

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



"ESTUDIO BIOMECÁNICO POR  
ELEMENTOS FINITOS DE PRÓTESIS DE  
ARTICULACIÓN  
TEMPOROMANDIBULAR"

TRABAJO FIN DE GRADO

Junio – 2022

AUTOR: José Miguel Larrañaga Rodríguez

DIRECTOR: David Abellán López





## ÍNDICE

	<b>Páginas</b>
<b>1. RESUMEN .....</b>	<b>5</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>6</b>
2.1.Preámbulo .....	6
2.2.Antecedentes técnicos .....	9
2.3.Motivos para la redacción de la presente investigación .....	19
2.4.Objeto de la presente investigación .....	19
2.5.Descripción de la situación actual .....	19
2.6.Problemática existente .....	21
<b>3. MARCO CONCEPTUAL .....</b>	<b>22</b>
3.1. Articulación temporomandibular .....	22
3.2. Desórdenes temporomandibulares .....	37
3.3. Tratamientos para los desórdenes temporomandibulares .....	40
3.4. Procedimiento quirúrgico .....	48
3.5. Conceptos importantes .....	54
<b>4. METODOLOGÍA .....</b>	<b>58</b>
4.1.Información utilizada .....	58
4.2.Datos de partida .....	58
4.3.Procedimiento e instrumentación .....	64



<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>76</b>
5.1. Deformación total .....	76
5.2. Tensiones equivalentes .....	81
5.3. Deformación elástica equivalente .....	93
5.4. Contactos .....	95
<b>6. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES .....</b>	<b>98</b>
<b>7. PROYECTOS FUTUROS .....</b>	<b>101</b>
<b>8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>104</b>





*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

## **ABREVIATURAS**

ATM - Articulación temporomandibular

DTM - Desorden de la articulación temporomandibular

RTA - Reemplazo total de la articulación

DI - Desórdenes internos

EVA - Escala visual análoga

VHM - Visual Human Male

FDA - U.S Food & Drug Administration





## **1. RESUMEN**

En el presente estudio se utilizan modelos 3D de mandíbula, cráneo y prótesis, provenientes de un paciente sometido a una reconstrucción de la articulación temporomandibular (ATM), con la finalidad de realizar un análisis y posterior comparación de la resistencia, eficiencia y longevidad de una prótesis hecha a medida, frente a una de geometría genérica adaptada al contorno de la mandíbula en el quirófano. Para ello se utiliza un modelo de elementos finitos, donde se pueden visualizar las tensiones y deformaciones producidas durante un uso normal.

Tras una revisión bibliográfica de modelos numéricos similares, se han recopilado las propiedades mecánicas de los biomateriales implicados y se han determinado las cargas aplicadas sobre la mandíbula durante la mordida, que se exponen más adelante en el estudio.

Por último, cabe destacar que los materiales empleados para la realización del presente trabajo fueron los programas:

- Ansys Workbench v19.2
- Autodesk Fusion 360

## **2. INTRODUCCIÓN**

### **2.1 Preámbulo**

Aunque los implantes de titanio, ampliamente utilizados hoy en día, son un invento del mundo moderno, las civilizaciones siempre han buscado maneras de reparar partes del cuerpo, ya sea por razones estéticas o funcionales. Esto ha dado lugar a una rica y larga historia de investigación y uso de prótesis que se remonta hasta los años 6000 a.C. El implante más antiguo registrado data de la etapa neolítica, en el poblado de Fahid Suarda, Argelia, hallándose el cráneo de una mujer joven con una falange del dedo introducido en el alveolo del segundo premolar superior derecho [1]. Posteriormente en los años 2500 a.C., los antiguos egipcios intentaban estabilizar los dientes que estaban involucrados periodontalmente mediante el uso de alambre de ligadura hecho de oro [2].



*Figura 1. Alambre de oro egipcio de unos 4000 años de antigüedad usado como ligadura. Los dos dientes centrales son dientes de donantes.*

Fuente: [3]

Alrededor del año 500 a.C., los etruscos personalizaron bandas de oro soldadas para crear dentaduras falsas. Pero realmente, la primera evidencia de implantes dentales colocados *in vivo*, se le atribuye a la población maya, aproximadamente alrededor del año 600 d.C., donde se utilizaban piezas de conchas como implantes para el reemplazo de los dientes mandibulares, es decir, prótesis dentales incrustadas en la mandíbula. Las radiografías tomadas de dichas mandíbulas en la década de los 70, mostraron una formación de hueso compacto alrededor de los implantes [2].



