

**Benemérita Universidad Autónoma de
Puebla**



Facultad de Ingeniería Química

“Evaluación de tensión y deformación de
implantes mandibulares biocompuestos
mediante análisis de elemento finito.”

Tesis presentada para obtener el título de:

Licenciada en Ingeniería en Materiales

Presenta:

Liliana Lucia Gómez Sánchez

Director de Tesis:

Dr. Marco Antonio Morales Sánchez

Co-Director de Tesis:

Dr. Ricardo Agustín Serrano

H. Puebla Z. 29 de Septiembre 2022

Agradecimientos

Comenzando por mis padres Balbina y Mario, por la paciencia, el amor y el apoyo ante esta carrera y por siempre darme las palabras de aliento que necesitaba para seguir adelante, a mi Abuela que en paz descansa que no logró verme en vida lograr esta meta. A mis amigos, Liss, Carol, Xime, Gaby, los Fernandos, Mariancita, Kika etc. por siempre ayudarme en la Universidad, por hacer divertido las horas libres y cada año de chisme, apoyo y buenos recuerdos.

Continuando igual a mis Asesor el Dr. Marco y Co-Asesor Dr Ricardo por el apoyo, las lecciones, las correcciones y enseñarme a escribir esta tesis y por último pero no menos importante a la Dra. Vidal por enseñarme a utilizar SolidWorks que sin ese detalle esta tesis no tendría el gran impacto que tiene ahora.

Objetivos

General:

Evaluar mediante análisis de elementos finitos tridimensional la distribución de esfuerzos de los modelos de implantes mandibular de diferentes biomateriales. Además, esto permitirá imprimir en 3D por manufactura aditiva los diferentes prototipos diseñados, empleando prolicaprolactona (PCL).

Específicos:

1. Evaluar los efectos de las cargas sobre la flexión mandibular.
2. Evaluar mediante SolidWorks la viabilidad de los biomateriales del implante.
3. Investigar el efecto de un único parámetro de diseño de implante.
4. Evaluar las propiedades de tensión y deformación de los implantes en la mandíbula.
5. Imprimir en 3D mediante manufactura aditiva los implantes con mejores propiedades de tensión y deformación.

Hipótesis

La implementación de un biomaterial compuesto ayuda a la mineralización de la prótesis y al equilibrio de deformaciones y tensiones en la mandíbula.

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| INTRODUCCIÓN | 6 |
| CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES | 8 |
| 1.1 Método de Elementos finitos (MEF) | 8 |
| 1.2 Biomateriales | 9 |
| 1.2.1 Metálicos | 9 |
| 1.2.1.1 Aceros Inoxidables | 10 |
| 1.2.1.2 Titanio o Aleaciones de Titanio | 10 |
| 1.2.1.3 Aleaciones Cromo-Cobalto | 11 |
| 1.2.2 Polímeros | 12 |
| 1.2.2.1 Policaprolactona (PCL). | 14 |
| 1.2.2.2 Alcohol polivinílico (PVA) | 15 |
| 1.2.3. Cerámicos | 16 |
| 1.2.3.1. Hidroxiapatita (HAP) | 16 |
| 1.3 Implante | 17 |
| 1.3.1 Evolución | 17 |
| 1.3.2 Mandíbula | 19 |
| 1.3.2.1 Prototipos | 20 |
| 1.3.3 Propiedades Mecánicas | 22 |
| 1.3.4 Direcciones | 22 |
| 1.3.5 Enfermedades y problemas | 23 |
| 1.3.6. Hueso | 24 |
| 1.3.6.1. Cortical | 24 |
| 1.3.6.2. Esponjoso | 24 |
| 1.4 Requerimientos de un Biomaterial | 25 |
| 1.4.1 Toxicidad | 25 |
| 1.4.2 Propiedades de Superficie | 25 |
| 1.4.2.1 Hidrofóbica | 25 |
| 1.4.2.2 Hidrofílica | 25 |
| 1.4.3 Biocompatibilidad | 26 |
| 1.4.4 Integración sanguínea | 26 |
| 1.4.5 Biodegradación | 26 |
| 1.4.5.1 Hidrolítica | 27 |

| | |
|---|----|
| 1.4.5.2 Enzimática | 27 |
| 1.5. Mineralización | 27 |
| 1.5.1 Calcio | 28 |
| 1.5.2 Magnesio | 28 |
| 1.5.3 Fósforo | 28 |
| CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA | 30 |
| 2.1 Diseño del modelo computacional: Simulación de una mordida real (Imitación) | 30 |
| 2.2 Diseño de Implantes y Prótesis | 30 |
| 2.3 Pasos para una simulación en SolidWorks | 32 |
| 2.4 Esquema experimental de simulación | 38 |
| 2.5 Fórmulas de la Teoría | 40 |
| CAPÍTULO 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 42 |
| 3.1 Análisis de tensión | 43 |
| 3.2 Deformación unitaria | 46 |
| 3.3 Gráficas Esfuerzo/Deformación y Módulo de Young | 49 |
| 3.4 Resultados de Impresión 3D: diseño de implantes y prótesis dentales | 52 |
| CONCLUSIONES | 53 |
| BIBLIOGRAFÍA | 55 |
| APÉNDICE | 61 |

INTRODUCCIÓN

Los biomateriales nos permiten trabajar un gran número de aplicaciones en el área de salud, estos están diseñados con el fin de evaluar, tratar, aumentar o reemplazar algún órgano, tejido, hueso o alguna función del cuerpo [1]. En el momento de utilizar algún biomaterial se debe tomar en cuenta su biocompatibilidad, las reacciones que tendrá, citotoxicidad y las propiedades mecánicas que se debe tener dependiendo de la función del cuerpo que queramos aplicar. El tipo de biomaterial se puede clasificar como biomateriales de 1era generación, 2da generación y 3era generación [2,3].

Una de las aplicaciones más vistas de los biomateriales de 2da generación es en la cirugía maxilofacial o de mandíbula, las cuales se enfoca en la sustitución o reparación de la misma, ocupando como materiales las aleaciones de titanio junto con las de CrCo, ampliamente utilizadas hoy en día. Estos implantes tienen el riesgo de deterioro por corrosión debido a cómo se utilizan dentro del cuerpo humano. Por lo cual, diseñar una pieza con las características y materiales que imitan la estructura ósea nos permite obtener propiedades de biocompatibilidad y adsorción en implantes que funcionan como biomateriales de 3era generación.

Predecir cómo se comportan los componentes óseos y de implante, considerando la anatomía de la mandíbula, la calidad del hueso y la cantidad de fuerza ejercida sobre la prótesis, exige una comprensión completa de los eventos mecánicos y biológicos [4]. En odontología aplicar una simulación de implantes implica la creación de un modelo con geometría y propiedades de los materiales bien definidos, además cargas y condiciones definidas. Estos cuatro parámetros definen esencialmente el modelo numérico y la exactitud de los resultados está directamente vinculada a ellos [5,6]. Los modelos sólidos de mandíbula, coronas, dientes o implantes dentales se pueden obtener directamente de escáneres 3D o contruidos usando el software de diseño asistido por computadora [6,4].

Hoy en día el uso de software especializado como SolidWorks [7], Catia [8], NX [9], Free cad [10], Inventor [11], etc que tienen métodos de elemento finito, permite el diseño computacional y la elección de materiales específicos para su simulación tridimensional (3D). El diseño asistido por computadora 3D ha sido una

de las funciones más prácticas y útiles al momento de manufacturar una prótesis. El uso de estas herramientas no solo nos permite diseñar y manufacturar una pieza sino que permite realizar simulaciones de las propiedades mecánicas de las prótesis para modelar y verificar que son las adecuadas para sustituir o complementar con la función deseada. Por eso el método de elemento finito (MEF) del software SolidWorks es una de las opciones tanto para simular como para diseñar.

El MEF es uno de los métodos numéricos más utilizados para resolver los problemas de la resistencia a la compresión y deformación. Dicho modelo consta de elementos interconectados por un número finito de puntos conocidos como nodos [12]. Estos nodos nos indican cual es la malla que pondrá SolidWorks al momento de seleccionar una simulación de sólidos para conocer sus propiedades mecánicas del material a estudiar.

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 Método de Elementos finitos (MEF)

El método de elementos finitos (MEF) es uno de los métodos numéricos más utilizados para resolver los problemas de la mecánica continua, este se basa en un análisis discreto, y en la discretización física del dominio considerado. Viéndolo desde la física significa que el dominio físico real observado con números infinitos de grados de libertad (GL) puede ser reemplazado por un modelo geométrico discretizado con un número finito de GL [12].

Este modelo consiste en motivos (grupo de puntos repetidos en un espacio) o nodos interconectados en una red. Estos tienen dimensiones definidas, propiedades físicas y geométricas simples, que juntas nos pueden simular el comportamiento de un sistema físico complejo. El conjunto de subdominios para todo el dominio se llama malla de elementos finitos. Cada motivo en malla tiene un número finito de grados de libertad. Las fuerzas no pueden actuar en la superficie del elemento finito o borde, sino sólo en nodos. Después de realizar los cálculos, a cada motivo se le asignan valores de desplazamiento que representan la reacción de todo el sistema a determinadas cargas y condiciones de contorno [12]. La malla puede ser predefinida en SolidWorks, dependiendo de qué tan grande o pequeño sea el Elemento Finito (EF), dará una mayor o menor exactitud a los resultados tomando en cuenta que al tener una malla más pequeña en el sistema provocará un esfuerzo de la RAM, por lo que se debe tomar a consideración del equipo que se utilice.

El EF puede proporcionar datos cuantitativos detallados en cualquier lugar dentro del modelo matemático; por lo tanto, EF se ha convertido en una valiosa herramienta analítica en odontología. MEF puede indicar aspectos de biomateriales y tejidos humanos que difícilmente se pueden medir in vivo y puede predecir la distribución de estrés y tensión en las áreas de contacto que no son accesibles, como las áreas entre el implante y el hueso cortical, dentadura y encía, o alrededor del ápice del implante en el hueso trabecular [13].

La creación de un modelo en SolidWorks con una geometría y propiedades del material, las fuerzas y condiciones bien definidas, nos dará resultados más

precisos ayudando al modelo numérico de mejor manera. Para lograr resultados confiables en el EF tridimensionales, los modelos deben imitar las condiciones reales in vivo con la mayor precisión posible. Para este propósito, se considera que el hueso mandibular modelado completamente con huesos corticales y esponjosos se comportara anisotrópicamente [14].

1.2 Biomateriales

El término biomaterial designa a aquellos materiales utilizados en la fabricación de dispositivos que interactúan con sistemas biológicos y que se aplican en diversas ramas de la medicina. Entre las características de los materiales no puede faltar la de ser biocompatibles, o biológicamente aceptables [15].

Básicamente los biomateriales se utilizan para establecer o mejorar un tejido, órgano dañado, favorecen la curación, nos ayudan a corregir problemas estéticos y pueden ayudar al tratamiento o diagnóstico de alguna enfermedad, el campo de investigación de biomateriales aporta soluciones a los problemas de salud que se presentan actualmente y que podríamos encontrar en el futuro.

1.2.1 Metálicos

Una vez establecidas ciertas técnicas quirúrgicas, se empezaron a introducir metales con fines terapéuticos, estos materiales además de presentar biocompatibilidad con los tejidos vivos que están en contacto con ellos, también debe presentar otras propiedades. Entre las más importantes debe tener una elevada resistencia a la corrosión y al desgaste, ya que si se produce la oxidación del metal, además de que el implante se debilitará también se producirá una liberación de sustancias de corrosión, que van a parar a los tejidos circundantes y que producen efectos no deseados. En el caso de los metales para implantes de tejido óseo, además deben poseer un módulo elástico adecuado, para que ocurra una eficiente transmisión de las cargas, y por último, dependiendo de la aplicación, una adecuada resistencia para soportar cargas cíclicas.

Teniendo en cuenta estos requerimientos, se dispone de tres materiales metálicos para utilizar en el mundo de la medicina como biomaterial, también descritos en las normas ISO 5832, AISI y ASTM F67-00.

1.2.1.1 Aceros Inoxidables

Los aceros inoxidables son mayormente utilizados en aplicaciones ortopédicas, como por ejemplo en implantes temporales (osteosíntesis). Una de las razones por lo que es considerado como un buen material es por las buenas propiedades mecánicas, su bajo costo y su buena capacidad de trabajo ya sea por la deformación plástica o la obtención de herramientas.

Los aspectos negativos de los aceros inoxidables incluyen la presencia de níquel en las aleaciones y la posibilidad de corrosión por grietas en algunas formulaciones de aleaciones [16]. Entre las conocidas en las industrias de biomateriales podemos encontrar:

| Material Metálico | Composición | Fabricación | Los que destacan |
|--|--------------------------|-------------|--|
| Aceros Inoxidables Austeníticos AISI 316 | Fe-18Cr-14Ni-3Mo | Forjado | 316L 72-64%Fe, 16-18%Cr, 10-14% Ni, 2-3%Mo, 0.03% C. Modulo Elastico:200 Gpa Limite Elástico: 690 Mpa Resistencia máxima: 860 Mpa Elongación 12% |
| Aceros Inoxidables Austeníticos AISI 316 LVM | Fe-21Cr-9Ni-4Mn-3Mo-Nb-N | Forjado | |

Tabla 1 Biomateriales metálicos de Aceros Inoxidables.

Estos aceros inoxidables se utilizan como biomateriales osteoarticulares, principalmente para la fabricación de clavos intramedulares, tornillos y placas de osteosíntesis [17].

1.2.1.2 Titanio o Aleaciones de Titanio

El titanio es uno de los mejores en biocompatibilidad entre los metales de alta resistencia para los implantes. Si comparamos entre las aleaciones de titanio y titanio puro, podremos encontrar que en las aleaciones llegan a ser un poco caras en su obtención, pero las propiedades mecánicas son más altas, en el caso del

titanio puro tenemos una biocompatibilidad mejor además de una óseo-integración más adecuada.

Las propiedades mecánicas del titanio puro se adaptan a menudo bien a los requisitos de los implantes dentales, con titanio comercial puro grado 2 y grado 4 a menudo utilizados en este campo [16]. Podemos encontrar:

| Material | N _{max} | C _{max} | H _{max} | Fe _{max} | O _{max} | Ti | Los que destacan |
|-----------------------------|------------------|------------------|------------------|-------------------|------------------|---------|---|
| Ti cp Grado I | 0.03 | 0.1 | 0.0125 | 0.2 | 0.18 | Balance | Ti Modulo Elástico 105 Gpa Limite Elastico 962 Mpa Ti6Al4V Modulo Elástico: 110 Gpa Limite elástico: 800-900 Mpa |
| Ti cp Grado II | 0.03 | 0.1 | 0.0125 | 0.3 | 0.25 | Balance | |
| Ti cp Grado III | 0.05 | 0.1 | 0.0125 | 0.3 | 0.35 | Balance | |
| Ti cp Grado IV | 0.05 | 0.1 | 0.0125 | 0.5 | 0.4 | Balance | |
| Ti-6(5-6.5%)Al-(3.5-4.5%)4V | 0.05 | 0.08 | 0.0125 | 0.25 | 0.13 | Balance | |

Tabla 2 Biomateriales metálicos de Titanio y Aleaciones de Titanio.

En el caso de la aleación Ti6Al4V es la más utilizada entre todas las presentadas, y una de las razones, es que presenta una elevada resistencia a la corrosión, gracias a la presencia de una delgada capa de óxido compacta y adherente, que pasiva el materia y que bajo condiciones fisiológicas determinadas presenta una velocidad de corrosión muy baja, sin embargo, no presenta una buena resistencia al desgaste [17].

1.2.1.3 Aleaciones Cromo-Cobalto

En el caso de las aleaciones de cobalto son muy utilizadas en el campo biomédico, ya que poseen propiedades mecánicas muy buenas, además de que la calidad de estas propiedades está relacionada con la calidad con la que se obtienen estas piezas. Uno de los puntos a destacar es su alta resistencia a la corrosión y buena biocompatibilidad.

Las principales ventajas del uso de estas aleaciones son que permiten que la tecnología de fundición se utilice para producir implantes de alta resistencia y alto módulo elástico, y que tienen una buena resistencia a la corrosión, especialmente a la corrosión por fricción, junto con una excelente biocompatibilidad. Las principales desventajas están relacionadas con el alto costo de la aleación, la baja resistencia a la fatiga que depende de la presencia de defectos metalúrgicos, la incapacidad de emplear deformación plástica [16]. Entre las más comunes encontramos:

| Material Metálico | Composición | Fabricación | Los que destacan |
|-------------------|-----------------------------------|-----------------|--|
| CoCr | 65% Co, 35%Cr | Forjado | CoCrMo Modulo elástico:200-230 Gpa Limite elástico: 275-1585 Mpa Resistencia Máxima: 1790 Mpa Elongación: 8% |
| Co-28Cr-6Mo | 65%Co, 35%Cr, 0-10%Mo | Colado | |
| Co-28Cr-6Mo | | Forjado | |
| Co-28Cr-6Mo | | Pulvimetalurgia | |
| Co-35Ni-20Cr-10Mo | 65%Co, 35%Cr. 0-35%Ni. 0-10%Mo | Forjado | |

Tabla 3 Biomateriales metálicos de Aleaciones de Cromo Cobalto.

Las aleaciones de cromo se han utilizado durante mucho tiempo en diseños en odontología y actualmente para la fabricación de prótesis articulares, la aleación para forja se va utilizando para construcción de vástagos de prótesis que soportan grandes esfuerzos tales como cadera o rodilla. Los módulos elásticos de las aleaciones de cobalto son superiores a los aceros inoxidable y que afectan al proceso de transferencia de carga. Los elementos cobalto y cromo forman una solución sólida, se añade molibdeno para producir un grano más pequeño que aumenta la resistencia después de moldearlo o forjarlo [17].

1.2.2 Polímeros

Debido a su versatilidad los polímeros representan el grupo más amplio y variado de materiales aplicados en la medicina, ya que mediante la adecuada combinación de características y métodos de fabricación pueden presentar una elevada gama de propiedades. Algunas de las características que presentan estos materiales son [18]:

- Gran peso molecular en un intervalo variable y una amplia distribución (Monodisperso o Polidisperso)
- Capacidad para adoptar un número enorme de conformaciones y distintas configuraciones (Isotáctico, sindiotáctico y atáctico)
- Posibilidad de formación de diferentes estructuras (Lineales, ramificadas y entrecruzadas)
- Existencia de distintos estados de agregación (Sólidos: Amorfo, cristalino y elástico. Líquido: Gel, soluciones).

La polimerización es el proceso en el cual los monómeros interactúan con un iniciador produciendo una cantidad de monómeros libres y que pueden

polimerizarse por Poliadicción (Radicales libres, Anionica, Cationica, Ziegler-Natta, Metalocenos) o Policondensación (Polimerización por etapas), iniciando su propagación y posteriormente detener la reacción para tener el polímero final.

La clasificación que se pueden encontrar son ya sea en la síntesis (Polimerización por adición, condensación y Copolimerización), sobre su origen como natural (Polisacaridos, proteínas, polifosfatos, ácido hialurónico, colágeno, etc.) o sintético (Polivinilicos, poliésteres, poliamidas, poliuretanos, policarbonatos, etc.), comportamiento químico (Termoplásticos: Cristalinos o Amorfos. Termofijos y Elastómeros), polaridad, conformación física y su consumo. El desarrollo y uso de los materiales poliméricos como biomateriales sea resumido en tres fases o generaciones que se pueden destacar [18]:

- 1ra Generación

Uso de polímeros Bioestables que se caracterizan por no reaccionar de una manera apreciable con el tejido, con ejemplos conocidos:

- Poliuretanos (PU): Elastómeros rígidos, buenas propiedades en contacto con la sangre. Aplicaciones en el campo de prótesis vasculares.
- Poli(metacrilato de metilo) PMMA y derivados acrílicos: Hidrofóbico con alta estabilidad en medios fisiológicos y son amorfos. Aplicaciones en cemento óseo.
- Poliamidas (Nylon): Gran tenacidad, son conocidas por su resistencia al impacto, resistencia mecánica y química. Aplicaciones en prótesis nasales, piel artificial e hilos de sutura.
- Siliconas
- Poli(tetrafluoroetileno), PTFE, más conocido como teflón.

- 2da Generación

Desarrollo de materiales poliméricos bioactivos, estos sistemas provocan en sus entornos una acción y reacción controladas, participando en procesos y mecanismo de unión con el organismo, siendo además bioabsorbibles y biodegradables, por ejemplo:

- Poli(ácido láctico) PLA y poli(ácido glicólico) PGA: son polímeros biodegradables con más aplicaciones en el campo de biomateriales.
- Colágeno, quitosano, ácido hialurónico, sulfato de condroitina, heparina: Excelentes propiedades biocompatibles, biodegradables y de baja toxicidad. Aplicaciones en adhesivos biológicos, oftalmología, materiales ortopédicos y materiales cardiovasculares.
- Materiales compuesto por polímeros acrílicos con: hidroxiapatita que fomenta la regeneración ósea; grupos ionizables como el poli(ácido acrílico) para dar lugar a sistemas entrecruzados. Aplicaciones en formulaciones dentales.

- 3ra Generación

Surgen los sistemas polímeros biodegradables, estos polímeros se han aplicado a la ingeniería tisular, que tiene la finalidad de reparar o sustituir tejidos dañados; a la par surgen los polímeros biomiméticos que pretenden simular propiedades o procesos de los sistemas biológicos.

Podemos observar como ejemplo:

- Materiales modificados con proteínas de la matriz extracelular (fibronectina) o secuencias peptídicas: Fomenta respuestas específicas con receptores celulares promoviendo la adhesión.
- Materiales modificados con cadenas laterales de dextrano y alcanoilos: Impiden la adsorción proteica en disoluciones de proteínas de plasma humano. Útiles para evitar trombosis.
- Otros sistemas como los polímeros sensibles a estímulos: PEPM o el PNIPA. Estos presentan transiciones sol-gel en soluciones acuosas debido a cambios en la temperatura. Aplicaciones en sistemas de dosificación de fármacos o principios activos.

1.2.2.1 Policaprolactona (PCL).

El PCL fue uno de los primeros polímeros sintetizados en los años 30 por el grupo Carothers, dando inicio su comercialización en el ámbito médico. Este es un

polímero semicristalino, soluble en disolventes orgánicos comunes. Su forma de degradación es mediante microorganismos, hidrolítica o enzimática. Aunque es menos atractiva, es usada para producir andamios para aplicaciones en ingeniería de tejidos debido a su biocompatibilidad, biodegradabilidad (entre 2 y 3 años), estas ventajas favorecen su uso en implantes de larga duración y en sistemas de transporte y liberación de fármacos. Sin embargo, esta presenta baja bioactividad y alta hidrofobicidad, reduciendo la afinidad celular y rangos bajos para la regeneración de tejido [19, 20, 21].

Uno de los ejemplos en su aplicación pasó en Inglaterra del 2012, donde el equipo de ingenieros desarrolló una Prótesis 3D hecha de un biopolímero llamado policaprolactona, ese se implantó quirúrgicamente al bronquio deficiente del paciente, lo que permitió la permeabilización del mismo y la posterior expansión pulmonar. El niño tuvo una evolución favorable los 14 meses posteriores a la cirugía [22].

1.2.2.2 Alcohol polivinílico (PVA)

El PVA es reconocido entre el mayor volumen de polímeros sintéticos que se han producido en todo el mundo durante casi un siglo. El PVA es sintetizado a partir del acetato de vinilo seguido de la polimerización de este a polivinil acetato (PVAc) y posterior hidrólisis a PVA, esta muestra una estructura química que tiene una cadena macromolecular principal de átomos C-C con acetato colgante e hidroxilo. El PVA es un polímero soluble en agua, que puede generar hidrogeles mediante entrecruzamiento químico o enlazamiento físico [23,24]. Este polímero es altamente utilizado en la medicina debido a sus propiedades de baja absorción de proteínas, buena biocompatibilidad, no tóxico, alta solubilidad en agua, resistencia química y es capaz de exhibir el enlace de hidrógeno en virtud de los grupos hidroxilo presentes en las unidades de repetición. Entre las aplicaciones del PVA se encuentran: córneas artificiales, lentes de contacto, páncreas artificiales, hemodiálisis, reemplazo de cartílagos, sistemas de liberación controlada de medicamentos, lágrimas artificiales, soportes para ingeniería de tejidos, entre otras.

Las anteriores aplicaciones son posibles debido a sus características hidrófilas y a su carga parcial negativa [24,25].

