ciencia de los Materiales.
- [9] Tiadyne™ A3510.ATI Wah Chang.pdf.www.wahchang.com. [febrero 2011].
- [10] S. Hanada, H. Matsumoto, S. Watanabe. Mechanical compatibility of titanium implants in hard tissues. International Congress Series. ELSEVIER.2005, Japan. Tohoku University, pág. 239– 247.

- [11] O. Dliek; E. Tezulas; and M. Dincel. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. . Mosby, Inc.® Vol 105 nro 2, 2008
- [12] Nobel Biocare®. Nobel Active™ technical story. 21602 ES 0806. Pdf. www.nobelbiocare.com [última revisión 2010]
- [13] S. Sahi; M. C. Çehreli; E. Yalçın. The influence of functional forces on the biomechanics. Journal of Dentistry. ELSEVIER. 30 (2002) 271–282.2002.
- [14] R. Clinton; T. Gross; Y-X Qin; S. Fritton. F; Guilak; K. Mcleod; B. Stony. Differentiation of the bone-tissue remodeling response to axial and torsional loading in the turkey ulna. *j bone joint surg [am]* 1996; 78-a; 1523-33.
- [15] F.J. de Cos Juez a, F. Sánchez Lasheras b, P.J. García Nieto c,* , A. Álvarez-Arenal. Non-linear numerical analysis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM. Applied Mathematics and Computation. 206 (2008) 952–967. 2008.
- [16] A. Machín Muñiz. Ciencia y técnica en implantología inmediata. ISBN:9788461143542. 667 pág. 2007.
- [17] C. E. Mish; Implantología Contemporánea. ISBN 978-0-323-04373-1. ELSEVIER. España. 3era ed. mosby inc.2009.
- [18] JM, Martínez. Cano Sánchez J. Campo Trapero J. Martínez González MJS. García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Av. Periodo en Implantolgy. 2002; 14, 3: pág.129-136.
- [19] U. Meyer, D. Vollmer, Ch. Runte, Ch. Bourauel, U. Joos. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery (2001) 29, 100±105
- [20] Zienkiewicz O. C. Taylor R. L. The finite element method. Fifth edition, Volume 1: The basis. Butter worth Heinemann, Oxford 2000.
- [21] B. Simkes; E. Erkmnt; D. Yilmaz; A. Exer. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. Medical Engineering & Physics. Elsevier 28 (2006) 199–213.2005.

- [22] A. N. Natali, Piero G. Pavan, Andrea L. Ruggero. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *El SEVIER. Dental Materials* (2006) 22, 388–395.2006
- [23] U. Zapata y J. D. Jaramillo. Modelación de estructuras óseas por medio de elementos finitos para evaluar acciones odontológicas. *Métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas*. Universidad Eafit. Medellín-Colombia Cimne, 2002
- [24] A. Chateau. Análisis por elementos finitos de andamios para la ingeniería de Tejidos. Master tesis. 2005 Universidad politécnica de Cataluña. Departamento de ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica. <http://upcommons.upc.edu/pfc/handle/2099.1/3225>.
- [25] J. Cano Sánchez. Distracción alveolar histogénica mediante un prototipo de distractor alveolar: estudio histomorfométrico en mandíbula de perro Beagle. Año 2003. 167 h. Tesis Doctoral. Universidad complutense de Madrid. ISBN: 84-669-2617-8.
- [26] American Society for Testing and Materials. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Pennsylvania ASTM F 543 – 07'1. (2009).
- [27] Nobel biocare. Portafolio de productos. [en línea] <http://www.nobelbiocare.com/en/products-solutions/implant-systems/default.aspx> [mayo 2011].
- [28] Implantes Frialit. Portafolio de productos [en línea] <http://www.dentsply-friadent.com/es/536.htm> [mayo 2011].
- [29] S. Battula. Experimental and numerical evaluation of the pull Out strength of self-tapping bone screws in normal and Osteoporotic bone. 172 h. 2007. Dissertation Doctor of Philosophy. Faculty of the University of Akron.
- [30]F. Quiquerez; Comportamiento mecánico y químico de biomateriales para sustitución ósea. 77 h. 2005. Barcelona. Master tesis Universitat Politècnica de Catalunya. Departamento de ciencia de los materiales e ingeniería metalúrgica. <http://upcommons.upc.edu/pfc/handle/2099.1/3242>