*Figura 2. Conchas injertadas como implantes, civilización Maya, 600 d.C. Fuente: [4]*

Estos avances en la aplicación de prótesis dentales y su aparente éxito permitieron que el hombre continuase experimentando, y más adelante, alrededor del año 800 d.C., en la cultura hondureña temprana, se preparó por primera vez un implante de piedra que se colocó en la mandíbula [2].





A)



B)

*Figura 3. A) Alambrado etrusco, siglo IV a.C. B) Prótesis etrusca con dientes postizos. Fuente: [3]*

Finalmente tras poco más de 1000 años de desarrollo y evolución de la tecnología, el cirujano John Murray Carnochan utiliza un implante de madera entre la base del cráneo y el cóndilo mandibular osteotomizado, en un caso de anquilosis articular para intentar movilizar la mandíbula del paciente [5,6]. Aunque ese procedimiento significó un gran avance, no fue hasta finales del siglo XX, ya con la introducción de materiales como el titanio y aleaciones como la de cromo-cobalto (vitalio) para fabricar implantes, cuando aparecieron los primeros estudios retrospectivos de sustitución articular completa con prótesis aloplástica, incluyendo grandes series de pacientes y largos seguimientos [7].

Avanzando hasta la actualidad, la tecnología y las técnicas de implantación de prótesis han evolucionado a tal punto que estas son usadas extensivamente en la sociedad, con pocos o ningunos efectos secundarios. Se han investigado multitud de materiales y aleaciones que aseguran la mejor biocompatibilidad posible y se han desarrollado diversos métodos para su aplicación.



## 2.2 Antecedentes técnicos

El uso de materiales aloplásticos para la creación de prótesis usadas en el tratamiento y prevención de problemas relacionados con la ATM, como por ejemplo, la anquilosis, se ha realizado desde 1945 [8]. El primer caso reportado del uso de un material aloplástico en una ATM fue por el doctor Eggers en el año 1946, quien colocó una lámina de tántalo entre la base del cráneo (fosa) y la mandíbula (cóndilo) para prevenir el anquilosamiento de la articulación [9]. Este procedimiento sería luego repetido en la década de los 50, por Smith y Robinson, esta vez utilizando una lámina de acero [10].

A partir de la década de los 60 gracias a la evolución de las técnicas quirúrgicas, los materiales empleados para fabricar los implantes y el diseño de estos, se comenzó a reportar una mejoría en la función a largo plazo y un importante aumento en la calidad de vida de los pacientes, con sobrevivencia de las prótesis superior al 90 % después de 10 años [8]. En el año 1964, Hahn describe una prótesis de rama hecha de vitalio y un cóndilo de acrílico diseñado para lograr estabilización por fibroblastos en resecciones por neoplasias, se habló en ese momento de prótesis a medida, pero también de producción de prótesis estándar o stock [10]. Solo un año después, en 1965, el doctor Robert W. Christensen diseñó una prótesis conformada por un componente condilar y un componente de fosa, a la que luego mejoró en diseño y que finalmente desarrolló en vitalio utilizando un modelo estereolitográfico, esta se certificó como dispositivo médico en Europa en 1998 y aprobada por la administración de alimentos y drogas de los Estados Unidos (FDA en inglés) en 2001 [10].

Entre la década de los 70 hasta finales de los 80 se utilizó el caucho de silicona y el Proplast/Teflón (PT) como implantes aloplásticos de ATM. A través de estudios en animales se observó que, generalmente, los implantes de caucho de silicona colocados en la ATM después de la discectomía eran encapsulados por un tejido fibroso reactivo capaz de funcionar como un "pseudodisco". Sin embargo, más adelante se demostraría que en la mayoría



de los pacientes, estos materiales (caucho de silicona y PT) se descomponían gradualmente, ya que no podían soportar las tensiones de contacto generadas durante los movimientos mandibulares. Dicha descomposición dejaba restos de micropartículas que provocaban una respuesta de cuerpo extraño caracterizada por la presencia de células gigantes multinucleadas, resultando en dolor intenso, dolores de cabeza, inflamación, fibrosis, maloclusión, destrucción progresiva de huesos y tejidos blandos, y función articular gravemente limitada del paciente. Zardeneta et al. sugirieron que el tamaño de los restos condicionaba en gran medida la severidad de la reacción, siendo las partículas pequeñas las que provocan una respuesta inflamatoria más intensa. La respuesta inflamatoria a los residuos de ambos materiales perdura en el tiempo a pesar de la extracción del implante fallido, ya que estos componentes no se degradan sustancialmente en el cuerpo [11].