1.2.3. Cerámicos

Las cerámicas son óxidos metálicos con capacidad de sellado mejorada, actividad antibacteriana y antimicótica aplicada para uso en medicina y odontología, para la obtención de biomateriales útiles en la fabricación y/o fijación de implantes. En el caso la endodoncia, se le atribuye gracias a la expansión en sus distintas aplicaciones, a sus propiedades fisicoquímicas que los hacen tan interesantes, que son [26,27]:

1. Su perfil hidrofílico; ya que pueden establecerse en un ambiente húmedo, como la dentina, la cual está compuesta por casi el 20% de agua.
2. Porque posee excelentes propiedades de biocompatibilidad debido a su similitud con la hidroxiapatita biológica.
3. Presentan una capacidad osteoinductiva intrínseca, logrando un excelente sellado hermético al formar un enlace químico con la estructura del diente, y finalmente por poseer una buena radiopacidad y gran capacidad antibacteriana.

1.2.3.1. Hidroxiapatita (HAP)

A partir de la década de los 70s, se comenzó a estudiar el uso y aplicaciones de la hidroxiapatita como un material osteoconductor, o sea que induce a la formación de hueso nuevo. La hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ puede ser de origen biológico (derivada de coral o de hueso bovino) o de síntesis, pero independientemente del origen se trata de una cerámica policristalina formada por fosfato de calcio cristalino y representa un depósito del 99% del calcio corporal y 80% del fósforo lo cual es la más próxima al hueso. En el hueso, la hidroxiapatita se encuentra como cristales planos de 20 a 80 nm de largo y de 2 a 5 nm de espesor, siendo el componente fundamental del tejido óseo y dental de todos los vertebrados; razón por la cual, los materiales a base de hidroxiapatita no provocan reacción inmunológica al ser implantados en el lecho receptor [28,29, 30].

La hidroxiapatita nano-particulada se incorpora a polímeros biodegradables para formar andamios nanocompuestos con distintas propiedades fisicoquímicas para incorporarse en procesos de regeneración ósea [28].

1.3 Implante

En odontología, un implante se refiere al tornillo artificial que se fija quirúrgicamente al hueso maxilar para proporcionar apoyo al diente artificial externo; la corona. El material del implante debe poseer características químicas y mecánicas específicas necesarias para lograr la máxima fiabilidad. Los implantes en general se desarrollan a menudo a partir de metales, cerámicas o polímeros. La tasa de éxito de los implantes dentales es extremadamente alta, entre 61-100%. El fallo del implante ocurre por una serie de razones, incluyendo la infección que podría ocurrir durante o después de la operación o debido a la falta de higiene bucal [5].

1.3.1 Evolución

La historia importante de un implante recae en como a evolucionada para su mejora, el primer implante utilizado se remonta desde Neolítico, el hallazgo fue en la localidad Fahid Suarda, en Argelia. Donde encontraron un cráneo de una mujer joven que presentaba un fragmento de falange del dedo introducido en la posición del segundo premolar superior derecho [31].

Los siguientes restos antropológicos abarcados en la época de la edad antigua, colocados in vivo, son de la cultura maya. El arqueólogo Popenoe, en 1931, descubrió en la Playa de los Muertos de Honduras una mandíbula, con tres fragmentos de concha de Sagaamote introducidos en la posición de los incisivos. Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, dando así una idea que dichos fragmentos se introdujeron en el paciente con vida [32].

Durante la época de la edad media, los cirujanos de aquellos años, pusieron de moda los trasplantes dentales, utilizando como donantes a los plebeyos, sirvientes y soldados. Posteriormente, estas prácticas fueron abandonadas ante los

continuos fracasos y la posibilidad de transmisión de enfermedades. Se destaca por sus aportaciones en este campo el cirujano Ambroise Paré ya que enriqueció el instrumental con la invención del abrebocas, el gatillo y el pelícano, trabajó en la reimplantación dentaria. Un nuevo cirujano Duval por el año 1633, aplicó una nueva forma de reimplantar, ya que hizo la extirpación de la pulpa y este la sustituía por plomo u hojas de oro [33,34].

A principios del Siglo XIX correspondiente en la época de la edad moderna se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intralveolares, destacando autores como Maggiolo, odontólogo, quien introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, el cual constaba de tres piezas [35].

Conforme el paso del tiempo fue avanzando en la edad contemporánea los cirujanos introducían alambres, clavos y placas para resolver las fracturas. Hubo varios dentistas a finales del Siglo XIX que lo intentaron por la popularidad con el que se empezó a ver este tipo de trabajos [36].

Durante la Primera Guerra Mundial se insertaron tornillos, clavos y placas en los hospitales militares, pero dando como resultado un fracaso y dando así las dudas si se debería introducir de esta forma los implantes [37].

Algunos investigadores por las fechas de 1937, llegaron a la conclusión de que los metales de diferente potencial eléctrico colocados en el cuerpo humano y que las aleaciones mejores toleradas por él eran el Vitallium, Tantalio y Titanio, presentaban una buena funcionalidad y una baja toxicidad ayuda al triunfo de estos implantes [33,37].

En las fechas de 1960 a 1970 los diseños básicos en espiral fueron convertidos en una placa plana con varias configuraciones por el Dr. Leonard Linkow en 1963. En 1967, Linkow introdujo dos variaciones del implante laminar, lo que permitió colocarlo en el maxilar o en la mandíbula. En 1978, el Dr. P. Branemark

presentó un implante en forma de raíz de titanio roscado de dos etapas; desarrolló y probó un sistema utilizando tornillos de titanio puro al que denominó fixtures. Estos se colocaron por primera vez en sus pacientes en 1965 y fueron los primeros en ser implantes dentales bien documentados y los mejor mantenidos hasta el momento. [38].

1.3.2 Mandíbula

Es el hueso más grande y fuerte de la cara. Forma la parte inferior de la quijada y una porción de la boca, además en él se encuentran los dientes inferiores. La mandíbula es el único hueso de la cabeza que se mueve, fija los músculos de la masticación y de otros movimientos de la boca. También se llama hueso mandibular y maxilar inferior [39].

La característica peculiar de la prótesis implantada es el hecho de que su fijación viene dada por la conexión de un material aloplástico (el implante) a un tejido vivo (el hueso). Esta fijación se ha definido como rígida y clínicamente asintomática y debe mantenerse durante la carga funcional [4].

La mordida o el proceso de masticación es una parte importante para la realización del proceso del aparato digestivo, los movimientos de separar y cerrar es un ciclo continuo se deben gracias a los músculos cerca de la mandíbula para realizar este proceso, que son el músculo masetero, temporal, pterigoidal y condilar, algunos autores proporcionan el rango de magnitud que generan estos músculos a la mandíbula como lo podremos apreciar en la tabla 4, cada autor con respectivas mandíbulas seleccionan la carga que van a utilizar con respecto a lo obtenido, estas mandíbulas las podemos observar en la imagen 1.

| Autores | Músculos | Magnitud (N) |
|-------------------------|---------------------|----------------------|
| Sirandoni ⁴¹ | Masetero | 59.23 ⁴¹ |
| | | 76.16 ¹⁴ |
| Roshanak ¹⁴ | Temporal | 34.09 ⁴¹ |
| | | 21.39 ¹⁴ |
| Fernando ⁴⁰ | Pterigoidal lateral | 34.44 ⁴¹ |
| | | 136.34 ¹⁴ |
| Fernando ⁴⁰ | Pterigoidal medial | 39.60 ⁴¹ |
| | | 47.49 ¹⁴ |
| | Condilar | 10 ⁴⁰ |

Tabla 4. Cargas involucradas en los músculos de la masticación

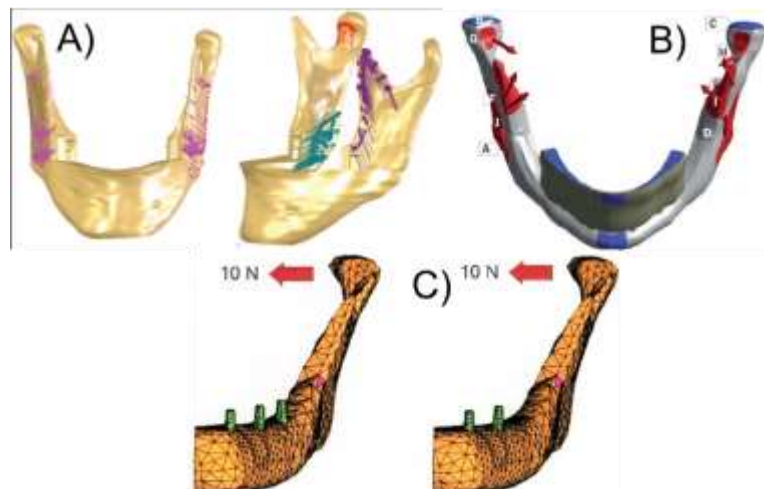


Fig.1: Diferentes tipos de mandíbula aplicadas por cada autor, a) Sirandoni[41], b) Roshanak [14] y c) Fernando[40].

1.3.2.1 Prototipos

Una prótesis bien planificada y bien ejecutada es esencial para evitar fuerzas excesivas e innecesarias sobre los huesos y los componentes del implante. Predecir cómo se comportan los componentes óseos y de implante, considerando la anatomía de la mandíbula única de cada paciente, la calidad del hueso y la cantidad de fuerza oclusal ejercida sobre la prótesis, exige una comprensión completa de los eventos mecánicos y biológicos [4].

La implementación de estos prototipos nos podría dar una idea de cómo deberían ser los diseños y están en los márgenes adecuados para las simulaciones, dando así propuestas más cercanas a las que se encuentran hoy en día, o en su defecto proponer las más adecuadas para trabajar.

Se han hecho muchas sugerencias en la literatura sobre la extensión del cantiléver, pero, en general, los diversos autores están de acuerdo en que, según la calidad del hueso, un rango de 10 a 20 mm de extensión del cantiléver es aceptable. Estudios previos han demostrado que el aumento de la longitud del cantiléver es directamente proporcional al aumento de la concentración de estrés alrededor de los implantes [4].

El uso de implantes inclinados en una prótesis fija de arco completo permite la reducción del cantiléver distal y conduce a una disminución del estrés en el hueso peri-implante [6].

Los implantes y estribos se simplificaron a un cilindro para facilitar el modelado. La longitud del implante de 10 a 13 a 15 mm no afecta significativamente el estrés en las estructuras. Sólo se observa una ligera disminución con implantes más largos, lo que está de acuerdo con otros estudios FEA bidimensionales y tridimensionales [4].

Utilizando múltiples implantes, podría ser posible lograr una distribución adecuada de las tensiones en la mandíbula posterior, con un soporte de implante más favorable, evitando largos en el cantiléver. De acuerdo con las teorías de algunos autores, en lugar de una barra rígida de arco cruzado, puede ser aconsejable para la sección, la estructura en múltiples estructuras ya sea con o sin cantiléver, que no conectan rígidamente los implantes que se encuentran distalmente al foramina mandibular a los implantes anteriores [40].

Las prótesis mandibulares fijas con soporte de implante en cuatro o más implantes es un tratamiento exitoso con una alta tasa de supervivencia en mandíbulas edéntulas. Para las prótesis apoyadas en implantes, algunos autores han propuesto la sustitución de marcos rígidos, como el titanio (Ti), el cobalto-cromo (Co-Cr) y la zirconia (ZrO₂), que tienen un alto módulo elástico [41].

1.3.3 Propiedades Mecánicas

Las propiedades del material influyen considerablemente en la distribución de tensiones en una estructura. Estas propiedades se pueden modelar como isotrópico, ortotrópico, anisotrópico, hiperelástico, viscoelástico, plástico, etc. Cuando las propiedades son las mismas en todas las direcciones, el material es linealmente isotrópico y sólo dos constantes de material independientes (Módulo E de Young y relación ν de Poisson) deben ser definidos [8]. Aunque hay que tener en consideración que SolidWorks considera dos constantes más para realizar la simulación del modelo, de las cuales encontramos la densidad del material y su límite elástico, sin ellas, la simulación no logra desarrollarse.

Los materiales ortotrópicos tienen propiedades que difieren a lo largo de tres ejes mutuos de simetría rotacional, dando como resultado comportamiento elástico único a lo largo de los tres ejes ortogonales del material, por lo tanto tres elástico (E) y módulo de cizalladura (G) y seis relaciones de Poisson (ν) deben ser conocidos por la entrada del modelo [8].

Las características ortotrópicas o anisotrópicas nos ayudarán a expresarlo mejor en una simulación, ya que cada programa nos permite ver las diferencias que tendrán ya sean físicas o mecánicas del material, y no solo eso, sino también los requerimientos obligatorios que se necesitan o que pide el equipo para obtener los resultados más cercanos, dando así una idea más amplia de los posibles efectos al implementar cualquier material.

En la mayoría de las investigaciones reportadas en materiales odontológicos fueron modelados como homogéneos e isotrópicos linealmente por dos razones principales: 1) No es fácil determinar con precisión las propiedades ortotrópicas, anisotrópicas o hiper-elásticas del material, y 2) Si el material es análisis isotrópico es lineal, de lo contrario es no lineal y puede surgir un problema de convergencia [8].

1.3.4 Direcciones

La acción de los músculos masticatorios en las actividades funcionales o parafuncionales del sistema estomatognético determina el tipo y grado de

deformación. Durante diferentes tareas de apriete, la mandíbula puede doblarse y girar alrededor de ambos ejes transversales y parasagitales, retorciéndose al mismo tiempo alrededor del eje largo del cuerpo. Las deformaciones pueden ocurrir por separado o simultáneamente, unilateral o bilateralmente, y han sido detectadas tanto en cóndilos como en el arco dental [40].

Teniendo en cuenta la prótesis, la torsión mandibular podría afectar algunas posiciones de los dientes naturales ya que como sabemos los dientes se amoldan conforme estos crecen o se acomodan conforme a la posición y tamaño de otros lo que podría provocar un desajuste por lo tanto se debe tomar en cuenta no solo como afectaría este implante a la mandíbula sino también los dientes que se encuentre a los lados.

1.3.5 Enfermedades y problemas

Aunque en si el uso de implantes mandibulares hechos de Titanio no presentan una enfermedades graves si presenta dificultades en algunas ocasiones.

Hay que tomar en cuenta todo el proceso que sigue a la colocación de un implante, uno de ellos y que se presenta con regularidad es una respuesta inflamatoria de los tejidos circundantes (epitelios, periostio, hueso). Le siguen los procesos infiltrativos, exudativos y así como fenómenos reparativos; y en algunos otros el rechazo del implante. Pero cuál es la razón del por qué se presentan este tipo de inflamación, la razón principal recae en que estos implantes pueden producir cambios en las funciones mitocondriales que son seguidos por alteraciones celulares que desencadenan el inicio del proceso apoptótico [42,43].

Ahora una de las razones por las que se presentan fallos y aflojamientos es debido a corrosión asistida por el desgaste y fretting. Pero existe un tipo de corrosión que está afectando a los implantes, que es la tribocorrosión, esta es la degradación irreversible que sufre un material por la interacción continuo de dos superficies, mecánica y físicoquímica, en presencia de un medio corrosivo, el tipo de corrosión presentada es por deslizamiento efectuada entre el implante y el hueso al momento de su uso prolongado [44,45].

1.3.6. Hueso

El hueso, para su estudio, se puede considerar tanto un tejido como una estructura, ya que desempeña dos funciones básicas: control del metabolismo de Ca, P y Mg (función fisiológica) y soporte del organismo y protección de órganos (función mecánica). La complejidad mecánica del tejido óseo, compuesto de hueso cortical y hueso trabecular, ambos con comportamientos mecánicos distintos, supera la de la mayoría de los materiales utilizados en ingeniería [46].

1.3.6.1. Cortical

El hueso cortical tiene una baja porosidad, entre 0.05 y 0.1 y constituye el 80% del esqueleto humano. Constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo, a modo de corteza, de ahí su nombre [47].

El hueso cortical está constituido de una forma más sólida y continua, cuya estructura se encuentra organizado en láminas que crecen concéntricamente alrededor de canales vasculares llamados los conductos de Haver que se comunican entre sí con la superficie por medio de canales transversales llamados, canales de Volkman que poseen vasos que vienen del periostio y del endostio. Ambos canales son utilizados por los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso. Entre las láminas concéntricas de matriz mineralizada hay pequeños orificios o lacunae donde se encuentran los osteocitos. Para que estas células puedan intercambiar nutrientes con el líquido intersticial, cada lacuna dispone de una serie de canalículos por donde se extienden prolongaciones de los osteocitos [47,48].

1.3.6.2. Esponjoso

El hueso trabecular tiene una porosidad entre 0.75 y 0.95 y es el principal constituyente de las epífisis de los huesos largos y del interior de la mayor parte de los huesos [47].

El hueso esponjoso o también llamado trabecular es la estructura altamente porosa que aloja la médula ósea roja, y es la constituyente de la epífisis de los

huesos largos y el interior de estos. Por no tener una forma regular, sino que consta de las láminas llamadas trabeculares, su resistencia es menor que aquella del hueso cortical. Dentro de las trabéculas están los osteocitos que yacen en sus lacunae con canalículos que irradian desde las mismas. En este caso, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocitos [47,48].

1.4 Requerimientos de un Biomaterial

1.4.1 Toxicidad

Un material tóxico se define como un material que libera una sustancia química en cantidades suficientes para destruir células, ya sea directa o indirectamente a través de la inhibición de vías metabólicas clave. El número de células que se ven afectadas es una indicación de la dosis y potencia de la sustancia química. Aunque una variedad de factores afectan a la toxicidad de una sustancia (por ejemplo, compuesto, temperatura, sistema de ensayo), el más importante es la dosis o cantidad de sustancia suministrada a la célula individual [3].

1.4.2 Propiedades de Superficie

1.4.2.1 Hidrofóbica

El efecto hidrofóbico está relacionado con la insolubilidad de los hidrocarburos en el agua y es fundamental para la organización de los lípidos en bicapas, los elementos estructurales de la vida como la conocemos. El efecto hidrofóbico es muy importante en biomateriales porque controla el plegamiento de proteínas y por lo tanto está implicado en reacciones proteicas en superficies, especialmente la desnaturalización de proteínas en superficies biomateriales inducidas por el despliegue de reacciones en el estado adsorbido [3].

1.4.2.2 Hidrofílica

Son aquellos solutos que compiten con el agua por enlaces de hidrógeno. Es decir, los solutos hidrofílicos exhiben ácido de Lewis o fuerza base comparable o superior a la del agua, por lo que es energéticamente favorable para el agua donar densidad

de electrones o aceptar densidad de electrones de solutos hidrofílicos en lugar de, o al menos en competencia con otras moléculas de agua [3].

1.4.3 Biocompatibilidad

La biocompatibilidad se ha definido como la capacidad de un dispositivo médico para funcionar con una respuesta del huésped adecuada en una aplicación específica, y la evaluación de la biocompatibilidad se considera una medida de la magnitud y duración de las alteraciones adversas en los mecanismos homeostáticos que determinan la respuesta del huésped [3]. El objetivo de la evaluación in vivo de la compatibilidad tisular es predecir si un dispositivo médico presenta un daño potencial para el paciente o usuario mediante evaluaciones en condiciones que simulan el uso clínico.

1.4.4 Integración sanguínea

La "compatibilidad con la sangre" puede definirse como la propiedad de un material o dispositivo que le permite funcionar en contacto con la sangre sin inducir reacciones adversas. Estas evalúan los efectos en la sangre y/o los componentes sanguíneos por dispositivos o materiales médicos que entran en contacto con la sangre. Las pruebas de hemocompatibilidad in vivo suelen estar diseñadas para simular la geometría, las condiciones de contacto y la dinámica de flujo del dispositivo o material en su aplicación clínica. Estas están indicadas para dispositivos comunicantes externos: vía sanguínea indirecta; dispositivos comunicantes externos: sangre circulante; y dispositivos de implantes con contacto con la sangre [3].

1.4.5 Biodegradación

Determinan los efectos de un material biodegradable y sus productos de biodegradación en la respuesta tisular. Se centran en la cantidad de degradación durante un período de tiempo determinado (la cinética de la biodegradación), la naturaleza de los productos de degradación, el origen de los productos de degradación (por ejemplo, impurezas, aditivos, productos de corrosión, polímeros a

granel), y la evaluación cualitativa y cuantitativa de los productos de degradación y lixiviables en tejidos adyacentes y en órganos distantes [3].

1.4.5.1 Hidrolítica

La hidrólisis es la escisión de grupos funcionales moleculares susceptibles por reacción con agua. Puede ser catalizada por ácidos, bases, sales o enzimas. Es un proceso de un solo paso en el que la tasa de escisión de cadena es directamente proporcional a la tasa de inicio de la reacción (Schnabel, 1981). La susceptibilidad de un polímero a la hidrólisis es el resultado de su estructura química, su morfología, sus dimensiones y el entorno del cuerpo [3].

1.4.5.2 Enzimática

Varios factores abióticos como la luz, el calor y el estrés aceleran el proceso de degradación. Durante toda la vida útil del material, se garanticen las propiedades mecánicas y físicas del plástico. Posteriormente, o bajo los factores abióticos, el material empieza a perder sus propiedades, se vuelve frágil y se fragmenta. A partir de este momento el material puede biodegradarse. Todo el plástico convencional se degrada, pero este proceso puede tardar siglos, en el caso para los biomateriales estos dependen de las sustancias que genera el cuerpo y el tipo de polímeros que se utilicen [49].

1.5. Mineralización

La biomineralización es el proceso por el cual los minerales son depositados en el interior o por fuera de una variedad de organismos. En los tejidos de los vertebrados el mineral se deposita en una forma de fosfato de calcio, la hidroxiapatita. La mineralización fisiológica ocurre en los tejidos duros, como el hueso, siendo este proceso altamente regulado por células de tejido específicas. El grado de mineralización es una propiedad que influye en la resistencia ósea a las fracturas. Los cristales de HA y de fosfato amorfo proporcionan al hueso la rigidez y la resistencia a la compresión. Pero el proceso de mineralización puede ser diferente dependiendo del grado de mineralización, que a su vez está determinado por la

cantidad, el grado de compactación y la ordenación de los microcristales en torno a las fibras de colágeno. El grado de mineralización es directamente proporcional a la dureza del tejido óseo (que medimos mediante el módulo de Young), e inversamente proporcional a su fragilidad [50,51].

1.5.1 Calcio

El calcio (Ca) es un micronutriente del grupo de los minerales que debe, siempre, formar parte de nuestra dieta. Es el elemento mineral más abundante en nuestro organismo, ya que forma parte importante del esqueleto y los dientes. Supone alrededor del 2% del peso corporal; en cifras absolutas, aproximadamente 1.200 g (1,2 kg). De todo el calcio corporal, el 99% se encuentra en el esqueleto y los dientes en forma de hidroxapatita, un compuesto cristalino que incluye fósforo ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$). El resto (1%) se encuentra en los tejidos blandos y en los fluidos corporales [52].

1.5.2 Magnesio

Alrededor de 50-60% del magnesio corporal se encuentra en los huesos; el magnesio es importante para la calidad del hueso, ya que reduce el tamaño del cristal de hidroxapatita, lo cual previene la formación de cristales largos y perfectos, lo que conduce a huesos menos frágiles. En cuanto a la función del magnesio en la salud ósea, aunque hay escasos estudios, su deficiencia puede afectar el crecimiento óseo, la actividad osteoblástica y osteoclástica, osteopenia, fragilidad ósea y puede alterar el metabolismo del calcio a través del efecto en las hormonas calcitrópicas [53].

1.5.3 Fósforo

El fósforo es un componente básico del contenido mineral del hueso, es parte estructural de los ácidos nucleicos y fosfolípidos e interviene en el aporte de oxígeno a los tejidos. Los mecanismos que regulan el metabolismo del fósforo están ligados en forma estrecha con los del calcio, a través de la acción de la hormona

paratiroidea (PTH) y la vitamina D. Tanto el calcitriol como la PTH estimulan la resorción ósea, lo que libera calcio y fósforo a la sangre [53].

CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA

Se analizará la deformación mandibular y la distribución de estrés en una placa apoyada con 4 o 6 implantes en una distribución estándar y con o sin cantiléver de la placa. Cada simulación se realizará con cambios en los materiales, tanto de los implantes (tornillos) como de la placa en la que se estará apoyada, se tomará en cuenta un control de materiales que son de uso comercial, para observar las diferencias o similitudes que esta contará, esta se podrá observar en la tabla 3. Se utilizará una malla fina para obtener mayor precisión en la simulación y se tomará en cuenta las cargas de la mandíbula que influyen al momento de masticar.

2.1 Diseño del modelo computacional: Simulación de una mordida real (Imitación)

En el modelo propone los 16 implantes (Raíces del diente) en la mandíbula con sus respectivos dientes apoyados por una placa de hueso, simulando la ayuda extra que tiene los dientes al morder y que no se genera solamente por su diente. Se utilizarán las propiedades mecánicas de Esmalte, Dentina y Hueso, para asemejar lo más cercano a una mordida real, tomando en cuenta esto se aplicó una fuerza masticatoria máxima funcional para medir el intervalo de cargas máximas que podría tener los dientes.

