



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UN IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE

Autor: Gonzalo Barrachina Mateo

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

Julio 2022

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UN IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2021/22 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Gonzalo Barrachina Mateo

Fecha: 13/07/2022

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Fecha: 19/ 07/ 2022



Fdo.: Saúl Manuel Dorado Nuño

Fecha: 19/ 07/ 2022



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS DE INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UN IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE

Autor: Gonzalo Barrachina Mateo

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

Julio 2022

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UN IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE

Autor: Barrachina Mateo, Gonzalo.

Director: Jiménez Octavio, Jesús Ramón.

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

En este proyecto se analiza, mediante simulaciones computacionales las características estructurales de los novedosos implantes dentales mono-componente. Evaluando el comportamiento a fatiga del implante como el de la mandíbula.

Palabras clave: implante mono-componente, análisis dinámico, ensayo a fatiga

El objeto de este proyecto consiste en el análisis y estudio de la estructura de un implante dental mono-componente, cumpliendo con el marco técnico establecido por la normativa ISO 14801 (Organización Internacional de Normalización) sobre el ensayo de carga dinámica para implantes dentales endoóseos.

Las condiciones de contorno, los materiales utilizados y la intensidad de carga han sido seleccionados bajo normativa vigente y en base a casos clínicos con la finalidad de obtener una representación realista del número de ciclos hasta la rotura y las tensiones resultantes. El análisis de ambos experimentos permite determinar: el cumplimiento de la normativa, las diferencias con las especificaciones del fabricante y los casos más desfavorables; en cuanto a estructura, material y posición del implante. El objeto de este proyecto consiste en el análisis y estudio de la estructura de un implante dental mono-componente, cumpliendo con el marco técnico establecido por la normativa ISO 14801 (Organización Internacional de Normalización) sobre el ensayo de carga dinámica para implantes dentales endoóseos.

El implante en cuestión se diferencia de uno convencional al estar formado por una única pieza. Dicho implante está formado de titanio de grado IV y aluminio, materiales que por sus propiedades mecánicas y biológicas son idóneos para prótesis dentales. La estructura está constituida por: una rosca cónica; que permite la fijación con el hueso maxilar, un cuello flexible; cuyo ángulo de inclinación del pilar se puede modificar hasta los 15°, y un pilar; parte del implante en contacto con la corona.

La vida útil de los implantes que se utilizan en la odontología actual es generalmente larga, aunque algunos llegan a romperse debido a que durante la masticación el implante dental se ve sometido a ciclos de carga y descarga que produce una acumulación de carga. Al tratarse de un sistema que difiere del convencional al no tener uniones, es de vital importancia que sea evaluado para evitar o disminuir futuras complicaciones [1].

El proyecto consta de dos fases:

- La primera fase se trata de un ensayo estático mediante una simulación computacional por elementos finitos. Dicho ensayo permite analizar la estabilidad y la resistencia del implante ante diferentes cargas aplicadas sobre la corona y diferentes anclajes de la prótesis a la estructura ósea.
- La segunda fase se trata de un ensayo computacional de carga dinámica. Lo cual permite comparar y analizar y comparar los resultados de las diferentes simulaciones.

Las condiciones de contorno, los materiales utilizados y la intensidad de carga han sido seleccionados bajo normativa vigente y en base a casos clínicos con la finalidad de obtener una representación realista del número de ciclos hasta la rotura y las tensiones resultantes. El análisis de ambos experimentos permite determinar: el cumplimiento de la normativa, las diferencias con las especificaciones del fabricante y los casos más desfavorables; en cuanto a estructura, material y posición del implante.

	ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2		ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2	ENSAYO 3
	Normativa ISO	Análisis Del Acabado	Análisis de sensibilidad de la incrustación		Normativa ISO	aged) 175 N cast) 156 N annealed) 119 N	159 N	
		Titanio Aged Titanio Cast Titanio annealed	Comparativa con y sin incrustación					
	Normativa ISO	Análisis Del Doblado	Análisis Del Doblado		Normativa ISO	Sin tensiones residuales 15°) 310 N 20°) 322 N 30°) 207 N	Con tensiones residuales 15°) 53 N 20°) 47 N 30°) 40 N	
		SIN TENSIONES RESIDUALES	CON TENSIONES RESIDUALES					
	Carga Funcionales 2 Hz Cargas a 30°	CUELLO RECTO	CUELLO DOBLADO		Carga Funcionales	Sin incrustación 167 N Con incrustación 151 N	Con tensiones residuales 15°) 51 N 20°) 44 N 30°) 38 N	Sin tensiones residuales 15°) 142 N 20°) 126 N 30°) 99 N

Figure 1: Estructura y resultados del estudio

Las tablas que se muestran son las diferentes simulaciones que se han llevado a cabo y la de al lado muestra los respectivos resultados.

STRUCTURAL ANALYSIS OF A SINGLE-COMPONENT DENTAL IMPLANT

Author: Barrachina Mateo, Gonzalo.

Supervisor: Jiménez Octavio, Jesús Ramón.

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

This project analyses, by means of computational simulations, the structural characteristics of the new single-component dental implants. Evaluating the fatigue behaviour of the implant as well as that of the jawbone.

Keywords: single-component implant, dynamic analysis, fatigue testing.

The aim of this project consists of the analysis and study of the structure of a single-component dental implant, complying with the technical framework established by ISO 14801 (International Standards Organization) on dynamic load testing for endosseous dental implants.

The boundary conditions, the materials used, and the load intensity have been selected in accordance with current standards and based on clinical cases in order to obtain a realistic representation of the number of cycles to failure and the resulting stresses. The analysis of both experiments makes it possible to determine compliance with the regulations, differences with the manufacturer's specifications and the most unfavorable cases, in terms of structure, material and position of the implant. The purpose of this project is to analyze and study the structure of a single-component dental implant, in compliance with the technical framework established by ISO 14801 (International Standards Organisation) on the dynamic load test for endosseous dental implants.

The implant in question differs from a conventional implant in that it consists of a single piece. The implant is made of grade IV titanium and aluminum, materials whose mechanical and biological properties make them suitable for dental prostheses. The structure is made up of a conical thread; which allows fixation with the maxillary bone, a flexible neck; whose angle of inclination of the abutment can be modified up to 15°, and an abutment; part of the implant in contact with the crown.

The useful life of the implants used in dentistry today is generally long, although some may break due to the fact that during chewing the dental implant is subjected to cycles of loading and unloading that produce an accumulation of load. As this is a system that differs from the conventional one in that it has no joints, it is vitally important that it be evaluated to avoid or reduce future complications [1].

The project consists of two phases:

- The first phase is a static test by means of a finite element computational simulation. This test allows the stability and resistance of the implant to be analyzed in the presence of different loads applied to the crown and different anchorages of the prosthesis to the bone structure.
- The second phase is a computational dynamic load test. This allows the results of the different simulations to be compared and analyzed and compared.

The boundary conditions, the materials used, and the load intensity have been selected in accordance with current standards and based on clinical cases to obtain a realistic representation of the number of cycles to failure and the resulting stresses. The analysis of both experiments makes it possible to determine compliance with the regulations, differences with the manufacturer's specifications and the most unfavorable cases, in terms of structure, material and position of the implant.

	ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2		ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2	ENSAYO 3
	Normativa ISO	Análisis Del Acabado	Análisis de sensibilidad de la incrustación		Normativa ISO	aged) 175 N cast) 156 N annealed) 119 N	159 N	
		Titanio Aged Titanio Cast Titanio annealed	Comparativa con y sin incrustación					
	Normativa ISO	Análisis Del Doblado	Análisis Del Doblado		Normativa ISO	Sin tensiones residuales 15°) 310 N 20°) 322 N 30°) 207 N	Con tensiones residuales 15°) 53 N 20°) 47 N 30°) 40 N	
		SIN TENSIONES RESIDUALES	CON TENSIONES RESIDUALES					
	Carga Funcionales 2 Hz Cargas a 30°	CUELLO RECTO	CUELLO DOBLADO		Carga Funcionales	Sin incrustación 167 N Con incrustación 151 N	Con tensiones residuales 15°) 51 N 20°) 44 N 30°) 38 N	Sin tensiones residuales 15°) 142 N 20°) 126 N 30°) 99 N

Figure 2: Estructure and results of the project

The tables shown are the different simulations that have been carried out and the one opposite shows the respective results.

ÍNDICE

1 INTRODUCCIÓN	11
1.1 MOTIVACIÓN	11
1.2 OBJETO DEL PROYECTO	12
1.3 IMPLANTES DENTALES CONVENCIONALES	14
1.3.1 COMPOSICIÓN DE UN IMPLANTE DENTAL.....	14
1.3.2 COLOCACIÓN DE UN IMPLANTE DENTAL.....	15
1.3.3 ESTRUCTURA DE UN IMPLANTE DENTAL.....	16
1.4 IMPLANTES DENTALES MONO-COMPONENTE	17
1.4.1 ESTRUCTURA DE UN IMPLANTE MONO-COMPONENTE.....	17
1.4.2 DIFERENCIAS CON UN IMPLANTE DENTAL CONVENCIONAL	18
1.4.3 DEFINICIÓN DEL IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE	19
1.5 COMPLICACIONES CON IMPLANTES DENTALES.....	22
1.5.1 DESGASTE A FATIGA	22
1.5.2 OSEOINTEGRACIÓN	23
2 ESTRUCTURAS Y MALLADO	24
2.1 ESTRUCTURA DEL IMPLANTE RECTO	24
2.2 ESTRUCTURA DEL IMPLANTE DOBLADO	25
2.3 ESTRUCTURA DE LA INCRUSTACIÓN.....	27
2.4 MALLADO DEL IMPLANTE	29
2.5 ANÁLISIS DEL MALLADO DEL IMPLANTE.....	32

MEMORIA

2.6	MALLADO DE LA INCRUSTACIÓN.....	34
2.7	ANÁLISIS DEL MALLADO DE LA INCRUSTACIÓN	37
3	METODOLOGÍA DE LA SIMULACIÓN.....	38
3.1	ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510.....	38
3.1.1	ENSAYO ESTÁTICO	39
	ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO	40
	ENSAYO CON INCRUSTACIÓN.....	43
3.1.2	ENSAYO DINÁMICO.....	44
3.2	ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510 CON EL CUELLO DOBLADO	45
3.3	COMPARATIVA ESTRUCTURAL DEL DOBLADO	47
3.3.1	ENSAYO ESTÁTICO	47
3.3.2	ENSAYO DINÁMICO	47
3.4	ANÁLISIS DEL DOBLADO.....	48
3.5	ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD DEL DOBLADO.....	50
4	RESULTADOS.....	51
4.1	ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510.....	51
4.1.1	ENSAYO ESTÁTICO.....	51
	ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO	51
	ENSAYO CON INCRUSTACIÓN.....	55
4.1.2	ANÁLISIS ESTÁTICO.....	57
	ANÁLISIS ESTÁTICO DEL ACABADO.....	57
	ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA INCRUSTACIÓN.....	58

MEMORIA

4.1.3	ENSAYO DINÁMICO	59
	ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO	59
	ENSAYO INCRUSTACIÓN.....	60
4.1.4	ANÁLISIS DINÁMICO.....	61
	ANÁLISIS DINÁMICO DEL ACABADO.....	61
	ANÁLISIS DINÁMICO DE LA INCRUSTACIÓN	61
4.2	ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510 CON CUELLO DOBLADO.....	62
4.2.1	ENSAYO ESTÁTICO	62
	ENSAYO ESTÁTICO SIN TENSIONES RESIDUALES	62
	ENSAYO ESTÁTICO CON TENSIONES RESIDUALES	66
4.2.2	ANÁLISIS ESTÁTICO.....	70
	ANÁLISIS ESTÁTICO SIN TENSIONES RESIDUALES	70
	ANÁLISIS ESTÁTICO CON TENSIONES RESIDUALES	71
4.2.3	ENSAYO DINÁMICO	72
	ENSAYO DINÁMICO SIN TENSIONES RESIDUALES.....	72
	ENSAYO DINÁMICO CON TENSIONES RESIDUALES	73
4.2.4	ANÁLISIS DINÁMICO.....	74
	ANÁLISIS DINÁMICO SIN TENSIONES RESIDUALES	74
	ANÁLISIS DINÁMICO CON TENSIONES RESIDUALES	74
4.3	COMPARATIVA ESTRUCTURAL DEL DOBLADO	75
4.3.1	ENSAYO ESTÁTICO.....	75
4.3.2	ANÁLISIS ESTÁTICO.....	79

MEMORIA

4.3.3 ENSAYO DINÁMICO.....	80
4.3.4 ANÁLISIS DINÁMICO.....	81
Comparativa incrustación/no incrustación.....	81
Comparativa de los distintos ángulos de doblado sin tensiones residuales	81
Comparativa de los distintos ángulos de doblado con tensiones residuales	81
4.4 ANÁLISIS DEL DOBLADO.....	82
4.4.1 GRÁFICAS DE LAS DEFORMACIONES	83
4.4.2 GRÁFICAS DE LAS TENSIONES RESIDUALES.....	86
4.5 ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD DEL DOBLADO.....	89
5 CONCLUSIONES	91
5.1 ANÁLISIS DEL ACABADO SEGÚN NORMATIVA.....	93
5.2 ANÁLISIS DE LA INCRUSTACIÓN SEGÚN NORMATIVA.....	94
5.3 ANÁLISIS DOBLADO SIN TENSIONES RESIDUALES SEGÚN NORMATIVA.....	95
5.4 ANÁLISIS DOBLADO CON TENSIONES RESIDUALES SEGÚN NORMATIVA.....	96
5.5 ANÁLISIS CUELLO RECTO DEL IMPLANTE CON CARGAS FUNCIONALES	97
5.6 ANÁLISIS DEL DOBLADO SIN TENSIONES RESIDUALES CON CARGAS FUNCIONALES	98
5.7 ANÁLISIS DEL DOBLADO CON TENSIONES RESIDUALES CON CARGAS FUNCIONALES	99
6 DESARROLLO ODS	100
7 BIBLIOGRAFIA	101

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Fases de colocación de un implante dental. (C.Dentistas)	15
Figura 2: Implante dental colocado (web TRATE)	16
Figura 3: Partes de un implante dental convencional (clinicaverona.com)	16
Figura 4: Partes de un implante dental mono-componente (web TRATE).....	18
Figura 5:Implante dental (web TRATE)	19
Figura 6: Características del implante (web TRATE)	21
Figura 7: Descripción del implante (web TRATE)	21
Figura 8: Límite de fatiga de biomateriales.....	23
Figura 9: Fases de creación de la estructura del implante.....	24
Figura 10: Obtención de la estructura para los ensayos sin tensiones residuales.....	26
Figura 11: Importación de las tensiones residuales	26
Figura 12: Estructura de la incrustación de hueso	27
Figura 13: Propiedades de las capas del hueso.....	28
Figura 14: Correcciones estructurales.....	29
Figura 15: Mallado del cuello del implante.....	29
Figura 16: Face Sizing del cuello	30
Figura 17: Mallado de la rosca del implante	30
Figura 18: Face Sizing de la rosca	31
Figura 19: Mallado del cabezal	31

MEMORIA

Figura 20: Análisis del mallado del implante.....	33
Figura 21: Mallado de la incrustación.....	34
Figura 22: Mallado de los contactos con la incrustación	35
Figura 23: Mallado de las caras con la incrustación	35
Figura 25: Análisis del mallado de la incrustación.....	37
Figura 26: Simplificaciones del ensayo	38
Figura 27: Ensayo ISO cuello recto	39
Figura 28: Metodología ensayo según normativa.....	39
Figura 29: Propiedades del titanium aged	40
Figura 30: Propiedades del titanium cast	41
Figura 31: Propiedades del titanium annealed.....	42
Figura 32: Metodología ensayo de la incrustación según normativa.....	43
Figura 33: Carga Dinámica	44
Figura 34: Normativa ISO cuello doblado	46
Figura 35: Cargas para el doblado a 15°	48
Figura 36: Cargas para el doblado a 20°	49
Figura 37: Cargas para el doblado a 30°	49
Figura 38: análisis del acabado deformaciones	57
Figura 39: Análisis del acabado tensiones equivalentes	57
Figura 40: Análisis del acabado tensiones principales	57

MEMORIA

Figura 41: Análisis de la incrustación deformaciones	58
Figura 42: Análisis de la incrustación tensiones equivalentes	58
Figura 43: Análisis de la incrustación tensiones principales.....	58
Figura 44: Análisis dinámico del acabado	61
Figura 45: Análisis dinámico de la incrustación	61
Figura 46: Deformaciones máximas doblados sin tensiones residuales	70
Figura 47: Tensiones equivalentes máximas doblados sin tensiones residuales	70
Figura 48: Tensiones principales máximas doblados sin tensiones residuales	70
Figura 49: Deformaciones máximas doblados con tensiones residuales	71
Figura 50: Tensiones equivalentes máximas doblados con tensiones residuales.....	71
Figura 51: Tensiones principales máximas doblados con tensiones residuales	71
Figura 52: Cargas máximas doblados sin tensiones residuales	74
Figura 53: Cargas máximas doblados con tensiones residuales	74
Figura 54: Deformaciones máximas doblados con cargas clínicas	79
Figura 55: Tensiones equivalentes máximas doblados con cargas clínicas	79
Figura 56: Tensiones principales máximas doblados con cargas clínicas	79
Figura 57: Cargas máximas incrustación/no incrustación cargas clínicas	81
Figura 58: Cargas máximas doblados sin tensiones residuales bajo cargas clínicas	81
Figura 59: Cargas máximas doblados con tensiones residuales bajo cargas clínicas	81
Figura 60: Deformación explicación gráfica	82

MEMORIA

Figura 61: Deformación del doblado a 15°	83
Figura 62: Deformación del doblado a 20°	84
Figura 63: Deformación del doblado a 30°	85
Figura 64: Tensiones del doblado a 15°	86
Figura 65: Tensiones del doblado a 20°	87
Figura 66: Tensiones del doblado a 30°	88
Figura 67: Comparativa del doblado a 1 segundo y a 20 segundos.....	90

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Especificaciones del implante (elaboración propia)	20
Tabla 2: Estructura de los diferentes ángulos de doblado	25
Tabla 3: Datos de la malla del implante	32
Tabla 4: Análisis del mallado del implante	33
Tabla 5: Datos de la malla de la incrustación	36
Tabla 6: Análisis del mallado de la incrustación	37
Tabla 7: Análisis del tiempo de doblado	50
Tabla 8: Deformaciones ensayo implante cuello recto	51
Tabla 9: Tensiones equivalentes ensayo implante cuello recto	52
Tabla 10: Tensiones principales ensayo implante cuello recto	54
Tabla 11: Deformacion con incrustación	55
Tabla 12: Tensión equivalente con incrustación	55
Tabla 13: Tensiones principales con incrustación	56
Tabla 14: Safety factor del ensayo de acabados	59
Tabla 15: Safety factor del ensayo con incrustación	60
Tabla 16: Deformación doblados sin tensiones residuales	62
Tabla 17: Tensión equivalente doblados sin tensiones residuales	63
Tabla 18: Tensiones principales doblados sin tensiones residuales	65
Tabla 19: Deformaciones doblados con tensiones residuales	66

MEMORIA

Tabla 20: Tensiones equivalentes doblados con tensiones residuales	67
Tabla 21: Tensiones principales doblados con tensiones residuales	68
Tabla 22: Tensiones principales doblados con tensiones residuales	69
Tabla 23: safety factor doblados sin tensiones residuales.....	72
Tabla 24: Safety factor doblados con tensiones residuales	73
Tabla 25: Deformaciones doblados con cargas clínicas	75
Tabla 26: Tensiones equivalentes doblados con cargas clínicas	76
Tabla 27: Tensiones principales doblados con cargas clínicas	78
Tabla 28: Safety factor doblados con cargas clínicas	80
Tabla 29: Esquema de los análisis	91
Tabla 30: Esquema de los resultados	92

1 INTRODUCCIÓN

1.1 MOTIVACIÓN

El aumento en la esperanza de vida y un continuo envejecimiento de la población han hecho que surjan nuevos desafíos para la humanidad. La implantología dental es uno de ellos. Esta técnica consiste en reemplazar artificialmente piezas dentales perdidas con un implante dental.

Un implante dental es un tornillo que fija en el hueso maxilar para conseguir estabilidad y en el que posteriormente se coloca un diente artificial. Este proceso requiere de diversas fases quirúrgicas.

Este proyecto se centrará en los nuevos implantes mono-componente, que revolucionan por completo el sector. Sus ventajas técnicas son un avance tanto medico como tecnológico. Su implantación en el mundo de la odontología conlleva unos cambios radicales respecto a los implantes tradicionales:

- De carácter estructural, este producto se diferencia de los implantes tradicionales es su composición. Un implante convencional está compuesto por cuatro piezas: cuerpo del implante; tornillo de titanio u otro material que se coloca en el hueso para soportar la estructura, corona; elemento que brinda la apariencia de un diente real y pilar; elemento de unión entre el implante y corona. Un implante mono-componente elimina esa unión entre implante y pilar, formando un solo elemento. Esta ausencia de unión por engranajes dificulta la adhesión de bacterias, además de abaratar su precio de fabricación.
- En su colocación, debido a su diferencia estructural la colocación de un implante mono fase es más sencilla y se realiza como su nombre indica en una sola fase quirúrgica. Hecho que facilita la recuperación postquirúrgica.

MEMORIA

En el sector de la implantología dental los implantes de carga inmediata han abierto un mundo de posibilidades para solucionar casos clínicos. La actual demanda estética y funcional de los pacientes, hace que se intente disminuir al máximo el tiempo de espera desde la colocación del implante dental y la rehabilitación protésica [1].

Este proyecto consiste en el análisis y estudio de la estructura de un implante dental mono-componente, cumpliendo con el marco técnico establecido por la normativa ISO 14801 (Organización Internacional de Normalización) sobre el ensayo de carga dinámica para implantes dentales endoóseos.

1.2 OBJETO DEL PROYECTO

El objetivo principal de este proyecto es conocer la capacidad estructural de los novedosos implantes protésicos de un solo componente mediante simulación computacional por elementos finitos. Los resultados de esta simulación se evalúan tras un ensayo de cargas cíclicas realizado en el laboratorio.

Los resultados de los ensayos permiten: analizar la vida útil del implante, las tensiones resultantes en la estructura, el ángulo límite del pilar con el cuerpo del implante y realizar un análisis de la vida a fatiga según material. Estos datos permiten discutir su viabilidad y la precisión de las especificaciones del fabricante

Ambos ensayos reflejan el comportamiento biomecánico de la estructura del implante durante la masticación. La masticación es un proceso mecánico en el cual los dientes se ven sometidos a muchas cargas dinámicas y cíclicas (carga y descarga).

El estudio se centra fundamentalmente en el comportamiento a fatiga de la estructura precisamente por la importancia de dichas cargas, siendo estas la principal causa de las roturas de implantes dentales. Roturas que generan consecuencias graves desde el punto de vista clínico [2].

MEMORIA

Los estudios actuales se centran en la resistencia a fatiga de la unión entre implante y pilar. Estudios que no son válidos a la hora de analizar este implante de un solo componente, ya que éste no contiene uniones de ningún tipo entre piezas.

Los escasos estudios existentes sobre simulaciones computacionales de implantes mono componente o bien simplifican demasiado la estructura del implante a estudiar o no llegan a realizar un análisis sobre la flexibilidad del cuello, parte fundamental de este sistema de prótesis.

Además, hay que profundizar en aspectos relacionados con la biomecánica y el estudio de biomateriales más compatibles con el ser humano, hasta finalmente conseguir implantes que estén formados por materiales lo más biocompatibles posibles.

El análisis computacional brinda la oportunidad de poder testar estos implantes sin necesidad de un gasto significativo de tiempo y dinero. Ya que no es necesario un número muy grande de implantes para poder recabar datos suficientes para sacar conclusiones. Por lo tanto, el ensayo experimental se limita a evaluar los resultados obtenidos computacionalmente.

Por último, y con motivo de simplificar la lectura de este trabajo, se explica que no hay un consenso en el sector de la odontología para mentar a este tipo de implantes. Por lo tanto, es habitual encontrar en la literatura diversos términos para hacer referencia estos implantes. Los más habituales son: mono-implante, implantes mono-componente, implante unitario; nombres que hacen hincapié en su estructura formada por un sólo componente, implantes de carga inmediata e implante compresivo; nombres que reflejan la forma de colocarlos en la boca sin incisiones con bisturí y en una sola etapa quirúrgica. En este trabajo se les hará referencia como implantes mono-componente, por la fácil comprensión del nombre.