Desde la década de los 90 se han realizado diferentes estudios evaluando los tres sistemas protésicos aprobados por la FDA [12], tanto stock como a medida, que han mostrado resultados favorables a favor del procedimiento quirúrgico en pacientes con desórdenes de la articulación temporomandibular, como por ejemplo: anquilosis, malformaciones del cráneo, neoplasias, trauma facial, entre otras. Esto ha llevado a considerar a la cirugía de reemplazo total de la ATM como de tipo reconstructivo exitosa [13].

Entre los estudios más representativos se encuentra el del doctor Larry M. Wolford quien, en 1994, publicó un estudio de 56 pacientes quienes se sometieron a una reconstrucción completa con 100 dispositivos de Techmedica hechos a medida y con un seguimiento promedio de 30 meses. Los resultados fueron clasificados como bueno, regular o malo basado en evaluaciones clínicas y radiográficas del dolor, la apertura oral y la estabilidad oclusal, reportando una tasa de éxito del 63%. Se clasificaron los pacientes de acuerdo con el número de cirugías previas de ATM y se evidenció que los que presentaban entre 0 y 1, poseían una mayor tasa de éxito, con un porcentaje del 86%, reduciéndose a 55% para pacientes con



dos o más operaciones previas [14]. En el año 2003, Wolford realizó un estudio comparativo entre los sistemas de los fabricantes TMJ Concepts (22 pacientes) y TMJ Implants (23 pacientes), obteniendo mejores resultados, en términos de apertura oral, disminución en la escala del dolor, funcionalidad mandibular y consistencia de la dieta, las prótesis de TMJ Concepts, con una apertura oral promedio de 37,3 mm y un descenso del dolor en 3,1 unidades. La estabilidad esquelética y oclusal fue buena en ambos grupos [15]. Ese mismo año también publicó un estudio de cohorte prospectivo con seguimiento de 5 a 8 años en 38 pacientes que tuvieron una reconstrucción total de la ATM usando dispositivos de Techmedica hechos a medida (un total de 69 dispositivos). Se reportó una mejora estadísticamente significativa en la apertura incisal, funcionalidad mandibular y en los niveles de dolor. Los movimientos de excursión lateral disminuyeron significativamente y la oclusión se mantuvo estable en todos los casos. Una evaluación histológica de los tejidos intracapsulares muestreados de pacientes sin exposición previa a implantes fallidos, como el Proplast-Teflon de Vitek Inc o los de goma de silicona, no mostró evidencia de escombros por desgaste o síntomas de reacciones de célula gigante ante cuerpos extraños (FBGCR en inglés). Este estudio mostró resultados significativamente mejores para los pacientes con menos cirugías previas de ATM y sin exposición a los implantes mencionados [13,16].

En 2002, el doctor Louis G. Mercuri publicó el análisis de un estudio de 10 años que reveló una reducción del 76% en las escalas del dolor y aumento del 68% en la función mandibular y en la consistencia de la dieta. El análisis de datos objetivos reveló una mejora del 30 % en el rango de movimiento de la mandíbula después de 10 años. Igual que lo observado en el estudio de Wolford de 1994, este estudio mostró que, para la calidad de vida, existe una relación significativa entre esta y el número de cirugías previas a las cuales habían sido sometidos los pacientes [17]. El mismo autor en el año 2007 publicó otro estudio de seguimiento, en este caso de 14 años, con una muestra de 102 ATM. Se observó una mejoría en el rango de movimiento



mandibular. Entre todos los encuestados, el 85% informó una mejora de calidad de vida. Al igual que en los anteriores estudios se encontró que las puntuaciones de mejora de la calidad de vida a largo plazo estaban estadísticamente relacionadas con el número de operaciones previas de la ATM a las que se había sometido el paciente [18].

Los resultados de los estudios mencionados, presentados por ambos autores (Mercuri y Wolford), certifican que los sistemas de reconstrucción total de la articulación hechos a medida continúan siendo una técnica viable como procedimiento primario y para pacientes con múltiples cirugías previas de la ATM y anatomía mutilada de esta. Se demuestra que son una alternativa segura, efectiva y confiable a largo plazo [15-18].