2.2 Diseño de Implantes y Prótesis

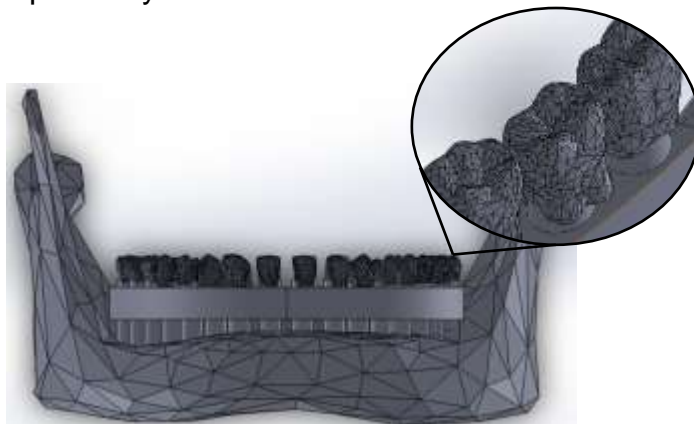


Fig.2: Diseño de Mandíbula con implantes, placa y dientes.

El modelado 3D externo de la mandíbula se adquirió a partir de la base de datos Thingiverse y luego se trabajó en Meshmixer para obtener un modelo con polígonos en menor cantidad y rebajando la apófisis alveolar, para un manejo más fácil en el programa SolidWorks 2016 (9020009168242972JH4G4H98), obteniendo un modelo tridimensional para realiza el método de elementos finitos de una mandíbula humana sin dientes. Se definió hueso cortical con un espesor de 1mm alrededor del núcleo esponjoso. Se analizará la deformación mandibular y la distribución del estrés en una prótesis apoyada con implantes con las siguientes características:

1.- Los implantes que se incorporarán son modelos cilíndricos de diferentes materiales con una longitud de 10 mm y un diámetro de 4.1 mm, cada implante tendrá una inserción completa y un pilar extra de 2 a 3 mm dependiendo de la posición en el que se encuentre el implante.

2.- La placa de CrCo y Fibra de Carbono que estará arriba de los implantes será con o sin cantiléver, esta tendrá una forma de herradura o en U, el cual dependerá de la conformación de la mandíbula, con dimensión de 5 mm de alto y 6 mm de ancho.

Con respecto a la posición y cantidad de implantes se utilizó una referencia de apoyo para la posición de esto [14]:

Modelo 1.- Mandíbula con seis implantes sin cantiléver, los tres implantes se colocarán a 12.4, 3 y 30 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado.

Modelo 2.- Mandíbula con cuatro implantes sin cantiléver, los dos implantes se colocarán a 13 y 18 mm de la línea media, respectivamente, a cada lado.

Modelo 3.- Mandíbula con cuatro implantes con cantiléver; los implantes se colocarán como en el modelo 1.

Modelo 4.- Mandíbula con cuatro implantes y un cantiléver de 10 mm; los implantes se colocarán como en el modelo 2.

Se realizó un modelo extra que se nombrará como Control 2 donde se realizaron los 16 orificios para ensamblar con sus respectivos dientes, simulando una mordida real para ver cómo se comporta la mandíbula y los dientes.

2.3 Pasos para una simulación en SolidWorks

Primero se irá a la pestaña de complementos de SolidWorks una vez ahí se hará clic a la opción de SolidWork Simulation y se esperará aproximadamente de 5 a 10 segundos apareciendo una pestaña extra con el nombre de Simulation. Se debe recordar que cuando se seleccione esta opción se debe tener abierta la pieza realizada o finalizada, ya que en el momento de seguir con las siguientes opciones no podrá seguir los demás pasos porque el mismo equipo te pedirá una pieza para realizar la simulación.

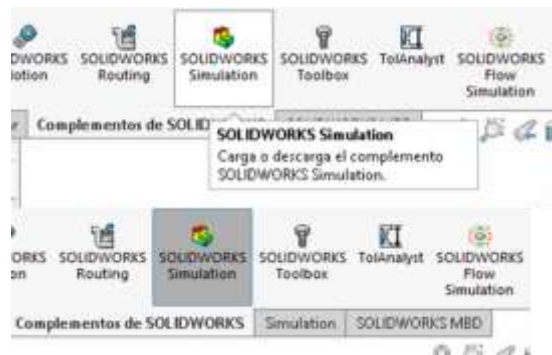


Fig.3: Pestaña de inicio de Solidworks

1.- Se seleccionará la pestaña de Simulation y la única opción que aparecerá será el *Asesor de estudio* se desplegará la pestaña y se seleccionará la opción de *Nuevo estudio*, puede tardar entre 5 a 1 minutos dependiendo del equipo y capacidad que se cuente en el momento, por recomendación solo tener abierto el programa una vez seleccionado la opción, ya que puede alentar el equipo y resultados que se esperen, lo que esperaremos ver se puede observar en la figura 3.

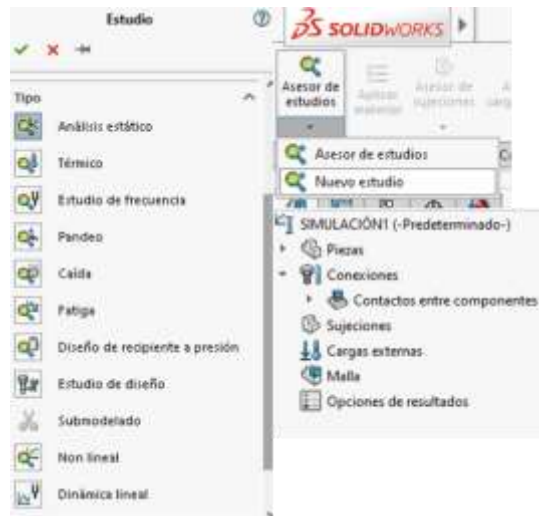


Fig.4: Visualización al escoger Nuevo estudio.

2.- Aparecerán el tipo de estudio que se quiera hacer, entre las opciones aparecerán, análisis estático, térmico, estudio de frecuencia, pandeo, caída, fatiga, diseño de recipiente a presión, estudio de diseño, non lineal y dinámica lineal, como lo podemos visualizar en la figura 4, dependiendo de lo que se desea realizar es la opción a elegir, pero las variables no cambian en los siguientes pasos ya que son lo más elementales. Una vez decidido se dará clic izquierdo a la palomita verde y se esperará solo alguno segundos, cuando ya cargue la opción aparecerá dos zonas en la parte izquierda, una donde observarás las opciones que se han visto para la edición de la pieza y en la otra donde se cargarán los datos para realizar la simulación.

3.- Se irá a la opción que se desea trabajar y dará clic derecho al nombre de la pieza que realizaron (se debe guardar la pieza si es que se realizó en el momento) y seleccionará *aplicar/editar material*, aparecerá un nuevo cuadro donde nos vendrán la lista de los materiales que podemos escoger o simplemente personalizar algún material si es que se tienen datos específicos a trabajar, se dará en aplicar y después cerrar. Cuando ya se haya elegido aparecerá alado del nombre el material que hayamos escogido, todo esto lo podemos observar en la figura 5.



Fig.5: Selección de materiales.

4.- Se dará clic izquierdo a sujeciones y seleccionaremos geometría fija, este es la que se quedará estable o que no se moverá, ayudándonos a dejar solo una base para realizar el ensayo que se quiera trabajar. Ya decidida la cara o la base, solo se dará en aceptar o la palomita verde y se verá flechas mostrando que se aplicó la opción. Existen varias opciones para escoger como la sujeción, dependiendo de cómo se debe de comportar la pieza, cada una de las opciones proporciona un ejemplo de cómo se estaría moviendo las piezas, dependiendo de esto se debe escoger la sujeción correcta, todo esto lo podemos visualizar en la imagen 6.

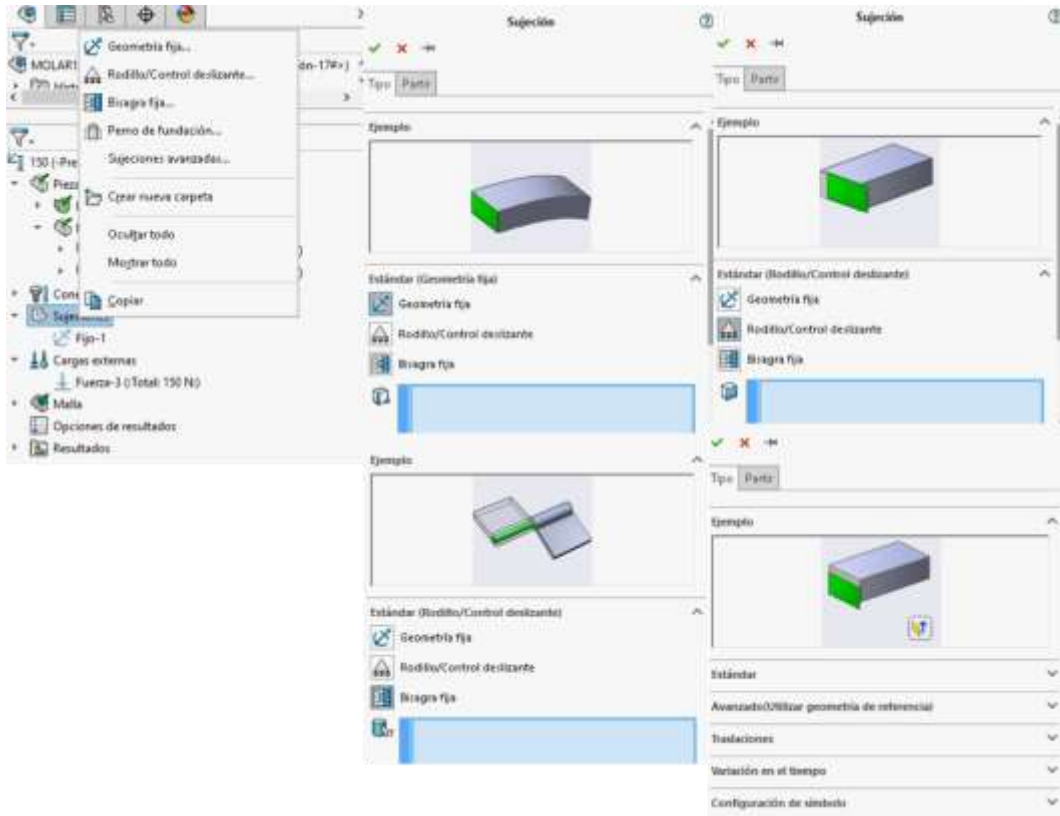


Fig.6: Opciones de Sujeciones.

5.- Se buscará la opción de cargas externa, dando clic derecho y se seleccionará la opción con la que se va a trabajar y se seleccionará la cara o base donde se aplicará el ensayo, se dará la carga o la energía que se utilizará para el ensayo y se dará aceptar. Se observarán las flechas indicando donde se va a realizar el ensayo, esto lo podemos visualizar en la figura 7 con un ejemplo aplicado a un diente.

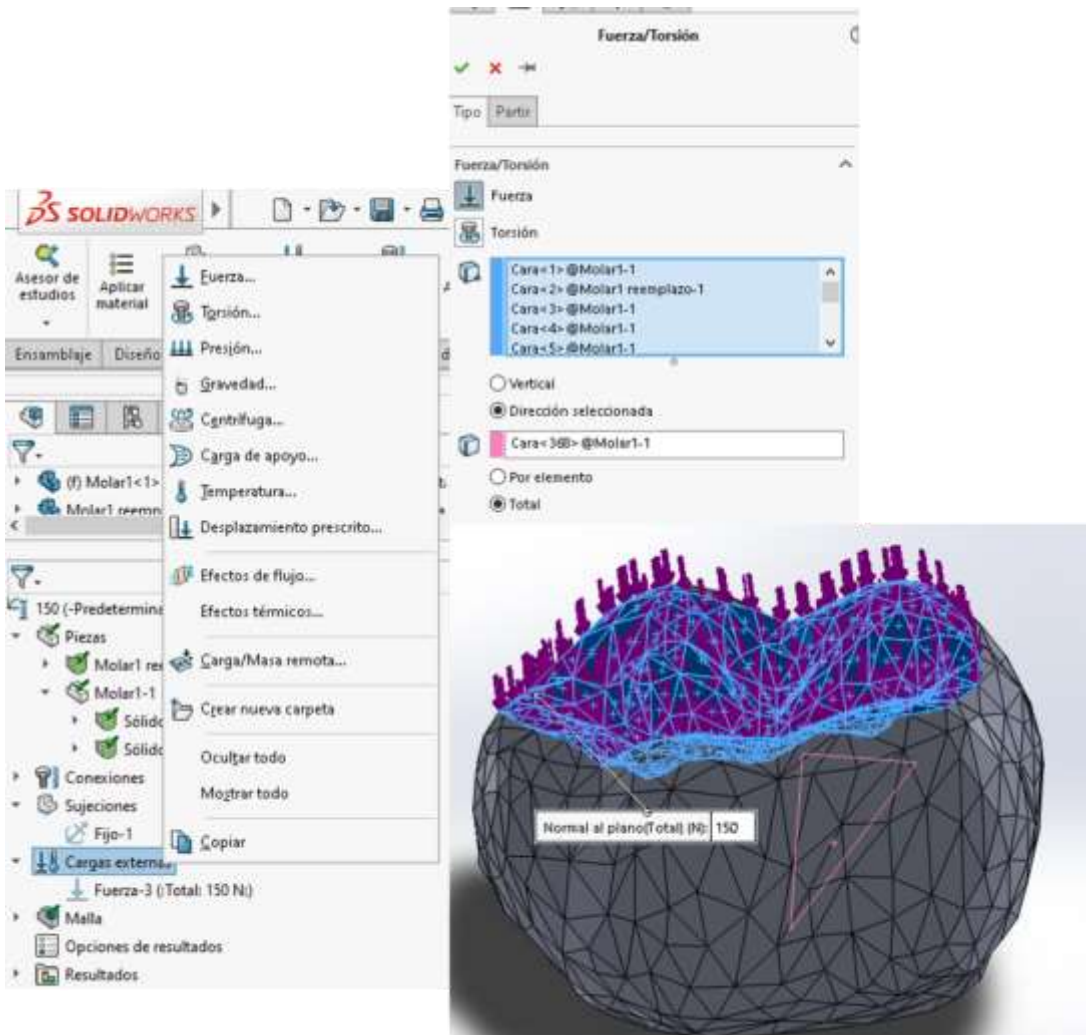


Fig.7: Opciones de cargas externas y aplicando una fuerza a un diente como ejemplo.

6.- Se deberá escoger una malla para la pieza, seleccionando la opción con este nombre, dando clic derecho y se escogerá crear malla. Encontraremos una línea de nivel donde aparecerán malla gruesa y fino, si el equipo es bueno y con una capacidad muy grande se puede escoger fino ya que dará resultados más exactos pero durará muy poco por lo tanto utilizará más espacio del equipo si se desea que sea en menor tiempo se deberá escoger la malla gruesa pero los resultados pueden tener un margen de error del 10%, se recomienda dejarla en medio o simplemente como aparece, también dependiendo el tipo de mallado es la cantidad de elementos finitos que se tendrá en la pieza, una malla gruesa serán pocos elementos finitos y

una malla fina serán más elementos finitos. Dependiendo del tamaño de la pieza tardará en poner la malla y nos indicará el uso de memoria que se utilizó con la pieza todo esto lo podemos observar en la figura 8, donde se puede ver el uso de la memoria y como queda la malla aplicado a una pieza.

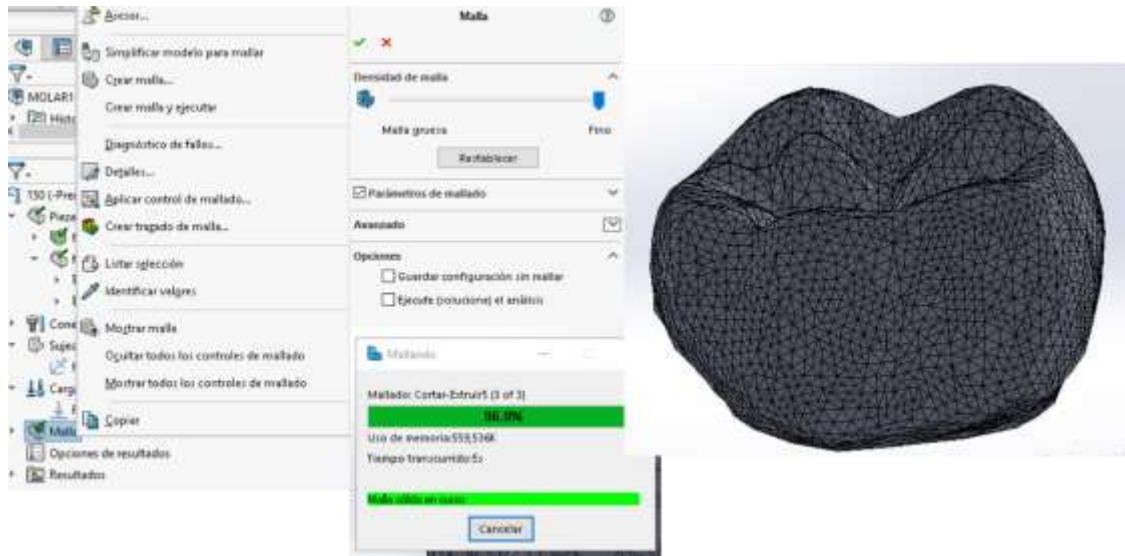


Fig.8: Opción de mallado y ejemplo visual de una malla fina a una pieza.

7.- Se seleccionará la opción de análisis estático o lo que se haya escogido al principio y se dará clic derecho escogiendo la opción de ejecutar. Dependiendo del equipo, del mallado y de las cargas u opciones puede tardar en dar los resultados, puede ser de 2 horas hasta días completos, tener precaución ya que se debe tener el equipo encendido en todo momento.

8.- Una vez que haya finalizado se mostrará una nueva opción en la pestaña del trabajo que se escogió, con el nombre de resultados donde estarán lo que se obtuvo de la simulación. La pieza aparecerá con colores marcando de lado derecho los valores en el que se encuentran estos colores. En cada opción de los resultados al dar clic derecho estará la parte de animación si es que se desea ver la forma en cómo va reaccionando la pieza o equipo, conforme a ese resultado.

2.4 Esquema experimental de simulación

Tomando en cuenta los materiales a utilizar se realizó una simulación en SolidWorks 2016, utilizando una malla fina. Consistió en aproximadamente 85243 elementos y 130077 nodos (Figura 9). El análisis de estrés se realizó utilizando valores de estrés de Von Mises, que resumieron el efecto de todos los 6 componentes de estrés con un valor único.

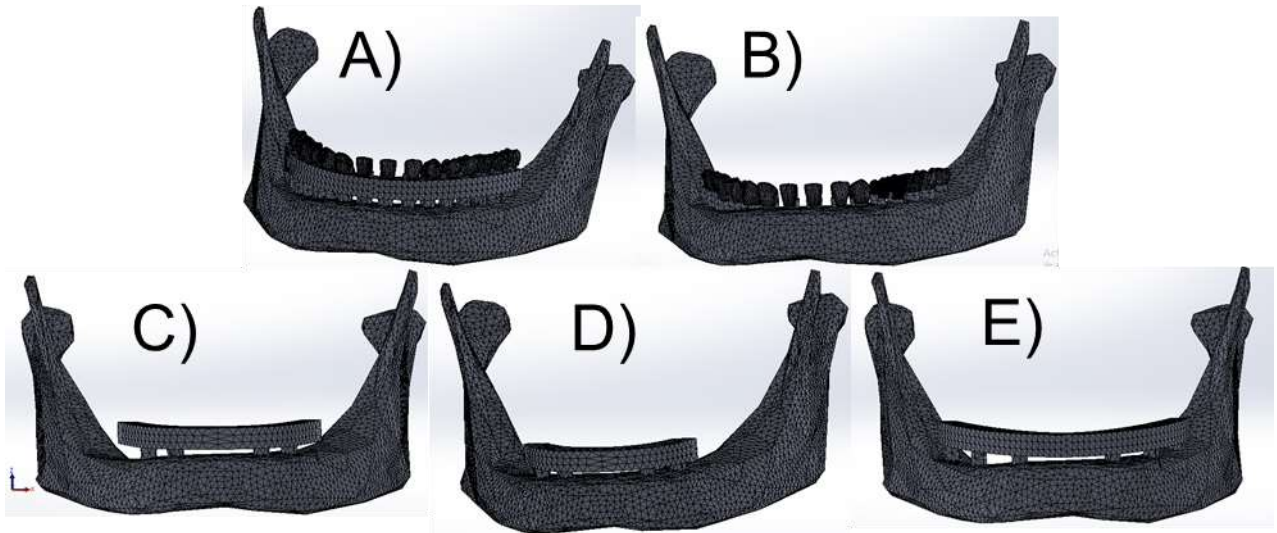


Fig. 9: Elementos finitos de a) Imitación b) Control 2 c) 4 implantes con cantiléver
d) Sin Cantiléver e) 6 Implantes

Para simular fuerzas musculares sobre amplias áreas de fijación, el modelo fue cargado con múltiples vectores de fuerza. Grupos de vectores paralelos simularon los músculos masticatorios que se supone están directamente unidos al hueso (figura 10).

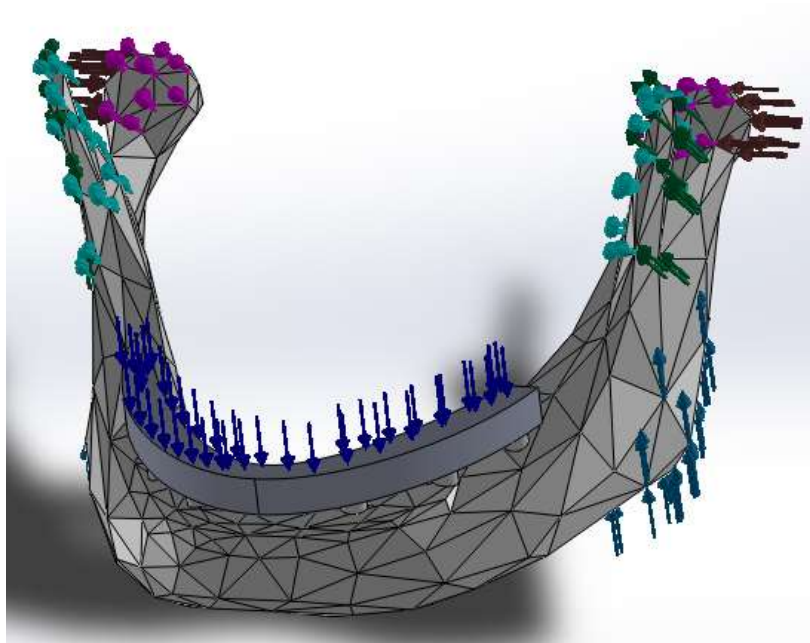


Fig. 10: Fuerzas involucradas en la realización de la Masticación.

| TIPOS | MATERIAL | |
|------------|----------------|------------------|
| | IMPLANTES | PLACA |
| CONTROL 1 | Titanio | CrCo |
| MATERIAL 1 | PCL | CrCo |
| MATERIAL 2 | Biomaterial | CrCo |
| MATERIAL 3 | Hidroxiapatita | CrCo |
| MATERIAL 4 | Titanio | Fibra de Carbono |
| MATERIAL 5 | PCL | Fibra de Carbono |
| MATERIAL 6 | Biomaterial | Fibra de Carbono |
| MATERIAL 7 | Hidroxiapatita | Fibra de Carbono |
| MATERIAL 8 | Biomaterial | Esmalte |
| MATERIAL 9 | Dentina | Esmalte |

| | | |
|-----------|--------------------|--------------------|
| CONTROL 2 | Dentina | Dientes de Esmalte |
| IMITACIÓN | Hueso | Hueso |
| | Dientes de Esmalte | |

Tabla 5 Materiales que se utilizaran en la simulación.

| Lugar | Magnitud (N) |
|-----------------------------|--------------|
| Músculo masetero | 59.23 |
| Músculo temporal | 34.09 |
| Músculo Pterigoidal Lateral | 34.44 |
| Músculo Pterigoidal Medial | 39.6 |
| Apófisis condilar | 10 |
| Implantes | 120 |

Tabla 6 Cargas que influyen al masticar.

2.5 Fórmulas de la Teoría

La Tensión de von Mises, también conocido como estrés Huber, es una medida del estrés representada en los seis componentes de un Estado general en 3D del estrés.

Se aplican dos esfuerzos cortantes y uno de la ley de la tensión normal a cada lado de un cubo elemental. Debido que se necesita un equilibrio, el estado de tensión general en 3D se caracteriza por solo seis componentes de estrés a causa de la igualación de estas, según la ecuación esta quedaría como:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{xz} = \tau_{zx}$$

Donde:

$\tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zy}, \tau_{xz}, \tau_{zx}$: Principal estrés de cizalla.