1.3 IMPLANTES DENTALES CONVENCIONALES

Los implantes dentales son elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se utilizan para sustituir piezas dentales dañadas o caídas o bien para conservar dientes naturales, cuya estructura reemplaza la raíz del diente con una rosca capaz de sujetarse al tejido óseo [3].

Estas prótesis solucionan problemas estéticos, fonéticos y masticatorios, causados por la degradación de las propiedades de los dientes.

1.3.1 COMPOSICIÓN DE UN IMPLANTE DENTAL

La mayoría de los implantes dentales del mercado están compuestos principalmente de aluminio, debido a su biocompatibilidad (capacidad de un material para adaptarse al cuerpo humano) que permite la oseointegración (unión que se crea entre el óxido del titanio y el hueso) y por su alta exigencia mecánica y corrosiva. Este material se trabaja o bien en estado puro de diversos grados (generalmente grado IV), o en aleaciones con diferentes materiales.

Además, en la actualidad se siguen investigando más materiales con propiedades biocompatibles con el ser humano y pese a que el titanio es el más utilizado, encontramos otros. La cerámica de zirconio aparece como un sustituto del titanio como material de referencia en implantología además del Poli éter, éter Cetona (PEEK), que tiene una excelente biocompatibilidad y estabilidad biológica [4].

1.3.2 COLOCACIÓN DE UN IMPLANTE DENTAL

Un implante dental convencional se coloca bajo dos fases quirúrgicas:

La primera fase consiste en la colocación de este. Primero se abre la encía y después comienza la preparación del lecho implantario, que consiste en la preparación de la cresta alveolar para después marcar el lugar del implante y proceder a ensanchar el lecho implantario. Una vez terminadas estas fases se coloca la estructura del implante.

La segunda y última fase consiste en, después de haber dejado un tiempo prudencial para la cura de la operación posterior, colocar la corona. Es en este momento donde el implante empieza a sufrir las cargas procedentes de la masticación.

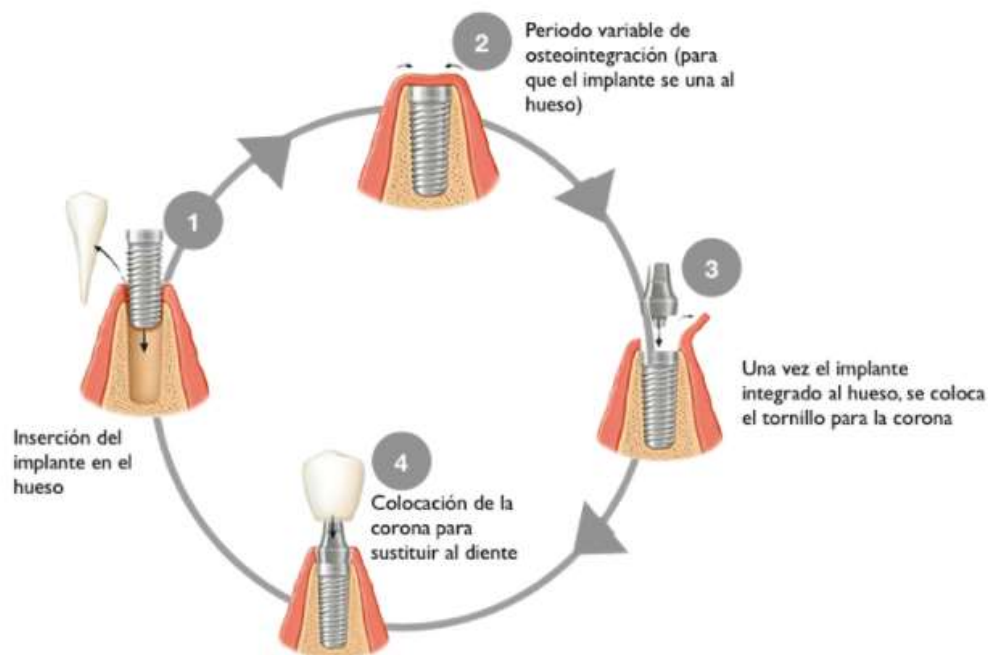


Figura 1: Fases de colocación de un implante dental. (C.Dentistas)

El fin del implante dental es quedar fijado al hueso como se muestra en la figura 2.



Figura 2: Implante dental colocado (web TRATE)

1.3.3 ESTRUCTURA DE UN IMPLANTE DENTAL

Los implantes dentales convencionales están constituidos por cuatro elementos: el cuerpo del implante; rosca que cumple la función de adherirse al hueso maxilar para asegurar la fijación, la corona; pieza generalmente cerámica [5] que simula la apariencia de un diente natural, el pilar; elemento de sujeción de la corona y elemento de unión entre el cuerpo del implante y corona, su estructura puede ser recta o inclinada dependiendo de la necesidad del paciente, y por último el tornillo; cuya función es garantizar la unión entre el cuerpo del implante con el pilar.



Figura 3: Partes de un implante dental convencional (clinicaverona.com)

1.4 IMPLANTES DENTALES MONO-COMPONENTE

Los implantes dentales mono-componente son prótesis que se utilizan para múltiples restauraciones con carga inmediata (fuerzas provenientes de la masticación actúan desde el primer instante) en el maxilar superior e inferior. Permiten simplificar el posicionamiento y el procedimiento protésico, ya que son más pequeños y no tienen uniones. Esto hace que se puedan colocar en una sola fase quirúrgica, ahorrándole al paciente tiempo, molestias y dinero.

Estos implantes tienen funciones ligeramente diferentes a las de un implante convencional, aunque en muchos casos se utilizan de manera definitiva en pacientes con poca altura ósea también se utilizan en ortodoncia y como prótesis temporales.

Estructuralmente se encuentran en el mercado con diferentes longitudes y diámetros, además de diferentes materiales y fabricantes con la finalidad de poder adaptarse a cada caso.

1.4.1 ESTRUCTURA DE UN IMPLANTE MONO-COMPONENTE

La estructura de un implante dental mono-componente está formada como su nombre indica por una sola pieza. En esta pieza existen diferentes partes cuyas funciones son homólogas a las de un implante dental convencional. Se encuentran: el cuerpo del implante o rosca; cuya función es garantizar la fijación de implante al hueso, el cuello del implante; cuya función es similar a la del pilar en un implante convencional, y por último el cabezal donde se sostiene la corona.



Figura 4: Partes de un implante dental mono-componente (web TRATE)

Al igual que en un implante dental convencional, las casas dentales fabrican estas piezas con funciones, propiedades y formas diferentes. Se pueden encontrar con distintos tamaños de diámetro, con distintas longitudes de rosca, distintos materiales y con formas cónicas o cilíndricas. (mirar catálogo incluido en los anexos)

1.4.2 DIFERENCIAS CON UN IMPLANTE DENTAL CONVENCIONAL

Estos implantes como se ha mencionado con anterioridad difieren de los convencionales en una serie de modificaciones que se explican a continuación.

Cambios de carácter estructural, este producto se diferencia de los implantes tradicionales al no tener elementos de unión. Esta composición elimina la necesidad de incluir el tornillo de unión entre el pilar y el cuerpo del implante. Este cambio, además de eliminar las tensiones resultantes en esa unión, permite fabricar piezas de menor tamaño y abarata los costes de fabricación.

MEMORIA

Cambios quirúrgicos, debido a su diferencia estructural la colocación de un implante mono-componente es más sencilla y se realiza como su nombre indica en una sola fase quirúrgica. Hecho que facilita la recuperación postquirúrgica. Además, la corona se coloca inmediatamente después de la colocación del implante, es por esta razón que en ocasiones se les llama implantes de carga inmediata. En capítulos posteriores se explicarán los beneficios de la carga inmediata postoperatoria.

A la hora de elegir un tipo de implante se tienen en cuenta diversos factores, como la cantidad y calidad ósea. Una de las ventajas de esta prótesis es que se pueden utilizar con una cantidad ósea mucho menor.

1.4.3 DEFINICIÓN DEL IMPLANTE DENTAL MONO-COMPONENTE

El implante que se analiza en este estudio se trata del implante dental cónico compresivo ROOT C3510 del fabricante de productos dentales quirúrgicos TRATE AG.



Figura 5: Implante dental (web TRATE)

MEMORIA

La normativa indica que para definir el implante a estudiar hay que indicar:

Tipo de cuerpo del implante	Cónico autoroscante
Tipo de pilar del implante	Unido al cuerpo (una sola pieza)
Fabricante	TRATE AG dental
Materiales	Ti6Al4V
Diámetro del implante	3,5 mm
Longitud del cuerpo del implante	10 mm
Dimensiones del pilar	○ 2,1 mm de diámetro ○ 5 mm de longitud ○ Ángulo del pilar ajustable hasta 15°

Tabla 1: Especificaciones del implante (elaboración propia)

Además de las indicaciones obligatorias, se proporcionan las especificaciones del fabricante en la figura siguiente. Esta figura se incluye con el objetivo de explicar las características estructurales y comerciales que proporciona el fabricante.

CARACTERÍSTICAS	
Forma	cónico
Material	de titanio
Conexión	externo
Configuración	de una pieza
Diámetro del implante	Máx.: 5,5 mm (0,22 in) Mín.: 3 mm (0,12 in)
Longitud del implante	Máx.: 20 mm (0,79 in) Mín.: 6 mm (0,24 in)

Figura 6: Características del implante (web TRATE)

DESCRIPCIÓN
Implante de una pieza para restauraciones cementadas y telescópicas de una o varias piezas con cuello flexible Ángulo de inclinación del pilar ajustable Simple colocación y procedimiento protético Óptimo diseño para condensación ósea Sin conexiones Soluciones protésicas disponibles múltiples para restauraciones unidas con plataforma externa Telescópicas Unidas Directas Ejemplos de restauraciones con implantes monofásicos Más rápido con sobredentadura completa. Sencillo para restauraciones de un solo diente Sencillo bypassing del nervio Increíbles resultados estéticos

Figura 7: Descripción del implante (web TRATE)

1.5 COMPLICACIONES CON IMPLANTES DENTALES

Los implantes dentales tienen una vida útil consistentemente larga que suele rondar entorno a los 20 años. Aunque la gran mayoría de ellos sean muy duraderos algunos llegan a romperse o a fracasar debido a diferentes motivos.

La principal razón de los fallos es la falta de higiene, que causa que proliferen las bacterias y se desarrolle la pérdida de hueso.

Seguido de la falta de higiene, los motivos por los cuales se producen los fallos de los implantes dentales son la resistencia a fatiga de estos y la no oseointegración del implante en el hueso.

Cabe destacar que el éxito de un implante dental depende mayoritariamente de las características químicas, físicas, mecánicas y topográficas de su superficie [7].

1.5.1 DESGASTE A FATIGA

Los implantes dentales ejercen la función del hueso maxilar para sujetar las piezas dentales, estos se encuentran sometidos a cargas cíclicas que provienen de la masticación que pueden llegar a ser bastante severas.

El desgaste a fatiga es el desgaste que proviene de soportar estas fuerzas de masticación tras un periodo de tiempo, que se contabiliza en ciclos. Una persona normal mastica x ciclos al año con una fuerza media de x N, mientras que en casos de personas con bruxismo la fuerza de masticación aumenta hasta llegar a los x N [8]. La normativa ISO indica que un implante dental sometido a fatiga debe resistir en perfecto estado $5 \cdot 10^6$ ciclos, razón por la cual se utiliza el material TI6AL4V en productos implantológicos.

Por esta razón y con motivo de analizar su resistencia estructural, es de vital importancia conocer el comportamiento a fatiga del material.

MEMORIA

En la imagen siguiente se encuentran los límites de fatiga de los materiales más utilizados en el campo de la biomedicina, la dispersión que se muestra es debida a los distintos factores que afectan el límite a fatiga, como la fabricación, la microestructura, etc [8].

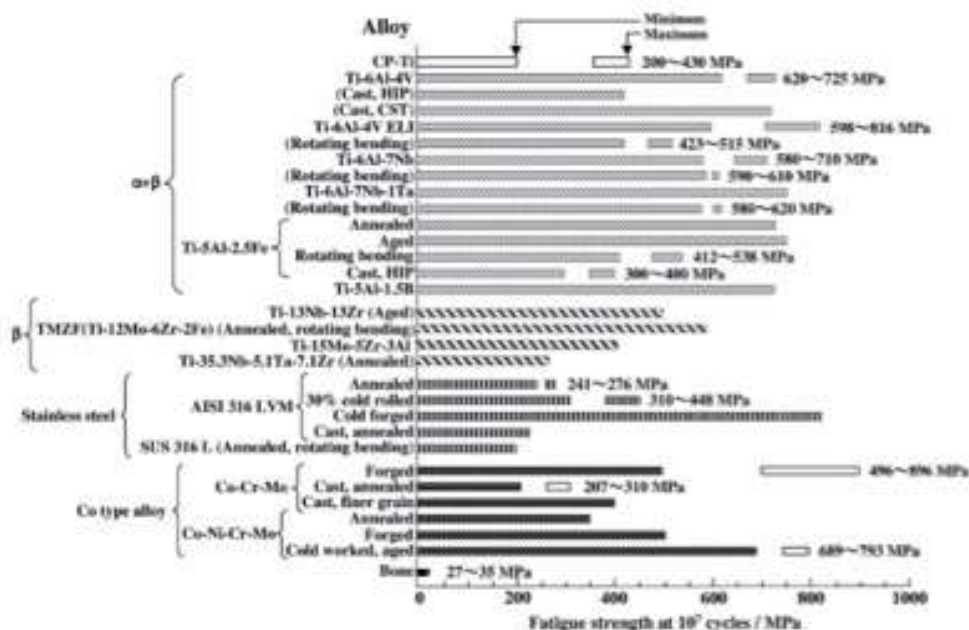


Figura 8: Límite de fatiga de biomateriales

1.5.2 OSEOINTEGRACIÓN

La oseointegración es la capacidad de titanio de crear una unión fuerte y duradera con el hueso. Unión que garantiza la resistencia y estabilidad de la prótesis.

Esa unión es una delgada capa de óxido de una 3-5 nm de espesor, generalmente formado por dióxido de titanio [10].

2 ESTRUCTURAS Y MALLADO

2.1 ESTRUCTURA DEL IMPLANTE RECTO

La estructura utilizada en la simulación se obtiene por fases:

La primera fase consiste en realizar una microCT al implante para obtener una estructura de base para comprobar tanto los datos del fabricante como la estructura final.

La segunda fase consiste en componer la estructura en Solid Edge mediante los datos que facilita el fabricante en su página web.

Para finalizar se superpone la microCT y la estructura creada para corregir imperfecciones. La estructura del implante conseguida se muestra a continuación.

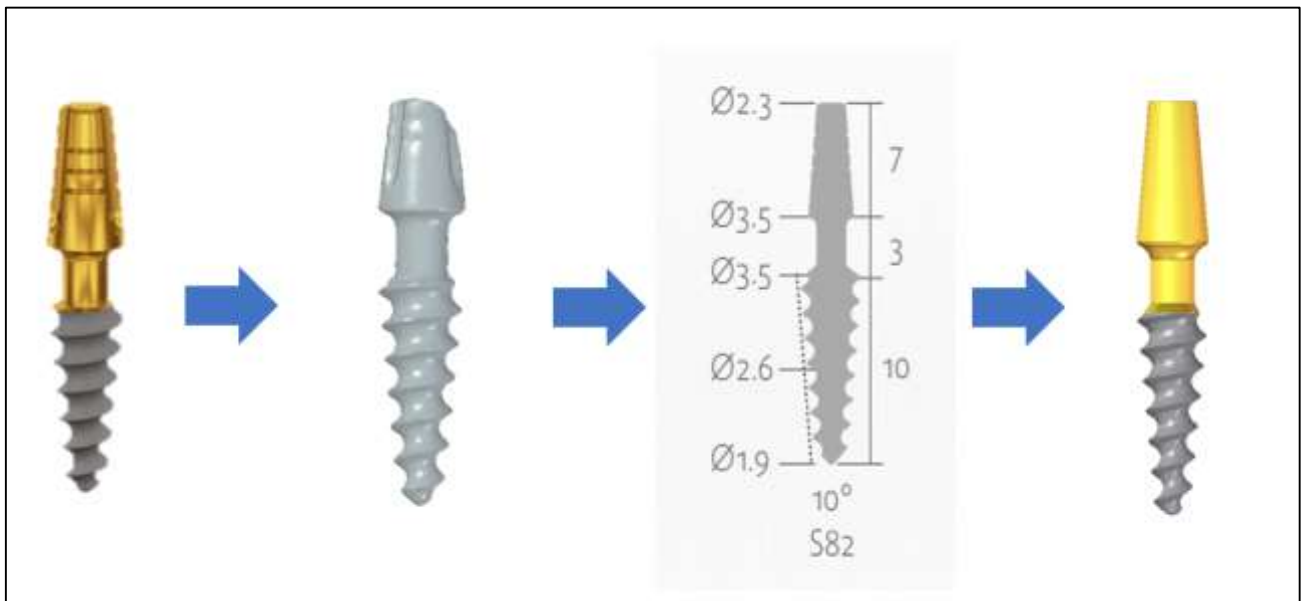


Figura 9: Fases de creación de la estructura del implante

2.2 ESTRUCTURA DEL IMPLANTE DOBLADO

En los análisis de este estudio se analiza el implante doblado a 15°, 20° y 30° respecto al eje del implante. Las estructuras se muestran a continuación.

15°	20°	30°
		

Tabla 2: Estructura de los diferentes ángulos de doblado

Las estructuras de los implantes doblados a 15°, 20° y 30° no se crean desde el inicio como en el caso del cuello recto. Estas estructuras se obtienen aplicando una fuerza en forma de rampa; cuyo valor se obtiene mediante iteración, capaz de doblar el implante con esa precisa inclinación.

Una vez obtenida esa deformación permanente hay dos formas de analizar la estructura con y sin tensiones residuales. En el análisis sin tensiones residuales se manda la información de la estructura del análisis del doblado a otro programa y en el análisis con tensiones residuales se manda la información de la estructura y de las tensiones resultantes de doblar el cuello permanentemente.

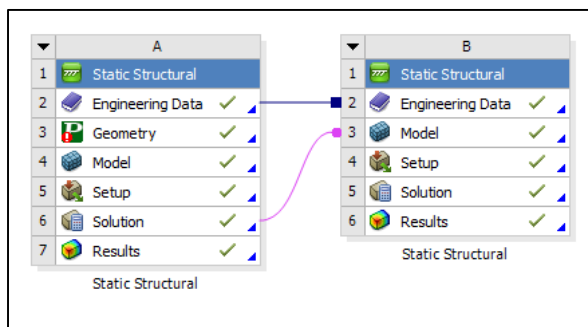


Figura 10: Obtención de la estructura para los ensayos sin tensiones residuales

Como se observa en la figura 10, de un proyecto a otro se transfiere la información de los materiales utilizados y la solución de las deformaciones permanentes, estas últimas se transfieren a la parte del modelo del nuevo proyecto que coge únicamente la estructura final no las tensiones.

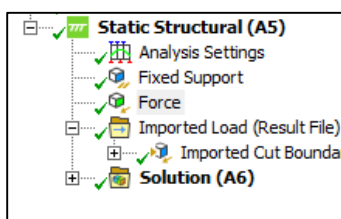


Figura 11: Importación de las tensiones residuales

En este caso, partiendo de la estructura del implante con el cuello recto se importan los resultados del ensayo de doblado. De esta forma se transfieren al nuevo proyecto tanto las deformaciones como las tensiones permanentes.

2.3 ESTRUCTURA DE LA INCRUSTACIÓN

Se crea una incrustación que envuelve al implante, con dos zonas importantes: el hueso cortical; que es la parte exterior de 3 milímetros más rígida, y el hueso esponjoso que es el centro de la incrustación que como su nombre indica es más poroso. De esta forma se puede simular como se anclaría el implante al hueso del paciente.

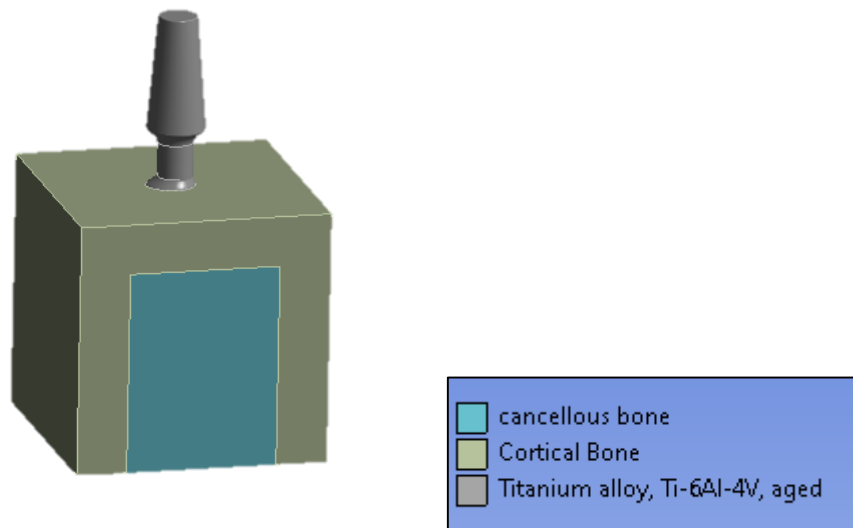


Figura 12: Estructura de la incrustación de hueso

La estructura que se muestra para sujetar el implante cuenta con una capa de 3 mm de hueso cortical y un centro esponjoso llamado en inglés “cancellous bone”.

Se muestran a continuación los valores estructurales que se le han aplicado a las diferentes capas de la estructura [9]. (Figura 13)

Cortical Bone

Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1,5e+10 Pa
Poisson's Ratio	0,30000
Bulk Modulus	1,25e+10 Pa
Shear Modulus	5,7692e+09 Pa

cancellous bone

Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1,5e+09 Pa
Poisson's Ratio	0,30000
Bulk Modulus	1,25e+09 Pa
Shear Modulus	5,7692e+08 Pa

Figura 13: Propiedades de las capas del hueso

2.4 MALLADO DEL IMPLANTE

Antes de empezar a mallar el implante se ha arreglado la estructura uniendo caras y eliminando vértices con el fin de representar mejor la estructura y que a la hora de mallar se consiguiera un resultado mejor.



Figura 14: Correcciones estructurales

El mallado del implante se ha llevado a cabo de forma diferente en las 3 partes del implante (cuello, rosca, cabezal).

Cuello:



Figura 15: Mallado del cuello del implante

MEMORIA

Parte fundamental del análisis ya que es la zona donde estarán los valores críticos. Para tener un nivel de detalle elevado se ha llevado a cabo un “Face sizing” específico de esta zona.

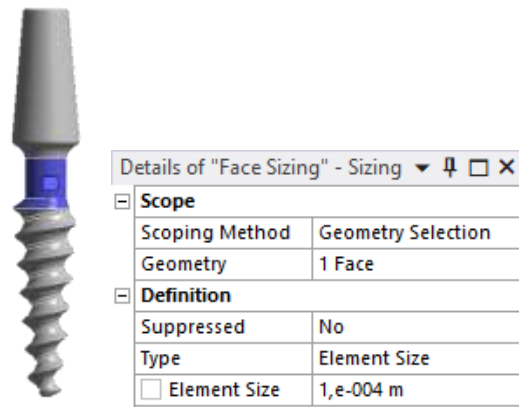


Figura 16: Face Sizing del cuello

Rosca:



Figura 17: Mallado de la rosca del implante

Parte no tan importante en los primeros análisis, pero fundamental cuando se añade la estructura del hueso. Para tener un nivel de detalle significativamente elevado se ha llevado a cabo un “Face sizing” específico de esta zona.

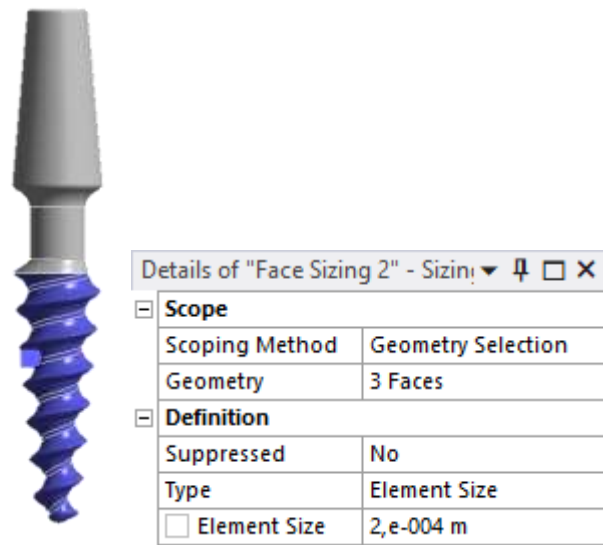


Figura 18: Face Sizing de la rosca

Cabezal:



Figura 19: Mallado del cabezal

Esta parte del implante es la menos importante ya que los únicos valores importantes que se darán aquí serán los de deformación por lo que se ha mejorado la precisión en el extremo, pero no tanto en la parte central.