- [31] J J. Pavón P. Fractura y fatiga por contacto de recubrimientos de vidrio sobre Ti6Al4V para aplicaciones biomédicas. 404 h. 2006. Barcelona. Tesis Doctoral. Universidad Politecnica de Cataluña. ISBN B.33058.
- [32] American Society for Testing and Materials. ASTM F 136 Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)1. 2008.
- [33] SJ, Van Rensburg; WM, Daniels; FC Potocnik; JM van Zyl;JJ. Taljaard; RA Emsley; A new model for the pathophysiology of Alzheimer's disease. Aluminium toxicity is exacerbated by hydrogen peroxide and attenuated by an amyloid protein fragment and melatonin.PMID: 9358827 [PubMed - indexed for MEDLINE].1997
- [34] S. Chalon, S. Vancassel, L. Zimmer, D. Guilloteau and G. Durand: Polyunsaturated fatty acids and cerebral function: Focus on monoaminergic neurotransmission. ISSN 0024-4201 (Print) 1558-9307 (Online).springerlink.2001
- [35] Kawahara H, Yamagami A, Nakmura M. Biological testing of dental materials by means of tissue culture. Experimental electrochemical and biological test 1992; 18(2):443-67.
- [36] OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS. Solicitud de patente por método de implantación iónica para mejorar la oseointegración de implantes en Ti6Al4V. [en línea] http://www.espatentes.com/pdf/2173817_a1.pdf [Revisado en mayo 22 de 2011].
- [37] L. Pierrisnard. Two Dental Implants Designed for Immediate loading; A finite element analysis. The International Journal of Oral & Maxillo-facial 2002; 17: pag 353-362
- [38]IMPLANTES AVINENT [enlínea] http://www.avinent.com/public/adjunts/documentacion_30_C3_CREB_ESP1.pdf [mayo de 2011]
- [39] BIOMET 3i. [en línea] <http://biomet3i.com/> [junio 2011].
- [40] BICON. [en línea] <http://www.nanotite.it/> [marzo de 2011]
- [41] Biohorizonts™ [en línea] http://www.bioloek.eu/images/upload/products/implants/related/ML0603_taperedintenal_catalog.pdf [Abril 2011]
- [42] A. Valencia Laseca; M. Pienkowski; M. Peuten. Análisis comparativo de la rugosidad de la superficie de seis implantes dentales de diferentes sistemas (C.E.)

antes de la inserción ósea y después del efecto de las fuerzas de inserción sobre la topografía de las superficies. 2008.

[43] I. Turkyilmaz; E. A. Mc Glumphy. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health 2008. doi:10.1186/1472-6831-8-32

[44] C. Madrigal. Estudio descriptivo-morfométrico de la ortopantomografía y el sistema Newtom Tc en el diagnóstico preimplantológico por imagen del sector anterior mandibular. Madrid. 249 h. 2000. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. ISBN: 84-669-2452-3.

[45] SAWBONE® WORLDWIDE. A division of Pacific Research laboratories. [En línea]. <http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx> [marzo 2011]

[46] American Society for testing and Materials. Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. ASTM F1839-08 2009

[47] I. M. Gomez ; L. Utrilla; M. Herrera lara . Topografía de la densidad mineral ósea método de estudio "in vivo" de la cabeza femoral humana mediante TAC. Revista española de cirugía osteoarticular. Marzo 1999. Vol. 34 - nº 197

[48] E. Muñoz. Integración de las curvas DER (densidad electrónica de relativa) al proceso de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D-conformados para radioterapia. Tesis maestría en física médica. Universidad nacional de Cuyo pág. 99, 2009.

[49] J. López-Quiles, S. Arena, R. Ortega, J. Santos, J.Mª. Martínez-González Densidad mineral ósea de los maxilares Valoración con tomografía computarizada cuantitativa. JADA, Abril 2010. Vol. 5 N° 2.

[50] L. C. Martínez; C. Rodríguez; C. Muñoz, A. López. Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. Revista de Física Médica; Año 2002. 3(1): 19-25.