El estrés de von Mises se representa por la siguiente ecuación y es expresada por los componentes definidos por la figura 10:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{0.5 [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}$$

Donde:

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$: Tensiones o estrés principal

$\tau_{xy}^2, \tau_{yz}^2, \tau_{zx}^2$: Estrés de cizalla

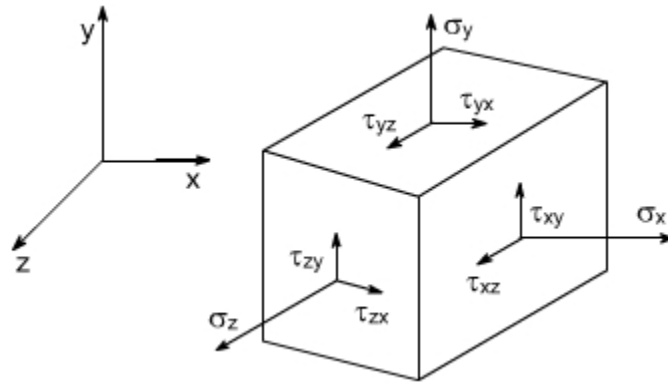


Fig. 11: Tensiones aplicadas en los ejes xyz

Deformación unitaria es la proporción de cambio de longitud δL a la longitud original L . La deformación unitaria es una cantidad sin dimensión.

$$\text{Deformación unitaria} = \frac{\delta L}{L}$$

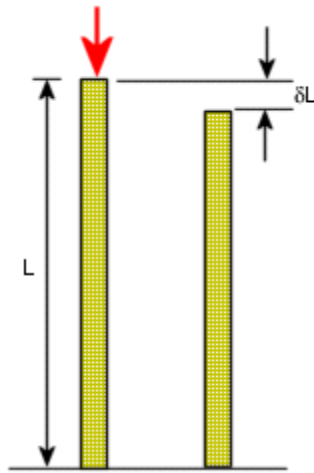


Fig. 12: Forma en cómo se aplica una deformación en un material.

En el caso de una figura en 3D se toma en cuenta los tres lados ya explicados en el estrés dando así una deformación unitaria general dado por los tres ejes de la figura.

CAPÍTULO 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El análisis de elementos finitos puede utilizarse para proporcionar datos cualitativos y cuantitativos detallados sobre el comportamiento biomecánico de los implantes en el campo odontológico. La validez de FEA Von-Misses depende de la geometría del modelo, así como de las propiedades y condiciones del material en el límite y la interfaz hueso-implante.

Se tomará la numeración de cada implante de izquierda a derecha en una vista alzada teniendo de frente el mentón. Como se muestra en la siguiente en la figura 11.

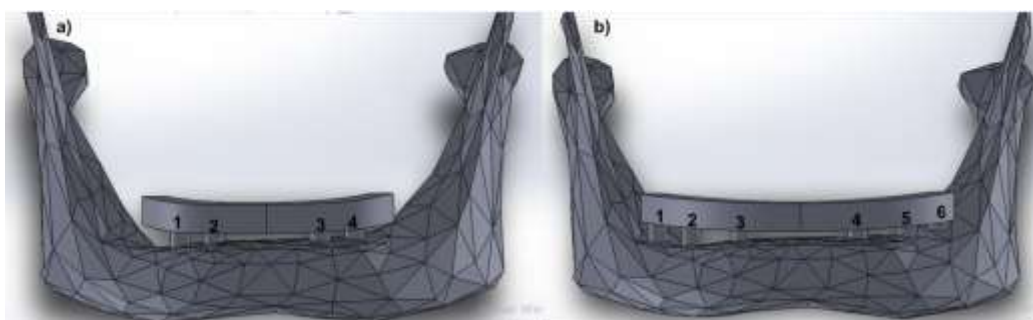


Fig. 13: Forma en cómo se contarán los implantes.

| Autor | Tipo de implante | Material | Tensión Máxima(Mpa) | | Deformación máxima (mm/mm) | | Carga aplicada |
|-------------------------|------------------|----------|---------------------|----------|----------------------------|-------------|----------------|
| | | | Mandíbula | Implante | Mandíbula | Implante | |
| Sirandoni ³² | 4 | Titanio | 3.7 | 154 | * | 0.085 | 258N |
| | | Co-Cr | 9.5 | 180 | * | 0.084 | |
| Grbović ¹² | 5 | Co-Cr | 68 | 68 | * | * | 40-600N |
| Roshanak ¹⁴ | 5 | Titanio | 26.2 | * | 0.35 | * | # |
| Zarone ³¹ | 4 and 6 | Titanio | 2.7 | 27 | 0.6 | * | 10N |
| Salaheldin ⁵ | Único | Titanio | 3.7 | 40.7 | * | * | 114.6 N |
| | | Zirconia | 3.8 | 40.7 | * | * | |
| Trabajo | 4 con cantilever | Titanio | 4.5783 | 27.941 | 0.0017868 | 0.0001911 | 100 N |
| | | Co-Cr | | 24.226 | 0.045777 | 0.000063896 | |
| | 6 | Titanio | 3.582 | 44.093 | 0.00017243 | 0.00021553 | |
| | | Co-Cr | | 43.157 | 0.00038819 | 0.00016981 | |

| | | | | | | |
|--|------------------|---------|--------|--------|-----------|-------------|
| | 4 sin cantilever | Titanio | 4.8462 | 30.457 | 0.0002741 | 0.0002059 |
| | | Co-Cr | | 25.885 | 0.002947 | 0.000066953 |

Tabla 7. Comparación de resultados de los implantes con respecto a trabajo.

Una de las razones que involucra la similitud ante las tensiones recae en los implantes ya que en algunos casos la longitud el diámetro y hasta la figura recae en los resultados esperados, entre mayor o menos sean las similitudes en los implantes los valores de tensión son distintas, en el caso de las deformaciones recae en la mandíbula utilizada o que parte de la mandíbula es utilizada para simular, ya que no podemos generalizar una mandíbula ya que puede varias de forma o de estructura ósea hasta, también se debe tener consideración del porcentaje de hueso trabecular que se utilizó en cada caso, esto podrías explicar los diferentes resultados pero aun así en lo cercanos que son unos de otros.

3.1 Análisis de tensión

Para el gráfico de 6 implantes podremos apreciar la tensión mayor y la tensión menor de cada material, para el caso del control 1 la carga menor se observar en el implante 3, mientras que la mayor tensión se encuentra en el implante 6; para el material 2 la tensión menor de encuentra en el implante 4 y su mayor tensión en el implante 6, en el caso del material 3 la tensión menor de encuentra en el implante 4 y su mayor tensión en el implante 5, para el material 4 la tensión menor de encuentra en el implante 6 y su mayor tensión en el implante 4, para el material 6 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 5, para el material 7 la tensión menor de encuentra en el implante 6 y su mayor tensión en el implante 5, en el caso del control 2 su tensión menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor tensión se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor tensión se encuentra en el incisivo central y su mayor tensión en el tercer molar.

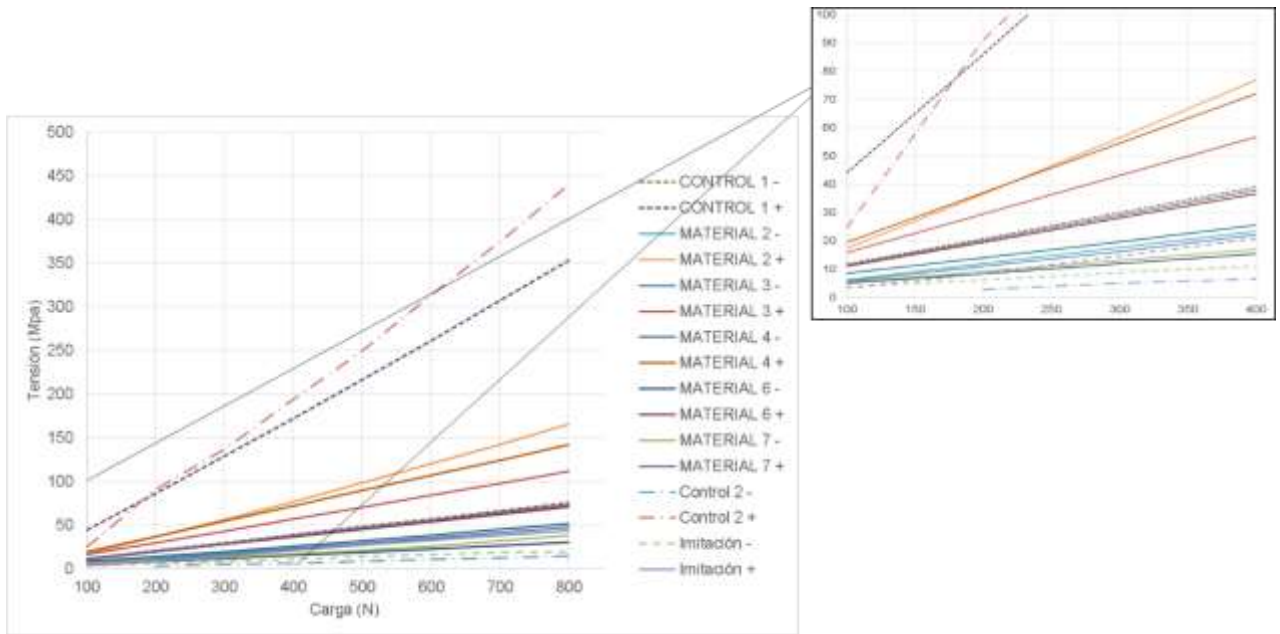


Fig. 14: tensión en composición de 6 implantes

Para el gráfico de 4 implantes con cantiléver podremos apreciar la tensión mayor y la tensión menor de cada material, para el caso del control 1 la carga menor se observar en el implante 2, mientras que la mayor tensión se encuentra en el implante 4; para el material 2 la tensión menor de encuentra en el implante 4 y su mayor tensión en el implante 3, en el caso del material 3 la tensión menor de encuentra en el implante 2 y su mayor tensión en el implante 4, para el material 4 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 3, para el material 6 la tensión menor de encuentra en el implante 4 y su mayor tensión en el implante 3, para el material 7 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 3, en el caso del control 2 su tensión menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor tensión se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor tensión se encuentra en el incisivo central y su mayor tensión en el tercer molar.

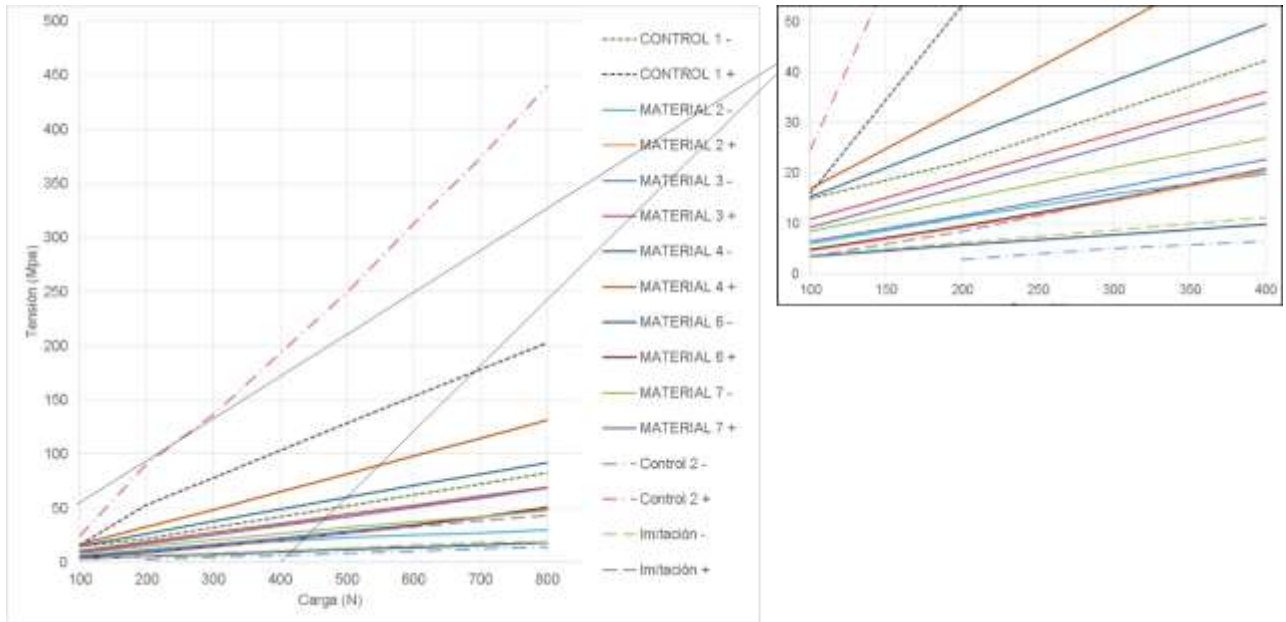


Fig. 15: tensión en composición de 4 implantes con Cantiléver

Para el gráfico de 4 implantes sin cantiléver podremos apreciar la tensión mayor y la tensión menor de cada material, para el caso del control 1 la carga menor se observar en el implante 2, mientras que la mayor tensión se encuentra en el implante 4; para el material 2 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 2, en el caso del material 3 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 3, para el material 4 la tensión menor se encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 3, para el material 6 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 2, para el material 7 la tensión menor de encuentra en el implante 1 y su mayor tensión en el implante 3, en el caso del control 2 su tensión menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor tensión se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor tensión se encuentra en el incisivo central y su mayor tensión en el tercer molar.

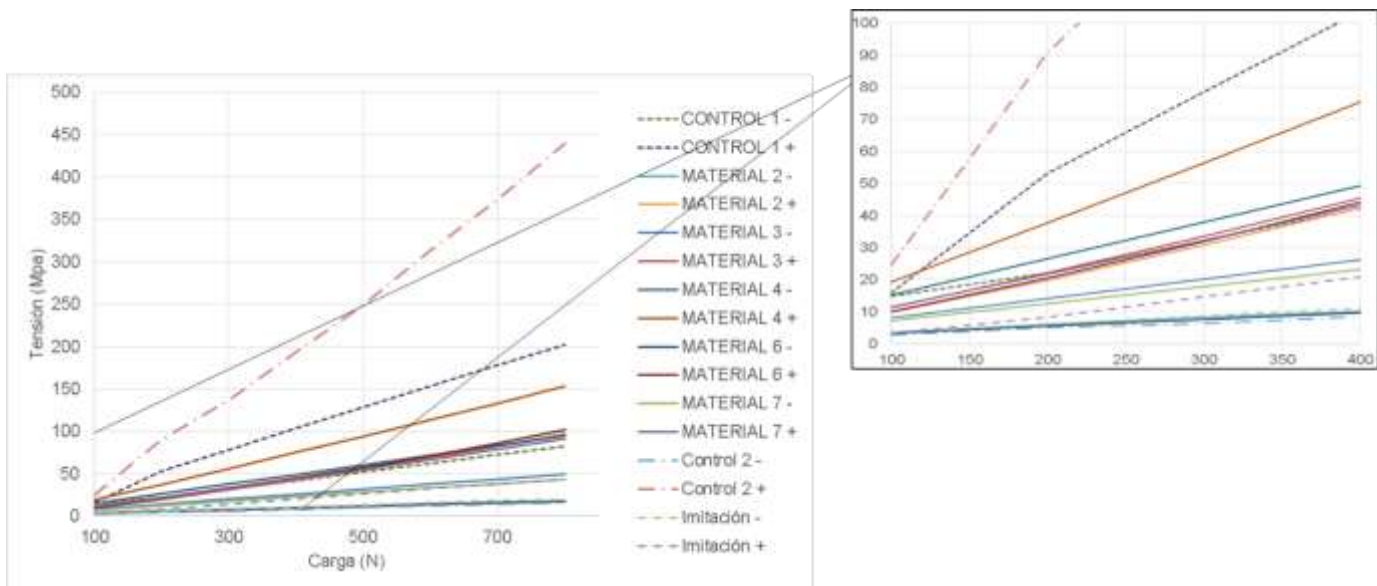


Fig. 16: tensión en composición de 4 implantes sin Cantiléver

3.2 Deformación unitaria

Para el gráfico de 6 implantes podremos apreciar la deformación mayor y la deformación menor de cada material, para el caso del control 1 la deformación menor se observar en el implante 3, mientras que la mayor deformación se encuentra en el implante 6; para el material 2 la deformación menor de encuentra en el implante 4 y su mayor deformación en el implante 6, en el caso del material 3 la deformación menor de encuentra en el implante 4 y su mayor deformación en el implante 5, para el material 4 la deformación menor de encuentra en el implante 6 y su mayor deformación en el implante 4, para el material 6 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 5, para el material 7 la deformación menor de encuentra en el implante 6 y su mayor deformación en el implante 5, en el caso del control 2 su deformación menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor deformación se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor deformación se encuentra en el incisivo central y su mayor deformación en el tercer molar.

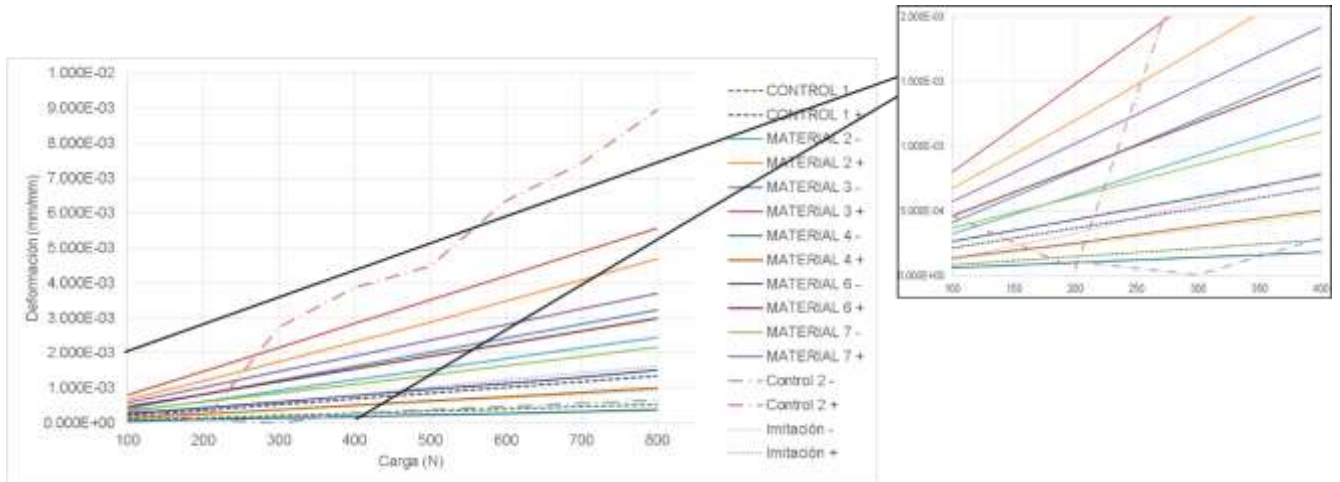


Fig. 17: de deformación en composición de 6 implantes

Para el gráfico de 4 implantes con cantiléver podremos apreciar la deformación mayor y la deformación menor de cada material, para el caso del control 1 la deformación menor se observar en el implante 2, mientras que la mayor deformación se encuentra en el implante 4; para el material 2 la deformación menor de encuentra en el implante 4 y su mayor deformación en el implante 3, en el caso del material 3 la deformación menor de encuentra en el implante 2 y su mayor deformación en el implante 4, para el material 4 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 3, para el material 6 la deformación menor de encuentra en el implante 4 y su mayor deformación en el implante 3, para el material 7 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 3, en el caso del control 2 su deformación menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor deformación se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor deformación se encuentra en el incisivo central y su mayor deformación en el tercer molar.

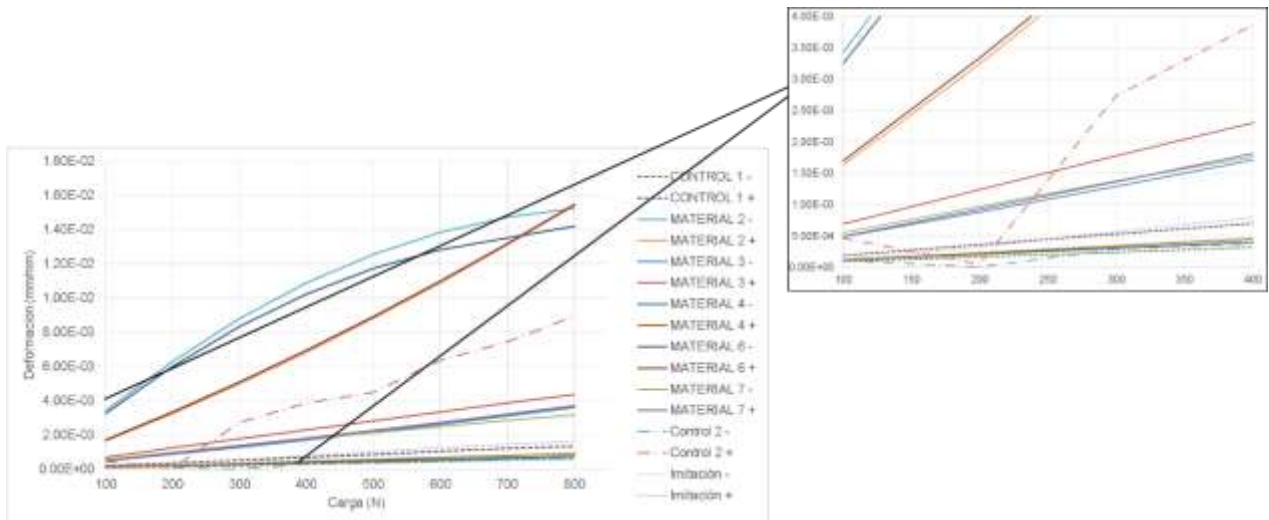


Fig. 18: de deformación en composición de 4 implantes con Cantiléver

Para el gráfico de 4 implantes sin cantiléver podremos apreciar la deformación mayor y la deformación menor de cada material, para el caso del control 1 la deformación menor se observar en el implante 2, mientras que la mayor deformación se encuentra en el implante 4; para el material 2 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 2, en el caso del material 3 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 3, para el material 4 la deformación menor se encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 3, para el material 6 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 2, para el material 7 la deformación menor de encuentra en el implante 1 y su mayor deformación en el implante 3, en el caso del control 2 su deformación menor se encuentra en el diente 13 que corresponde al segundo premolar y su mayor deformación se encuentra en el diente 9 que corresponde al incisivo central, en el caso de la imitación su menor deformación se encuentra en el incisivo central y su mayor deformación en el tercer molar.

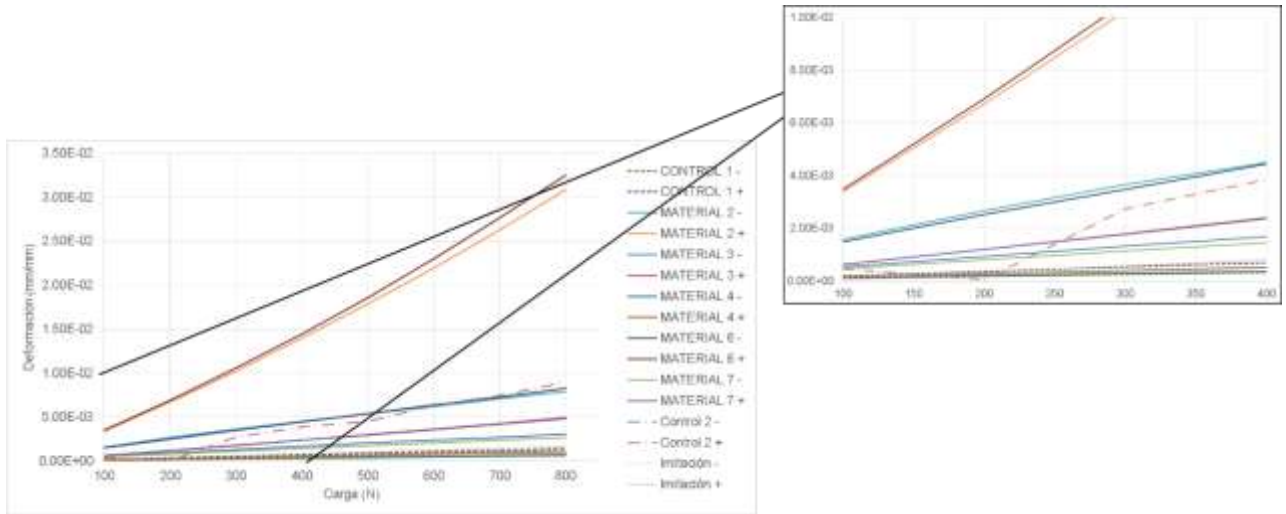


Fig. 19: de deformación en composición de 4 implantes sin Cantiléver

3.3 Gráficas Esfuerzo/Deformación y Módulo de Young

Se procedió a realizar múltiples (100N a 800N) cargas a la placa de acuerdo a la masticación según la edad y en el caso del Control 2 a los dientes para observar su comportamiento y ver la diferencias con los materiales y controles.