MEMORIA

Se ha conseguido una malla que representa fielmente la estructura del implante con buena calidad y sin necesidad de utilizar un alto nivel de recursos computacionales. Se observan a continuación los datos del mallado:

Estadísticas	
Nº nodos	86738
Nº elementos	56573

Calidad	Mesh metric: Skewness
Min	$8,6989 \cdot 10^{-4}$
Max	0,79646
Average	0,24424

Tabla 3: Datos de la malla del implante

2.5 ANÁLISIS DEL MALLADO DEL IMPLANTE

El resultado del análisis del mallado del implante representa la carga máxima para la que el implante con un acabado de “titanium aged” aguanta 5 millones de ciclos.

MEMORIA

Nº de elementos	Valor de la carga máxima (N)
55077	174,4
56573	175,95
66764	173,92

Tabla 4: Análisis del mallado del implante

El análisis se realiza modificando el número de elementos en el cuello del implante, puesta que es en esta zona donde se recogen los resultados y es de vital importancia que los resultados sean precisos y fiables. Se elige la malla con 56000 elementos ya que se alcanza un punto donde variar ligeramente los elementos cambia los resultados como mucho un 1,15% y no es necesario utilizar más recursos computacionales.

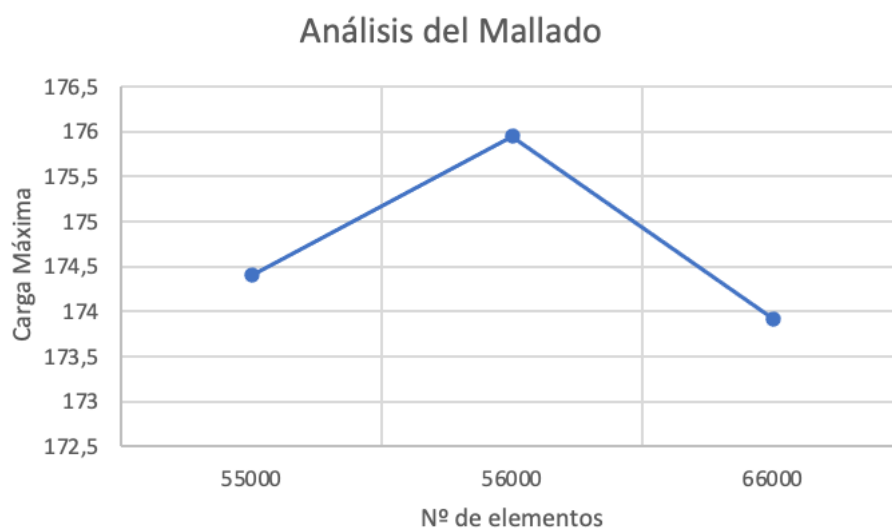


Figura 20: Análisis del mallado del implante

2.6 MALLADO DE LA INCRUSTACIÓN

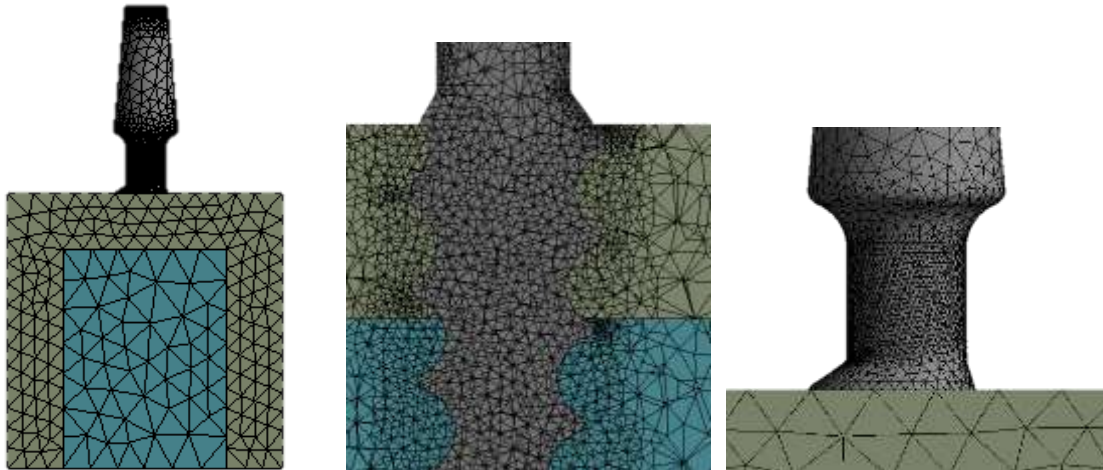
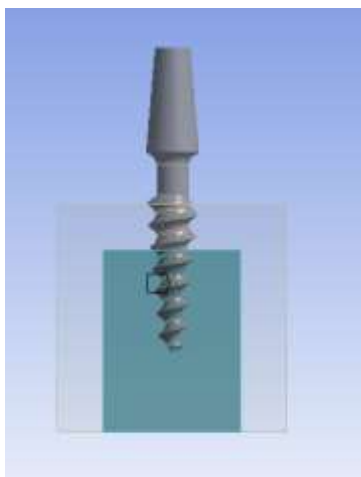


Figura 21: Mallado de la incrustación

Se representa la unión del hueso con el implante de la manera más realista posible utilizando las herramientas de “contact sizing” y “fase sizing”.

Mallado de los contactos:



Details of "Contact Sizing" - Contact Sizing	
[-] Scope	
Contact Region	Contact Region 2
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
☐ Element Size	2,e-004 m

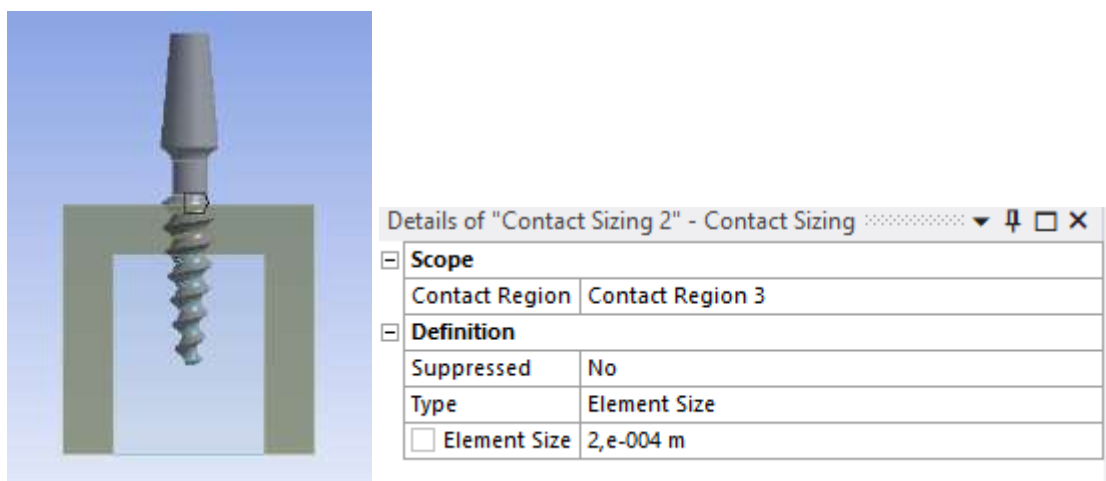


Figura 22: Mallado de los contactos con la incrustación

Mallado de las caras:

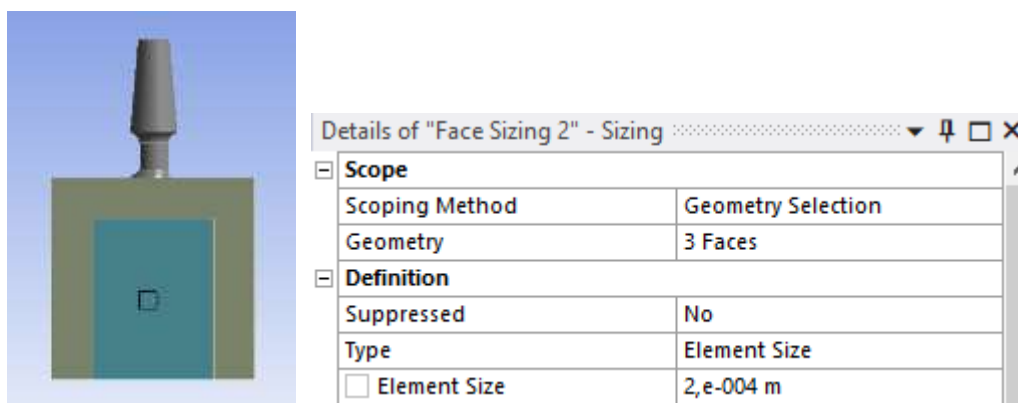
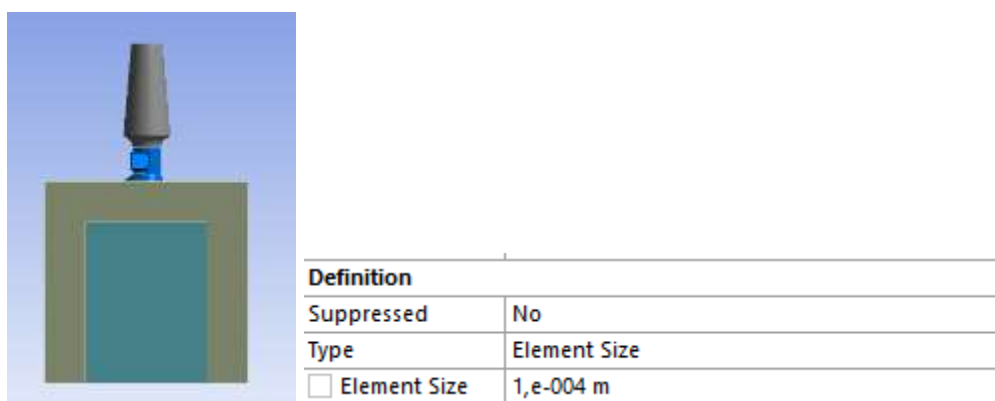


Figura 23: Mallado de las caras con la incrustación

MEMORIA

Se ha conseguido una malla que representa fielmente la unión del implante con el hueso con buena calidad y sin necesidad de utilizar un alto nivel de recursos computacionales. Se observan a continuación los datos del mallado:

Estadísticas	
Nodos	330698
Elementos	227718

Calidad	Mesh metric: Skewness
Min	$1,4264 \cdot 10^{-3}$
Max	0,90823
Average	0,24003

Tabla 5: Datos de la malla de la incrustación

2.7 ANÁLISIS DEL MALLADO DE LA INCRUSTACIÓN

El resultado del análisis del mallado del implante representa la carga máxima para la que el implante con un acabado de “titanium aged” aguanta 5 millones de ciclos.

Nº de elementos	Carga máxima (N)
224275	155,93
227718	159
231954	161,79

Tabla 6: Análisis del mallado de la incrustación

Este análisis es homólogo del que se realiza sin incrustación, se modifica únicamente el número de elementos en la zona del cuello del implante. Se elige la malla con 227000 elementos con una diferencia como mucho del 2,27%.

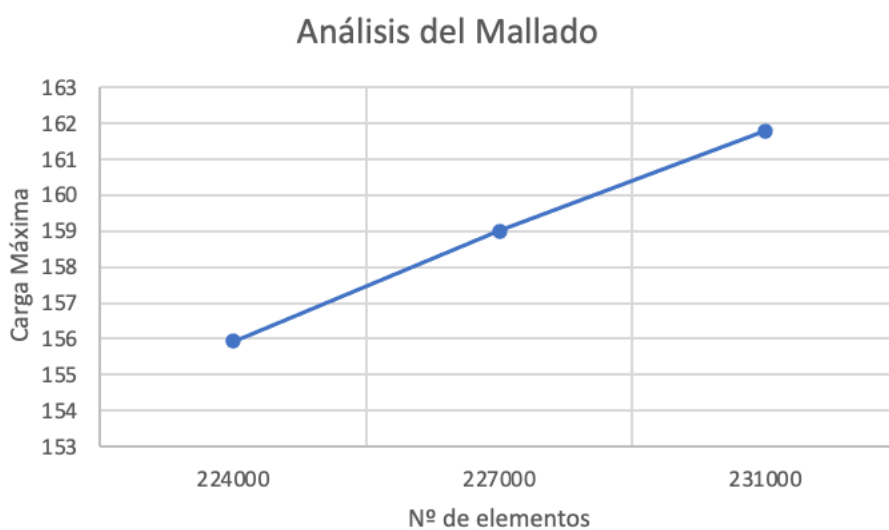


Figura 24: Análisis del mallado de la incrustación

3 METODOLOGÍA DE LA SIMULACIÓN

3.1 ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510

Este análisis muestra la capacidad estructural del implante con el cuello recto bajo las cargas estipuladas por la normativa ISO y con las simplificaciones que se permiten.

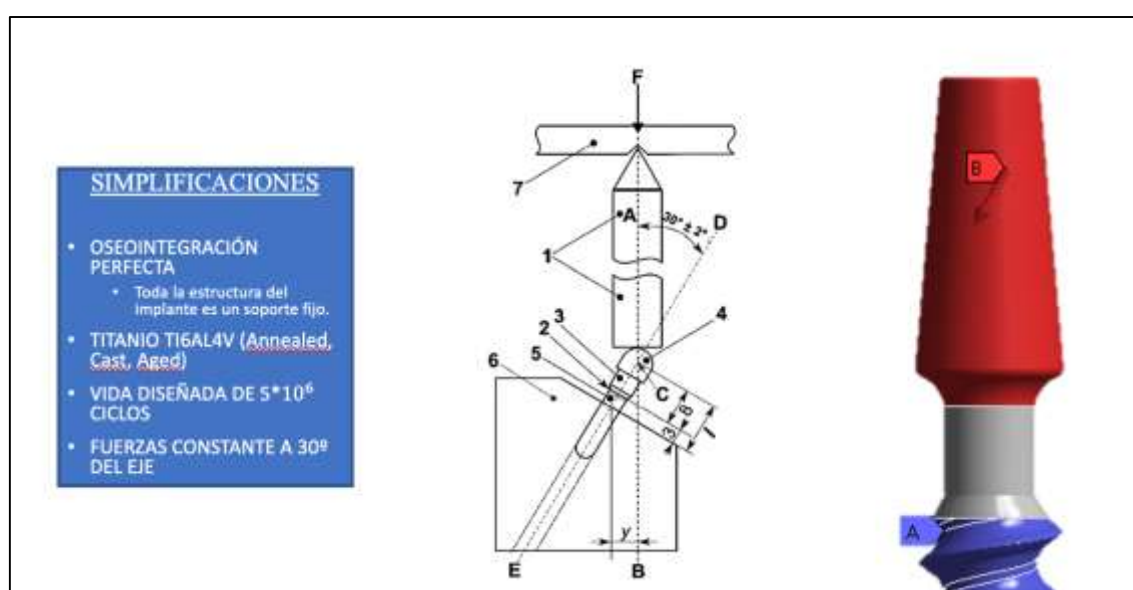


Figura 25: Simplificaciones del ensayo

Todos los ensayos en los que no se especifica el acabado utilizado se entiende que se utiliza el acabado Ti6Al4V aged por ser el más resistente a fatiga. Ya que el fabricante siempre podría utilizar el mejor tratamiento para asegurar la resistencia de estos implantes.

3.1.1 ENSAYO ESTÁTICO

Se va a estudiar la respuesta del implante a una carga estática de 100 Newtons de fuerza aplicada según normativa. Es decir, a 30° respecto del eje del implante. Simulando la figura 27.

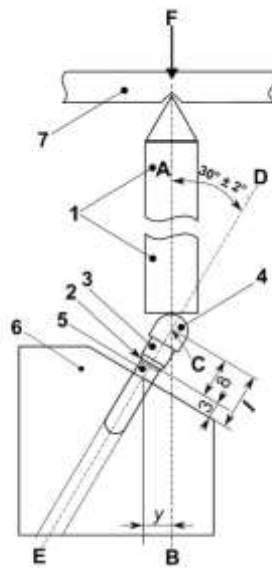


Figura 26: Ensayo ISO cuello recto

En Ansys este ensayo se simplifica de la siguiente manera:

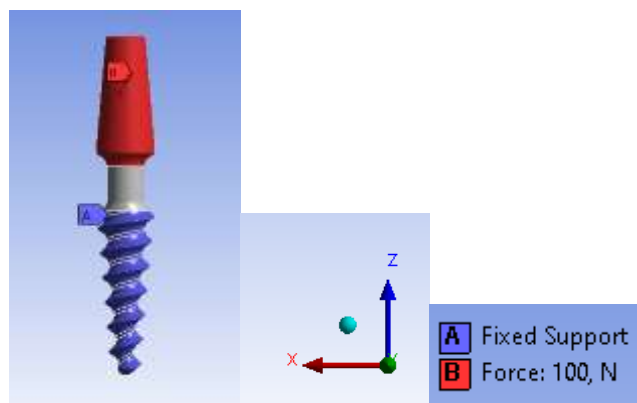


Figura 27: Metodología ensayo según normativa

ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO

El programa ANSYS permite elegir entre 3 tipos de acabado para la aleación de titanio Ti6Al4V. Este análisis muestra las diferencias entre estos 3 acabados.

Propiedades acabado AGED:

El titanio se envejece a través de un tratamiento térmico a alta temperatura (500°C).

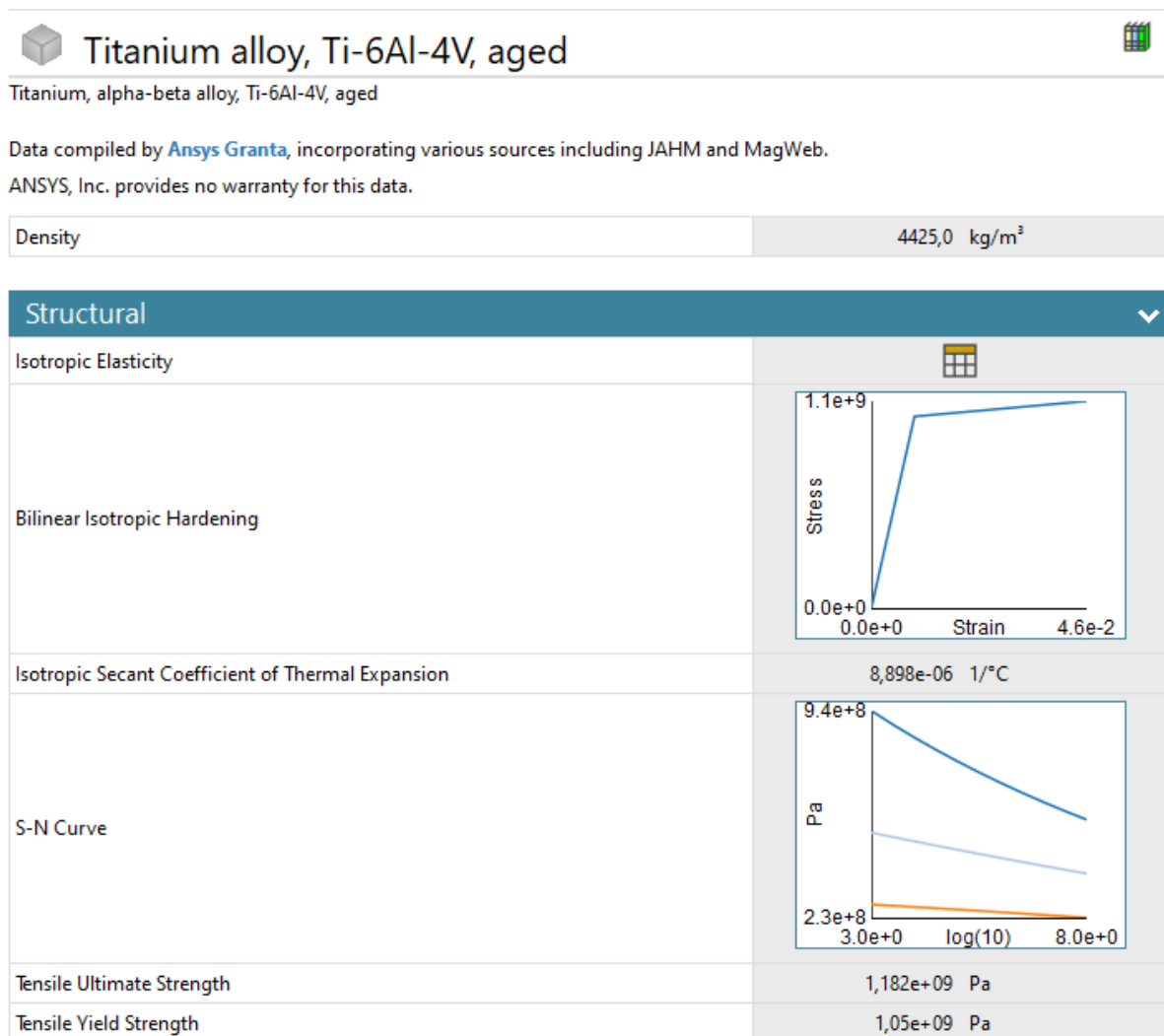


Figura 28: Propiedades del titanium aged

Propiedades acabado Cast:

El Titanio se lleva colando desde hace algo más de 50 años, no ha sido hasta hace poco que se han podido obtener piezas coladas de una precisión aceptable. Para la industria aeroespacial y la fabricación de componentes médicos, se usan técnicas muy complejas y que requieren de una maquinaria muy cara, para lograr la técnica de la compresión isostática en caliente (HiPing) y técnicas de acabado específicas que la mayoría de los laboratorios dentales no pueden afrontar [10].

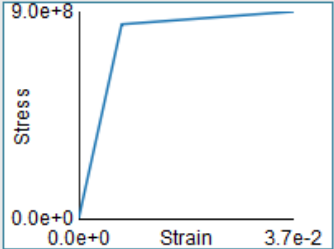
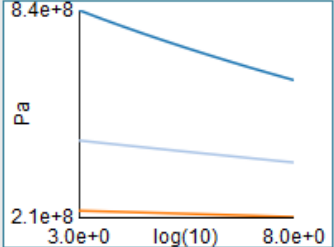
Titanium alloy, Ti-6Al-4V, cast	
Density	4429,0 kg/m ³
Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1,138e+11 Pa
Poisson's Ratio	0,33990
Bulk Modulus	1,1847e+11 Pa
Shear Modulus	4,2466e+10 Pa
Bilinear Isotropic Hardening	
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	8,898e-06 1/°C
S-N Curve	
Tensile Ultimate Strength	9,304e+08 Pa
Tensile Yield Strength	8,399e+08 Pa

Figura 29: Propiedades del titanium cast

Propiedades acabado Annealed:

El titanio annealed proviene de forja con un recocido posterior de 2 horas a 600°C [11].