[51] D. S. D'Amico*, A. P. Cisilino*, M. R. Sammartino †, y C. Capiel. Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y

tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral. MECOM 2005 – VIII Congreso Argentino de Mecánica Computacional. Mecánica computacional 2005. Vol XXIV.

[52] F. C. Buroni *, P. E. Commisso *, A. P. Cisilino* M. Sammartino Determinación de las constantes elásticas Anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías Computadas. Aplicación a la construcción de modelos De elementos finitos. Mecánica computacional. 2004. Vol. Xxiii, pp. 3009-3032.

[53] N. J. Gómez, C. Müller-Karger b, E. Casanova b, T. San Antonio. Estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo. Mecánica Computacional; 2008. Vol. XXVII, págs. 3351-3365

[54] P. Homolka; A. Beer W Birkfellner. R. Nowotny. A. Gahleitner. M Tschabitscher; H. Bergmann. Bone Mineral Density Measurement with Dental Quantitative CT Prior to Dental Implant Placement in Cadaver Mandibles: Pilot Study. Radiology; 2002.10.1148/radiol.2241010948 pag. 224:247–252.

[55] Corbo, Pereira. D. Tomografía Axial Computada. N.XIII Seminario de Ingeniería biomédica. Universidad de la República Oriental del Uruguay Año 2004

[56] S. Yokoyama; N. Wakabayashi; M. Shiota, and T. Ohyama; The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 91 Nro 3. 2004;91:234-40

[57] J. M. Martínez-González; J Cano Sánchez; J Campo Trapero J; MJS Martínez González; F García-Sabán. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Avances en Periodoncia Implantológica. 2002; V 14, Nro 3: 129-136.

[58]L. Mateus; F Rojas; G Molina. Fabricación De Tornillos en Cortical de Tibia. Diseño Para una Aplicación En Fijación de Fracturas de Mano. Revista de Ingeniería Uniandes. 31-36 pág.

[59] P. García-Price; J. A. Aguilar Garib. Estrategias de control mediante “torque dinámico” y “torque ángulo” aplicadas a un ensamble típico de suspensión automotriz. Universidad Autónoma de Nuevo León. Diseño y manufactura. 13h.

- [60] Y. Turanza. Utilización de implantes cortos. Centro Odontológico de Investigación y Docencia DOGMA. Argentina. 2008
- [61] A. Berzins; B. Shah, H. Weinans, and D. R. Sumner. Nondestructive measurements of implant–bone interfase shear modulus and effects of implant geometry in pull-out tests. *Journal of Biomedical Materials Research*. John Wiley & Sons, Inc©. 1997. Vol. 34, 337–340 (1997)
- [62] S. Battula. Experimental and numerical evaluation of the Pull Out strength of self-tapping bone screws in normal and Osteoporotic bone. Dissertation. Faculty of the University of Akron. 2007
- [63] K. Kupczik. Virtual biomechanics: basic concepts and technical aspects of Finite Element Analysis in vertebrate morphology. *Journal of Anthropological Sciences*. Istituto Italiano di Antropología .Vol. 86 (2008), pp. 193-198
- [64]Pérez del Palomar; j. López; j. de Vicente; L. Doblaré, m. Simulación por elementos finitos de la articulación Temporomandibular. *Biomecánica*, Nro11, 2003, pp. 10-22.
- [65] Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wangb, Yu-Chan Kuo. Numerical simulation on the biomechanical interactions of Tooth/implant-supported system under various occlusal. Forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of Biomechanics* 39 453463 ELSEVIER.2006
- [66] C-L LIN; Y-C KUO; T-S LIN. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical response around implants: A 3D non linear finite Alement analisis. *Biomedical Engineering Applications, basis & communication*. Vol. 17 no. 1 2005.
- [67] D. Bozkaya; S. Muft; A. Muftu. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact. *Journal of prosthetic dentistry*. 2004
- [68] M. C. Cehreli; M. Akkocaoglu; A. Comert; I. Tekdemir;K. Akca. Numerical simulation of in vivo intraosseous torsional failure of a hollow-screw oral implant. *Head & Face Medicine* 2006, 2:36 doi: 10.1186/1746-160X-2-3
- [69] Mazzoca AD, Caputo AE, Browner BD, Mast JW, Mendes MW. *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*. Saunders, Philadelphia, 2003, 195-249.