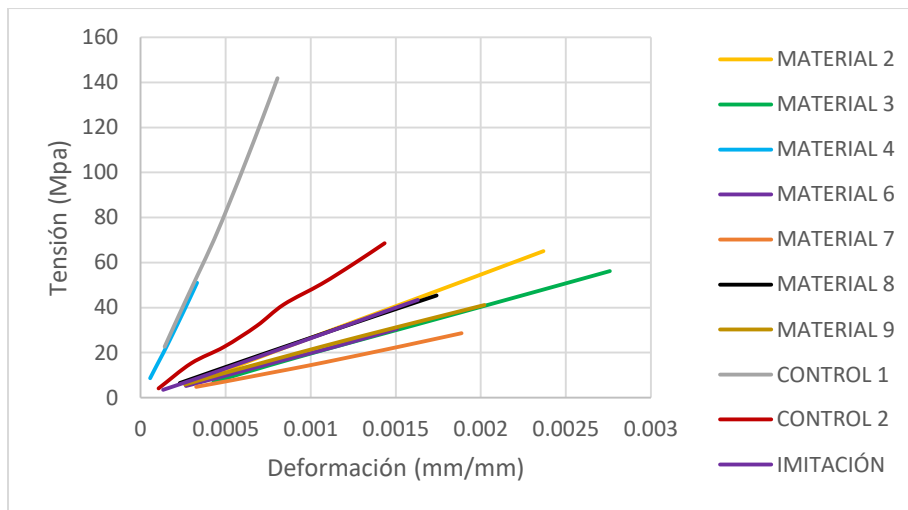


Gráfico 1 de Tensión/Deformación de implantes mandibulares

| TIPOS | Módulo de Young (Mpa) |
|------------|-----------------------|
| CONTROL 1 | 178886 |
| MATERIAL 2 | 28403 |
| MATERIAL 3 | 21020 |

| | |
|------------|--------|
| MATERIAL 4 | 153601 |
| MATERIAL 6 | 20355 |
| MATERIAL 7 | 15281 |
| MATERIAL 8 | 25749 |
| MATERIAL 9 | 20008 |
| CONTROL 2 | 47950 |
| IMITACIÓN | 26753 |

Tabla 8 Modulo de Young para cada material.

El uso de un control donde solo se toma en cuenta las propiedades mecánicas de sus implantes (Control 1) y no la relación de cómo afecta a la mandíbula puede provocar una gran diferencia de tensiones y deformaciones o a lo que se desearía en una mordida real. Esto se puede observar en la gráfica 1 donde tomando en cuenta la fuerza masticatoria máxima funcional y todo los dientes que cuentan las personas, la diferencia de tensiones y deformaciones es muy amplio, provocando así que toda la carga la lleva el implante y no en sí la mandíbula y el diente.

En el caso del Control 2 agregando 16 implantes (utilizando como materiales Dentina y Esmalte) y todos los dientes, la cercanía con respecto a una imitación recae en cómo los dientes no son los únicos que soportan la mordida sino que también la mandíbula soporta junto con los dientes toda la carga. En el Control 2 los implantes son los únicos que soportan estas cargas aplicadas, lo cual no recaería en un ciclo coordinado de cargas que tendría la mandíbula, tomando en cuenta esto, eso explicaría por qué se está generando más tensión en los dientes incisivos y no en los molares.

En el caso del Material 2 y 8 que son los más cercanos a la imitación, la razón es que en el caso del Material 2, la placa de CrCo intenta cooperar con las cargas generadas en los dientes dando así una casi similitud en la mordida pero ya que son solo 6 implantes biocompuestos la tensión y al deformación aumentan, provocando así una diferencia con la imitación. Para el caso del material 8, donde se simuló 6 implantes biocompuestos y una placa de Esmalte (sin ningún diente),

se intentó parecer como unos dientes completamente lisos y sin formas ya establecidas o ya vista, lo cual ese pequeño aumento de tensión y deformación aparece y no se asemeja a su imitación real.

En el caso de la imitación su tensión corresponde a una mordida real ya que las cargas más altas se encuentran en los molares y las más bajas en los incisivos dando a entender una mordida real.

Tanto el modelo de cuatro implantes como el de 6, de los materiales Hueso-CrCo y Hueso-Fibra de carbono, mostraron una reducción de la tensión en los implantes, distribuyendo de manera homogénea la tensión en toda la mandíbula y no solo en su implantes como se genera en el material de control 1.

En el caso donde la placa fue de Fibra de carbono mostró una mejor distribución en la pieza a comparación de la aleación CrCo.

La diferencia del Control 1 (el cual es el más utilizado) comparando con nuestro Imitación (una simulación de mordida con sus respectivos dientes) muestra una considerable diferencia, lo cual explicaría la razón del porque el paciente pierda su propiocepción al momento de morder o comer algún alimento. Al no generar una tensión en toda la mandíbula y solo al implante de titanio junto con su placa, la pérdida de propiocepción es algo que se podría considerar a la lista de razones del porqué los implantes de titanio afecta este sentido.

3.4 Resultados de Impresión 3D: diseño de implantes y prótesis dentales



Fig. 20: Impresiones de implantes, placa de fibra de carbono y mandíbula.

Se finalizó el trabajo con la impresión de los implantes y placa de fibra de carbono para poder incrustar de forma manual cada pieza, en este caso por fines prácticos se hizo el diseño de 4 implantes y para mayor demostración se agregaron dientes igualmente impresos para agregarlo a la placa que es como mayormente se utiliza este tipo de piezas.

CONCLUSIONES

La deformación depende mucho de las tensiones equilibradas en los implantes, la placa y la mandíbula, un dato importante a tomar para ver la relación que debe tener los implantes y cómo deben considerarse a futuro el uso y su aplicación.

En este trabajo se realiza una simulación computacional a partir del modelado computacional de la mandíbula y su funcionamiento de masticación. Esta consiste en la aplicación de cargas que influyen en los músculos masticatorios, para simular una mordida este contara con una serie de implantes soportados por una placa, donde se hará una variación de materiales para poder visualizar la diferencia de sus tensiones y deformaciones, de igual forma se proporcionaron dos variaciones que corresponde a aplicar todo los dientes inferiores en la placa y mandíbula para visualizar una mordida real.

El valor de tensión y deformación en la utilización de implantes no solo en su aplicación en mandibular, sino en general ayudará a obtener implantes biomiméticos y no solo biocompatibles. Como se muestra en los resultados el diseño de las prótesis de PCL/HAp tiene un comportamiento biomimético a la mordida simulada en este trabajo.

Entender que la utilización de implantes, prótesis o biomateriales no solo recae en las buenas propiedades mecánicas, sino cómo interactúan en el resto del cuerpo y cómo influyen en su distribución de tensión para que este pueda funcionar de forma correcta y adecuada. Se debe tomar en cuenta múltiples variables antes de considerar utilizar alguno de estos biomateriales. Es cierto que han sido utilizados con anterioridad el ejemplo del control 1 (Cr/Co), pero se debe considerar el gran impacto que ejercen en el lugar de implante y como el cuerpo debe adaptarse para que no exista deformación mandibular, se puede visualizar esta gran diferencia en los gráficos y resultados encontrados al compararla con los implantes que se desea tener una propiocepción mecánica, oseo-integración y osteoinducción.

Proporcionar una nueva metodología de diseño de nuevos biomateriales por impresión 3D. Al crear un estudio de diseño utilizando un método de elemento finito, nos da una idea de cómo se comporta el biomaterial en contacto con el cuerpo, para saber si la viabilidad es correcta, y se procedería a realizar su impresión con

respecto a esos resultados. De igual forma, si es necesario realizar mejoras en el diseño o de propiedades en el biomaterial se realizan simulaciones de elemento finito para dar una conclusión respecto al uso de estos materiales. Por ejemplo, un resultado importante obtenido a partir de esta metodología, son los diseños a base de PCL/HAp, igualmente al utilizar una variación sobre la placa por una de fibra de carbono la distribución de cargas es homogénea dando así una deformación y tensión menores a la comparada con los demás materiales que se utilizaron una placa de CrCo, este resultado se puede observar en el gráfico 1.

Tener un control fuera de la realidad del cuerpo hace que caigamos en ciclo erróneo al implementar biomateriales, un claro ejemplo es el control que establecen en nuestro trabajo los estomatólogos, que es cierto que son útiles pero están fuera de la realidad de lo que el paciente y el cuerpo quiere al implantar un material a este medio, la utilización de implantes de titanio y CrCo en la biomedicina, siempre liberan algunos iones en el cuerpo y los tejidos circundantes. Aunque existe la liberación lenta de iones resultante de la corrosión, no puede evitarse por completo, por eso el control de la corrosión localizada se puede lograr a través de la elección apropiada del material y el diseño.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Pino, J. 2008. Estudio nanométrico de biocompatibilidad y adhesividad celular a biomateriales utilizados en cirugía ortopédica. Tesis Doctoral. Universidad de Santiago de Compostela. Recuperado el 8 de Junio del 2021 de <https://books.google.com.mx/books?id=COg8ExiUrnQC&pg=PA9&dq=biomateriales&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwiR2IbUkoTyAhVLM2oFHRQqDSoQ6AEwAHoECAMQA#g#v=onepage&q=biomateriales&f=false>
- [2] Magalhaes, J. Universidad de Vigo. En Caparrini-Marín, N. (Organizador y Vicerrectora de Captación de Alumnado, Estudiantes e Extensión Universitaria) through the Campus do Mar MOOC platform, 2021.
- [3] Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen, Jack E. Lemons. BIOMATERIALS SCIENCE An Introduction to Materials in Medicine 2nd Edition, Elsevier. British, 2004, pp. 1-20.
- [4] José Henrique Rubo, Edson Antonio Capello Souza. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis Journal Compilation © 2009, Wiley Periodicals, Inc. 2009. DOI 10.1111/j.1708-8208.2008.00142.x
- [5] Ebtisam Muawia Mohammed Khair, Mazin Salaheldin Sirry. International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering. 2019.
- [6] Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Kirita T. Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular full-arch implant restorations: A nonlinear finite element study. Clin Implant Dent Relat Res. 2017;00:1–7. <https://doi.org/10.1111/cid.12573>
- [7] Dassault Systèmes SolidWorks Corporation. 2021. <https://www.solidworks.com/es>
- [8] Dassault Systèmes. 2021 <https://www.3ds.com/es/productos-y-servicios/catia/>
- [9] Siemens. 2021. <https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/products/nx/>
- [10] The FreeCAD Team. KiCad Services Corp. 2021. <https://www.freecadweb.org/>
- [11] Autodesk Inc. 2021. <https://www.autodesk.mx/products/inventor/overview>

- [12] Aleksandar Grbović, Dimitrije Mihajlović. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. BALKAN JOURNAL OF DENTAL MEDICINE. REVIEW PAPER (RP) Balk J Dent Med, 2017;69-77. 10.1515/bjdm-2017-0011
- [13] Stomatološki fakultet. Stomatološki materijali knjiga 2: Beograd; 2012
- [14] Roshanak Baghai Naini, Saied Nokar. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of 1-Piece Superstructure on Mandibular Flexure. ISSN 1056-6163/09/01805-428 Implant Dentistry Volume 18 • Number 5, 2019. DOI: [10.1097/ID.0b013e3181ad8d87].
- [15] Soria, J. M., Barcia-González, J., Andrades, J. A., Romero, J., Monleón-Pradas, M. & García-Verdugo, J. M. Use of biomaterials in regenerative medicine, basic aspects and applications in the Nervous System. Trauma Fund MAPFRE Vol 20 N° 1:15-22, 2008.
- [16] Matteo Santin, Gary Phillips. Biomimetic, Bioresponsive, and Bioactive materials. An Introduction to Integrating Materials with Tissues. A John Wiley & Sons, Inc. School of Pharmacy and Biomolecular Sciences University of Brighton Brighton, UK. Pag 91, 145-150, 2012.
- [17] Serra, J. Biomateriales, del concepto a la clínica (5ª edición), Biomateriales Metálicos. Universidad de Vigo. En Caparrini-Marín, N. (Organizador y Vicerrectora de Captación de Alumnado, Estudiantes e Extensión Universitaria) through the Campus do Mar MOOC platform, 2021.
- [18] Magalhaes, J. Biomateriales, del concepto a la clínica (5ª edición), Biomateriales Poliméricos. Universidad de Vigo. En Caparrini-Marín, N. (Organizador y Vicerrectora de Captación de Alumnado, Estudiantes e Extensión Universitaria) through the Campus do Mar MOOC platform, 2021.
- [19] Viteri-Labeaga, A. Polímeros biodegradables. Importancia y potenciales aplicaciones. Universidad Nacional de Educación a Distancia. Máster Universitario en Ciencia y Tecnología Química, Pag 30-31, 2018.
- [20] Martínez-Valencia, A.B, Ceja-Martínez, L.E., Carbajal, G. & Espinosa-Medina, M. A. Fabricación y Caracterización de Compuestos de Policaprolactona-biovidrio. AvaCient ISSN 2594-018X. Año 4, Núm.2, Vol.VII, Edición Especial, pp. 147-153, 2019.

- [21] Castro-Alba, L. Polímeros Biodegradables y Química Click. Universidad de Sevilla. Departamento de Química Orgánica y Farmacéutica. Pag 16-17, 2016.
- [22] Lopez- Roberto, A. Impresión 3D y sus aplicaciones en Medicina. Universidad Nacional de Tucumán. Ciencia, Tecnología e Innovación, 2018.
- [23] Mirela Teodorescu, Maria Bercea, Simona Morariu. Biomaterials of PVA and PVP in medical and pharmaceutical applications: Perspectives and challenges. Jba (2018), <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2018.11.008>
- [24] Osorio-Delgado, M. A., Henao-Tamayo, L. J., Velásquez-Cock, J. A., Cañas-Gutierrez, A. I., Restrepo-Múnera, L. M., Gañán-Rojo, P. F., Zuluaga-Gallego, R. O., Ortiz-Trujillo, I C., and Castro-Herazo, C. I., Aplicaciones biomédicas de biomateriales poliméricos DYNA 84(201), pp. 241-252, 2017.
- [25] Guillén-Girón, T. Fabricación de filamentos de PCL y PVA reforzados con HAP para ser usados en impresión 3D. Tecnología en Marcha. Vol. 31-2.Pág 58-71, 2018. DOI: 10.18845/tm.v31i2.3624
- [26] Vallet-Regí, María. "Biocerámicas." Anales de la Real Sociedad Española de Química. No. 2. Real Sociedad Española de Química, 2003.
- [27] Llanos-Carazas, Monica. "Evolución de los cementos biocerámicos en endodoncia." Conocimiento para el Desarrollo 10.1 (2019): 151-162.
- [28] Villanueva-Lumbreras, J. A. Fabricación y Caracterización de Membranas Nanoestructuradas de Policaprolactona, Nanohidroxiapatita y Humulus lupulus I, con potencial aplicación en regeneración ósea.
- [29] Tatay-Díaz, A., Pérez-Sánchez, J.M., Ribera-Zabalbeascoa, J., Cordero-Fernández, J.A. & Mella-Sousa, M. Sustitutos óseos. Rev. S. And. Traum. y Ort.;26(1/2):2-13, 2008.
- [30] Yépez, J., Ortiz, R., Pérez, M., Velazco, G., González, A. & Suárez, D. Relleno de Defecto Óseo Postquirúrgico con Hidroxiapatita: reporte de un caso. Acta Bioclínica. Depósito Legal: PPI201102ME3815. ISSN: 2244-8136. Volumen 5, N°9, 2015.

- [31] Bechelli Alberto H. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. Revista de la Asociación Odontológica Argentina, 1991.
- [32] Del Río J. Planificación en implanto-prótesis. Revista internacional de Prótesis Estomatológica, 2003.
- [33] Iglesias MA, Moreno J. Obtención de ajuste clínico pasivo en prótesis sobre implante. Rev. Internacional de prótesis estomatológicas, 2003.
- [34] Malchiodi L, Quaranta AD Addona A. Jaw reconstruction with grafted autologous bone: early insertion of osseointegrated implants and early prosthetic loading. J Oral Maxillofac Surg, 2006.
- [35] Park JB. Use of mineral trioxide aggregate in the open apex of a maxillary first premolar. Department of Periodontology. College of Dentistry. Seoul Nacional. J Oral Sci, 2008.
- [36] Bartee BK. The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects: Clinical reports. Implant Dent, 1995.
- [37] Peñarrocha, M. Implantología Oral. 2006.
- [38] Global Medical Implants España. Historia de los implantes dentales, 2019. Recuperado el 15 de Agosto de 2022 de <https://www.globalimplants.es/breve-historia-de-los-implantes-dentales-parte-ii/>
- [39] Instituto Nacional del Cáncer. Diccionario de cáncer: Mandíbula. NIH, Departamento de Salud y Servicios Humanos de EE. UU. Transformación de Descubrimientos en Salud. Recuperado 01 de Mayo del 2021 de [<https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/mandibula>]
- [40] Fernando Zarone, Antonio Apicella, Luigi Nicolais, Raffaella Aversa, Roberto Sorrentino. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin. Oral Impl. Res, 14, 2003; 103–114 Copyright C Blackwell Munksgaard 2003.
- [41] Diego Sirandoni, Eduardo Leal, Benjamin Weber, Pedro Yoshito Noritomi, Ramón Fuentes, Eduardo Borie. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. Volume 34,

Number 6. INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 2019;34:e107–e114. doi: 10.11607/jomi.7255

[42] Docio, L. Biomateriales: el Titanio en Odontología, CT 5 233-258, 2013.

[43] Argueta-Figueroa, Liliana; Torres-Gómez, Nayely; Scougall-Vilchis, Rogelio J.; García-Contreras, René. Biocompatibilidad y toxicidad de nanopartículas de dióxido de titanio en la cavidad oral: Revisión sistemática Investigación Clínica, vol. 59, núm. 4, 2018, Octubre-Diciembre, pp. 352-368 Universidad del Zulia

DOI: <https://doi.org/10.22209/IC.v59n4a06>

[44] Long M., Rack H.J. Titanium alloys in total joint replacement a materials science perspective. Biomaterials, nº 19: 1621-1639, 1998.

[45]D. Landolt, S. Mischler, M. Stemp, S. Barril. Third body effects and material fluxes in tribocorrosion systems involving a sliding contact. Wear 256,517–524, 2004.

[46] Guede, D., P. González, and J. R. Caeiro. "Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos." Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral 5.1. 43-50, 2013.

[47] Luque, S. & Isabel, M. Estudio de la morfología del cuerpo vertebral en una L4 humana con modelos de remodelación ósea interna y externa. Escuela -Técnica Superior de Ingenieros de Sevilla, Pág. 47-48, 2009.

[48] Bernal Martínez, Lina María. Manufactura de partículas de hueso cortical liofilizado para aplicaciones de relleno óseo. BS thesis. Uniandes, 2012.

[49] RES Tecnologías para la fabricación de productos plásticos inteligentes de vida útil controlada. Biodegradación Enzimática. Recuperado el 28 de Abril del 2021 de <https://degradable.com.pe/vasos-en-descomposicion/#:~:text=La%20biodegradaci%C3%B3n%20es%20un%20proceso,en%20la%20ausencia%20de%20agua>.

[50] Negri, A.L. Regulación de la mineralización ósea por factores inorgánicos y peptídicos. Revista Argentina de Endocrinología y Metabolismo Copyright por la Sociedad Argentina de Endocrinología y Metabolismo. Vol 48, Nº 4, 2011.

[51] Mellibovsky-Saidler, L. & Díez-Pérez, A. Qué significa la calidad ósea. Semin Fund Esp Reumatol. 7:165-76, 2006.

[52] Martínez-DeVictoria, E. El calcio, esencial para la salud. Nutr Hosp; 33(Supl. 4):26-31 ISSN 0212-1611 - CODEN NUHOEQ S.V.R. 318. 2016.

[53] Macías-Tomei, C., Palacios, C., Mariño-Elizondo, M., Carías, D., Noguera, D. & Chávez-Pérez, J.F. Valores de referencia de calcio, vitamina D, fósforo, magnesio y flúor para la población venezolana. Archivos Latinoamericanos de Nutrición. Órgano Oficial de la Sociedad Latinoamericana de Nutrición. Vol. 63 N°4, 2013.

APÉNDICE

1. Tensiones para 4 implantes sin Cantiléver

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-----------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - CrCo | 8.1328 | 10.568 | 11.424 | 10.853 | 7.9924 |
| 200 | | 14.238 | 19.991 | 22.251 | 19.316 | 15.974 |
| 300 | | 20.256 | 29.858 | 33.618 | 27.762 | 23.799 |
| 400 | | 26.229 | 40.153 | 45.345 | 36.176 | 31.444 |
| 500 | | 32.315 | 50.866 | 57.424 | 44.551 | 38.901 |
| 600 | | 38.237 | 61.989 | 69.847 | 53.003 | 46.164 |
| 700 | | 43.994 | 73.514 | 82.607 | 61.355 | 53.231 |
| 800 | | 49.582 | 85.431 | 95.694 | 69.584 | 60.097 |

Tabla 9. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|----------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - CrCo | 22.734 | 15.626 | 17.362 | 30.457 | 25.885 |
| 200 | | 42.617 | 28.238 | 33.518 | 58.318 | 51.221 |
| 300 | | 62.41 | 41.059 | 49.934 | 86.14 | 76.368 |
| 400 | | 82.085 | 54.08 | 66.599 | 113.89 | 101.3 |
| 500 | | 101.63 | 67.292 | 83.502 | 141.56 | 126 |
| 600 | | 121.03 | 80.688 | 100.63 | 169.11 | 150.45 |
| 700 | | 140.27 | 94.258 | 117.98 | 196.55 | 174.64 |
| 800 | | 159.34 | 107.99 | 135.53 | 223.84 | 198.55 |

Tabla 10. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 3.6453 | 9.8974 | 9.1666 | 4.0446 | 3.7963 |
| 200 | | 6.14 | 19.965 | 18.917 | 7.0725 | 7.1056 |
| 300 | | 8.3252 | 30.812 | 29.37 | 10.079 | 10.453 |
| 400 | | 10.19 | 42.452 | 40.533 | 13.032 | 13.985 |
| 500 | | 11.945 | 54.906 | 52.417 | 15.931 | 18.401 |
| 600 | | 14.031 | 68.19 | 65.033 | 18.774 | 23.398 |
| 700 | | 16.056 | 82.325 | 78.389 | 21.558 | 28.93 |
| 800 | | 18.02 | 97.328 | 92.497 | 24.281 | 34.994 |

Tabla 11. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - Fibra de Carbono | 7.2771 | 10.819 | 11.506 | 8.8713 | 9.5317 |
| 200 | | 12.652 | 20.553 | 21.813 | 15.602 | 18.615 |
| 300 | | 17.972 | 30.833 | 32.333 | 22.353 | 27.934 |
| 400 | | 23.233 | 41.643 | 43.365 | 29.123 | 37.48 |
| 500 | | 28.43 | 52.977 | 54.93 | 35.91 | 47.245 |
| 600 | | 33.563 | 64.826 | 66.881 | 42.713 | 57.223 |
| 700 | | 38.63 | 77.182 | 79.212 | 49.531 | 67.403 |
| 800 | | 43.631 | 90.036 | 91.916 | 56.363 | 77.78 |

Tabla 12. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - Fibra de Carbono | 15.322 | 17.629 | 19.305 | 17.28 | 19.305 |
| 200 | | 26.663 | 33.259 | 37.771 | 31.054 | 37.771 |
| 300 | | 37.983 | 49.072 | 56.482 | 44.878 | 56.482 |
| 400 | | 49.266 | 65.084 | 75.421 | 58.744 | 75.421 |
| 500 | | 60.537 | 81.371 | 94.574 | 72.651 | 94.574 |
| 600 | | 72.054 | 97.833 | 113.92 | 86.594 | 113.92 |
| 700 | | 83.583 | 115.16 | 133.46 | 100.57 | 133.46 |
| 800 | | 95.122 | 132.87 | 153.16 | 114.58 | 153.16 |

Tabla 13. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - Fibra de Carbono | 3.4229 | 10.202 | 9.249 | 3.9658 | 4.4224 |
| 200 | | 5.7567 | 20.637 | 18.99 | 6.9927 | 8.4392 |
| 300 | | 7.744 | 31.947 | 29.455 | 9.9847 | 12.948 |
| 400 | | 9.8674 | 44.156 | 40.656 | 12.939 | 17.769 |
| 500 | | 12.045 | 57.289 | 52.607 | 15.855 | 22.905 |
| 600 | | 14.172 | 71.372 | 65.319 | 18.732 | 28.361 |
| 700 | | 16.246 | 86.433 | 78.806 | 21.567 | 34.143 |
| 800 | | 18.268 | 102.5 | 93.08 | 24.36 | 40.253 |

Tabla 14. Tensiones a diferentes cargas.