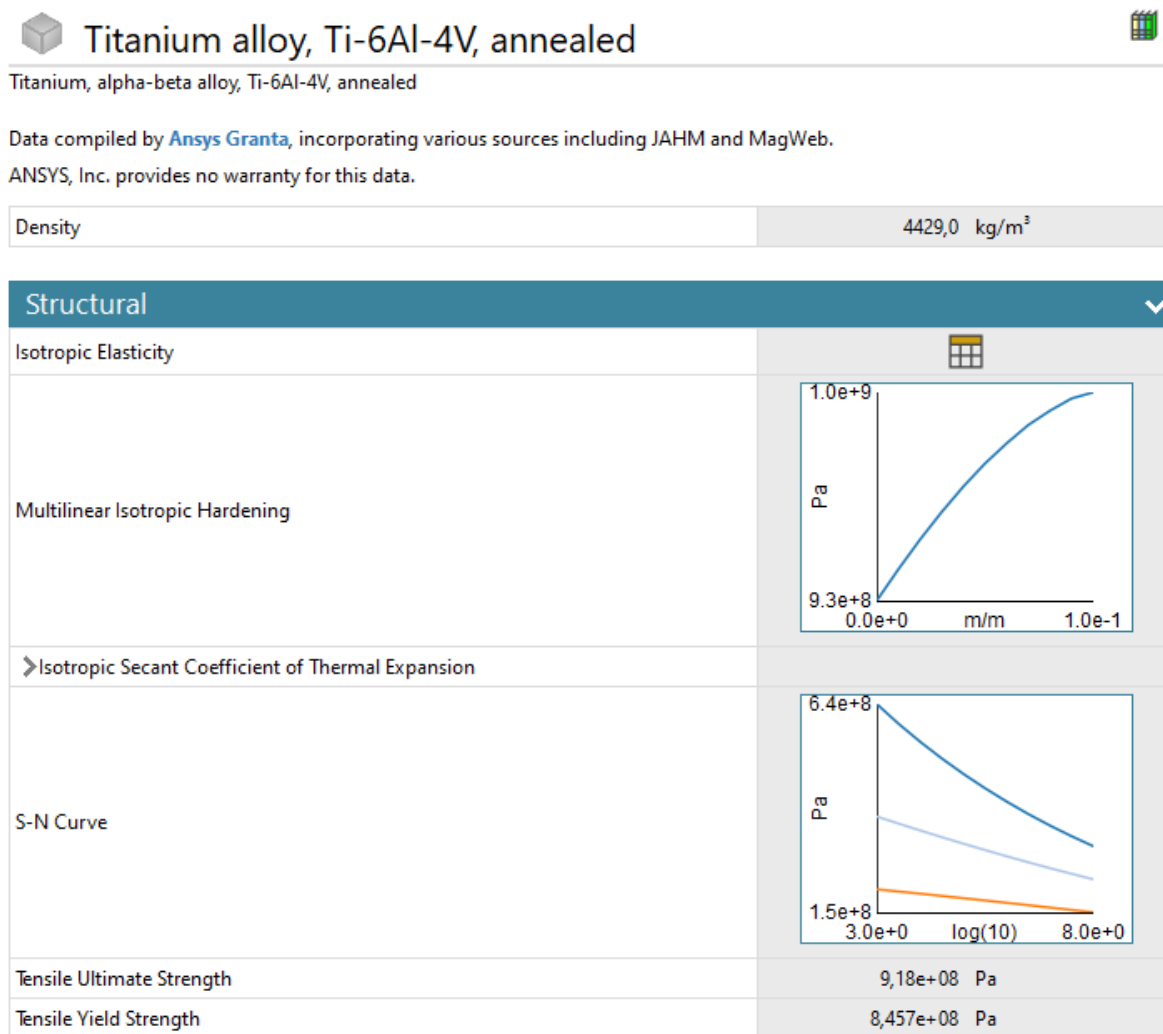


Figura 30: Propiedades del titanium annealed

Este análisis del acabado se realiza para entender cuál de ellos es más idóneo para este tipo de análisis, para ello debe el implante con su acabado correspondiente debe tener una vida útil mayor.

ENSAYO CON INCRUSTACIÓN

Este ensayo muestra las diferencias entre las reacciones del implante implantado en hueso y las del implante implantado mediante una simplificación de unión perfecta (osteointegración perfecta entre implante y hueso) tal como permite la normativa. En la práctica el hueso maxilar tiene en su interior una zona más esponjosa y este análisis muestra cómo afecta esta porosidad a la resistencia a fatiga de la estructura.

Se ha diseñado una estructura para simular el hueso maxilar, con 3 mm de hueso cortical y un interior esponjoso (ver tema 2.2).

En Ansys la simplificación de este ensayo se realiza de la siguiente manera:

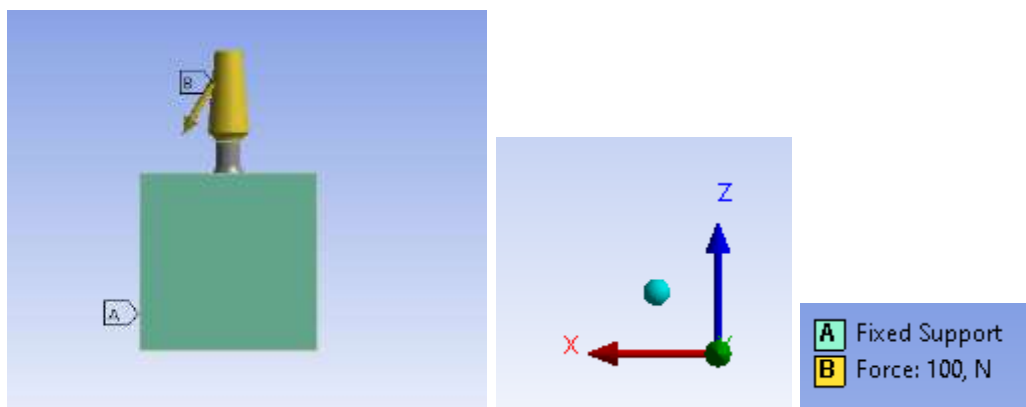


Figura 31: Metodología ensayo de la incrustación según normativa

Las cargas en este ensayo se han aplicado según normativa, es decir exactas a las del análisis 3.1:

- 100 N
- 30° de eje
- Carga cíclica a 15 Hz

3.1.2 ENSAYO DINÁMICO

Los ensayos dinámicos se realizan para analizar la resistencia a fatiga de la estructura del implante, en este caso particular para analizar la resistencia a fatiga del cuello recto del implante ante una carga cíclica.

En los resultados del tema 4, en los análisis dinámicos, se muestra la carga máxima para la que el implante dental es capaz de soportar $5 \cdot 10^6$ ciclos. De tal manera que, si la carga máxima fuese 100 N para obtener esa vida útil, el ciclo de carga soportado sería:



Figura 32: Carga Dinámica

La teoría que se ha utilizado de resistencia fatiga es la teoría de Soderberg que se muestra a continuación:



El ensayo dinámico muestra tanto la carga máxima que soportaría el implante como también la zona crítica donde más riesgo de rotura existe.

3.2 ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510 CON EL CUELLO DOBLADO

Este análisis muestra la relevancia de las tensiones residuales y del ángulo de doblado y como estos dos factores afectan a la vida útil de los implantes.

Todos los ensayos en los que no se especifica el acabado utilizado se entiende que se utiliza el acabado Ti6Al4V aged por ser el más resistente a fatiga. Ya que el fabricante siempre podría utilizar el mejor tratamiento para asegurar la resistencia de estos implantes.

Tal como indica la normativa la carga se aplica a 10° más la inclinación del cuello de implante. Por lo tanto, las cargas que se aplican son las siguientes

- Implante con el cuello doblado a 15°. Carga aplicada a 25° del eje
- Implante con el cuello doblado a 20°. Carga aplicada a 30° del eje
- Implante con el cuello doblado a 30°. Carga aplicada a 40° del eje.

Las cargas cíclicas utilizadas en el ensayo dinámico se aplican a una frecuencia de 15 Hz, desde el 10% de la carga hasta el 100%.

Cabe recalcar que este análisis se realiza con 3 tipos de inclinación: 15°, 20° y 30°. Y se han elegido por la utilidad de estas inclinaciones en la práctica, pese a que el fabricante sólo recomienda doblar hasta 15°.

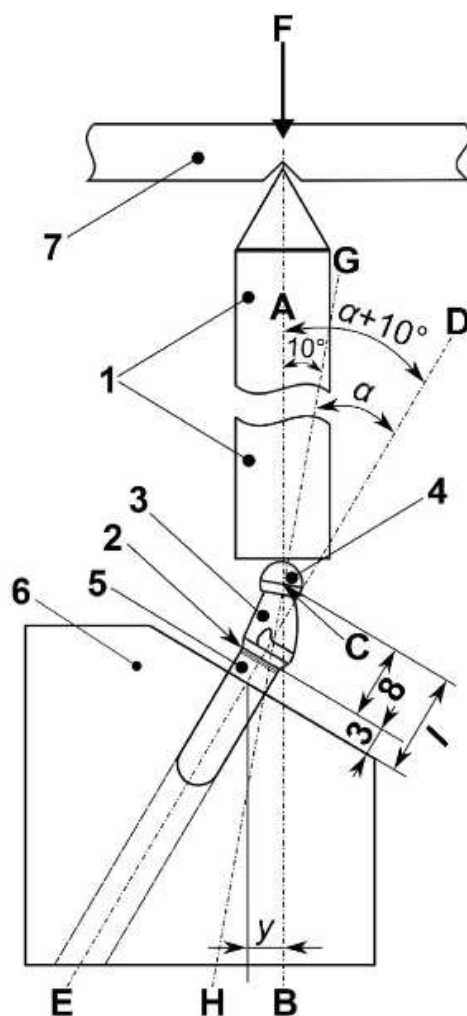


Figura 33: Normativa ISO cuello doblado

En este análisis se estudian las estructuras sin tensiones residuales y las estructuras con tensiones residuales (ver como se obtienen las estructuras apartado 2.2) obtenidas después del análisis de doblado (ver 3.4).

3.3 COMPARATIVA ESTRUCTURAL DEL DOBLADO

Este análisis muestra la capacidad estructural de los implantes dentales mono-componentes bajo cargas clínicas y se observa como los diferentes factores (ángulo de doblado, porosidad del hueso, tensiones residuales del doblado) que se han añadido al estudio afectan a la vida útil de estos implantes.

Todos los ensayos en los que no se especifica el acabado utilizado se entiende que se utiliza el acabado Ti6Al4V aged por ser el más resistente a fatiga. Ya que el fabricante siempre podría utilizar el mejor tratamiento para asegurar la resistencia de estos implantes.

3.3.1 ENSAYO ESTÁTICO

Las cargas que se utilizan en este ensayo representan de la forma más realista posible cargas clínicas a 30° del eje del implante en el caso del implante con el cuello recto no hay equivocación posible. En el caso de los implantes con el cuello doblado el componente de la carga que no es vertical es paralelo al eje de doblado del implante puesto que clínicamente no se dan casos en que la carga se aplique perpendicularmente.

3.3.2 ENSAYO DINÁMICO

Los ensayos dinámicos realizados para este análisis han sido realizados con cargas cíclicas con una frecuencia de 2 Hz y se ha hallado la fuerza máxima de la carga aplicable para que la estructura resista $5 \cdot 10^6$ ciclos. Este número de ciclos ($5 \cdot 10^6$ ciclos) representarían para una persona adulta una vida útil de 5 a 20 años depende de la persona.

3.4 ANÁLISIS DEL DOBLADO

Este análisis muestra las deformaciones permanentes en la estructura como las tensiones residuales provenientes del doblado del cuello

Todos los ensayos en los que no se especifica el acabado utilizado se entiende que se utiliza el acabado Ti6Al4V aged por ser el más resistente a fatiga. Ya que el fabricante siempre podría utilizar el mejor tratamiento para asegurar la resistencia de estos implantes.

Para este análisis se han llevado a cabo 3 ensayos, cada uno para doblar el cuello del implante a un ángulo diferente (15°, 20° y 30°). Para conseguir esta deformación permanente se ha aplicado una fuerza lateral en rampa de 1 segundo de duración, y se va iterando hasta conseguir la deformación deseada.

Doblado a 15°:

Para doblar el cuello del implante a 15° se necesita fuerza de 400 newtons, la fuerza máxima se da en medio segundo y se va retirando para conseguir tensiones residuales y deformaciones permanentes.

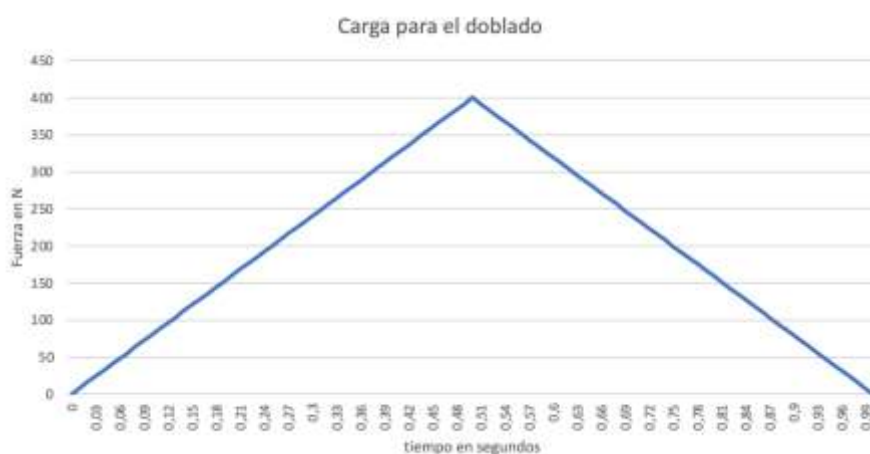


Figura 34: Cargas para el doblado a 15°

Doblado a 20°:

Para doblar el cuello del implante a 20° se necesita fuerza de 430 newtons, la fuerza máxima se da en medio segundo y se va retirando para conseguir tensiones residuales y deformaciones permanentes.



Figura 35: Cargas para el doblado a 20°

Doblado a 30°:

Para doblar el cuello del implante a 30° se necesita fuerza de 472 newtons, la fuerza máxima se da en medio segundo y se va retirando para conseguir tensiones residuales y deformaciones permanentes.



Figura 36: Cargas para el doblado a 30°

3.5 ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD DEL DOBLADO

Este análisis se lleva a cabo para comprobar si existe diferencia alguna entre doblar el cuello del implante en tiempos diferentes. A priori no se espera alteración en los resultados bajo diferentes velocidades ya que se han aplicado propiedades visco plásticas a los materiales del ensayo.

Todos los ensayos en los que no se especifica el acabado utilizado se entiende que se utiliza el acabado Ti6Al4V aged por ser el más resistente a fatiga. Ya que el fabricante siempre podría utilizar el mejor tratamiento para asegurar la resistencia de estos implantes.

Para este análisis se han llevado a cabo dos ensayos para doblar el cuello del implante a 15° de eje. En el primer ensayo se dobla el cuello en 1 segundo y en el segundo se dobla en 20 segundos. Para doblar en cuello del implante se ha utilizado una fuerza puramente horizontal y para ser capaces de obtener las tensiones residuales y las deformaciones permanentes esta fuerza se ha aplicado con rampa de manera que al final del ensayo la estructura queda libre de carga.

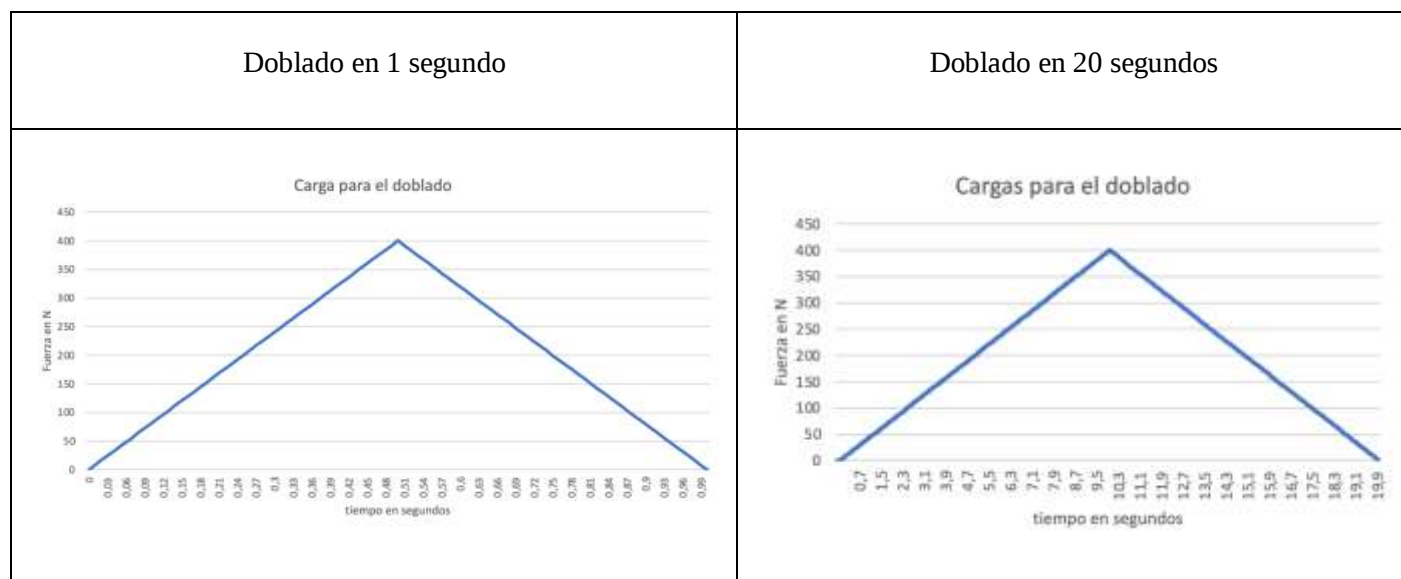


Tabla 7: Análisis del tiempo de doblado

4 RESULTADOS

4.1 ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510

4.1.1 ENSAYO ESTÁTICO

ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO

Deformación total en mm:

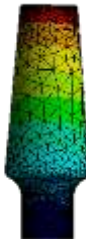
Titanium Aged		0,065936 Max 0,06 0,0525 0,045 0,0375 0,03 0,0225 0,015 0,0075 0 Min
Titanium Cast		0,065845 Max 0,06 0,0525 0,045 0,0375 0,03 0,0225 0,015 0,0075 0 Min
Titanium Annealed		0,067309 Max 0,06 0,0525 0,045 0,0375 0,03 0,0225 0,015 0,0075 0 Min

Tabla 8: Deformaciones ensayo implante cuello recto

El más flexible es el titanium annealed, seguido por el aged y finalmente el titanium cast.

MEMORIA

Tensión equivalente en MPa:

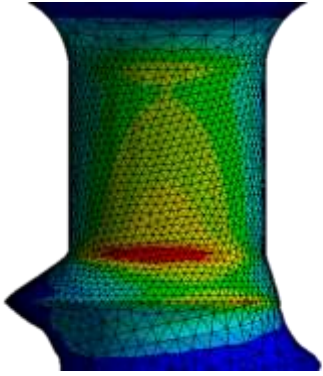
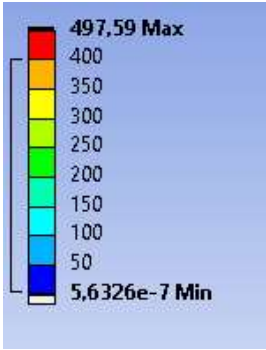
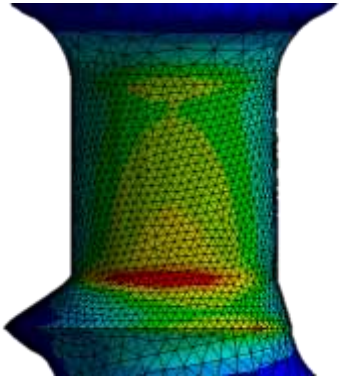
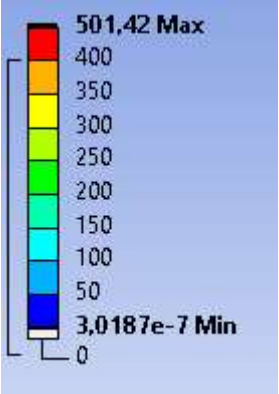
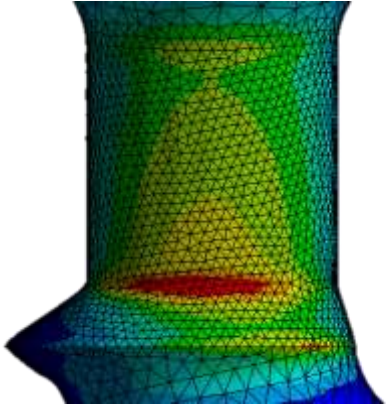
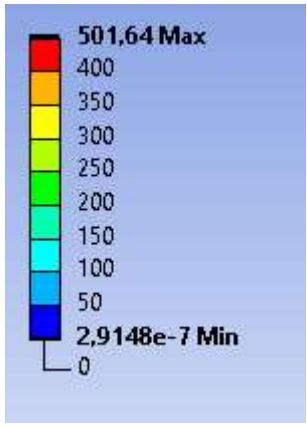
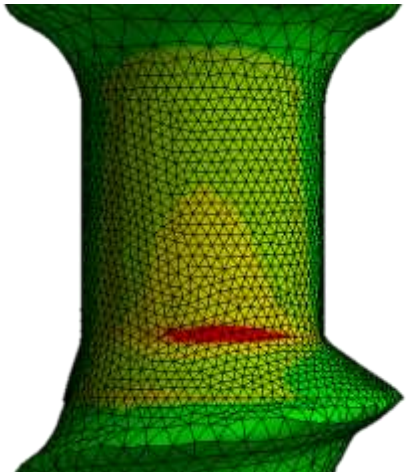
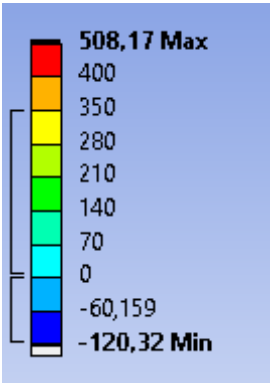
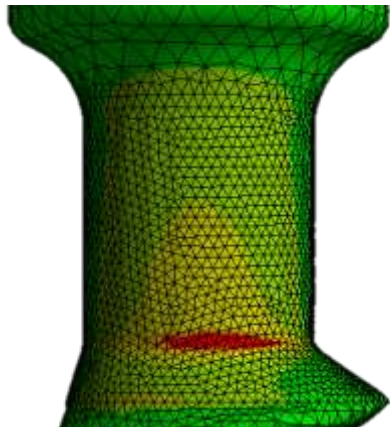
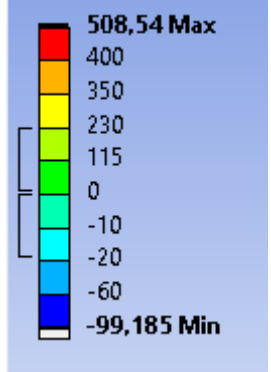
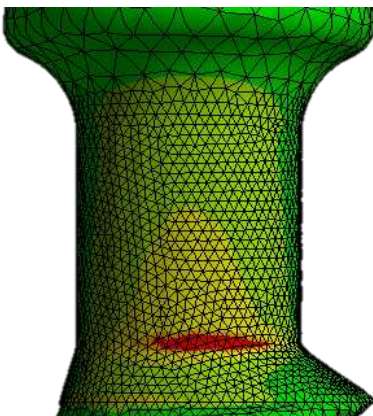
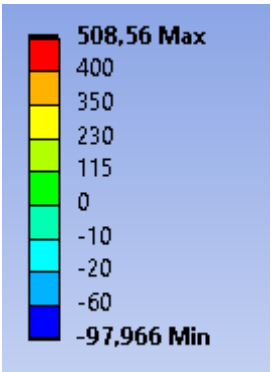
Titanium Aged		
Titanium Cast		
Titanium Annealed		

Tabla 9: Tensiones equivalentes ensayo implante cuello recto

Las tensiones equivalentes máximas se producen en la sección más estrecha del cuello y son menores en el titanium aged, seguido por el cast y finalmente el annealed.

MEMORIA

Tensión principal máxima (Tracción) en MPa:

Titanium Aged		
Titanium Cast		
Titanium Annealed		

Tensión principal máxima (Compresión)

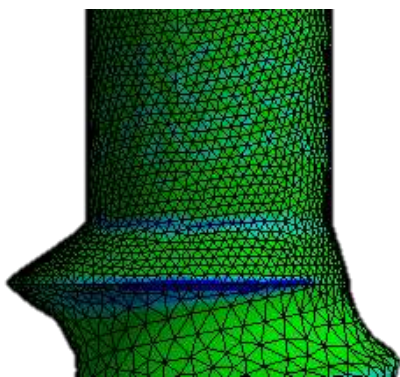
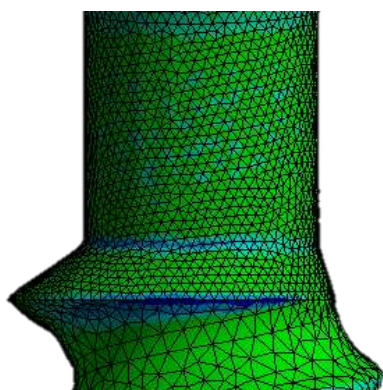
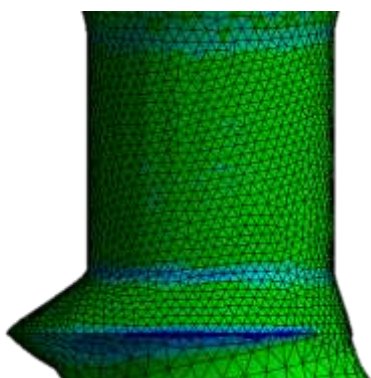
Titanium Aged		508,17 Max 400 350 280 210 140 70 0 -60,159 -120,32 Min
Titanium Cast		508,54 Max 400 350 230 115 0 -10 -20 -60 -99,185 Min
Titanium Annealed		508,56 Max 400 350 230 115 0 -10 -20 -60 -97,966 Min

Tabla 10: Tensiones principales ensayo implante cuello recto

Observamos que tanto la tensión principal máxima a compresión y a tracción son más grandes en módulo en el acabado Annealed y más pequeñas en módulo en el acabado Aged que es el último que falla a fatiga.