[70] U. Meyer, H. P. Wiesmann, C. Runte, T. Fillies, N. Meier, T. Lueth, U. Joos
Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prostética treatment by
computer-aided navigation in minipigs. British Journal of Oral and Maxillofacial
Surgery (2003)

[71] MIMIC'S. Materialise www.materialise.com [junio 15 de 2011]

[72] MATERIAL PROPERTY DATA. www.matweb.com [junio 20 2011]

8 ANEXOS

ANEXO A: MATWEB

http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=a0655d261898456b958e5f825ae85390e

Google MATWEB

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

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
Poissons Ratio	0.342	0.342	
Charpy Impact	17.0 J	12.5 ft-lb	V-notch
Fatigue Strength	240 MPa (@ of Cycles: 1.0e+7)	34800 psi (@ of Cycles: 1.0e+7)	K _t (stress concentration factor) = 3.3
	510 MPa (@ of Cycles: 1.0e+7)	74000 psi (@ of Cycles: 1.0e+7)	Unnotched
Fracture Toughness	75.0 MPa-m ^{1/2}	68.3 ksi-m ^{1/2}	
Shear Modulus	44.0 GPa	6380 ksi	
Shear Strength	550 MPa	79800 psi	Ultimate shear strength

ANEXO B Sawbone®

http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx

SAWBONE

Polyurethane Foam

SAWBONES WORLDWIDE
A Division of Pacific Research Laboratories, Inc.

HOME PRODUCTS & SERVICES YOUR COMPANY PRODUCTS CONFERENCES ABOUT US CONTACT US

Home > Products & Services > Biomechanical Test Materials > Biomechanical Test Media > Solid Rigid Polyurethane Foam

SEARCH
key word of 42m

BROWSE OUR PRODUCTS
Orthopaedic
Biomechanical Test Materials
Vocabulary
Digital Anatomy Media
Bundles
Accessories

TODAY'S FEATURED PRODUCT
170P-100
View product info

WHAT'S THE SAWBONES ADVANTAGE?
Learn About It Here

Solid Rigid Polyurethane Foam

View list of products

Primary Use
Solid rigid polyurethane foam is primarily used as an alternative test medium for human cancellous bone. These products aren't intended to replicate the mechanical properties of human bone, however, it does provide consistent and uniform material with properties in the range of human cancellous bone. Relevant mechanical properties for comparison to human cancellous bone may depend on the particular test method that is being developed.


The ASTM E-1339-08 "Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments" states that: "The uniformity and consistent properties of rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bones screws and other medical devices and instruments."

Description
Solid rigid polyurethane foam has a closed cell content ranging from 96.0 to 99.9%. Foam is available in a range of sizes and densities, from 0.18 to 0.80 grams per cubic centimeter (10 to 50 pounds per cubic foot).

Standard block size: 13cm x 18cm x 4cm
Standard sheet size: 13cm x 18cm x 3mm

Average Material Properties			COMPRESSIVE			TENSILE			SHEAR			
DENSITY	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS	STRENGTH	MODULUS
g/cc	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
0.18	0.08	0.80	15	1.0	32	0.39	7.1					
0.24	0.12	1.2	22	1.5	48	0.58	10					
0.34	0.16	1.6	33	2.1	68	0.83	15					
0.44	0.24	2.4	49	3.1	100	1.2	22					
0.54	0.32	3.2	70	4.8	145	1.7	33					
0.64	0.44	4.4	100	7.0	200	2.4	49					
0.74	0.60	6.0	145	10.0	280	3.4	68					
0.80	0.80	8.0	200	14.5	400	4.8	95					

ANEXO C. ATI WAH CHANG PDF



TECHNICAL DATA SHEET

Tiadyne™ 3510

CHARACTERISTICS

An extraordinary characteristic of Tiadyne 3510 titanium is the capability of being surface hardened to depths that produce very high wear resistance. The hardened layer is highly adherent rendering it excellent for articulating implants. The primary elements in the alloy, titanium, zirconium, and niobium, are all non-toxic and non-carcinogenic. The alloy is produced by traditional metallurgical processing, requiring no special costly treatments, and is available from Wah Chang in all mill forms.