2. Tensiones para 4 implantes con Cantiléver.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - CrCo | 9.553 | 6.4995 | 8.8584 | 10.89 | 7.8282 |
| 200 | | 16.963 | 11.631 | 16.895 | 19.337 | 15.62 |
| 300 | | 24.104 | 17.007 | 25.133 | 27.78 | 23.234 |
| 400 | | 30.942 | 22.682 | 33.567 | 36.208 | 30.647 |
| 500 | | 37.469 | 28.718 | 42.192 | 44.615 | 37.854 |
| 600 | | 43.679 | 35.054 | 51.004 | 52.997 | 44.849 |
| 700 | | 49.568 | 41.692 | 59.998 | 61.352 | 51.629 |
| 800 | | 55.134 | 48.636 | 69.278 | 69.675 | 58.192 |

Tabla 15. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio -CrCo | 15.27 | 14.937 | 16.884 | 16.044 | 16.884 |
| 200 | | 39.048 | 22.279 | 27.342 | 53.24 | 47.908 |
| 300 | | 57.02 | 32.229 | 40.588 | 78.498 | 71.344 |
| 400 | | 74.834 | 42.241 | 54.012 | 103.64 | 94.508 |
| 500 | | 92.476 | 52.308 | 67.609 | 128.64 | 117.39 |
| 600 | | 109.94 | 62.426 | 81.374 | 153.5 | 139.96 |
| 700 | | 127.21 | 72.591 | 95.302 | 178.2 | 162.23 |
| 800 | | 144.28 | 82.798 | 109.39 | 202.73 | 184.18 |

Tabla 16. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-----------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 5.8749 | 4.4275 | 4.6948 | 6.0701 | 3.8138 |
| 200 | | 10.629 | 8.5853 | 9.2785 | 11.299 | 7.2018 |
| 300 | | 15.096 | 13.147 | 14.515 | 15.879 | 10.488 |
| 400 | | 19.262 | 18.13 | 20.439 | 19.761 | 13.668 |
| 500 | | 23.12 | 23.553 | 26.958 | 22.925 | 16.737 |
| 600 | | 26.7 | 29.433 | 34.084 | 25.36 | 19.694 |
| 700 | | 31.179 | 35.783 | 41.824 | 27.06 | 22.536 |
| 800 | | 35.632 | 42.617 | 50.189 | 29.947 | 25.259 |

Tabla 17. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - Fibra de Carbono | 8.4206 | 7.2093 | 9.3143 | 5.5356 | 7.5069 |
| 200 | | 14.88 | 13.145 | 17.37 | 14.939 | 14.527 |
| 300 | | 21.037 | 19.381 | 25.582 | 21.419 | 21.752 |
| 400 | | 26.876 | 25.961 | 33.948 | 27.978 | 29.175 |
| 500 | | 32.394 | 33.005 | 42.464 | 34.618 | 36.791 |
| 600 | | 37.586 | 40.431 | 51.126 | 41.342 | 44.596 |
| 700 | | 42.586 | 48.241 | 59.932 | 48.151 | 52.583 |
| 800 | | 47.829 | 56.437 | 68.876 | 55.047 | 60.748 |

Tabla 18. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - Fibra de Carbono | 15.27 | 14.937 | 16.884 | 16.044 | 16.884 |
| 200 | | 26.876 | 27.807 | 32.828 | 28.082 | 32.294 |
| 300 | | 38.287 | 40.797 | 48.948 | 40.104 | 48.948 |
| 400 | | 49.491 | 53.896 | 65.23 | 52.1 | 65.23 |
| 500 | | 60.48 | 67.094 | 81.663 | 64.067 | 81.663 |
| 600 | | 71.251 | 80.38 | 98.234 | 76.006 | 98.234 |
| 700 | | 81.802 | 93.746 | 114.93 | 87.918 | 114.93 |
| 800 | | 92.129 | 107.18 | 131.75 | 99.803 | 131.75 |

Tabla 19. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - Fibra de Carbono | 5.6106 | 4.4633 | 4.8523 | 5.829 | 5.6006 |
| 200 | | 10.181 | 8.6536 | 9.5185 | 10.853 | 9.349 |
| 300 | | 14.442 | 13.269 | 14.873 | 15.173 | 12.26 |
| 400 | | 19.122 | 18.337 | 20.864 | 18.756 | 14.324 |
| 500 | | 24.178 | 23.88 | 27.451 | 21.584 | 15.968 |
| 600 | | 29.294 | 29.923 | 34.646 | 23.646 | 18.976 |
| 700 | | 34.467 | 36.485 | 42.462 | 26.338 | 21.997 |
| 800 | | 39.695 | 43.584 | 50.91 | 29.939 | 25.311 |

Tabla 20. Tensiones a diferentes cargas.

3. Tensiones para 6 implantes.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|----------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Hidroxiapatita -CrCo | 6.8922 | 7.7649 | 6.2248 | 5.7541 | 15.971 | 13.712 | 13.712 |
| 200 | | 14.23 | 13.879 | 11.256 | 11.007 | 29.467 | 29.626 | 26.626 |
| 300 | | 21.483 | 20.029 | 16.329 | 16.291 | 43.037 | 46.268 | 46.268 |
| 400 | | 28.636 | 26.212 | 21.435 | 22.23 | 56.673 | 63.552 | 63.552 |
| 500 | | 35.686 | 32.423 | 26.57 | 28.6 | 70.365 | 81.445 | 81.445 |
| 600 | | 42.63 | 38.661 | 31.732 | 34.98 | 84.107 | 99.926 | 99.926 |
| 700 | | 49.466 | 44.92 | 36.916 | 41.366 | 97.891 | 118.98 | 118.98 |
| 800 | | 56.191 | 51.199 | 42.12 | 47.755 | 111.71 | 138.57 | 138.57 |

Tabla 21. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|-----------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 8.3805 | 8.6458 | 6.8009 | 6.277 | 15.727 | 17.412 | 17.412 |
| 200 | | 16.64 | 15.438 | 12.25 | 11.96 | 28.993 | 36.48 | 36.48 |
| 300 | | 24.96 | 22.275 | 17.738 | 17.669 | 42.334 | 56.322 | 56.322 |
| 400 | | 33.186 | 29.152 | 23.256 | 23.4 | 55.739 | 76.848 | 76.848 |
| 500 | | 41.313 | 36.064 | 28.799 | 29.166 | 69.202 | 98.026 | 98.026 |
| 600 | | 49.338 | 43.008 | 34.364 | 35.021 | 82.713 | 119.83 | 119.83 |
| 700 | | 57.258 | 49.979 | 39.946 | 41.147 | 96.266 | 142.24 | 142.24 |
| 800 | | 65.07 | 56.975 | 45.544 | 47.451 | 109.85 | 165.23 | 165.23 |

Tabla 22. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|---------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Titanio -CrCo | 22.626 | 17.819 | 11.844 | 12.842 | 18.552 | 44.093 | 44.093 |
| 200 | | 38.337 | 30.391 | 20.841 | 25.186 | 33.573 | 85.852 | 85.852 |
| 300 | | 54.301 | 43.008 | 29.91 | 37.643 | 48.862 | 128.49 | 128.49 |
| 400 | | 70.119 | 55.645 | 39.009 | 50.139 | 64.179 | 171.95 | 171.95 |
| 500 | | 87.504 | 68.289 | 48.121 | 62.655 | 79.512 | 216.19 | 216.19 |
| 600 | | 105.37 | 80.93 | 57.238 | 75.179 | 94.852 | 261.16 | 261.16 |
| 700 | | 123.49 | 93.56 | 66.352 | 87.702 | 110.19 | 306.85 | 306.85 |
| 800 | | 141.87 | 106.17 | 75.458 | 100.22 | 125.52 | 353.21 | 353.21 |

Tabla 23. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Titanio -Fibra de Carbono | 8.6176 | 10.715 | 16.126 | 19.533 | 11.553 | 8.5378 | 19.533 |
| 200 | | 14.226 | 18.763 | 29.128 | 36.965 | 20.37 | 13.971 | 36.965 |
| 300 | | 19.895 | 26.798 | 42.265 | 54.435 | 29.154 | 19.632 | 54.435 |
| 400 | | 25.867 | 34.812 | 55.511 | 71.929 | 37.899 | 25.606 | 71.929 |
| 500 | | 32.018 | 42.868 | 68.855 | 89.435 | 46.601 | 31.913 | 89.435 |
| 600 | | 38.261 | 51.069 | 82.287 | 106.94 | 55.255 | 38.392 | 106.94 |
| 700 | | 44.594 | 59.27 | 95.798 | 124.44 | 63.858 | 45.037 | 124.44 |
| 800 | | 51.013 | 67.468 | 109.38 | 141.91 | 72.405 | 51.856 | 141.91 |

Tabla 24. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|----------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Hidroxiapatita -Fibra de Carbono | 4.7788 | 5.7178 | 7.4441 | 7.0843 | 11.383 | 5.5111 | 9.3148 |
| 200 | | 7.7348 | 10.387 | 13.817 | 13.779 | 20.205 | 9.2684 | 14.047 |
| 300 | | 10.856 | 15.107 | 20.351 | 20.545 | 29.047 | 13.131 | 20.545 |
| 400 | | 14.016 | 19.875 | 27.033 | 27.371 | 37.904 | 17.082 | 27.371 |
| 500 | | 17.441 | 24.688 | 33.859 | 34.25 | 46.771 | 21.117 | 34.25 |
| 600 | | 21.025 | 29.547 | 40.823 | 41.178 | 55.642 | 25.961 | 41.178 |
| 700 | | 24.748 | 34.448 | 47.921 | 48.151 | 64.516 | 31.726 | 64.516 |
| 800 | | 28.612 | 39.392 | 55.148 | 55.164 | 73.387 | 38.077 | 73.387 |

Tabla 25. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|-------------------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | BIOMATERIAL -Fibra de Carbono | 5.1693 | 6.1824 | 8.2399 | 8.3971 | 11.028 | 5.9299 | 10.213 |
| 200 | | 8.4854 | 11.212 | 15.236 | 16.269 | 19.541 | 9.951 | 16.269 |
| 300 | | 11.99 | 16.298 | 22.396 | 24.214 | 28.076 | 14.096 | 28.076 |
| 400 | | 15.484 | 21.434 | 29.707 | 32.219 | 36.626 | 18.342 | 36.626 |
| 500 | | 18.97 | 26.62 | 37.16 | 40.277 | 45.188 | 22.685 | 45.188 |
| 600 | | 22.533 | 31.852 | 44.752 | 48.383 | 53.756 | 27.825 | 53.756 |
| 700 | | 26.485 | 37.129 | 52.477 | 56.533 | 62.328 | 33.506 | 62.328 |
| 800 | | 30.582 | 42.451 | 60.33 | 64.721 | 70.898 | 40.024 | 70.898 |

Tabla 26. Tensiones a diferentes cargas.

4. Tensiones con dientes

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|----------------------------------|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|--------|-----------------|---------|--------|--------|----------------|--------|--------|--------|
| | 4 IMPLAN | NO CORRESPONDE | | | | 1 | 2 | NO CORRESPONDEN | | | | 3 | 4 | NO CORRESPONDE | | | |
| | 6 IMPLAN | 1 | 2 | 3 | 2 | 4 | 5 | 6 | 3 | NO CORRESPONDEN | | | | 4 | 5 | 6 | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| 100 | DENTINA - PLACA DE ESMALTE | 5.8034 | 5.9123 | 5.0566 | 6.0153 | 5.2688 | 4.2944 | 3.6417 | 3.5794 | 3.1548 | 3.9044 | 3.8926 | 4.9371 | 6.1687 | 6.0999 | 6.644 | 13.508 |
| 200 | | 10.515 | 9.5753 | 8.7339 | 10.179 | 9.006 | 7.3955 | 6.3092 | 6.4525 | 5.8052 | 7.2036 | 6.9329 | 8.8004 | 10.805 | 10.611 | 11.337 | 25.377 |
| 300 | | 15.176 | 13.252 | 12.424 | 14.385 | 12.769 | 10.507 | 9.0462 | 9.3912 | 8.588 | 10.547 | 9.9851 | 12.743 | 15.462 | 15.153 | 16.162 | 37.895 |
| 400 | | 20.06 | 16.941 | 16.125 | 18.62 | 16.548 | 13.622 | 11.807 | 12.367 | 11.397 | 13.0907 | 13.045 | 16.708 | 20.134 | 19.724 | 20.988 | 50.748 |
| 500 | | 25.11 | 20.64 | 19.834 | 22.878 | 20.341 | 16.74 | 14.588 | 15.371 | 14.224 | 17.281 | 16.111 | 20.693 | 24.819 | 24.32 | 25.812 | 63.887 |
| 600 | | 30.299 | 24.349 | 23.549 | 27.156 | 24.145 | 19.856 | 17.387 | 18.4 | 17.066 | 20.668 | 19.181 | 24.695 | 29.513 | 28.94 | 30.631 | 77.288 |
| 700 | | 35.621 | 28.066 | 27.269 | 31.451 | 27.956 | 22.97 | 20.202 | 21.451 | 19.921 | 24.066 | 22.253 | 28.712 | 34.215 | 33.581 | 35.444 | 90.935 |
| 800 | | 41.134 | 31.79 | 30.992 | 35.759 | 31.773 | 26.079 | 23.031 | 24.522 | 22.788 | 27.473 | 25.326 | 32.742 | 38.921 | 38.241 | 40.247 | 104.82 |

Tabla 27. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|--------------------------------|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|--------|-----------------|--------|--------|--------|----------------|--------|--------|--------|
| | 4 IMPLAN | NO CORRESPONDE | | | | 1 | 2 | NO CORRESPONDEN | | | | 3 | 4 | NO CORRESPONDE | | | |
| | 6 IMPLAN | 1 | 2 | 3 | 2 | 4 | 5 | 6 | 3 | NO CORRESPONDEN | | | | 4 | 5 | 6 | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| 100 | HUESO - PLACA DE ESMALTE | 6.4631 | 6.3081 | 5.3832 | 6.21 | 5.4092 | 4.3334 | 3.7944 | 3.7664 | 3.9087 | 4.0721 | 4.0542 | 5.1312 | 6.347 | 6.495 | 7.2674 | 14.507 |
| 200 | | 11.552 | 10.213 | 9.2956 | 10.482 | 9.2289 | 7.4635 | 6.5225 | 6.7713 | 6.2545 | 7.5236 | 7.202 | 9.1773 | 11.116 | 11.284 | 12.325 | 26.794 |
| 300 | | 16.811 | 14.131 | 13.222 | 14.794 | 13.074 | 10.605 | 9.352 | 9.8398 | 9.1387 | 11 | 10.558 | 13.274 | 15.904 | 16.104 | 17.399 | 39.89 |
| 400 | | 22.229 | 18.061 | 17.159 | 19.131 | 16.935 | 13.752 | 12.207 | 12.945 | 12.119 | 14.494 | 13.936 | 17.393 | 20.707 | 20.953 | 22.484 | 53.323 |
| 500 | | 27.799 | 22.002 | 21.105 | 23.489 | 20.809 | 16.901 | 15.084 | 16.079 | 15.116 | 18.002 | 17.311 | 21.533 | 25.521 | 25.829 | 27.58 | 67.041 |
| 600 | | 33.516 | 25.951 | 25.058 | 27.862 | 24.693 | 20.051 | 17.98 | 19.252 | 18.129 | 21.524 | 20.679 | 25.69 | 30.345 | 30.728 | 32.682 | 81.022 |
| 700 | | 39.375 | 29.907 | 29.015 | 32.25 | 28.584 | 23.199 | 20.893 | 22.448 | 21.155 | 25.057 | 24.039 | 29.864 | 35.174 | 35.649 | 37.79 | 95.25 |
| 800 | | 45.371 | 33.87 | 32.976 | 36.648 | 32.481 | 26.344 | 23.82 | 25.663 | 24.194 | 28.599 | 27.39 | 34.05 | 40.007 | 40.588 | 42.9 | 109.71 |

Tabla 28. Tensiones a diferentes cargas.

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|--|-----------|--------|--------|------------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|------------|--|--|---------|--|--|
| | | MOLARES | | | PREMOLARES | | | CANINO | | | INCISIVOS | | | | CANINO | | | PREMOLARES | | | MOLARES | | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 4 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | | | | | |
| 100 | HUESO - ESMALTE (DIENTES COMPLETO S) | 3.4616 | 3.9112 | 3.6969 | 5.13 | 4.639 | 3.4225 | 3.6071 | 4.7886 | 3.9732 | 3.6782 | 3.7074 | 4.4946 | 5.2703 | 4.6921 | 4.9923 | 6.4312 | | | | | | |
| 200 | | 8.4369 | 5.6 | 5.3944 | 7.8299 | 7.2931 | 5.04 | 6.2166 | 7.7775 | 6.9221 | 6.3766 | 6.2588 | 7.4557 | 8.7873 | 7.6509 | 8.2071 | 11.03 | | | | | | |
| 300 | | 14.733 | 9.0988 | 7.9816 | 10.579 | 9.9972 | 8.2208 | 8.8786 | 10.786 | 9.6431 | 8.7925 | 8.7346 | 10.407 | 12.281 | 10.694 | 11.459 | 15.931 | | | | | | |
| 400 | | 20.926 | 12.506 | 10.823 | 13.34 | 12.724 | 11.369 | 11.584 | 13.915 | 12.417 | 11.179 | 11.204 | 13.359 | 15.788 | 13.783 | 14.748 | 21.131 | | | | | | |
| 500 | | 26.976 | 15.816 | 13.582 | 16.107 | 15.477 | 14.456 | 14.285 | 17.063 | 15.058 | 13.583 | 13.624 | 16.281 | 19.287 | 16.908 | 18.079 | 26.494 | | | | | | |
| 600 | | 32.909 | 19.062 | 16.271 | 18.879 | 18.244 | 17.516 | 17.054 | 20.453 | 18.074 | 16.106 | 16.165 | 19.315 | 22.885 | 20.148 | 21.456 | 32.434 | | | | | | |
| 700 | | 38.558 | 22.107 | 18.812 | 21.664 | 21.073 | 20.393 | 19.779 | 23.864 | 20.834 | 18.781 | 18.614 | 22.288 | 26.442 | 23.371 | 24.833 | 38.44 | | | | | | |
| 800 | | 43.389 | 24.958 | 21.175 | 24.551 | 24.177 | 22.683 | 21.951 | 26.341 | 22.08 | 26.377 | 19.365 | 23.611 | 28.711 | 25.409 | 27.81 | 40.747 | | | | | | |

Tabla 29. Tensiones a diferentes cargas.

5. Deformaciones para 4 implantes sin Cantiléver

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-----------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - CrCo | 0.000531 | 0.000688 | 0.000618 | 0.000669 | 2.910E-05 |
| 200 | | 0.000931 | 0.001283 | 0.001198 | 0.001199 | 5.38E-05 |
| 300 | | 0.001316 | 0.001899 | 0.001791 | 0.001754 | 7.90E-05 |
| 400 | | 0.001685 | 0.002537 | 0.002397 | 0.002299 | 1.05E-04 |
| 500 | | 0.002037 | 0.003196 | 0.003015 | 0.002833 | 1.308E-04 |
| 600 | | 0.002374 | 0.003874 | 0.003644 | 0.003356 | 1.57E-04 |
| 700 | | 0.002719 | 0.004572 | 0.004285 | 0.003868 | 1.84E-04 |
| 800 | | 0.003056 | 0.005289 | 0.004937 | 0.004369 | 0.000212 |

Tabla 30. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - CrCo | 0.0001489 | 0.0001190 | 0.0001176 | 0.0002059 | 6.695E-05 |
| 200 | | 2.73E-04 | 2.14E-04 | 2.27E-04 | 3.93E-04 | 0.000134 |
| 300 | | 3.97E-04 | 3.11E-04 | 3.39E-04 | 5.78E-04 | 0.000199 |
| 400 | | 5.18E-04 | 0.00041 | 0.000452 | 0.000763 | 0.000264 |
| 500 | | 0.000638 | 0.000512 | 0.000566 | 0.000946 | 0.000328 |
| 600 | | 0.000757 | 0.000616 | 0.000682 | 0.001128 | 0.000391 |
| 700 | | 0.000876 | 0.000723 | 0.000799 | 0.001308 | 0.000453 |
| 800 | | 0.000994 | 0.000831 | 0.000917 | 0.001486 | 0.000514 |

Tabla 31. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 0.001579 | 0.003394 | 0.00292 | 0.001722 | 1.751E-05 |
| 200 | | 0.002672 | 0.006727 | 0.005835 | 0.00301 | 3.31E-05 |
| 300 | | 0.003646 | 0.01025 | 0.008868 | 0.004272 | 4.87E-05 |
| 400 | | 0.004496 | 0.013958 | 0.012016 | 0.005494 | 6.58E-05 |
| 500 | | 0.005374 | 0.017845 | 0.015273 | 0.006676 | 8.648E-05 |
| 600 | | 0.006214 | 0.021938 | 0.018634 | 0.007815 | 1.09E-04 |
| 700 | | 0.007072 | 0.026301 | 0.022143 | 0.008911 | 1.33E-04 |
| 800 | | 0.007893 | 0.030853 | 0.02596 | 0.009961 | 0.000158 |

Tabla 32. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---|-----------|----------|----------|-----------|----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - Fibra de Carbono | 0.000471 | 0.000731 | 0.000626 | 0.0005560 | 0.000496 |
| 200 | | 0.000814 | 0.001376 | 0.001193 | 0.000975 | 0.000973 |
| 300 | | 0.00114 | 0.002049 | 0.001772 | 0.001391 | 0.001465 |
| 400 | | 0.001449 | 0.002749 | 0.002363 | 0.001802 | 0.00197 |
| 500 | | 0.001766 | 0.003475 | 0.002966 | 0.0022081 | 0.002488 |
| 600 | | 0.002081 | 0.004228 | 0.003579 | 0.00261 | 0.003019 |
| 700 | | 0.002391 | 0.005006 | 0.004204 | 0.003007 | 0.003562 |
| 800 | | 0.002695 | 0.00581 | 0.004838 | 0.0034 | 0.004117 |

Tabla 33. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-------------------------------|-----------|----------|----------|----------|----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - Fibra de Carbono | 0.000112 | 0.00014 | 0.000133 | 0.000127 | 0.000668 |
| 200 | | 1.97E-04 | 2.65E-04 | 2.59E-04 | 2.27E-04 | 0.001316 |
| 300 | | 2.82E-04 | 3.92E-04 | 3.88E-04 | 3.26E-04 | 0.001985 |
| 400 | | 3.65E-04 | 0.000521 | 0.000518 | 0.000424 | 0.002675 |
| 500 | | 0.000447 | 0.000651 | 0.00065 | 0.00052 | 0.003384 |
| 600 | | 0.000528 | 0.000784 | 0.000783 | 0.000616 | 0.004113 |
| 700 | | 0.000608 | 0.000917 | 0.000918 | 0.000709 | 0.00486 |
| 800 | | 0.000687 | 0.001053 | 0.001054 | 0.000802 | 0.005625 |

Tabla 34. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------------------|-----------|----------|----------|----------|----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - Fibra de Carbono | 0.00149 | 0.003481 | 0.002911 | 0.001655 | 0.000427 |
| 200 | | 0.00253 | 0.006926 | 0.005794 | 0.002932 | 0.000833 |
| 300 | | 0.003479 | 0.010585 | 0.008793 | 0.004184 | 0.00124 |
| 400 | | 0.00444 | 0.014455 | 0.011903 | 0.005403 | 0.001648 |
| 500 | | 0.005417 | 0.018576 | 0.015273 | 0.00659 | 0.002056 |
| 600 | | 0.006369 | 0.022997 | 0.018868 | 0.007742 | 0.002465 |
| 700 | | 0.007298 | 0.027648 | 0.022636 | 0.00886 | 0.002873 |
| 800 | | 0.008297 | 0.03252 | 0.026573 | 0.009942 | 0.003282 |

Tabla 35. Deformaciones a diferentes cargas.