ENSAYO CON INCRUSTACIÓN

Deformación total en mm:

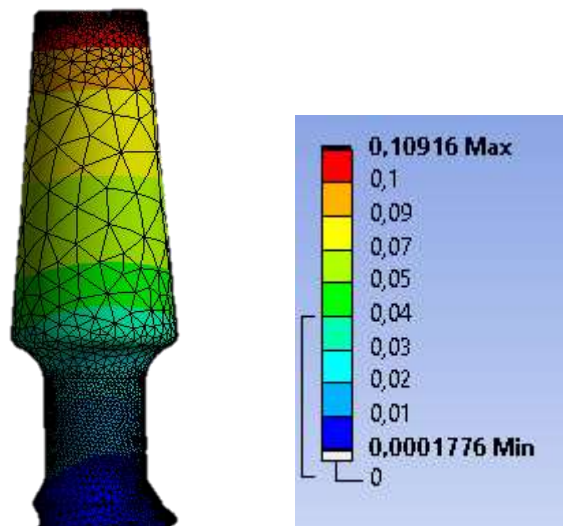


Tabla 11: Deformacion con incrustación

Una deformación de 0,10916 mm bajo una carga de 100N.

Tensión equivalente en MPa:

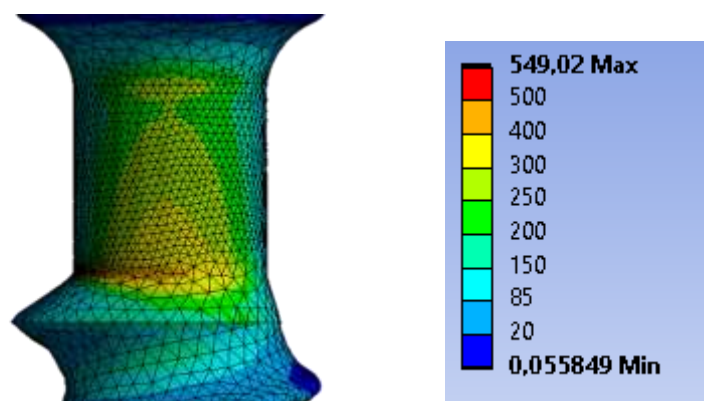


Tabla 12: Tensión equivalente con incrustación

Observamos en la zona más crítica, la parte del cuello más estrecha, una tensión de 549,02 MPa

MEMORIA

Tensión principal máxima en MPa:

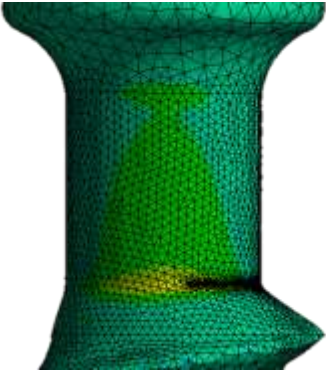
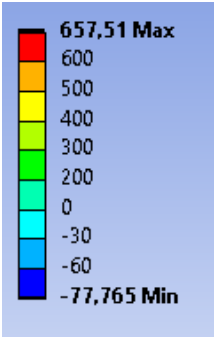
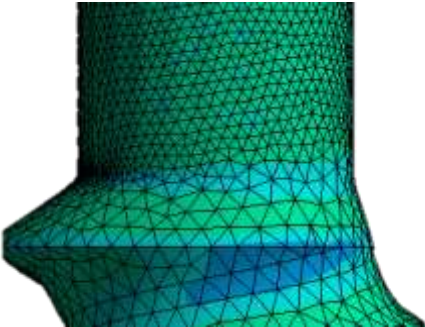
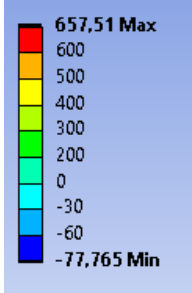
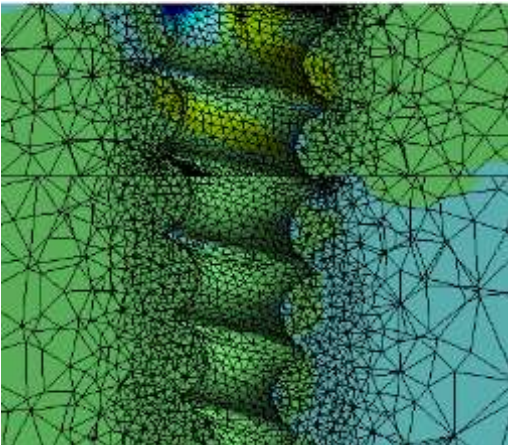
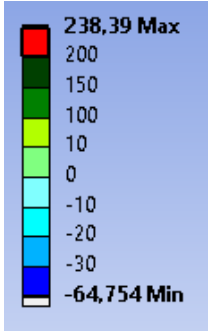
Implante		
Implante		
Corteza		

Tabla 13: Tensiones principales con incrustación

Estas imágenes muestran las diferentes zonas de tracción/ compresión que se generan en el implante y en el lecho del mismo.

4.1.2 ANÁLISIS ESTÁTICO

ANÁLISIS ESTÁTICO DEL ACABADO

Deformación total en mm:



Figura 37: análisis del acabado deformaciones

Tensión equivalente en MPa:



Figura 38: Análisis del acabado tensiones equivalentes

Tensión principal máxima en MPa:

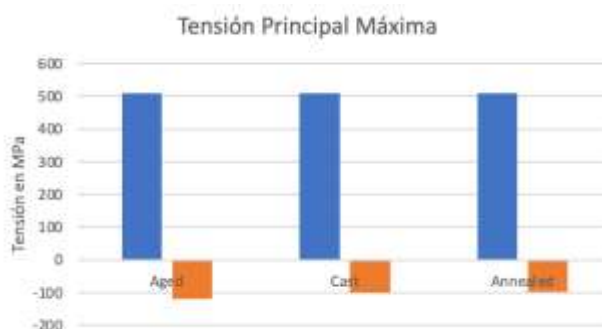


Figura 39: Análisis del acabado tensiones principales

ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA INCRUSTACIÓN

Deformación total en mm:

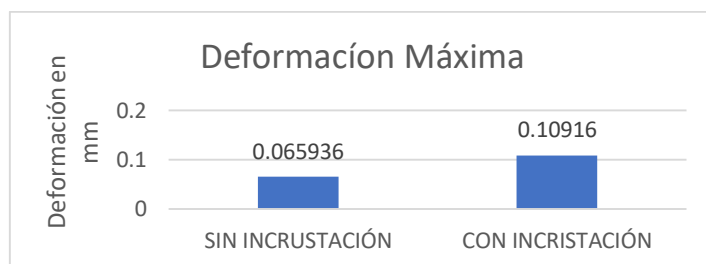


Figura 40: Análisis de la incrustación deformaciones

Tensión equivalente en MPa:

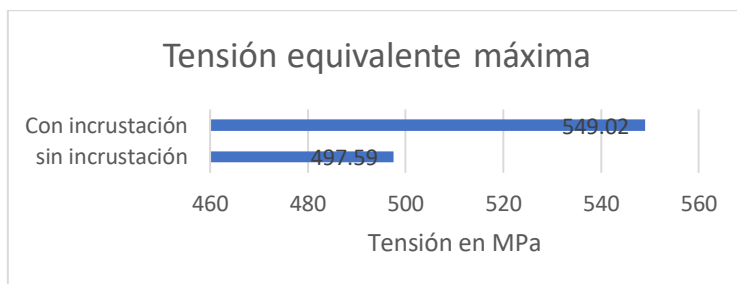


Figura 41: Análisis de la incrustación tensiones equivalentes

Tensión principal máxima en MPa:

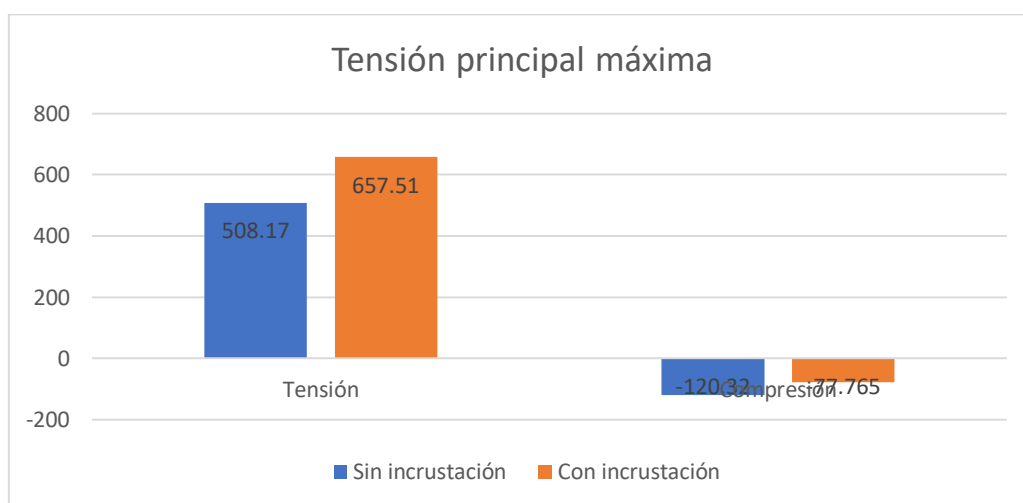


Figura 42: Análisis de la incrustación tensiones principales

4.1.3 ENSAYO DINÁMICO

ENSAYO CON TRES TIPOS DE ACABADO DE TITANIO

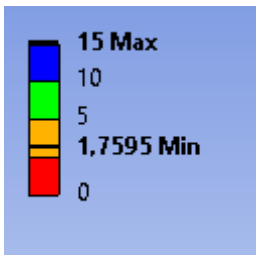
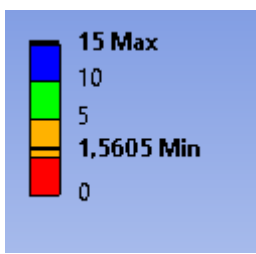
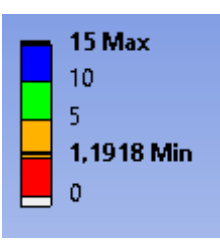
Titanium Aged		
Titanium Cast		
Titanium Annealed		

Tabla 14: Safety factor del ensayo de acabados

En la tabla 12 se observa que la zona que más sufre de la estructura es donde se encuentran las tensiones a compresión

ENSAYO INCRUSTACIÓN

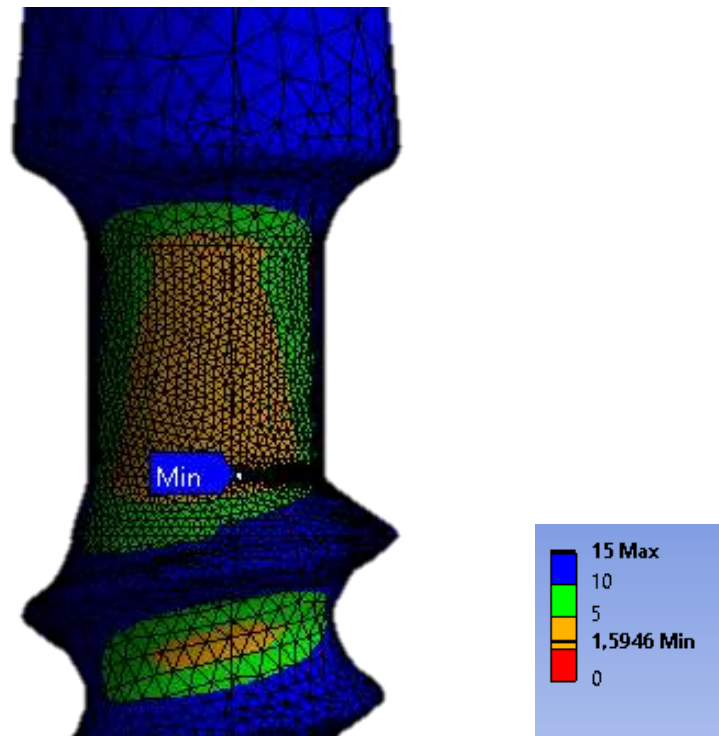


Tabla 15: Safety factor del ensayo con incrustación

La tabla 13 muestra que la parte de la estructura que menos aguanta es donde se encuentran las tensiones a compresión encontrándose la parte crítica en la parte inferior del cuello donde la sección es más estrecha y al principio de la rosca.

4.1.4 ANÁLISIS DINÁMICO

ANÁLISIS DINÁMICO DEL ACABADO

Carga máxima en N:

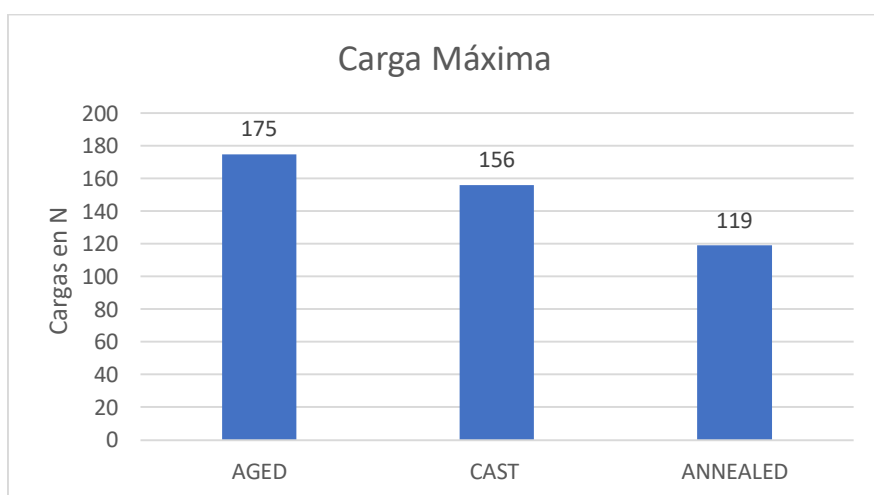


Figura 43: Análisis dinámico del acabado

ANÁLISIS DINÁMICO DE LA INCRUSTACIÓN

Carga máxima en N:

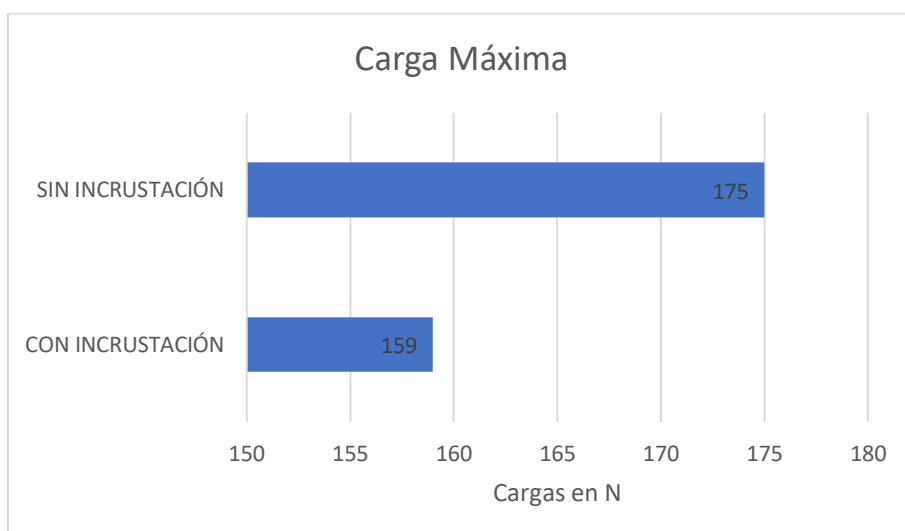


Figura 44: Análisis dinámico de la incrustación

4.2 ANÁLISIS IMPLANTE ROOT C3510 CON CUELLO DOBLADO

4.2.1 ENSAYO ESTÁTICO

ENSAYO ESTÁTICO SIN TENSIONES RESIDUALES

Deformación total en mm:

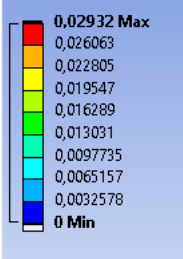
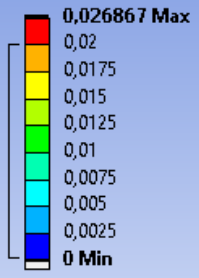
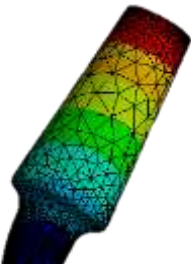
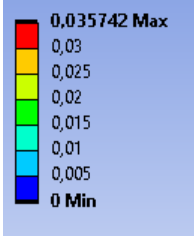
15°		 0,02932 Max 0,026063 0,022805 0,019547 0,016289 0,013031 0,0097735 0,0065157 0,0032578 0 Min
20°		 0,026867 Max 0,02 0,0175 0,015 0,0125 0,01 0,0075 0,005 0,0025 0 Min
30°		 0,035742 Max 0,03 0,025 0,02 0,015 0,01 0,005 0 Min

Tabla 16: Deformación doblados sin tensiones residuales

Se observan las deformaciones del cabezal bajo una carga de 100N, ante los diferentes ángulos de doblado.

Tensión equivalente en MPa:

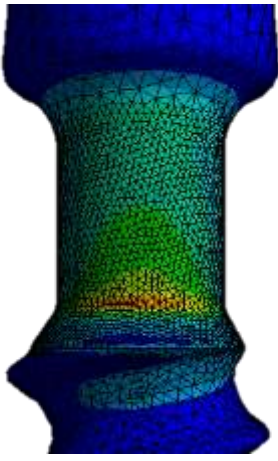
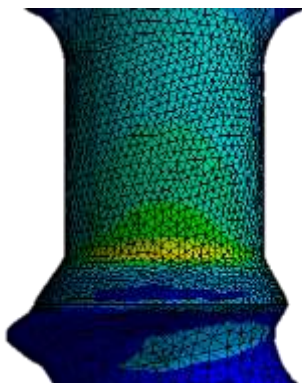
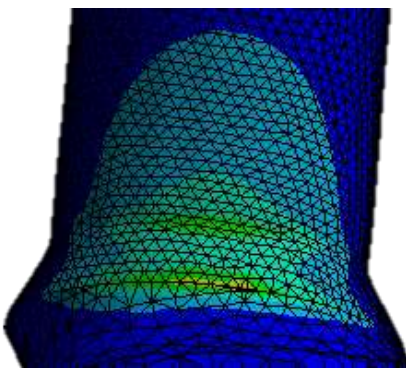
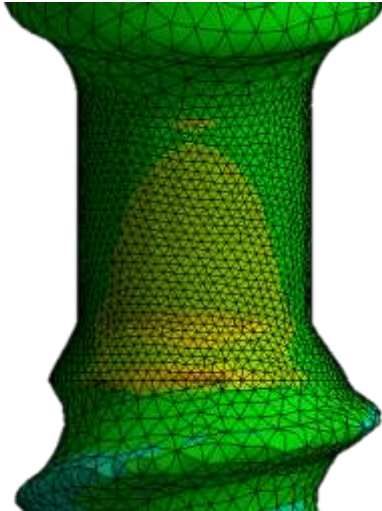
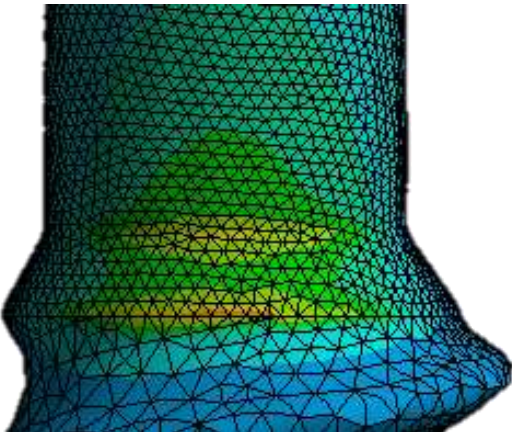
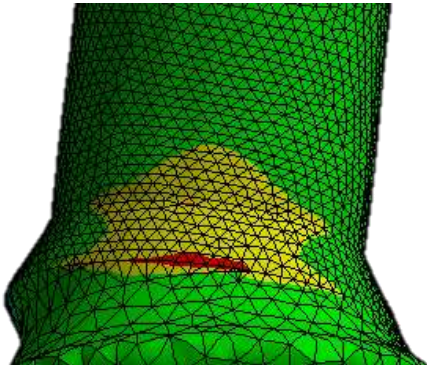
15°		281,99 Max 250 218,75 187,5 156,25 125 93,75 62,5 31,25 7,8978e-7 Min
20°		271,55 Max 270 236,25 202,5 168,75 135 101,25 67,5 33,75 7,7886e-7 Min
30°		421,13 Max 420 350 280 210 140 70 7,2451e-7 Min

Tabla 17: Tensión equivalente doblados sin tensiones residuales

Se muestran las tensiones equivalentes que se forman en el cuello del implante bajo una carga de 100 N, ante diferentes ángulos de doblado.

Tensión principal máxima (Tracción) en MPa:

15°		258,63 Max 250 187,5 125 62,5 0 -10 -20 -30 -42,693 Min
20°		273,78 Max 250 208,33 166,67 125 83,333 41,667 0 -30 -35,935 Min
30°		422,52 Max 281,68 140,84 0 -20,415 -40,829 Min

Tensión principal máxima (Compresión) en MPa:

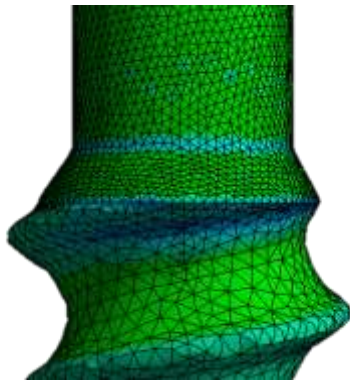
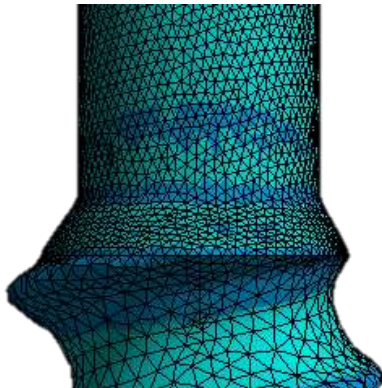
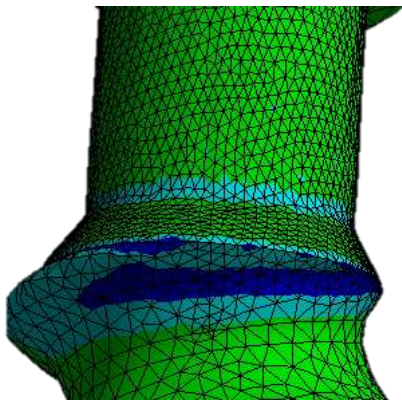
15°		258,63 Max 250 187,5 125 62,5 0 -10 -20 -30 -42,693 Min
20°		273,78 Max 250 208,33 166,67 125 83,333 41,667 0 -30 -35,935 Min
30°		422,52 Max 281,68 140,84 0 -20,415 -40,829 Min

Tabla 18: Tensiones principales doblados sin tensiones residuales

Se muestran las tensiones de tracción/compresión que se forman en el cuello del implante bajo una carga de 100 N, ante diferentes ángulos de doblado.

ENSAYO ESTÁTICO CON TENSIONES RESIDUALES

Deformación total en mm:

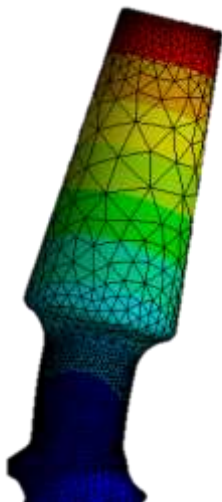
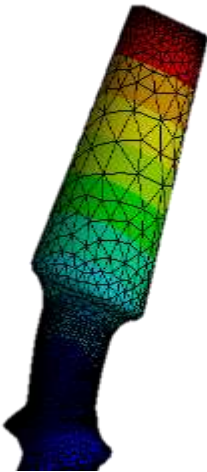
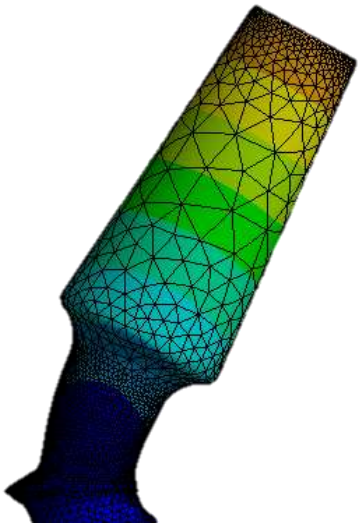
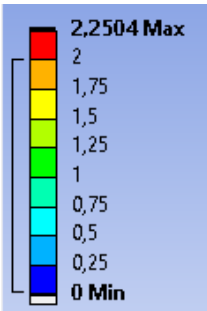
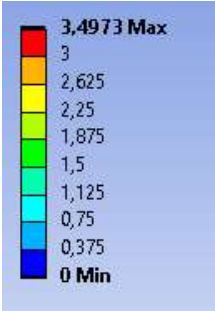
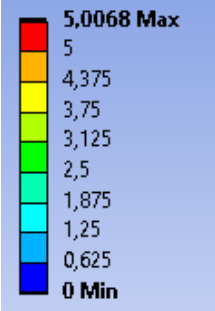
15°	20°	30°
		
		

Tabla 19: Deformaciones doblados con tensiones residuales

Las deformaciones que se muestran son correspondientes a lo que hay que doblar el cuello para que se alcancen esos ángulos de doblado.