Chemical Composition (Typical for Tiadyne™ 3510)	
Element	Weight %
Zirconium	34.0-36.0
Niobium	10.7-11.7
Oxygen	0.07-0.13
Titanium	Remainder
Carbon	≤ 0.0120
Hydrogen	≤ 0.0025
Nitrogen	≤ 0.0100


Mechanical Properties (Typical for Tiadyne™ 3510 — Tensile Strength (Room Temp))				
Condition	UTS	0.2 YS	YS-Long	E _l , psi
Fully Hardened	180 ksi	150 ksi	12	10.4 x 10 ⁶
Beta Quenched	120 ksi	50 ksi	23	9.0 x 10 ⁶

Other Properties (Typical for Tiadyne™ 3510 — Property Value at Temperature (°C))				
Property	Units	23	100	500
Coefficient of Thermal Expansion	in/in • °C ¹	23	7.6 x 10 ⁻⁶	1.3 x 10 ⁻⁴
Thermal Diffusivity	cm ² /s	0.033	26	0.058
Thermal Conductivity	W/cm • K ¹	0.0758		0.1807
Heat Capacity	J • g/g • K ¹	0.423		0.584
Vickers Hardness	HV (200 g wgt)	250		
Density	g/cm ³	5.25		

FORGEABILITY AND CASTABILITY

Tiadyne 3510 titanium is very amenable to hot or warm forging, particularly closed die forging. Sharp corners, indentations and other details can be accurately produced. This is made possible by the fact that the alloy exhibits superplasticity at about 732°C. Oxidation during forging can be greatly reduced by the use of high temperature coatings.

ANEXO D. NORMA ASTM F543



Designation: F 543 – 07¹

Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws¹

This standard is issued under the designation F 543; the number immediately following the designation indicates the year of original adoption or, in the case of revision, the year of last revision. A number in parentheses indicates the year of last approval. A superscript letter (a) indicates an editorial change since the last revision or approval.

This standard has been approved for use by agencies of the Department of Defense.

* For More Details Information see bibliography corrected to August 2008.

1. Scope

1.1 This specification provides requirements for materials, finish and marking, care and handling, and the acceptable dimensions and tolerances for metallic bone screws that are implanted into bone. The dimensions and tolerances in this specification are applicable only to metallic bone screws described in this specification.

1.2 This specification provides performance considerations and standard test methods for measuring mechanical properties in torsion of metallic bone screws that are implanted into bone. These test methods may also be applicable to other screws besides those whose dimensions and tolerances are specified here. The following annexes are included:

1.2.1 Annex A1—Test Method for Determining the Torsional Properties of Metallic Bone Screws.

1.2.2 Annex A2—Test Method for Determining Torque of Metallic Bone Screws.

1.2.3 Annex A3—Test Method for Determining the Axial Pullout Strength of Medical Bone Screws.

1.2.4 Annex A4—Test Method for Determining the Self-Tapping Performance of Self-Tapping Medical Bone Screws.

1.2.5 Annex A5—Specifications for Type HA and Type HB Metallic Bone Screws.

1.2.6 Annex A6—Specifications for Type HC and Type HD Metallic Bone Screws.

1.2.7 Annex A7—Specifications for Metallic Bone Screw Drive Connections.

1.3 This specification is based, in part, upon ISO 5833, ISO 6475, and ISO 9268.

1.4 The values stated in SI units are to be regarded as standard. No other units of measurement are included in this standard.

1.5 This standard may involve the use of hazardous materials, operations, and equipment. This standard does not purport to address all of the safety concerns, if any, associated with its use. It is the responsibility of the user of this standard to establish appropriate safety and health practices and determine the applicability of regulatory limitations prior to use.