6. Deformaciones para 4 implantes con Cantiléver.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - CrCo | 0.000624 | 0.000489 | 0.000461 | 0.000695 | 2.331E-05 |
| 200 | | 0.001108 | 0.000878 | 0.000881 | 0.001237 | 4.75E-05 |
| 300 | | 0.001577 | 0.001286 | 0.001314 | 0.001774 | 7.13E-05 |
| 400 | | 0.00203 | 0.001713 | 0.001758 | 0.002305 | 9.44E-05 |
| 500 | | 0.002466 | 0.002159 | 0.002214 | 0.00283 | 1.169E-04 |
| 600 | | 0.002885 | 0.002624 | 0.002682 | 0.003348 | 1.39E-04 |
| 700 | | 0.003285 | 0.003107 | 0.00316 | 0.003859 | 1.60E-04 |
| 800 | | 0.003668 | 0.003609 | 0.003649 | 0.004364 | 0.000181 |

Tabla 36. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio -CrCo | 0.000144 | 9.78E-05 | 0.000101 | 0.000191 | 6.390E-05 |
| 200 | | 2.56E-04 | 1.70E-04 | 1.95E-04 | 3.63E-04 | 0.000128 |
| 300 | | 3.71E-04 | 2.44E-04 | 2.89E-04 | 5.34E-04 | 0.00019 |
| 400 | | 0.000484 | 3.20E-04 | 3.84E-04 | 0.000703 | 0.000252 |
| 500 | | 0.000595 | 0.000398 | 0.00048 | 0.000871 | 3.125E-04 |
| 600 | | 0.000704 | 0.000477 | 0.000576 | 0.001037 | 0.000372 |
| 700 | | 0.000811 | 0.000558 | 0.000672 | 0.001201 | 0.00043 |
| 800 | | 0.000915 | 0.000641 | 0.000768 | 0.001364 | 0.000488 |

Tabla 37. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-----------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 0.002535 | 0.001825 | 0.001631 | 0.00342 | 1.596E-05 |
| 200 | | 0.004563 | 0.003553 | 0.003242 | 0.006295 | 2.91E-05 |
| 300 | | 0.006473 | 0.005464 | 0.004976 | 0.008785 | 4.21E-05 |
| 400 | | 0.008261 | 0.007559 | 0.006831 | 0.010872 | 5.48E-05 |
| 500 | | 0.009928 | 0.00983 | 0.008805 | 0.012557 | 4.870E-05 |
| 600 | | 0.011472 | 0.012292 | 0.010896 | 0.013841 | 7.93E-05 |
| 700 | | 0.012895 | 0.014928 | 0.013103 | 0.014728 | 9.67E-05 |
| 800 | | 0.014196 | 0.017739 | 0.015422 | 0.015227 | 0.000115 |

Tabla 38. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|---|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Hidroxiapatita - Fibra de Carbono | 0.000551 | 0.000529 | 0.000494 | 0.000555 | 3.650E-04 |
| 200 | | 0.000971 | 0.00096 | 0.000925 | 0.00097 | 0.00075 |
| 300 | | 0.001377 | 0.014137 | 0.001366 | 0.001385 | 0.001119 |
| 400 | | 0.001767 | 0.001889 | 0.001814 | 0.001798 | 0.001473 |
| 500 | | 0.002141 | 0.002386 | 0.002272 | 0.002209 | 1.811E-03 |
| 600 | | 0.0025 | 0.002906 | 0.002738 | 0.00262 | 0.002132 |
| 700 | | 0.002842 | 0.003447 | 0.003212 | 0.003031 | 0.002438 |
| 800 | | 0.003169 | 0.004011 | 0.003695 | 0.00344 | 0.002781 |

Tabla 39. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|-------------------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | Titanio - Fibra de Carbono | 0.000119 | 0.000114 | 0.000115 | 0.000125 | 4.937E-04 |
| 200 | | 2.14E-04 | 2.12E-04 | 2.26E-04 | 2.25E-04 | 0.000937 |
| 300 | | 3.08E-04 | 3.12E-04 | 3.38E-04 | 3.23E-04 | 0.001407 |
| 400 | | 0.000399 | 4.12E-04 | 4.51E-04 | 0.000419 | 0.001894 |
| 500 | | 0.000489 | 0.000514 | 0.000565 | 0.000512 | 2.395E-03 |
| 600 | | 0.000576 | 0.000616 | 0.00068 | 0.000604 | 0.002912 |
| 700 | | 0.000662 | 0.00072 | 0.000795 | 0.000693 | 0.003443 |
| 800 | | 0.000746 | 0.000824 | 0.000912 | 0.00078 | 0.003988 |

Tabla 40. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | Placa |
|--------|--------------------------------------|-----------|----------|----------|----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 100 | BIOMATERIAL - Fibra de Carbono | 0.002429 | 0.001817 | 0.001695 | 0.003249 | 4.104E-04 |
| 200 | | 0.004405 | 0.003544 | 0.003335 | 0.005992 | 0.000809 |
| 300 | | 0.006257 | 0.005466 | 0.005086 | 0.008325 | 0.001203 |
| 400 | | 0.007986 | 0.007587 | 0.006945 | 0.01024 | 0.001589 |
| 500 | | 0.00959 | 0.009908 | 0.008914 | 0.011738 | 1.968E-03 |
| 600 | | 0.01107 | 0.012428 | 0.01099 | 0.012826 | 0.002339 |
| 700 | | 0.012426 | 0.015148 | 0.013173 | 0.001351 | 0.002703 |
| 800 | | 0.013659 | 0.018065 | 0.015459 | 0.014205 | 0.003058 |

Tabla 41. Deformaciones a diferentes cargas.

7. Deformaciones para 6 implantes.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|----------------------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Hidroxiapatita -CrCo | 0.0004281 | 0.0005009 | 0.0004088 | 0.0004119 | 0.0008039 | 0.0007538 | 5.686E-05 |
| 200 | | 0.0007516 | 0.0008921 | 0.0007426 | 0.000812 | 0.0014814 | 0.0013388 | 1.339E-03 |
| 300 | | 0.0010912 | 0.0012837 | 0.0010794 | 0.0012135 | 0.0021606 | 0.0019561 | 1.860E-04 |
| 400 | | 0.00143770 | 0.001675 | 0.001419 | 0.0016156 | 0.0028411 | 0.0025946 | 2.553E-04 |
| 500 | | 0.0017778 | 0.0020670 | 0.0017602 | 0.0020181 | 0.0035223 | 0.003251 | 3.267E-04 |
| 600 | | 0.0021114 | 0.0024582 | 0.0021035 | 0.0024208 | 0.004204 | 0.003924 | 4.001E-04 |
| 700 | | 0.0024385 | 0.0028489 | 0.0024485 | 0.0028235 | 0.0048858 | 0.0046127 | 0.0004756 |
| 800 | | 0.002759 | 0.0032388 | 0.002795 | 0.003226 | 0.0055672 | 0.0053166 | 0.0005530 |

Tabla 42. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|--------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | BIOMATERIAL - CrCo | 0.0003830 | 0.0004131 | 0.0003370 | 0.0003230 | 0.0006591 | 0.0006770 | 6.938E-05 |
| 200 | | 0.0006542 | 0.0007362 | 0.0006085 | 0.0006243 | 0.001214 | 0.0011999 | 1.472E-04 |
| 300 | | 0.000945 | 0.0010602 | 0.000882 | 0.000927 | 0.00177 | 0.0017476 | 2.276E-04 |
| 400 | | 0.0012355 | 0.001385 | 0.00116 | 0.0012306 | 0.0023278 | 0.0023114 | 3.104E-04 |
| 500 | | 0.0015260 | 0.0017094 | 0.0014331 | 0.0015349 | 0.0028866 | 0.0028890 | 3.956E-04 |
| 600 | | 0.0018117 | 0.0020343 | 0.0017102 | 0.0018398 | 0.0034463 | 0.0034792 | 4.830E-04 |
| 700 | | 0.0020926 | 0.0023591 | 0.0019881 | 0.0021451 | 0.0040064 | 0.0040815 | 0.0005726 |
| 800 | | 0.0023686 | 0.0026838 | 0.0022666 | 0.0024507 | 0.0045666 | 0.0046952 | 0.0006642 |

Tabla 43. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Titanio -CrCo | 0.00014132 | 0.00010694 | 8.501E-05 | 8.848E-05 | 0.00015153 | 0.00021553 | 0.00016981 |
| 200 | | 2.3560E-04 | 0.0001883 | 0.000148 | 0.0001726 | 0.000277 | 3.6702E-04 | 3.314E-04 |
| 300 | | 3.3438E-04 | 0.0002716 | 0.0002119 | 0.0002582 | 0.0004026 | 5.2071E-04 | 4.962E-04 |
| 400 | | 0.00043168 | 0.000355 | 0.000276 | 0.000344 | 0.0005285 | 6.8437E-04 | 6.641E-04 |
| 500 | | 5.2743E-04 | 4.3763E-04 | 3.4061E-04 | 4.2986E-04 | 6.5445E-04 | 8.5008E-04 | 8.3486E-04 |
| 600 | | 6.2158E-04 | 0.0005202 | 0.0004053 | 0.0005157 | 0.0007804 | 1.0176E-03 | 1.001E-03 |
| 700 | | 7.1410E-04 | 0.0006024 | 0.00047 | 0.0006014 | 0.0009064 | 1.1868E-03 | 0.0011847 |
| 800 | | 0.000805 | 0.0006842 | 0.0005348 | 0.000687 | 0.0010322 | 0.0013576 | 0.0013635 |

Tabla 44. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Titanio -Fibra de Carbono | 5.6024E-05 | 7.3239E-05 | 1.0891E-04 | 1.3751E-04 | 9.6766E-05 | 6.1264E-05 | 5.5779E-04 |
| 200 | | 9.4171E-05 | 0.0001302 | 0.0001956 | 0.0002499 | 0.000170 | 1.0018E-04 | 1.104E-03 |
| 300 | | 1.3374E-04 | 0.0001873 | 0.000283 | 0.0003826 | 0.0002441 | 1.4111E-04 | 1.656E-03 |
| 400 | | 0.00017339 | 0.000245 | 0.000371 | 0.0005054 | 0.0003176 | 1.8337E-04 | 2.213E-03 |
| 500 | | 2.1306E-04 | 3.0178E-04 | 4.5911E-04 | 6.2816E-04 | 3.9103E-04 | 2.2675E-04 | 2.7755E-03 |
| 600 | | 2.5273E-04 | 0.000359 | 0.0005477 | 0.0007509 | 0.0004642 | 2.7302E-04 | 3.343E-03 |
| 700 | | 2.9238E-04 | 0.0004161 | 0.0006366 | 0.0008735 | 0.0005372 | 3.2601E-04 | 0.0039140 |
| 800 | | 0.000332 | 0.0004731 | 0.0007258 | 0.000996 | 0.00061 | 0.0003815 | 0.0044893 |

Tabla 45. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | Hidroxiapatita -Fibra de Carbono | 0.0003267 | 0.0003722 | 0.0004582 | 0.0004590 | 0.0005742 | 0.0003667 | 0.0003817 |
| 200 | | 0.0005382 | 0.0006656 | 0.0008452 | 0.0008639 | 0.0010227 | 0.0006089 | 6.560E-04 |
| 300 | | 0.0007531 | 0.0009591 | 0.0012398 | 0.0012762 | 0.0014715 | 0.0008578 | 1.002E-03 |
| 400 | | 0.0009717 | 0.0012524 | 0.0016414 | 0.0016981 | 0.0019201 | 0.0011117 | 1.353E-03 |
| 500 | | 0.0011942 | 0.0015454 | 0.0020576 | 0.0021235 | 0.0023684 | 0.0013703 | 0.0017087 |
| 600 | | 0.0014208 | 0.0018379 | 0.0024823 | 0.0025519 | 0.0028162 | 0.0016334 | 2.068E-03 |
| 700 | | 0.0016516 | 0.0021300 | 0.0029151 | 0.0029831 | 0.0032633 | 0.0019011 | 0.0024313 |
| 800 | | 0.001887 | 0.002422 | 0.003356 | 0.003417 | 0.00371 | 0.002173 | 0.0027981 |

Tabla 46. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | MATERIAL | IMPLANTES | | | | | | PLACA |
|--------|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | |
| 100 | BIOMATERIAL -Fibra de Carbono | 0.0002666 | 0.0002997 | 0.0003824 | 0.0003836 | 0.0004636 | 0.0002933 | 0.0003899 |
| 200 | | 0.0004355 | 0.000536 | 0.000705 | 0.000736 | 0.000825 | 0.0004847 | 7.186E-04 |
| 300 | | 0.0006070 | 0.000772 | 0.001031 | 0.001092 | 0.001186 | 0.0006822 | 1.095E-03 |
| 400 | | 0.0007811 | 0.001009 | 0.001361 | 0.001451 | 0.001547 | 0.0008843 | 1.476E-03 |
| 500 | | 0.0009581 | 0.0012454 | 0.0016936 | 0.0018125 | 0.0019087 | 0.0010906 | 0.0018620 |
| 600 | | 0.0011382 | 0.001482 | 0.002029 | 0.002176 | 0.00227 | 0.0013010 | 2.252E-03 |
| 700 | | 0.0013214 | 0.001718 | 0.00237 | 0.002542 | 0.00263 | 0.0015155 | 0.0026459 |
| 800 | | 0.001508 | 0.001754 | 0.002725 | 0.00291 | 0.00299 | 0.001734 | 0.0030436 |

Tabla 47. Deformaciones a diferentes cargas.

8. Deformaciones con dientes

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|----------------------------------|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------------|-----------------|----------|----------|----------|----------|----------------|----------|----------|----------|
| | 4 IMPLAN | NO CORRESPONDE | | | | 1 | 2 | NO CORRESPONDEN | | | | 3 | 4 | NO CORRESPONDE | | | |
| | 6 IMPLAN | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 3 | NO CORRESPONDEN | | | | 4 | 5 | 6 | | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| 100 | DENTINA - PLACA DE ESMALTE | 0.0002611 | 0.000271 | 0.000258 | 0.000241 | 0.000217 | 0.000193 | 0.0002 | 0.000191 | 0.000163 | 0.000227 | 0.000173 | 0.00027 | 0.000282 | 0.000314 | 0.000347 | 0.00069 |
| 200 | | 0.0004738 | 0.00044 | 0.000442 | 0.000417 | 0.00038 | 0.000337 | 0.000342 | 0.000331 | 2.97E-04 | 0.000419 | 3.16E-04 | 0.000485 | 0.000501 | 0.000548 | 0.000574 | 0.001362 |
| 300 | | 0.0007004 | 0.000609 | 0.000627 | 0.000594 | 0.000545 | 0.000482 | 0.000484 | 0.000474 | 0.000433 | 0.000612 | 0.00046 | 0.000702 | 0.00072 | 0.000783 | 0.000802 | 0.002066 |
| 400 | | 0.0009363 | 0.000777 | 0.000801 | 0.000772 | 0.000711 | 0.000628 | 0.000628 | 0.00062 | 0.00057 | 0.000805 | 0.000804 | 0.000919 | 0.000941 | 0.00102 | 0.00103 | 0.002792 |
| 500 | | 0.0011873 | 0.000946 | 0.000998 | 0.00095 | 0.000878 | 0.000774 | 0.000773 | 0.000766 | 0.000708 | 0.000999 | 0.000749 | 0.001137 | 0.001162 | 0.001257 | 0.001259 | 0.003536 |
| 600 | | 0.0014543 | 0.001114 | 0.001183 | 0.001129 | 0.001046 | 0.000921 | 0.000918 | 0.000914 | 0.000847 | 0.001194 | 0.000894 | 0.001355 | 0.001384 | 0.001496 | 0.001487 | 0.004297 |
| 700 | | 0.0017324 | 0.001282 | 0.001369 | 0.001308 | 0.001215 | 0.001068 | 0.001063 | 0.001063 | 0.000986 | 0.001388 | 0.001039 | 0.001574 | 0.001606 | 0.001734 | 0.001715 | 0.005075 |
| 800 | | 0.0020216 | 0.001449 | 0.001555 | 0.001487 | 0.001384 | 0.001216 | 0.001209 | 0.001212 | 0.001125 | 0.001583 | 0.001184 | 0.001793 | 0.001829 | 0.001974 | 0.001943 | 0.005868 |

Tabla 48. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|--------------------------------|----------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|-----------------|-----------------|-----------|------------|-----------|-----------|----------------|-----------|-----------|------------|
| | 4 IMPLAN | NO CORRESPONDE | | | | 1 | 2 | NO CORRESPONDEN | | | | 3 | 4 | NO CORRESPONDE | | | |
| | 6 IMPLAN | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 3 | NO CORRESPONDEN | | | | 4 | 5 | 6 | | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| 100 | HUESO - PLACA DE ESMALTE | 0.0002297 | 0.00023156 | 0.00021815 | 0.0002039 | 0.0001803 | 0.00015915 | 0.00016552 | 0.0001608 | 0.0001368 | 0.00018952 | 0.0001445 | 0.0002244 | 0.0002359 | 0.0002636 | 0.0002904 | 0.0005762 |
| 200 | | 0.0004221 | 0.00037614 | 0.00037379 | 0.0003525 | 0.000315 | 2.77E-04 | 2.83E-04 | 2.79E-04 | 2.49E-04 | 3.49E-04 | 2.63E-04 | 0.0004025 | 0.0004178 | 0.0004594 | 0.0004804 | 0.0011305 |
| 300 | | 0.0006229 | 0.00052064 | 0.00052989 | 0.0005021 | 0.0004513 | 0.00039656 | 0.00040062 | 0.00040036 | 3.63E-04 | 0.00050861 | 3.82E-04 | 0.0005815 | 0.0006006 | 0.0006563 | 0.0006708 | 0.00171100 |
| 400 | | 0.0008315 | 0.00066497 | 0.00068653 | 0.0006524 | 0.0005226 | 0.00051652 | 0.00051949 | 0.00052328 | 0.0004773 | 0.00066901 | 0.0005014 | 0.0007611 | 0.0007843 | 0.0008541 | 0.0008615 | 0.0023081 |
| 500 | | 0.0010478 | 0.00080907 | 0.00084333 | 0.0008031 | 0.0007268 | 0.00063698 | 0.00063895 | 0.0006473 | 0.0005924 | 0.0008298 | 0.0006211 | 0.0009413 | 0.0009685 | 0.0010526 | 0.0010522 | 0.0029198 |
| 600 | | 0.0012715 | 0.0009529 | 0.0010003 | 0.0009543 | 0.0008657 | 0.00075786 | 0.0007589 | 0.00077219 | 0.0007081 | 0.00099091 | 0.0007411 | 0.0011218 | 0.0011534 | 0.0012518 | 0.0012430 | 0.0035448 |
| 700 | | 0.0015024 | 0.0010964 | 0.0011573 | 0.0011057 | 0.0010053 | 0.0008791 | 0.0008793 | 0.0008978 | 0.0008241 | 0.0011522 | 0.0008614 | 0.0013027 | 0.0013386 | 0.0014516 | 0.0014336 | 0.0041829 |
| 800 | | 0.0017403 | 0.0012396 | 0.0013144 | 0.0012573 | 0.0011454 | 0.0010005 | 0.0009999 | 0.0010241 | 0.0009404 | 0.0013137 | 0.0009818 | 0.0014838 | 0.0015243 | 0.0016519 | 0.0016241 | 0.0048332 |

Tabla 49. Deformaciones a diferentes cargas.

| Cargas | RELACIÓN | IMPLANTES | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------|--|-----------|----------|----------|----------|------------|----------|----------|-----------------|----------|----------|----------|----------|------------|----------|----------|----------|----|
| | | MOLARES | | | | PREMOLARES | | CANINO | INCISIVOS | | | | CANINO | PREMOLARES | | MOLARES | | |
| | MATERIAL | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 3 | NO CORRESPONDEN | | | | 4 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 |
| 100 | HUESO - ESMALTE (DIENTES COMPLETO S) | 0.0001323 | 0.000159 | 0.000157 | 0.000159 | 1.44E-04 | 0.000124 | 0.000145 | 0.00019 | 0.000151 | 0.000158 | 0.000125 | 0.000185 | 0.000186 | 0.000192 | 0.000212 | 0.000246 | |
| 200 | | 0.0003275 | 2.19E-04 | 2.26E-04 | 2.45E-04 | 2.27E-04 | 1.71E-04 | 2.23E-04 | 0.00031 | 2.66E-04 | 2.78E-04 | 2.41E-04 | 0.000319 | 3.19E-04 | 3.18E-04 | 3.44E-04 | 4.57E-04 | |
| 300 | | 0.0005657 | 3.35E-04 | 3.12E-04 | 3.36E-04 | 3.21E-04 | 2.55E-04 | 3.15E-04 | 4.31E-04 | 3.72E-04 | 3.79E-04 | 0.000359 | 0.000449 | 4.51E-04 | 4.44E-04 | 4.79E-04 | 6.79E-04 | |
| 400 | | 0.0007979 | 4.62E-04 | 0.000424 | 0.000457 | 4.16E-04 | 3.58E-04 | 0.000408 | 0.000556 | 0.000479 | 0.000487 | 0.000476 | 0.00058 | 0.000584 | 5.72E-04 | 0.000616 | 9.14E-04 | |
| 500 | | 0.0010230 | 0.000585 | 0.000532 | 0.000574 | 5.09E-04 | 0.000460 | 0.000502 | 0.000681 | 0.000582 | 0.000602 | 0.000592 | 0.000709 | 0.000717 | 0.000701 | 0.000755 | 0.001155 | |
| 600 | | 0.0012409 | 0.000704 | 0.000637 | 0.000687 | 0.000604 | 0.000561 | 0.000596 | 0.000814 | 0.000697 | 0.000715 | 0.000708 | 0.000845 | 0.000854 | 0.000834 | 0.000896 | 0.00142 | |
| 700 | | 0.001448 | 0.000815 | 0.000735 | 0.000795 | 0.0007 | 0.000654 | 0.000689 | 0.00095 | 0.000803 | 0.000829 | 0.000823 | 0.000977 | 0.000989 | 0.000966 | 0.001038 | 0.001687 | |
| 800 | | 0.00163 | 0.000917 | 0.000824 | 0.000889 | 0.000797 | 0.000723 | 0.000783 | 0.001052 | 0.000804 | 0.001085 | 0.000935 | 0.000999 | 0.001067 | 0.001057 | 0.00116 | 0.00179 | |

Tabla 50. Deformaciones a diferentes cargas.