Tensión equivalente en MPa:

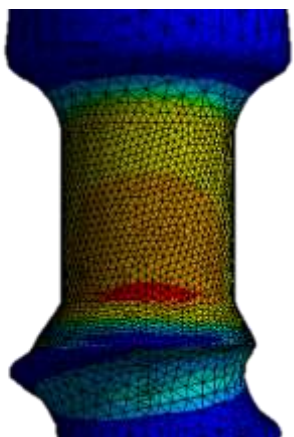
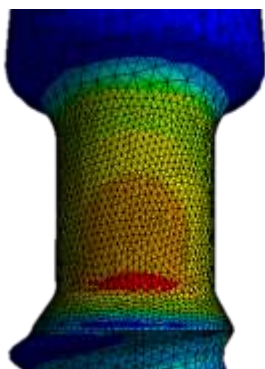
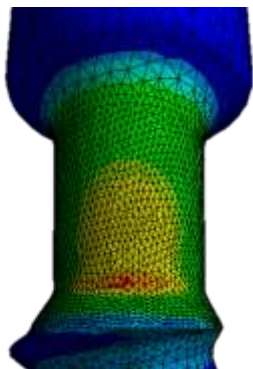
15°		1621,9 Max 1400 1200 1000 800 600 450 300 150 3,4546e-6 Min
20°		1868,2 Max 1600 1400 1200 1000 800 600 400 200 4,4392e-6 Min
30°		2147,2 Max 2000 1800 1600 1500 1000 750 500 250 5,3677e-6 Min

Tabla 20: Tensiones equivalentes doblados con tensiones residuales

Se muestran las tensiones equivalentes que se forman en el cuello del implante bajo una carga de 100 N, ante diferentes ángulos de doblado.

Tensión principal máxima (Tracción) en MPa:

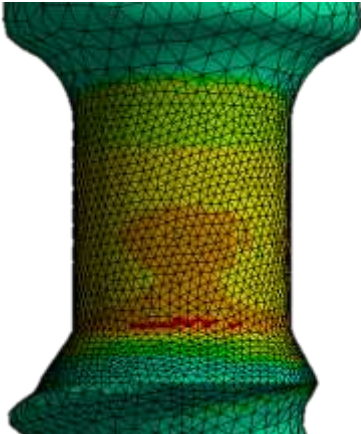
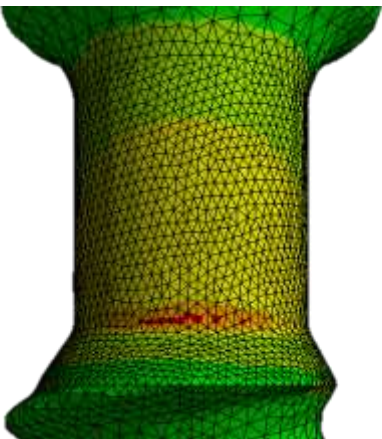
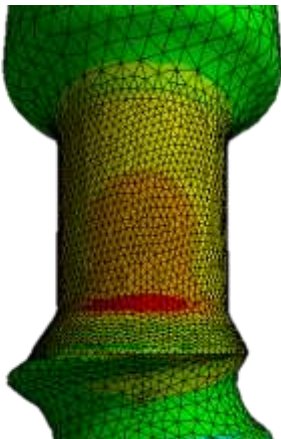
15°		1874,6 Max 1600 1200 1000 700 500 0 -200 -400 -566,76 Min
20°		2236,7 Max 2000 1600 1200 600 0 -228,61 -457,22 -685,83 -914,44 Min
30°		2615,2 Max 2000 1500 1000 500 0 -500 -1000 -1500 -1514,1 Min

Tabla 21: Tensiones principales doblados con tensiones residuales

Tensión principal máxima (Compresión) en MPa:

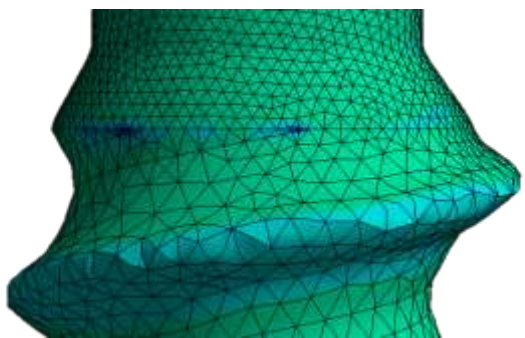
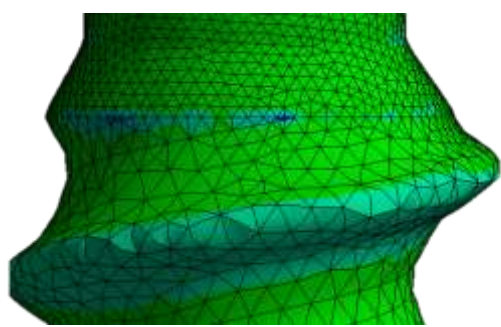
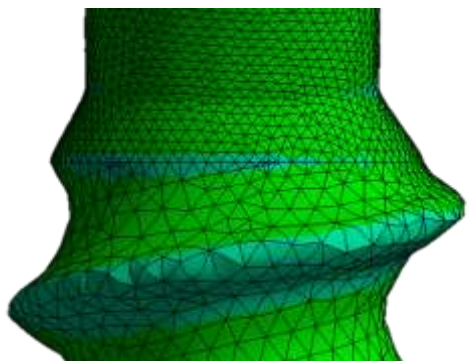
15°		1874,6 Max 1600 1200 1000 700 500 0 -200 -400 -566,76 Min
20°		2236,7 Max 2000 1600 1200 600 0 -228,61 -457,22 -685,83 -914,44 Min
30°		2615,2 Max 2000 1500 1000 500 0 -500 -1000 -1500 -1514,1 Min

Tabla 22: Tensiones principales doblados con tensiones residuales

Se muestran las tensiones de tracción/compresión que se forman en el cuello del implante bajo una carga de 100 N, ante diferentes ángulos de doblado.

4.2.2 ANÁLISIS ESTÁTICO

ANÁLISIS ESTÁTICO SIN TENSIONES RESIDUALES

Deformación máxima en mm:

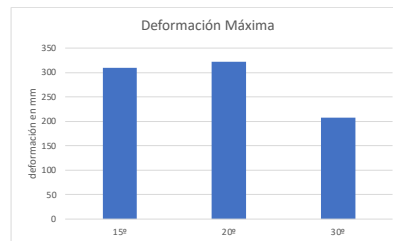


Figura 45: Deformaciones máximas doblados sin tensiones residuales

Tensión equivalente en MPa:

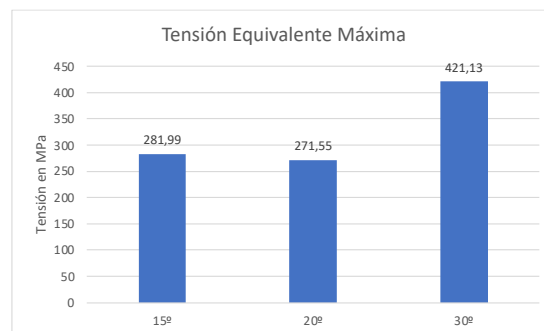


Figura 46: Tensiones equivalentes máximas doblados sin tensiones residuales

Tensión principal máxima en MPa:

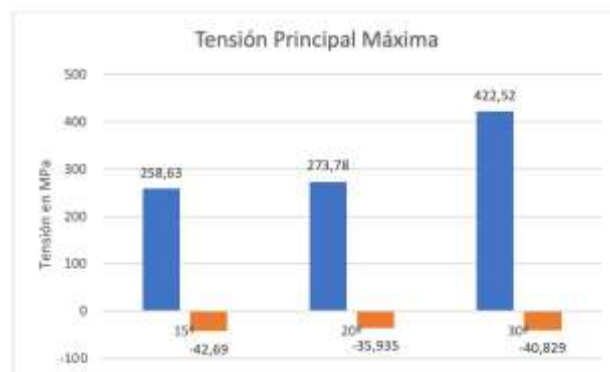


Figura 47: Tensiones principales máximas doblados sin tensiones residuales

ANÁLISIS ESTÁTICO CON TENSIONES RESIDUALES

Deformación total en mm:

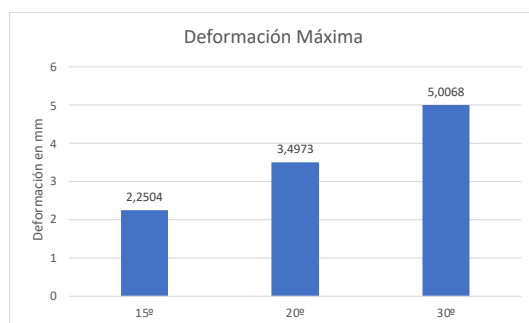


Figura 48: Deformaciones máximas doblados con tensiones residuales

Tensión equivalente en MPa:

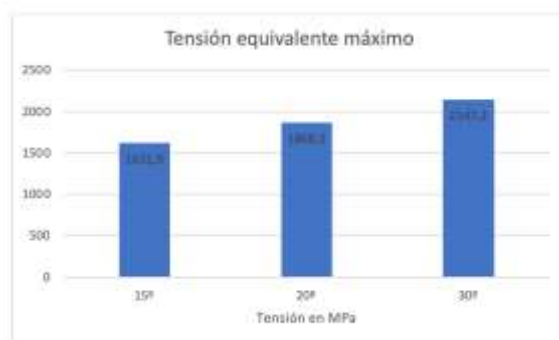


Figura 49: Tensiones equivalentes máximas doblados con tensiones residuales

Tensión principal máxima en MPa:

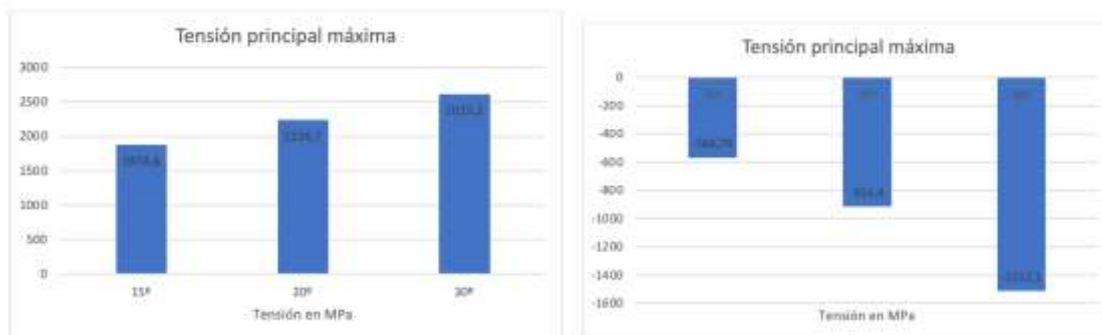


Figura 50: Tensiones principales máximas doblados con tensiones residuales

4.2.3 ENSAYO DINÁMICO

ENSAYO DINÁMICO SIN TENSIONES RESIDUALES

Factor de seguridad:

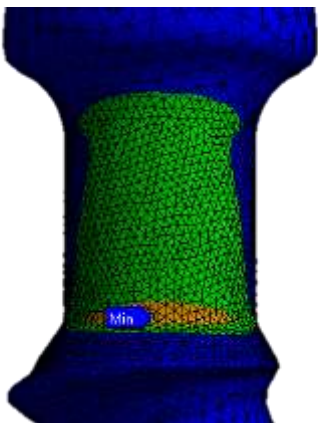
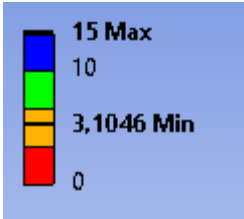
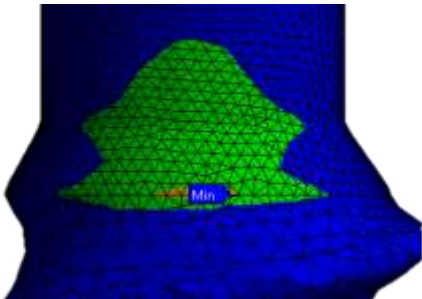
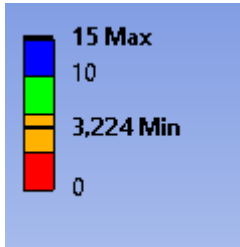
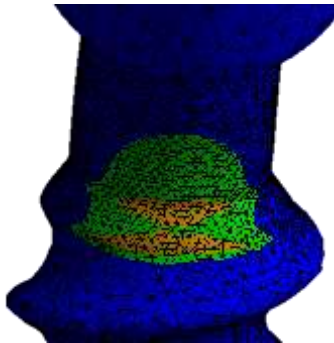
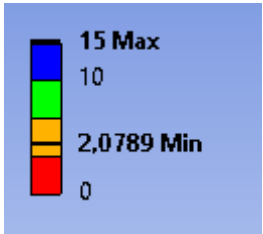
15°		
20°		
30°		

Tabla 23: safety factor doblados sin tensiones residuales

ENSAYO DINÁMICO CON TENSIONES RESIDUALES

Safety Factor:

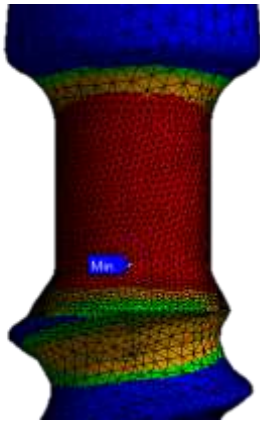
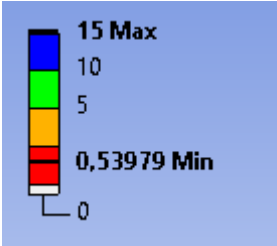
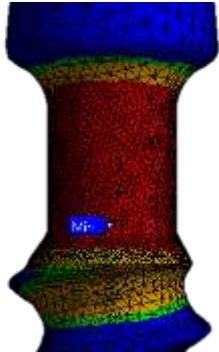
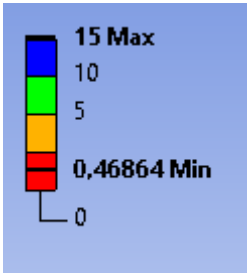
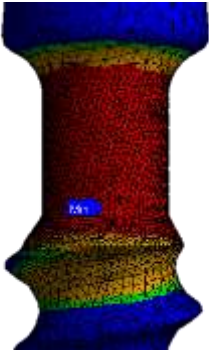
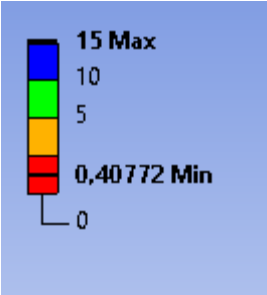
15°		
20°		
30°		

Tabla 24: Safety factor doblados con tensiones residuales

4.2.4 ANÁLISIS DINÁMICO

ANÁLISIS DINÁMICO SIN TENSIONES RESIDUALES

Carga Máxima:

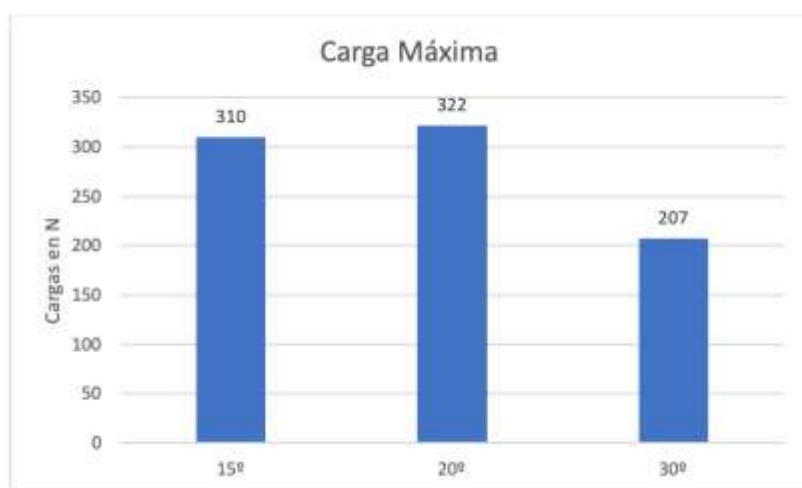


Figura 51: Cargas máximas doblados sin tensiones residuales

ANÁLISIS DINÁMICO CON TENSIONES RESIDUALES

Carga Máxima:



Figura 52: Cargas máximas doblados con tensiones residuales

4.3 COMPARATIVA ESTRUCTURAL DEL DOBLADO

4.3.1 ENSAYO ESTÁTICO

Deformación total en mm:

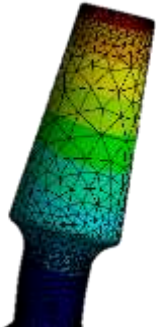
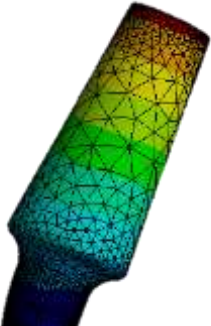
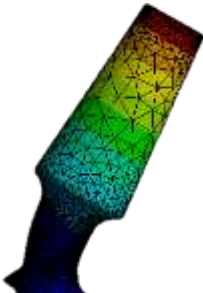
15°		0,07361 Max 0,07 0,06125 0,0525 0,04375 0,035 0,02625 0,0175 0,00875 0 Min
20°		0,083681 Max 0,08 0,07 0,06 0,05 0,04 0,03 0,02 0,01 0 Min
30°		0,09924 Max 0,09 0,07875 0,0675 0,05625 0,045 0,03375 0,0225 0,01125 0 Min

Tabla 25: Deformaciones doblados con cargas clínicas

Se observan las deformaciones que se forman bajo cargas funcionales de 100N

Tensión equivalente en MPa:

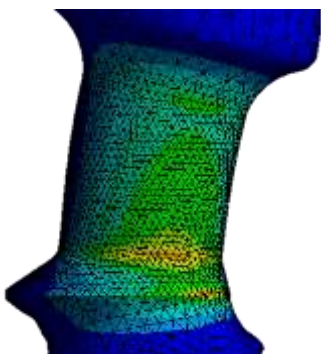
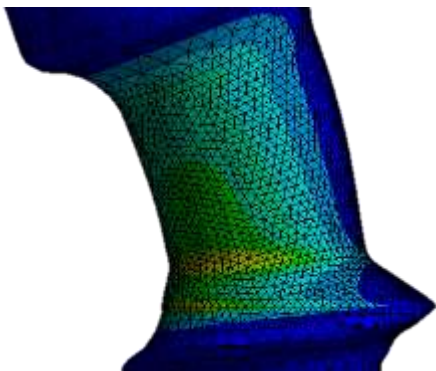
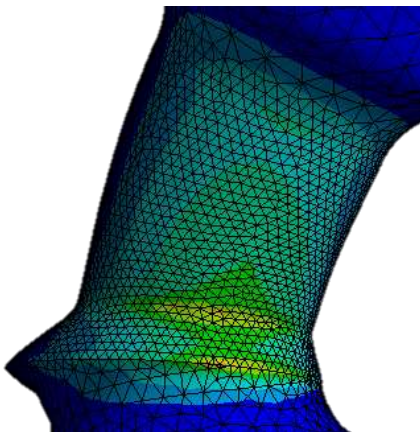
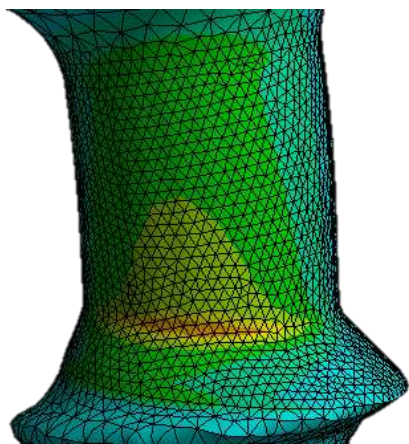
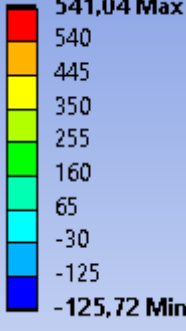
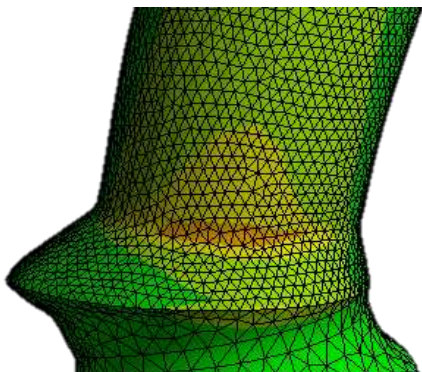
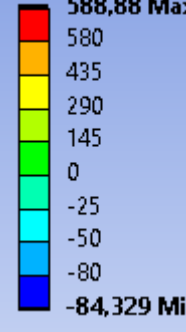
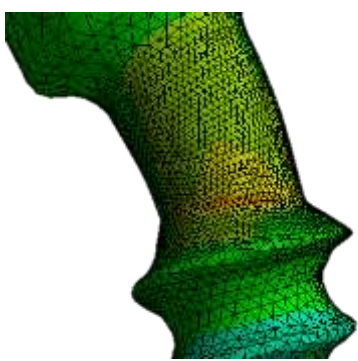
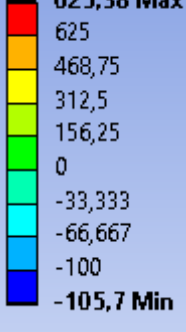
15°		584,81 Max 550 481,25 412,5 343,75 275 206,25 137,5 68,75 6,0269e-7 Min
20°		691,18 Max 660 577,5 495 412,5 330 247,5 165 82,5 1,0913e-6 Min
30°		882,97 Max 880 770 660 550 440 330 220 110 5,2735e-7 Min

Tabla 26: Tensiones equivalentes doblados con cargas clínicas

Se observan las tensiones estructurales que se forman bajo cargas funcionales de 100N

Tensión principal máxima (Tracción) en MPa:

15°		 541,04 Max 540 445 350 255 160 65 -30 -125 -125,72 Min
20°		 588,88 Max 580 435 290 145 0 -25 -50 -80 -84,329 Min
30°		 625,38 Max 625 468,75 312,5 156,25 0 -33,333 -66,667 -100 -105,7 Min

Tensión principal máxima (Compresión) en MPa:

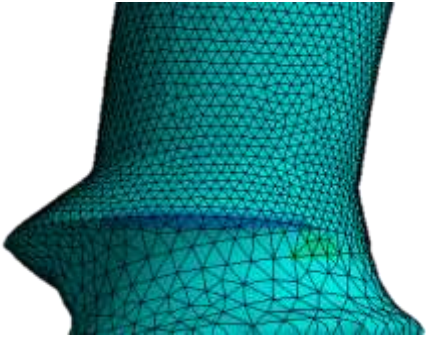
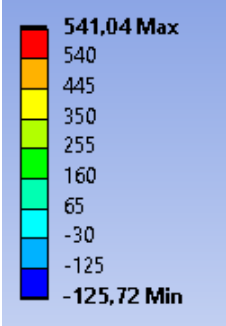
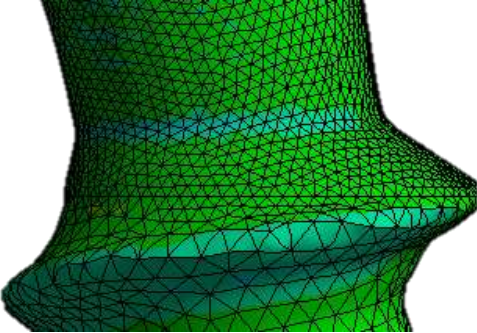
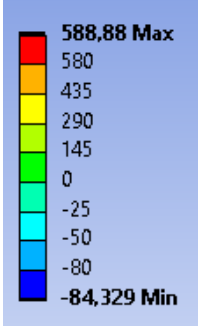
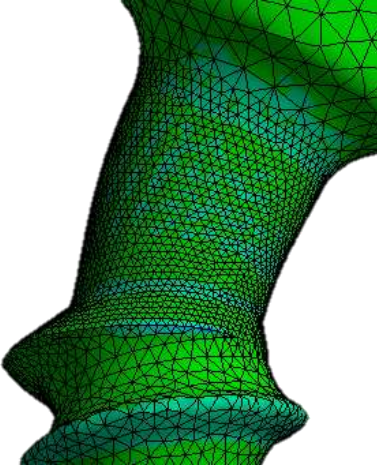
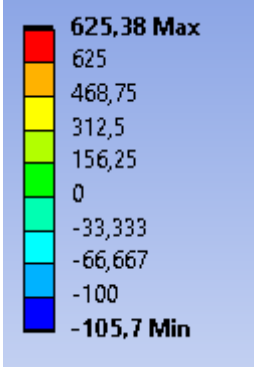
15°		 541,04 Max 540 445 350 255 160 65 -30 -125 -125,72 Min
20°		 588,88 Max 580 435 290 145 0 -25 -50 -80 -84,329 Min
30°		 625,38 Max 625 468,75 312,5 156,25 0 -33,333 -66,667 -100 -105,7 Min

Tabla 27: Tensiones principales doblados con cargas clínicas

Observamos las tensiones que se forman de tracción/compresión que se forman bajo cargas funcionales de 100 N ante diferentes ángulos de doblado.