2. Referenced Documents

2.1 *ASTM Standards:*²

F 4 Practice for Force Verification of Testing Machines

F 6 Terminology Relating to Methods of Mechanical Testing

F 8 Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials

F 122 Practice for Calculating Sample Size to Estimate, With Specified Precision, the Average for a Characteristic of a Lot or Process

F 67 Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50500, UNS R50700)

F 86 Practice for Surface Preparation and Marking of Metallic Surgical Implants

F 116 Specification for Medical Screwdriver Bits

F 130 Specification for Wrought Titanium-Aluminum-Vanadium Ti-6Al-4V Extra-Low Interstitial Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)

F 138 Specification for Wrought 18Cr/16Ni-14Nb-2.5Mo/0.02N Titanium Alloy for Surgical Implants (UNS S31673)

F 565 Practice for Care and Handling of Orthopedic Implants and Instruments

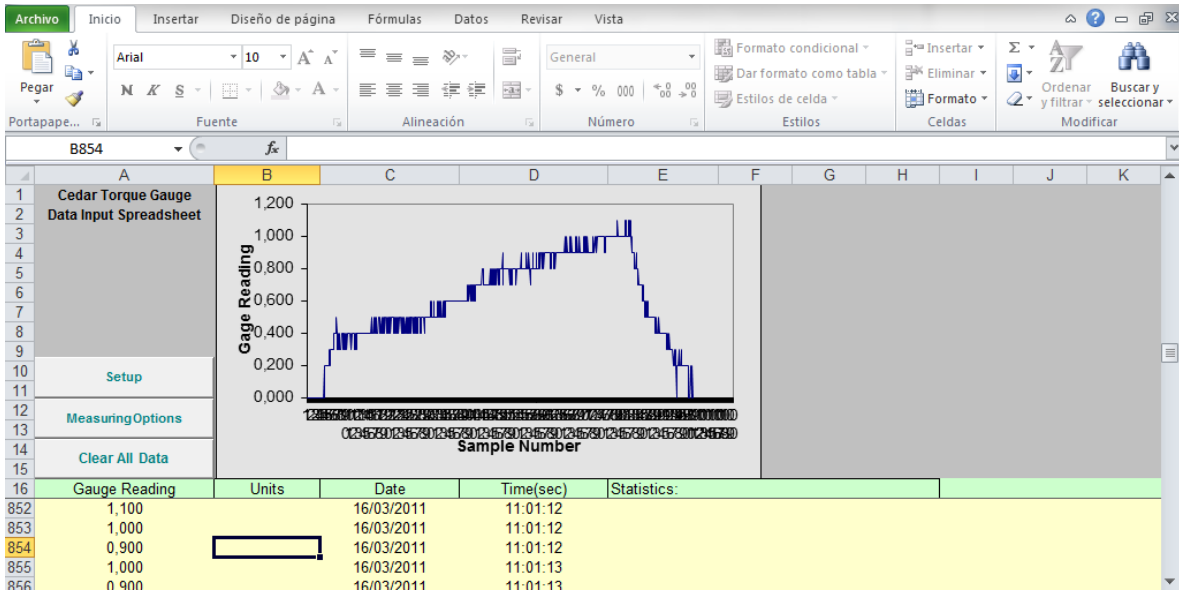
F 620 Specification for Alpha Plus Beta Titanium Alloy Forgings for Surgical Implants

¹ This specification is under the jurisdiction of ASTM Committee F04 on Medical and Surgical Materials and Devices and is the direct responsibility of Subcommittee D08.08 on Screws.