9. Tensiones de 6 implantes

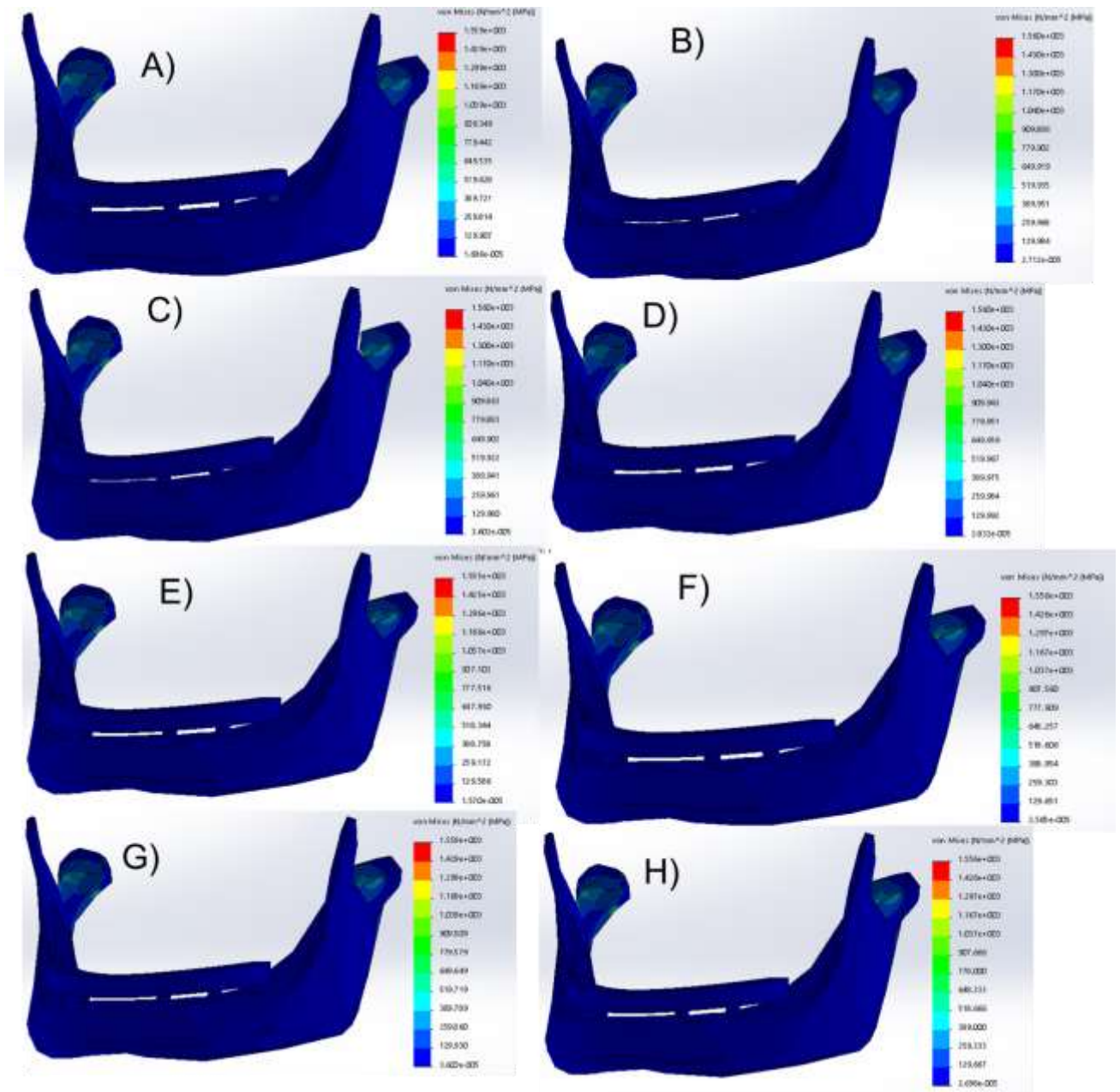


Fig. 21: Tensiones a 800N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

9. Deformaciones de 6 implantes

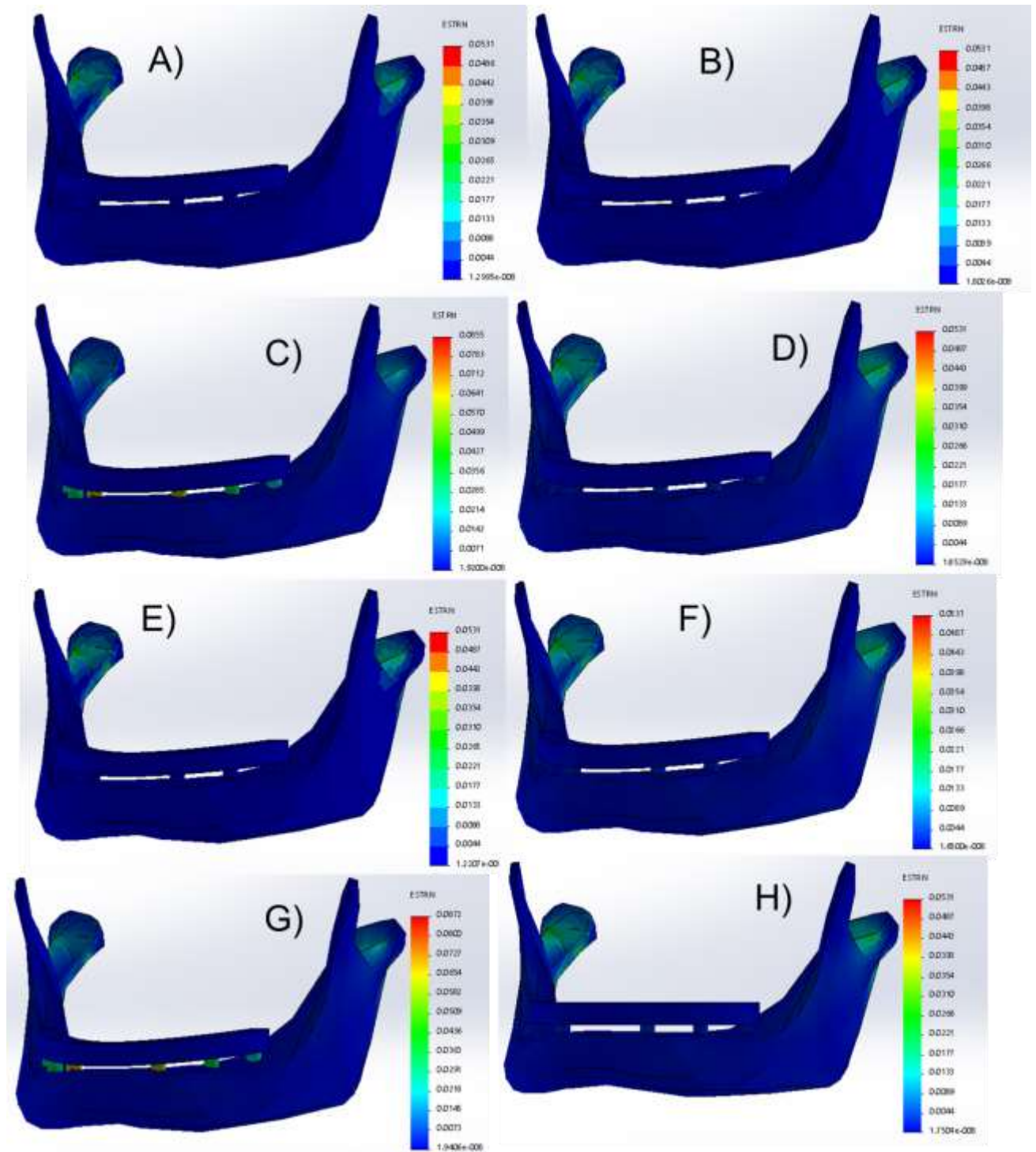


Fig. 22: Deformaciones a 800N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

10. Tensiones de 4 implantes con Cantilever

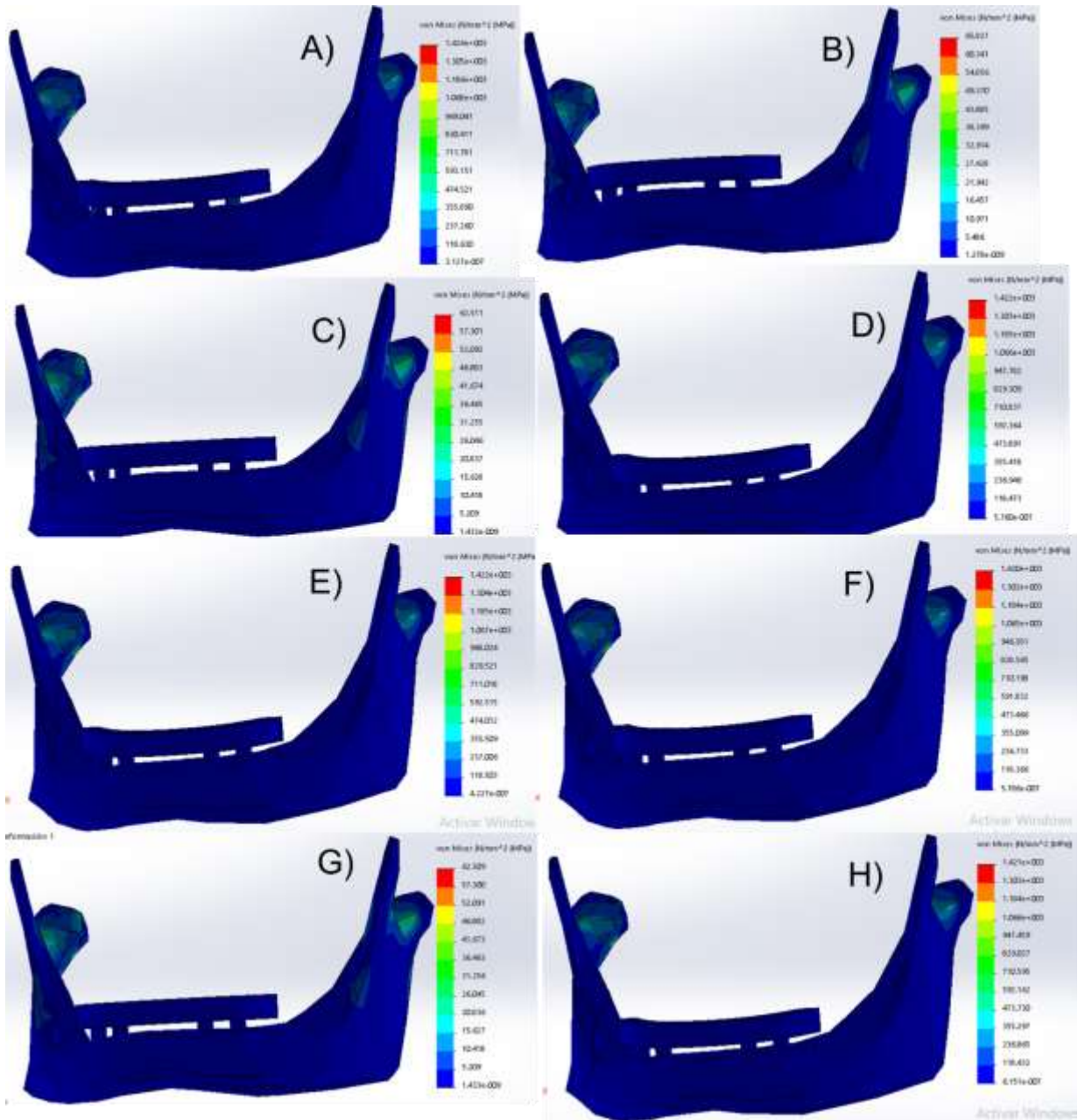


Fig. 23: Tensiones a 100N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

11. Deformaciones de 4 implantes con Cantilever

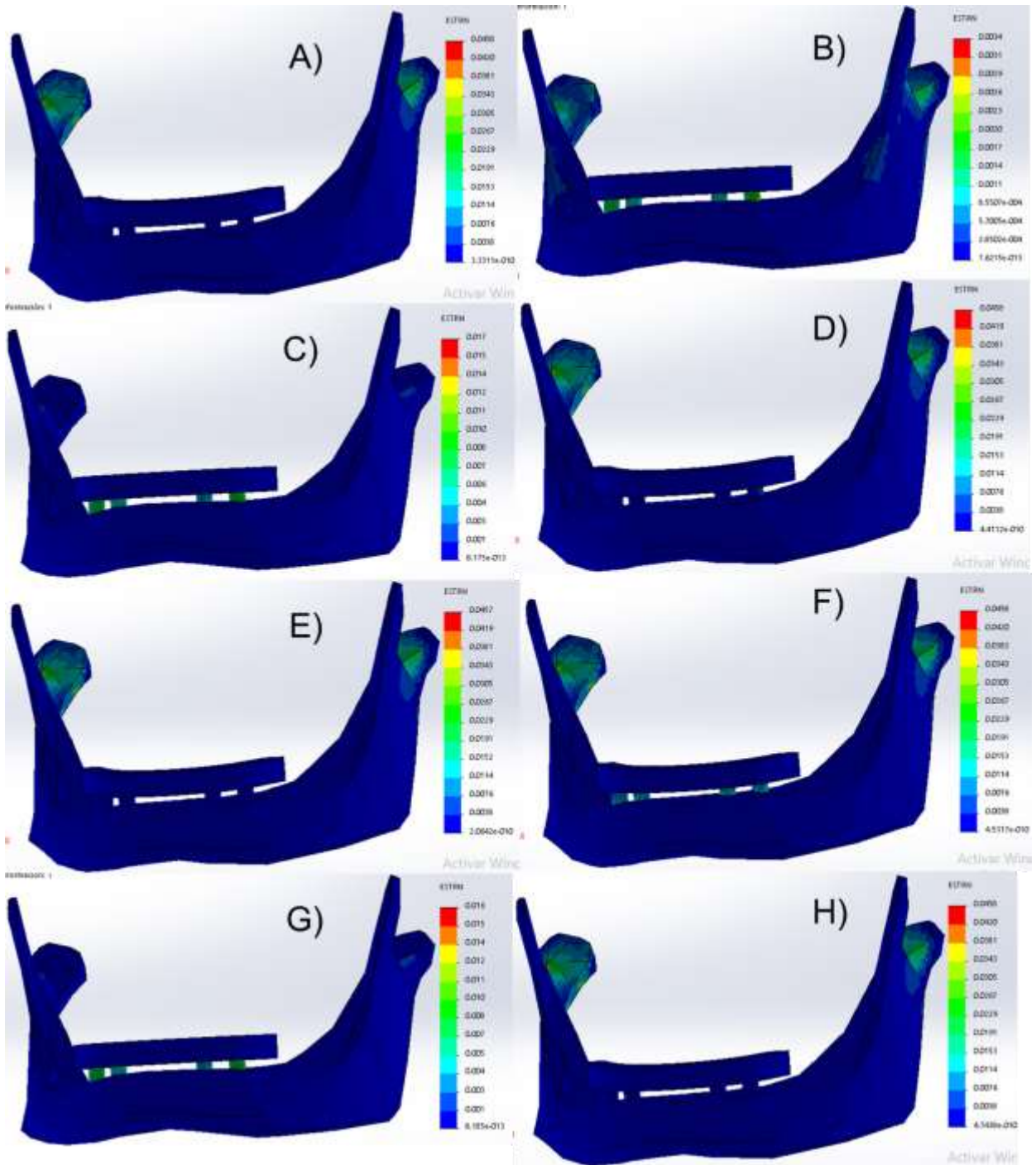


Fig. 24: Deformaciones a 100N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

12. Tensiones de 4 implantes sin Cantilever

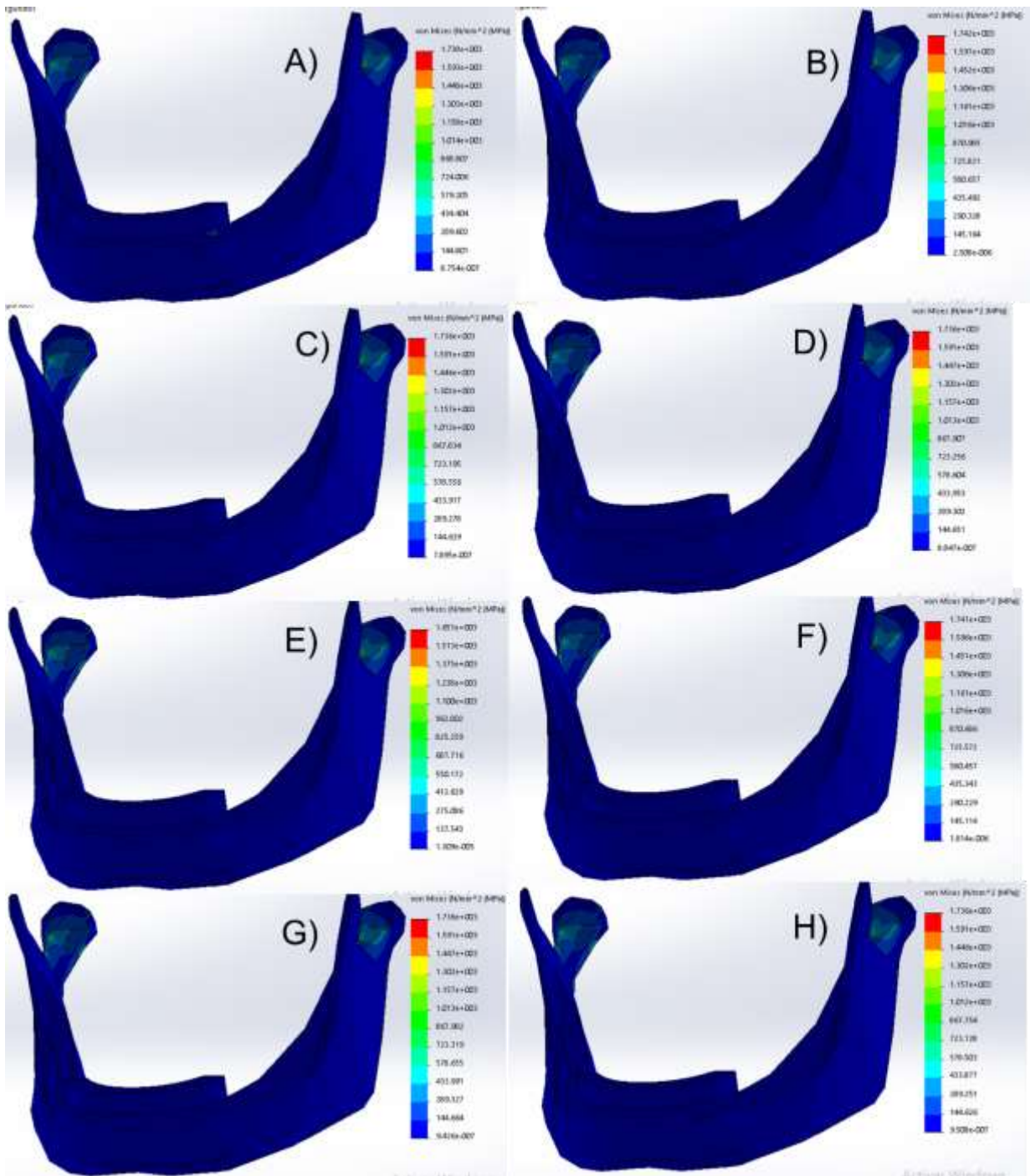


Fig. 25: Tensiones a 800N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

13. Deformaciones de 4 implantes sin Cantilever

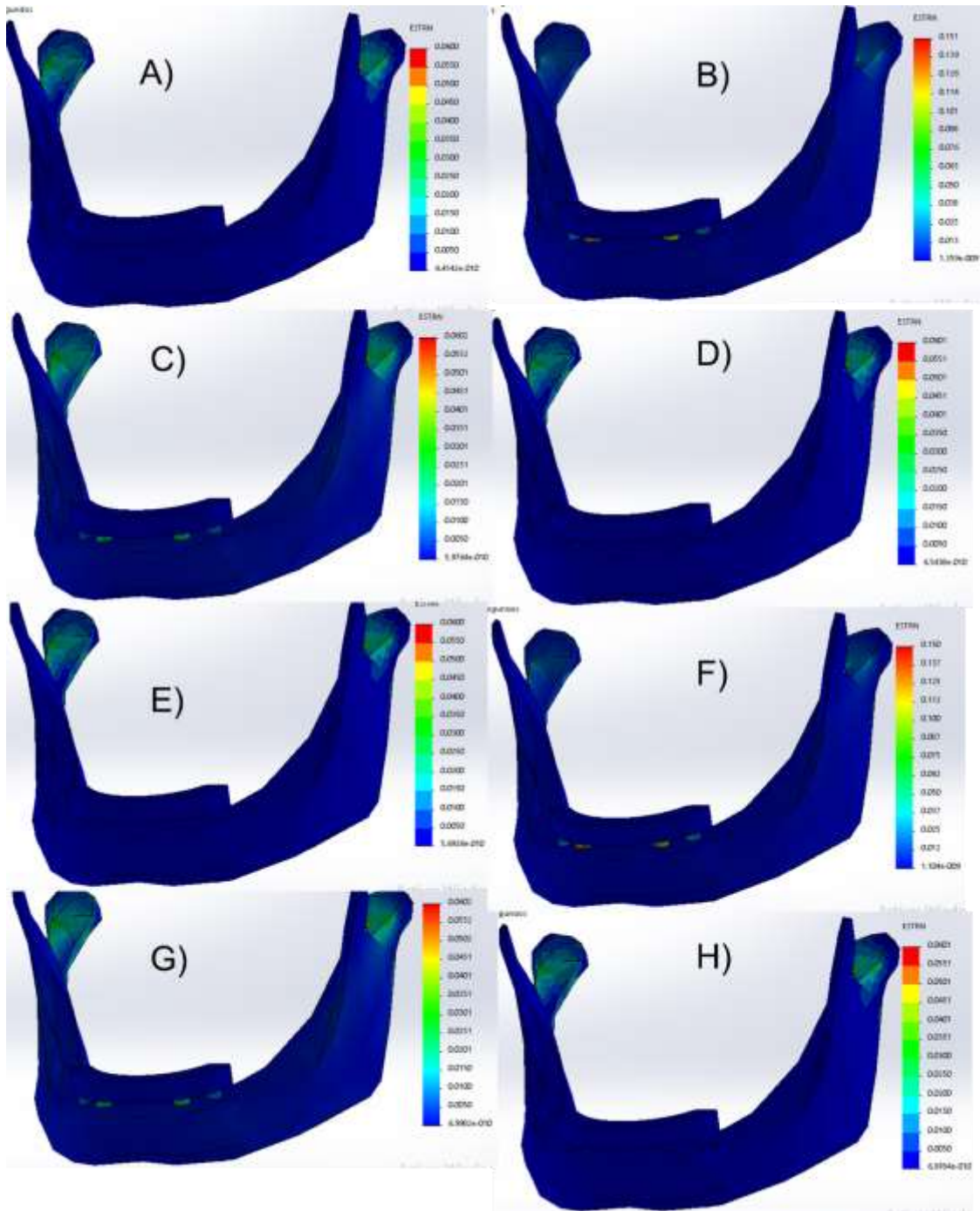


Fig. 26: Deformaciones a 800N para los materiales a) Titanio – CrCo, b) Biomaterial – CrCo, c) PLC – CrCo, d) Hidroxiapatita – CrCo, e) Titanio – Fibra de Carbono, f) Biomaterial – Fibra de Carbono, g) PLC – Fibra de Carbono, h) Hidroxiapatita - Fibra de Carbono.

14. Tensión – Deformación de modelo de imitación

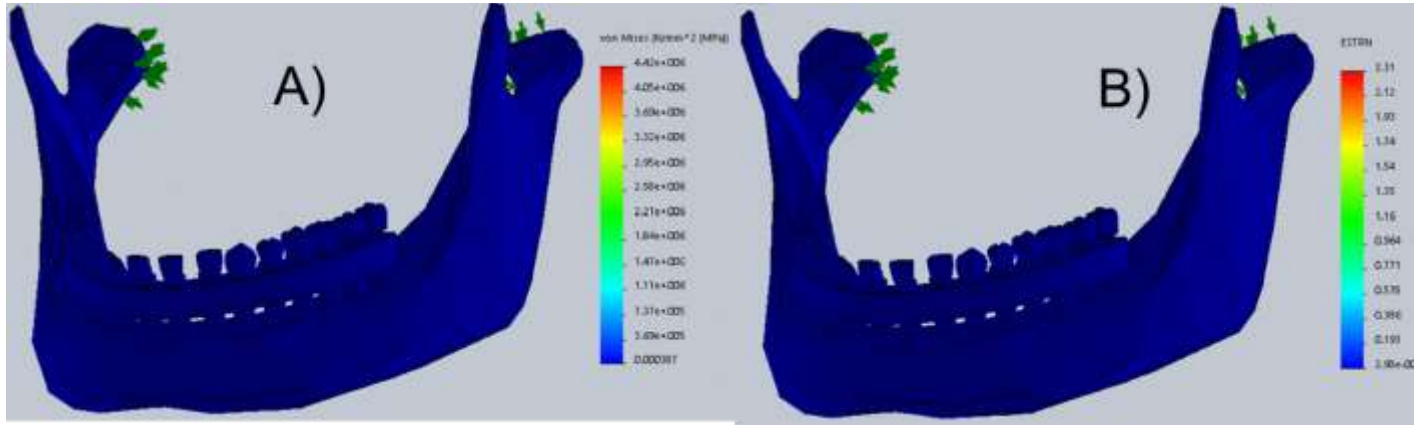


Fig. 27: Modelo de imitación a 800 N a) Tensión y b) Deformación.

15. Tensión – Deformación del modelo de Control 2

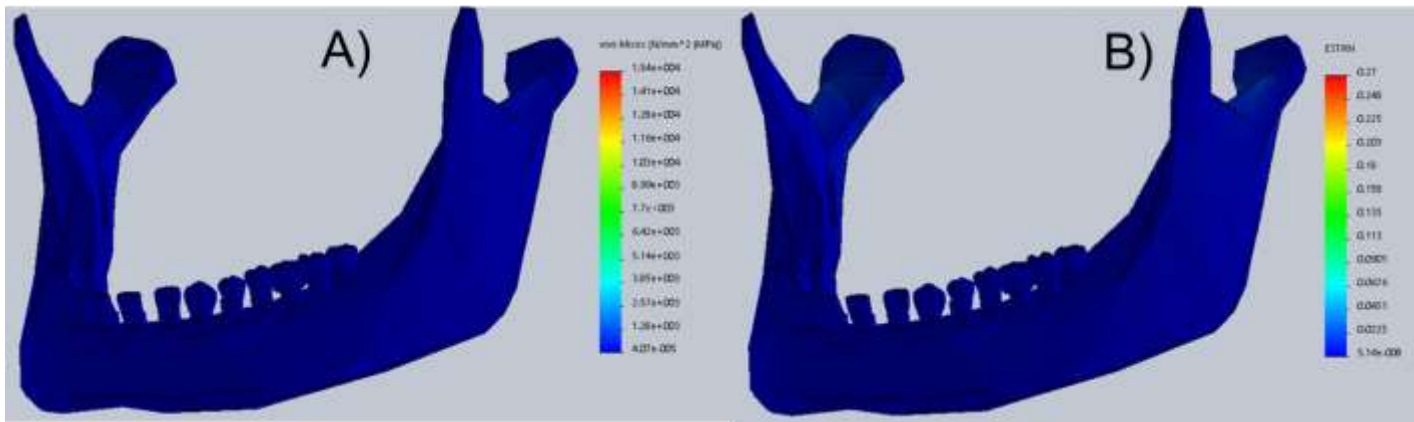


Fig. 28: Modelo de Control 2 a 800 N a) Tensión y b) Deformación.