4.3.2 ANÁLISIS ESTÁTICO

Deformaciones totales en mm:

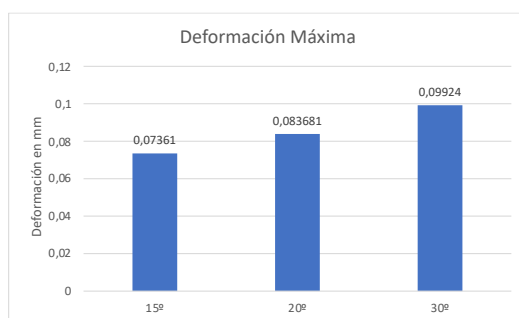


Figura 53: Deformaciones máximas doblados con cargas clínicas

Tensión equivalente en MPa:

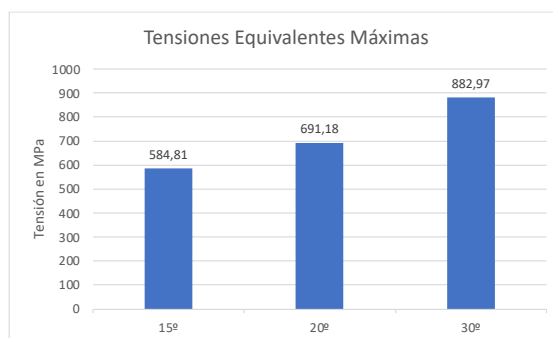


Figura 54: Tensiones equivalentes máximas doblados con cargas clínicas

Tensión principal máxima:

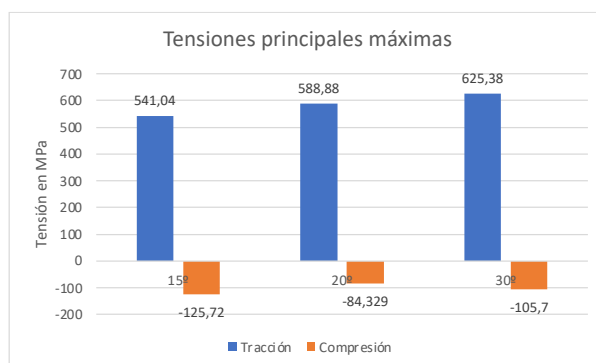


Figura 55: Tensiones principales máximas doblados con cargas clínicas

4.3.3 ENSAYO DINÁMICO

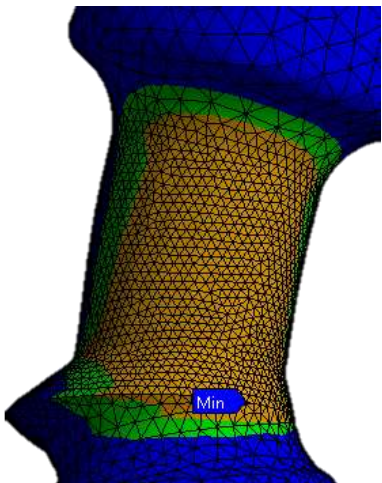
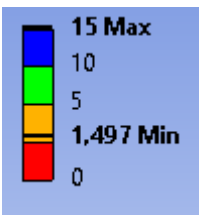
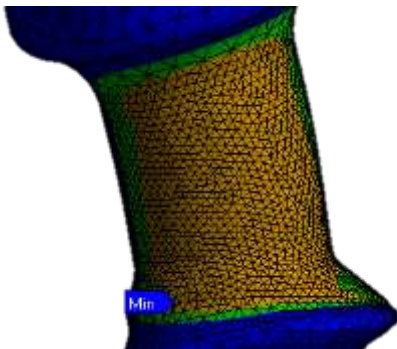
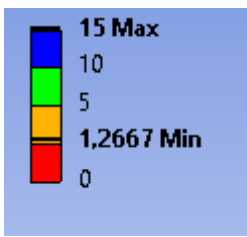
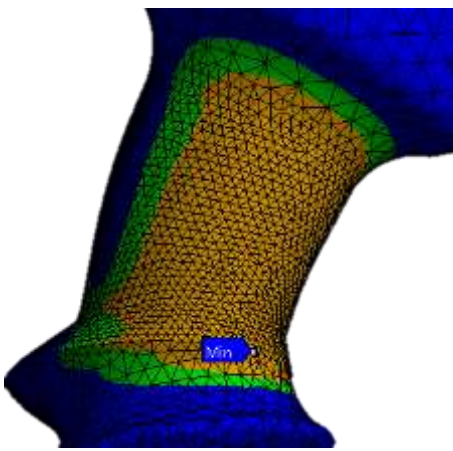
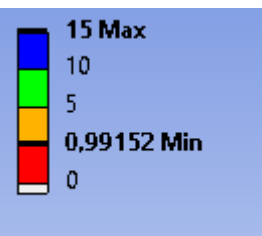
15°		
20°		
30°		

Tabla 28: Safety factor doblados con cargas clínicas

4.3.4 ANÁLISIS DINÁMICO

Comparativa incrustación/no incrustación

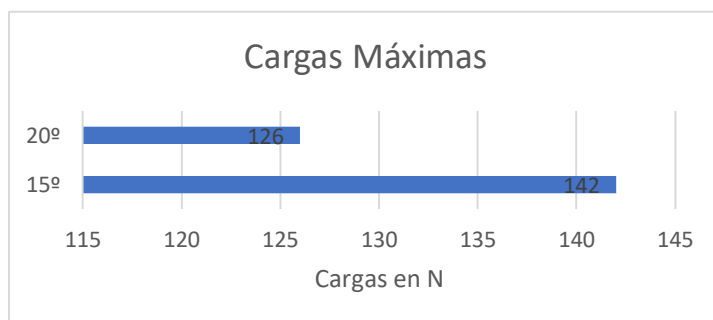


Figura 56: Cargas máximas incrustación/no incrustación cargas clínicas

Comparativa de los distintos ángulos de doblado sin tensiones residuales

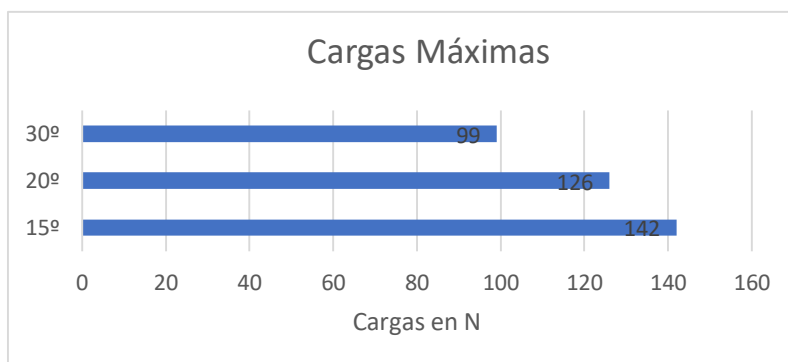


Figura 57: Cargas máximas doblados sin tensiones residuales bajo cargas clínicas

Comparativa de los distintos ángulos de doblado con tensiones residuales

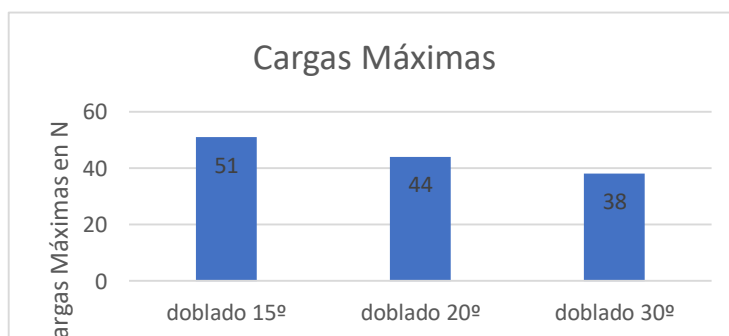


Figura 58: Cargas máximas doblados con tensiones residuales bajo cargas clínicas

4.4 ANÁLISIS DEL DOBLADO

Este apartado del capítulo de resultados muestra el análisis de las deformaciones y las tensiones que sufre el implante cuando se está doblando. El doblado se lleva a cabo en un segundo, el pico de fuerza máxima ocurre en 0,5 segundos y después se va liberando la carga de forma que quedan las tensiones residuales y las deformaciones permanentes.

En los próximos apartados se observarán las gráficas con las tablas correspondientes donde se recogen: la deformación media, la máxima, la mínima y del mismo modo las tensiones.

Los resultados más importantes son los que ocurren justo a la mitad del doblado, por estar el implante sometido a la máxima carga y al final donde se obtienen los resultados de la estructura sin carga.

En la figura 60, se explica visualmente el concepto de deformación permanente.

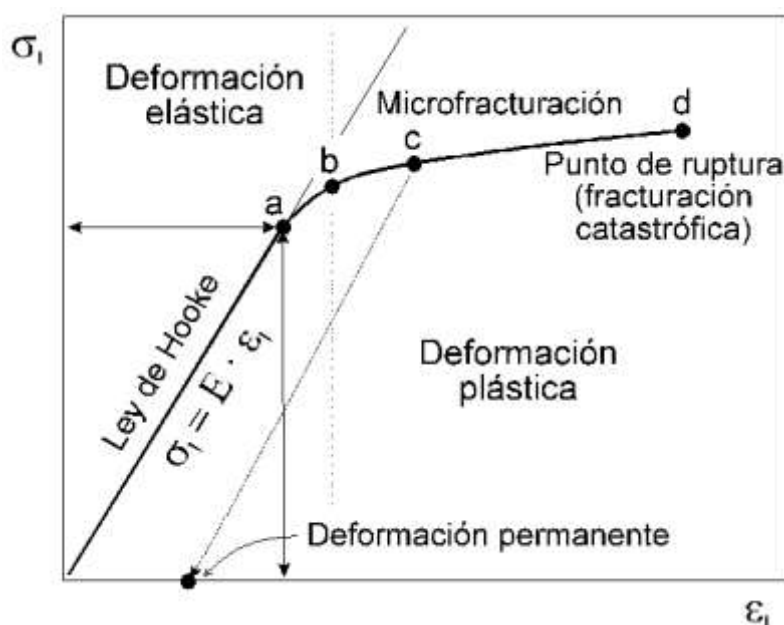
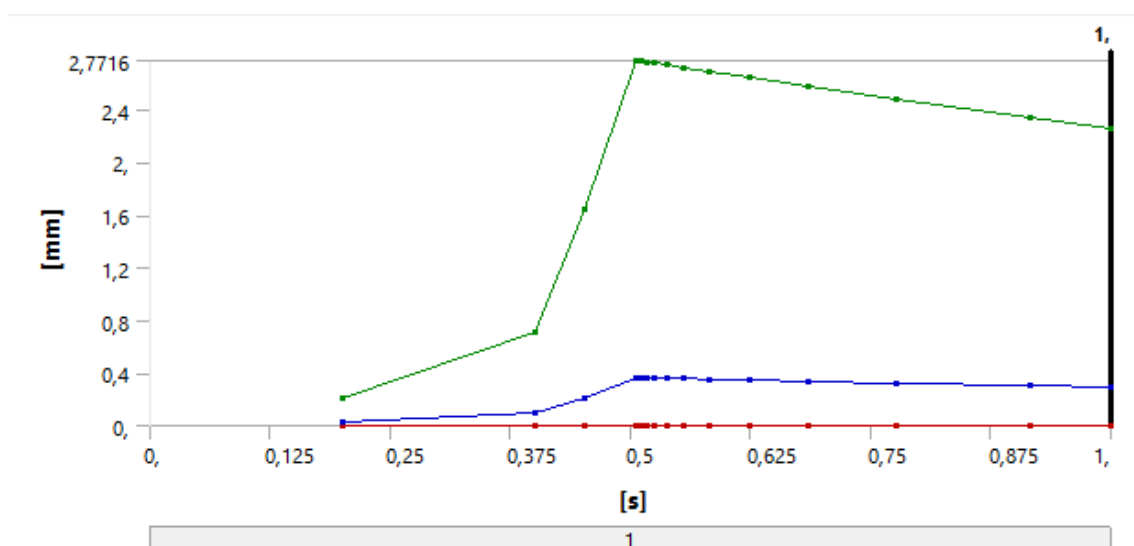


Figura 59: Deformación explicación gráfica

4.4.1 GRÁFICAS DE LAS DEFORMACIONES

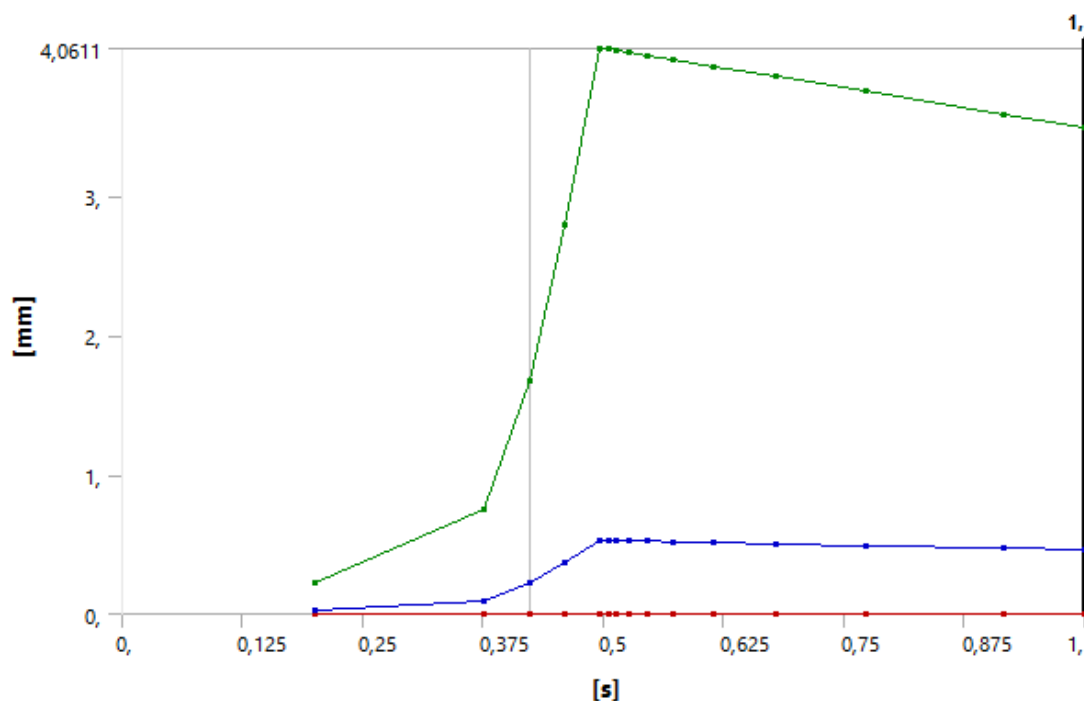
15°:



	Time [s]	✓ Minimum [mm]	✓ Maximum [mm]	✓ Average [mm]
1	0.2	0,	0,21154	2,6651e-002
2	0.4	0,	0,70432	9,1145e-002
3	0.4531	0,	1,6396	0,21434
4	0.50619	0,	2,7716	0,36205
5	0.51159	0,	2,7659	0,36134
6	0.51698	0,	2,7602	0,36063
7	0.52508	0,	2,7517	0,35956
8	0.53722	0,	2,7389	0,35795
9	0.55543	0,	2,7197	0,35554
10	0.58275	0,	2,6909	0,35193
11	0.62373	0,	2,6478	0,34651
12	0.6852	0,	2,5831	0,33838
13	0.7774	0,	2,486	0,3262
14	0.91571	0,	2,34	0,30788
15	1,	0,	2,2504	0,29661

Figura 60: Deformación del doblado a 15°

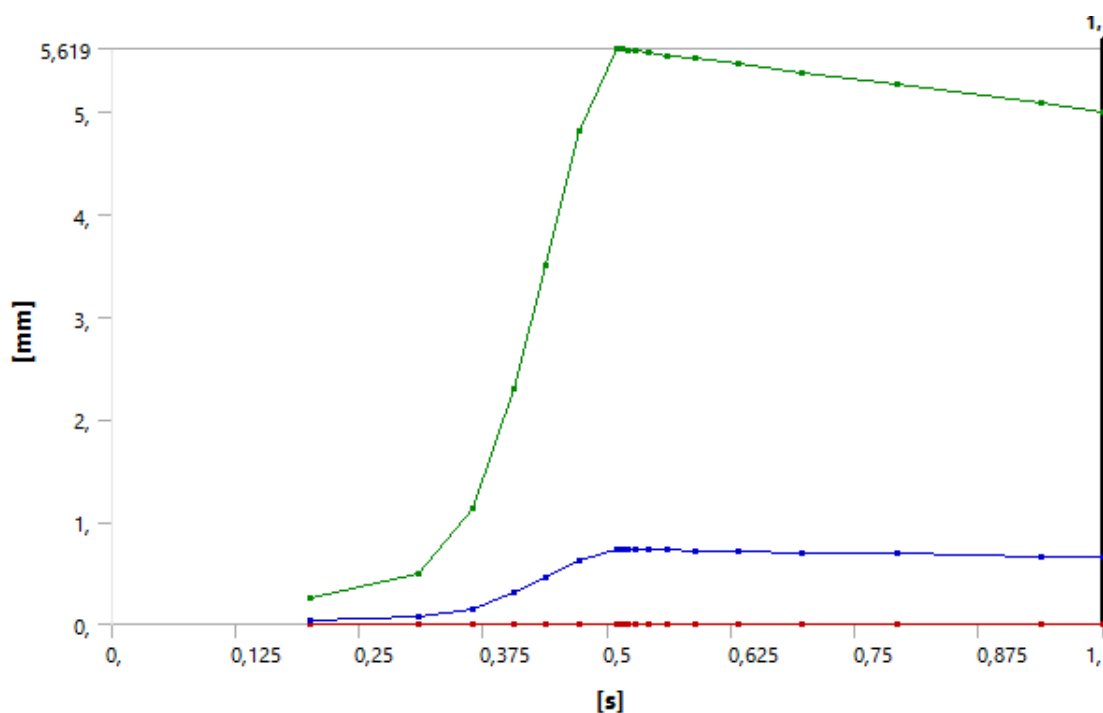
20°:



	Time [s]	✓ Minimum [mm]	✓ Maximum [mm]	✓ Average [mm]
1	0,2	0,	0,22788	2,8726e-002
2	0,376	0,	0,74528	9,6553e-002
3	0,42278	0,	1,6743	0,21888
4	0,45992	0,	2,7897	0,36441
5	0,49706	0,	4,0611	0,52893
6	0,5054	0,	4,0583	0,52858
7	0,51375	0,	4,0489	0,5274
8	0,52626	0,	4,0347	0,52562
9	0,54502	0,	4,0135	0,52295
10	0,57317	0,	3,9816	0,51895
11	0,61539	0,	3,9338	0,51295
12	0,67873	0,	3,8621	0,50395
13	0,77373	0,	3,7546	0,49046
14	0,91624	0,	3,5929	0,47016
15	1,	0,	3,4973	0,45814

Figura 61: Deformación del doblado a 20°

30°:

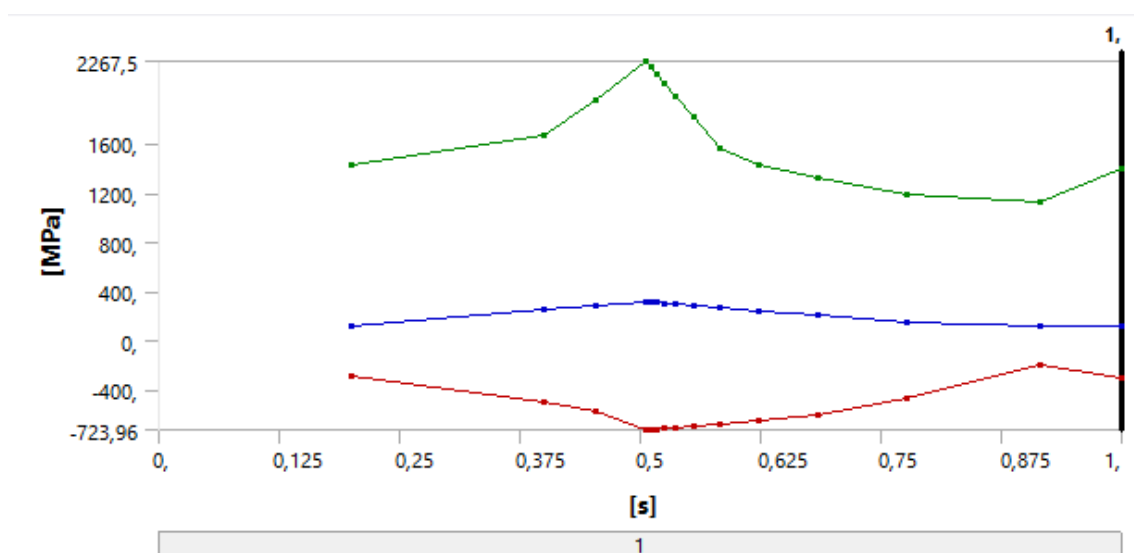


	Time [s]	✓ Minimum [mm]	✓ Maximum [mm]	✓ Average [mm]
1	0,2	0,	0,25127	3,1707e-002
2	0,31017	0,	0,49927	6,4103e-002
3	0,36483	0,	1,1333	0,14775
4	0,40496	0,	2,3042	0,30122
5	0,43824	0,	3,4985	0,45626
6	0,47152	0,	4,8082	0,62519
7	0,50879	0,	5,6185	0,7294
8	0,51446	0,	5,6115	0,72852
9	0,52012	0,	5,6044	0,72764
10	0,52861	0,	5,5939	0,72631
11	0,54135	0,	5,5781	0,72432
12	0,56046	0,	5,5543	0,72134
13	0,58912	0,	5,5187	0,71687
14	0,63211	0,	5,4653	0,71017
15	0,69659	0,	5,3852	0,70012
16	0,79332	0,	5,265	0,68503
17	0,93842	0,	5,084	0,66232
18	1,	0,	5,0068	0,65261

Figura 62: Deformación del doblado a 30°

4.4.2 GRÁFICAS DE LAS TENSIONES RESIDUALES

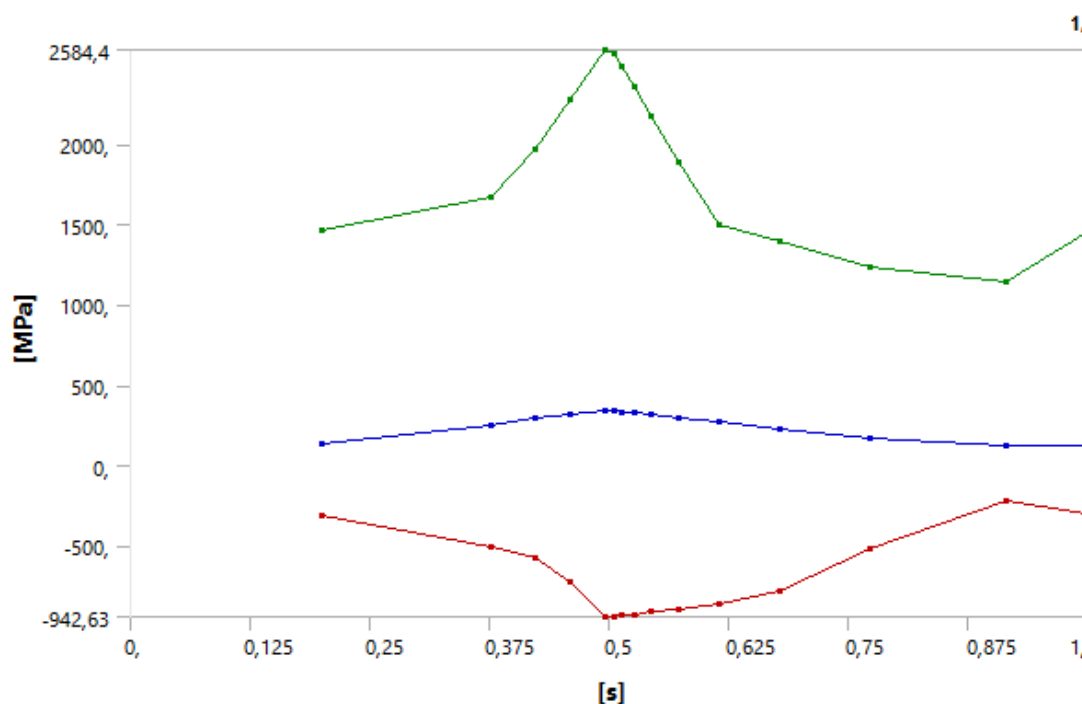
15°:



	Time [s]	✓ Minimum [MPa]	✓ Maximum [MPa]	✓ Average [MPa]
1	0,2	-284,69	1419,6	124,37
2	0,4	-505,4	1661,5	248,11
3	0,4531	-577,62	1954,3	289,88
4	0,50619	-723,96	2267,5	316,54
5	0,51159	-720,75	2217,8	313,23
6	0,51698	-717,54	2168,1	309,93
7	0,52508	-712,71	2093,6	304,97
8	0,53722	-705,45	1981,9	297,54
9	0,55543	-694,48	1814,3	286,4
10	0,58275	-677,8	1562,8	269,71
11	0,62373	-651,9	1420,5	244,73
12	0,6852	-605,98	1327,4	207,49
13	0,7774	-472,46	1187,8	153,67
14	0,91571	-192,81	1127,1	110,77
15	1,	-304,95	1394,6	118,73

Figura 63: Tensiones del doblado a 15°

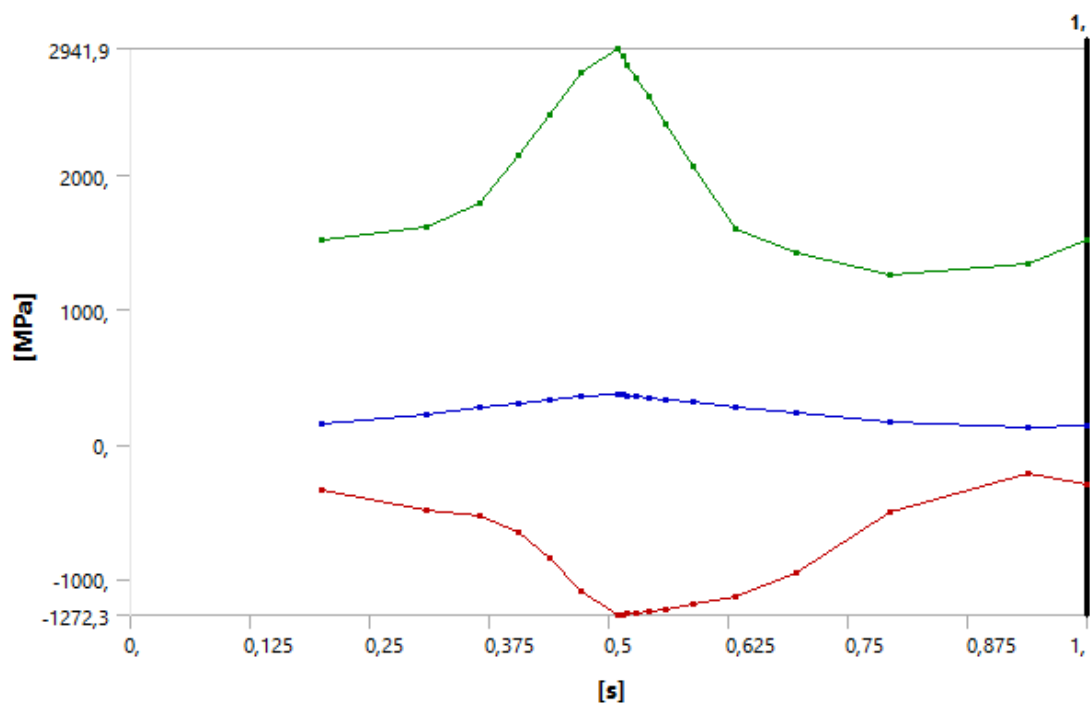
20°:



	Time [s]	✓ Minimum [MPa]	✓ Maximum [MPa]	✓ Average [MPa]
1	0,2	-314,	1466,4	133,45
2	0,376	-510,14	1669,6	251,44
3	0,42278	-581,	1964,8	290,88
4	0,45992	-726,25	2272,4	316,92
5	0,49706	-942,63	2584,4	340,85
6	0,5054	-940,92	2560,	339,23
7	0,51375	-935,23	2477,4	333,74
8	0,52626	-926,59	2353,7	325,51
9	0,54502	-913,38	2168,	313,17
10	0,57317	-892,79	1889,5	294,69
11	0,61539	-858,6	1499,3	267,03
12	0,67873	-781,9	1390,	225,8
13	0,77373	-515,36	1235,1	166,
14	0,91624	-226,09	1139,3	116,97
15	1,	-305,97	1454,8	126,6

Figura 64: Tensiones del doblado a 20°

30°:

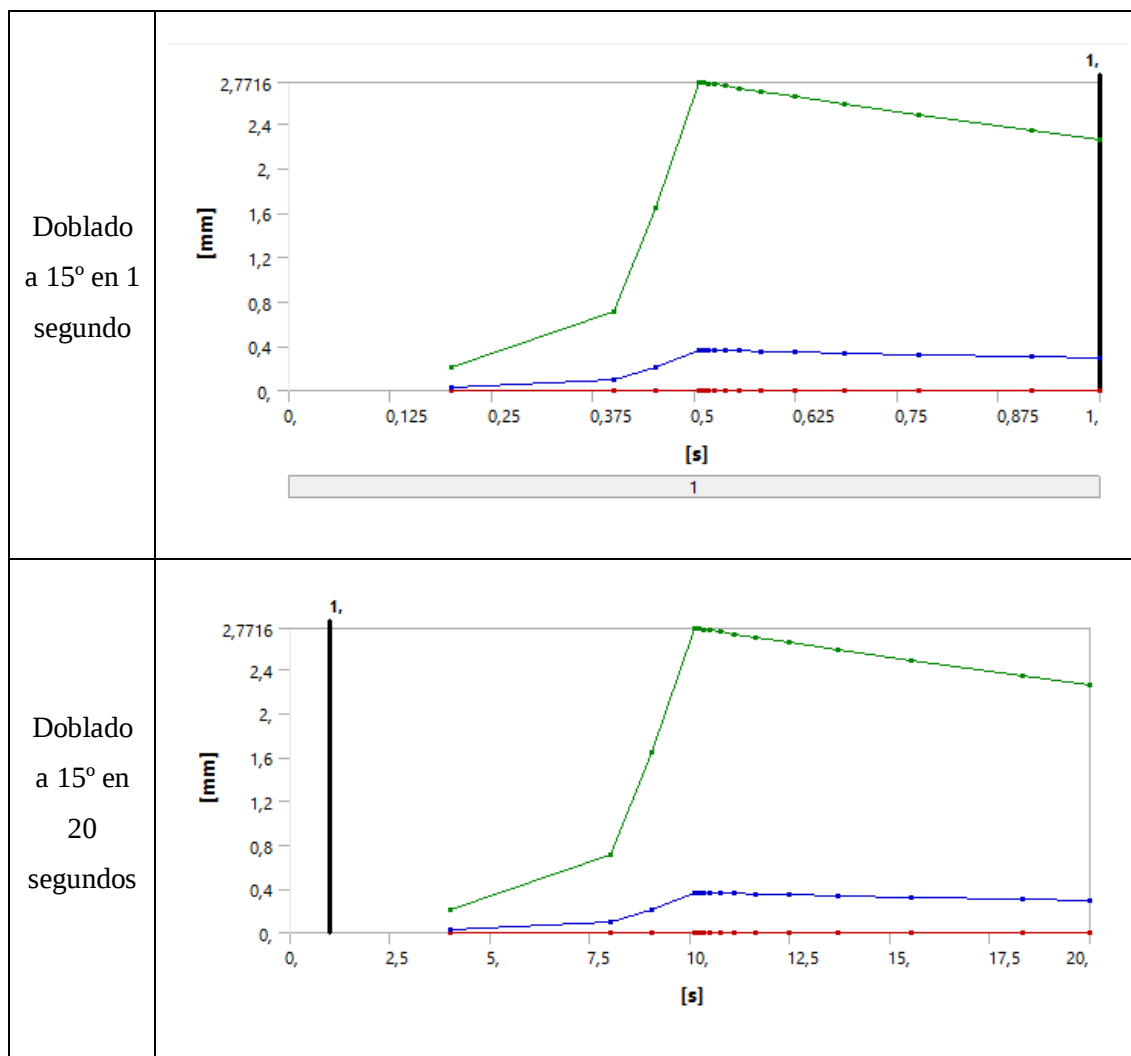


	Time [s]	✓ Minimum [MPa]	✓ Maximum [MPa]	✓ Average [MPa]
1	0.2	-346,08	1521,3	146,03
2	0,31017	-488,6	1616,4	223,75
3	0,36483	-534,66	1795,2	272,85
4	0,40496	-658,98	2143,9	306,61
5	0,43824	-843,06	2450,	330,65
6	0,47152	-1094,	2758,	353,71
7	0,50879	-1272,3	2941,9	367,03
8	0,51446	-1267,4	2880,4	362,94
9	0,52012	-1262,5	2818,9	358,85
10	0,52861	-1254,9	2726,7	352,72
11	0,54135	-1243,2	2588,3	343,53
12	0,56046	-1224,6	2380,8	329,75
13	0,58912	-1193,3	2069,5	309,12
14	0,63211	-1131,7	1602,7	278,26
15	0,69659	-956,99	1421,5	232,35
16	0,79332	-503,17	1264,1	166,44
17	0,93842	-222,45	1341,4	122,16
18	1,	-301,65	1523,8	132,27

Figura 65: Tensiones del doblado a 30°

4.5 ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD DEL DOBLADO

Gráficas de las deformaciones totales:



Valores de las deformaciones torales:

Doblado a 15° en 1 segundo				
	Time [s]	✓ Minimum [mm]	✓ Maximum [mm]	✓ Average [mm]
	1 4,	0,	0,21154	2,6651e-002
	2 8,	0,	0,70432	9,1145e-002
	3 9,0619	0,	1,6396	0,21434
	4 10,124	0,	2,7716	0,36205
	5 10,232	0,	2,7659	0,36134
	6 10,34	0,	2,7602	0,36063
	7 10,502	0,	2,7517	0,35956
	8 10,744	0,	2,7389	0,35795
	9 11,109	0,	2,7197	0,35554
	10 11,655	0,	2,6909	0,35193
	11 12,475	0,	2,6478	0,34651
	12 13,704	0,	2,5831	0,33838
	13 15,548	0,	2,486	0,3262
	14 18,314	0,	2,34	0,30788
	15 20,	0,	2,2504	0,29661
Doblado a 15° en 20 segundos				
	Time [s]	✓ Minimum [mm]	✓ Maximum [mm]	✓ Average [mm]
	1 0,2	0,	0,21154	2,6651e-002
	2 0,4	0,	0,70432	9,1145e-002
	3 0,4531	0,	1,6396	0,21434
	4 0,50619	0,	2,7716	0,36205
	5 0,51159	0,	2,7659	0,36134
	6 0,51698	0,	2,7602	0,36063
	7 0,52508	0,	2,7517	0,35956
	8 0,53722	0,	2,7389	0,35795
	9 0,55543	0,	2,7197	0,35554
	10 0,58275	0,	2,6909	0,35193
	11 0,62373	0,	2,6478	0,34651
	12 0,6852	0,	2,5831	0,33838
	13 0,7774	0,	2,486	0,3262
	14 0,91571	0,	2,34	0,30788
	15 1,	0,	2,2504	0,29661

Figura 66: Comparativa del doblado a 1 segundo y a 20 segundos

5 CONCLUSIONES

La tabla 29 muestra un resumen de todos los análisis que se muestra este estudio, se añade con la única función de simplificar el esquema del estudio. La tabla 30 es homóloga en estructura a la figura anterior y contiene los resultados de carga máxima de los ensayos dinámicos de dichos análisis.

	ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2
	Normativa ISO	Análisis Del Acabado	Análisis de sensibilidad de la incrustación
		Titanio Aged Titanio Cast Titanio annealed	Comparativa con y sin incrustación
	Normativa ISO	Análisis De la Inclinación	Análisis De la Inclinación
		SIN TENSIONES RESIDUALES	CON TENSIONES RESIDUALES
	Carga Funcionales 2 Hz Cargas a 30°	CUELLO RECTO	CUELLO INCLINADO

Tabla 29: Esquema de los análisis

	ESTRUCTURA	ENSAYO 1	ENSAYO 2	ENSAYO 3
	Normativa ISO	175 N 156 N 119 N	159 N	
	Normativa ISO	310 N 322 N 207 N	53 N 47 N 40 N	
	Carga Funcionales	Sin incrustación 167 N Con incrustación 151 N	Con tensiones residuales 15°) 51 N 20°) 44 N 30°) 38 N	Sin tensiones residuales 15°) 142 N 20°) 126 N 30°) 99 N

Tabla 30: Esquema de los resultados

5.1 ANÁLISIS DEL ACABADO SEGÚN NORMATIVA

El análisis que se ha realizado de los tres acabados (aged, annealed y cast) muestra que el acabado que se le puede realizar a esa aleación de titanio para conseguir una vida útil más larga al implante es el envejecido seguido por el “cast”, siendo peor en este aspecto el recocido.

El análisis a fatiga se ha realizado con el objetivo de soportar 5 millones de ciclos que corresponde a un rango de 5-20 años en la mordida de una persona.

- El implante con el acabado envejecido aguanta una carga máxima de 175 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Por lo tanto, el acabado más resistente y que se utilizará en los análisis siguientes.
- El implante con el acabado “Cast” aguanta una carga máxima de 156 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 10,9% comparado con el acabado “Aged”
- El implante con el acabado recocido aguanta una carga máxima de 119 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 32% comparado con el acabado “Aged”
 - Una pérdida del 23,7% comparado con el acabado “Cast”

Aunque no podemos saber que acabado se le ha aportado al implante analizado sin realizar un análisis microscópico y químico en profundidad, se ha decidido elegir el acabado envejecido ya que la casa comercializadora siempre podría realizar el tratamiento que resulte mejor para garantizar la resistencia estructural de sus implantes.

5.2 ANÁLISIS DE LA INCRUSTACIÓN SEGÚN NORMATIVA

El análisis que se ha realizado con la incrustación muestra de forma más realista como responde la estructura del implante anclada a una incrustación con una capa exterior más rígida y una capa interior más porosa.

- Los resultados muestran que la estructura anclada a la incrustación soporta una carga máxima de 159 N con la que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Este resultado muestra una diferencia del 9% respecto al ensayo sin incrustación que se simula con un soporte fijo.

Se observa en el análisis 4.1 que las deformaciones bajo la misma carga de 100 N que en el ensayo estático sin incrustación, son superiores ya que el centro poroso del hueso permite a la estructura estar inclinarse proporcionando una deformación mayor.

Se observa en los resultados del análisis 4.1 que las tensiones equivalentes y las tensiones principales máximas son similares a las del ensayo sin incrustación.

Desde el punto de vista del autor del estudio, se hubiese esperado una mayor carga máxima soportada en el caso del ensayo dinámico con incrustación, puesto que se esperaba que el centro poroso y más elástico del hueso absorbiese parte de las tensiones. Como la diferencia tampoco es muy significativa, y el análisis del mallado de la incrustación muestra que con más elementos esta carga máxima aumenta, se concluye que esta anomalía se da por un nodo o elemento específico de la malla más sensible al ensayo.

5.3 ANÁLISIS DOBLADO SIN TENSIONES RESIDUALES SEGÚN NORMATIVA

El análisis del implante doblado sin tensiones residuales muestra como la normativa es más benévola con los implantes doblados que con los implantes con el pilar recto. Ya que siguiendo la norma para cada tipo de implante (cuello recto y cuello doblado), se esperaría que aquellos implantes con el cuello doblado aguantasen una carga máxima menor que aquellos con el cuello recto.

Las cargas que indica la norma para implantes doblados son más benévolas con estos ya que al mismo tiempo que se aumenta el ángulo de doblado del cuello del implante, se incrementa también la inclinación de la fuerza formando tensiones prácticamente compresivas que crean un par menor en el cuello.

- El implante doblado a 15° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 310 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
- El implante doblado a 20° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 322 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
- El implante doblado a 30° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 207 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.

Observamos una anomalía en la estructura doblada a 20° , ya que se esperaría que la carga máxima que aguantarían las estructuras fuese disminuyendo según se aumenta el ángulo de doblado.

Se observará en el apartado 5.4 que las cargas máximas soportadas por las estructuras dobladas sin tensiones residuales aguantan una carga considerablemente más alta que con tensiones residuales.

5.4 ANÁLISIS DOBLADO CON TENSIONES RESIDUALES SEGÚN NORMATIVA

El análisis del doblado con tensiones residuales muestra cómo afectan estas tensiones a la pérdida de carga máxima que soportan los implantes a lo largo de su vida útil.

- El implante doblado a 15° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 53 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 82,9% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.
- El implante doblado a 20° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 47 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 85,4% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.
- El implante doblado a 30° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 40 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 80,7% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.

Se observa que doblando el cuello del implante se pierde alrededor del 80% de carga si lo comparamos con un implante que haya sido fabricado con esa inclinación de cuello y por lo tanto sin tensiones residuales. Que en el caso de los implantes dentales mono-componente no es posible fabricar ya que su colocación en boca resultaría muy complicada, pero que por el contrario sí que se fabrican y comercializan implantes convencionales doblados.

5.5 ANÁLISIS CUELLO RECTO DEL IMPLANTE CON CARGAS FUNCIONALES

Este análisis muestra cómo reacciona la estructura del implante con el cuello recto a cargas funcionales más parecidas a las mordidas de un paciente.

- El implante con el cuello recto y sin incrustación aguanta una carga máxima de 167 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Con estas condiciones de carga el implante soporta una carga de un 4,5% menor que bajo cargas según normativa.
- El implante con el cuello recto y con incrustación aguanta una carga máxima de 151 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Con estas condiciones de carga el implante soporta una carga de un 5% menor que bajo cargas según normativa.

Una diferencia de alrededor del 5% indica a juicio del autor del estudio que las simplificaciones de la normativa reflejan fielmente las cargas clínicas que se dan en la boca del paciente y por lo tanto bajo esta norma se obtienen resultados significativos.

Si comparamos los resultados de la estructura con incrustación y sin incrustación observamos una diferencia de 9,6%, una diferencia similar a la del análisis según normativa que eran del 9%. Se aprecia por tanto consistencia en ambos análisis.

Estos resultados, bajo el criterio del autor del estudio, muestran como la normativa se ajusta fielmente tanto a las cargas funcionales como a la simplificación sin incrustación de hueso, ya que no se aprecia una diferencia significativa en ningún estudio bajo estas dos cargas diferentes.

5.6 ANÁLISIS DEL DOBLADO SIN TENSIONES RESIDUALES CON CARGAS FUNCIONALES

Este análisis muestra cómo reacciona la estructura de los implantes con el cuello doblado a 3 distintas inclinaciones (15°, 20°, 30°) sin tensiones residuales; es decir como si hubieses sido fabricados con esa inclinación, bajo cargas funcionales más parecidas a la mordida de un posible paciente.

- El implante doblado a 15° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 142 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 54,2% si lo comparamos con el análisis con cargas según normativa.
- El implante doblado a 20° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 126 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 60,9% si lo comparamos con el análisis con cargas según normativa.
- El implante doblado a 30° y sin tensiones residuales aguanta una carga máxima de 99 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 52,2% si lo comparamos con el análisis con cargas según normativa.

Bajo cargas funcionales sí que observamos una caída de la carga máxima soportada según se incrementa el ángulo de doblado, se corrige por tanto a anomalía comentada en el apartado 5.3.

Estos resultados, bajo el criterio del autor del estudio muestran como la normativa para implantes con el cuello doblado es demasiado benévola puesto que con un ensayo más parecido a la realidad observamos diferencias de alrededor del 50%.

5.7 ANÁLISIS DEL DOBLADO CON TENSIONES RESIDUALES CON CARGAS FUNCIONALES

Este análisis muestra cómo reacciona la estructura de los implantes con el cuello doblado a 3 distintas inclinaciones (15°, 20°, 30°) con tensiones residuales; es decir como si hubieses sido fabricados con esa inclinación, bajo cargas funcionales más parecidas a la mordida de un posible paciente.

- El implante doblado a 15° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 51 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 3,8% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.
- El implante doblado a 20° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 44 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 6,4% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.
- El implante doblado a 30° y con tensiones residuales aguanta una carga máxima de 38 N con el que consigue una vida útil de 5 millones de ciclos.
 - Una pérdida del 5% respecto a la misma estructura sin tensiones residuales.

Los resultados muestran cargas máximas muy bajas para este análisis con tensiones residuales y bajo cargas funcionales.

Bajo el criterio del autor del estudio, debido quizá a la elección del criterio de resistencia a fatiga de Soderberg y por el hecho de que rompa en una pequeña zona y se creen grietas no quiere decir que no fuese apto para aguantar más en la boca del paciente.

6 DESARROLLO ODS

Salud y Bienestar

Este trabajo contribuye humilde e indudablemente a intentar mejorar la salud de las personas. Con la motivación de garantizar y promover el bienestar a través del desarrollo de técnicas novedosas y accesibles para un rango más amplio de la sociedad.

Trabajo decente y crecimiento económico

A nuestro entender, todo lo que conlleve una investigación en pro de técnicas y productos innovadores brinda la oportunidad de crear empleos de calidad y en consecuencia un crecimiento económico responsable, ético y sobre todo necesario.

Reducción de las desigualdades

En la realización de este estudio aparece también una importante motivación social. El hacer accesible la utilización de implantes a un porcentaje más amplio de la sociedad. La colocación de implantes dentales continúa siendo una técnica especialmente costosa y poco accesible para los sectores más vulnerables de nuestra sociedad. Cabe destacar que estas técnicas no se realizan en centros médicos públicos y deben sufragarlo los pacientes de su bolsillo. Con lo cual, todo lo que conlleve estudiar técnicas más eficientes y baratas acarrea en su trasfondo enormes beneficios sociales.

7 BIBLIOGRAFIA

- [1] Astrid Gabriela, A. G., & Darío, S. R. D. (todavía no publicado). Implantes de carga inmediata. Revisión de la literatura y presentación de un caso clínico. Acta Odontológica Venezolana.
- [2] Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. J Mech Behav Biomed Mater 2019; 90:426-432.
- [3] Ayllón Guerola, J.M., Navarro Pintado, C., Vázquez Valeo, J. y Domínguez Abascal, J. (2013). Fatiga en implantes dentales. Anales de Mecánica de la Fractura, 30 (3), 542-547
- [4] Merlo, D. A. (2021, 26 abril). Aplicación de materiales alternativos para implantes dentarios. <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/117777>
- [5] Del Río J. y cols. Planificación en implanto-prótesis. Revista internacional de Prótesis Estomatológica. 5(4):2003.
- [6] Materiales y técnicas para incrustaciones dentales. (2016, junio). ResearchGate. https://www.researchgate.net/publication/304716654_Materiales_y_tecnicas_para_incrustaciones_dentales
- [7] A D, F., & N, L. (2020). Oseointegración, aspectos que determinan su éxito. Revisión de la literatura. Methodo Investigación Aplicada a Las Ciencias Biológicas, 5(4). [https://doi.org/10.22529/me.2020.5\(4\)07](https://doi.org/10.22529/me.2020.5(4)07)
- [8] Kasemo B, Lausmaa J. Selección del metal y características de la superficie. En: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica. Barcelona: Quintessence. 1999. 99-116. [Links]

MEMORIA

- [9] The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. (2016). *Journal of periodontal & implant science*.
- [10] Docio De Lera. D. Biomateriales: el titanio en odontología
- [11] F.J. GIL, A.CRESPO, J.M.MANERO, D.RODRIGUEZ Y J.A.PLANELL. Mejora de la resistencia al desgaste de titanio y sus aleaciones utilizados para prótesis articulares