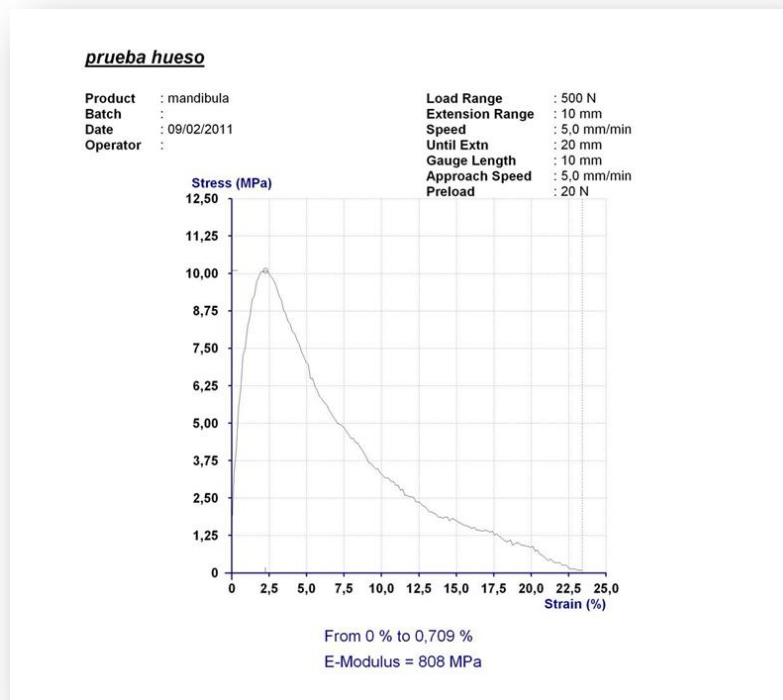
Current edition approved June 1, 2007. Published June 2007. Originally approved in 1977. Last previous edition approved in 2002 as F 543 – 02¹.

² For referenced ASTM standards, visit the ASTM website, www.astm.org, or contact ASTM Customer Service at service@astm.org. For Annual Book of ASTM Standards volume information, visit the standard's Document Summary page on the ASTM website.

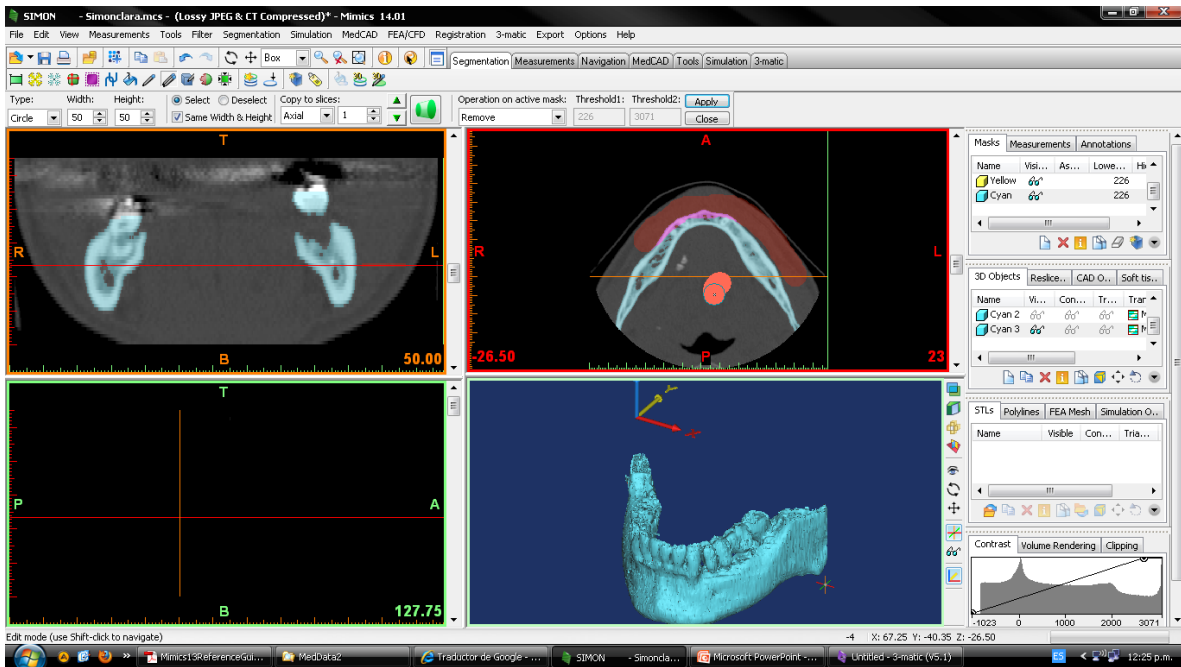
ANEXO E.INTERFAZ SOFTWARE WINEDGE



ANEXO F. INTEFAZ RESULTADOS ENSAYOS PULL OUT



ANEXO G. SOFTWARE MIMIC'S



ANEXO H. ANSYS WORKBENCH