Lo concluido anteriormente es validado por estudios posteriores similares, como el caso del doctor Andrew Sidebottom y la doctora Helen E. Giannakopoulos. El primero, en 2013, publica un estudio donde, en 74 pacientes con un total de 103 implantes TMJ Concepts que fueron operados entre 2004 y 2011, se encontraron mejoras significativas en la apertura oral (22,4 a 33,7 mm), la consistencia de la dieta y disminución del dolor en la escala visual análoga (EVA), con 71 pacientes satisfechos con los resultados del procedimiento quirúrgico [19]. Giannakopoulos en 2012 realizó un estudio para evaluar la seguridad y la eficacia de un sistema stock de reemplazo total de la ATM, donde se evaluaron a 288 pacientes con 442 articulaciones reemplazadas con prótesis del sistema Biomet. Tras 3 años de seguimiento de pacientes con diagnósticos de osteoartritis, anquilosis, dolor considerable entre otros desórdenes que limitan la función de la mandíbula, se encontró una reducción significativa en la puntuación del dolor y la apertura oral máxima; el 99,5% de los pacientes indicó que se realizaría el procedimiento quirúrgico nuevamente debido a los beneficios obtenidos por este. Y aunque hubo complicaciones que requirieron la extracción de 14 de 442 implantes (3,2 %), no hubo fallas mecánicas relacionadas con el dispositivo [20,21].



Entre los estudios más recientes tenemos el de la doctora Alero Boyo, quien en 2019, llevó a cabo un estudio de cohorte retrospectivo sobre 33 pacientes (un total de 62 prótesis) que se habían sometido a un reemplazo total, bilateral o unilateral, de la ATM, entre 2004 y 2014. El propósito fue evaluar el dolor y la apertura interincisal máxima en pacientes tratados con la prótesis aloplástica hecha a medida de Zimmer Biomet Microfixation. La mayoría de ellos informaron de una mejoría en su dieta, en la apertura oral y en la reducción del dolor. De manera similar, el 91 % de los pacientes consideró que la intervención fue beneficiosa y, en retrospectiva, repetiría su decisión de someterse a la operación [22]. También cabe destacar el estudio de modelado musculoesquelético llevado a cabo en 2015 por David C. Ackland et al. [23], cuyos datos de partida sobre las fuerzas a las cuales son sometidas las prótesis son de gran utilidad más adelante en el presente estudio. Además, los resultados presentes en dicho trabajo nos sirven para validar los obtenidos en este análisis.

La reconstrucción total aloplástica brinda una solución biomecánica para el manejo de articulaciones disfuncionales y/o distorsionadas que resultan de una enfermedad ortopédica. Actualmente se estima que los reemplazos aloplásticos totales tienen una vida funcional de al menos 15 a 20 años [20]. Análisis biomecánicos han demostrado que los resultados mejoran si se baja el punto de apoyo de la articulación, por lo que en los sistemas actuales de reemplazo de la ATM, el componente de la fosa tiende a fabricarse con bloques de polietileno de alto peso molecular [19].

Según el artículo “Reconstrucción de la articulación temporomandibular (ATM): prótesis aloplástica” de C. Goizueta Adame, a fecha de 2005, los dos sistemas protésicos más comercializados en España eran:

- El sistema Christensen, fabricado por TMJ Implants, comentado anteriormente, cuyo diseño no ha sufrido modificaciones significativas desde la década de los 60. La prótesis de fosa viene perforada en su cornisa externa y se fija



con tornillos al arco cigomático. Sobre esta fosa de cobalto-cromo (vitalio) se enfrenta una cabeza de la misma aleación, con un armazón (Co-Cr) que se fija a la cara externa de la rama mediante tornillos del mismo material. Es posible encargarlo a medida con una reconstrucción estereolitográfico [24].

- El sistema Lorenz (Walter Lorenz), de tipo stock, fabricada por la compañía Biomet Microfixation (anteriormente conocida como Walter Lorenz Surgical, Inc), que posee una prótesis de fosa gruesa en sentido vertical fabricada en polietileno de ultra alto peso molecular que se fija con tornillos al arco cigomático, se presenta en tres tamaños y permite ser cementada con polimetilmetacrilato para mejorar su estabilidad. El componente condilar está fabricado en cobalto-cromo y la superficie de contacto con el hueso huésped está cubierta de plasma de titanio rugoso. El diseño implica la resección de la parte más craneal de la rama mandibular [24].

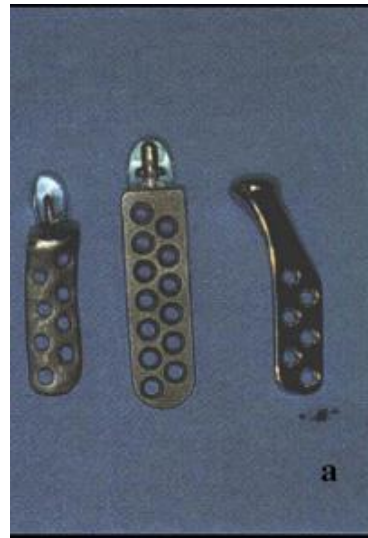


Figura 4. Prótesis de componente condilar. Derecha a izquierda: Christensen Type I, Christensen Type II, Biomet Lorenz. Fuente: [25]

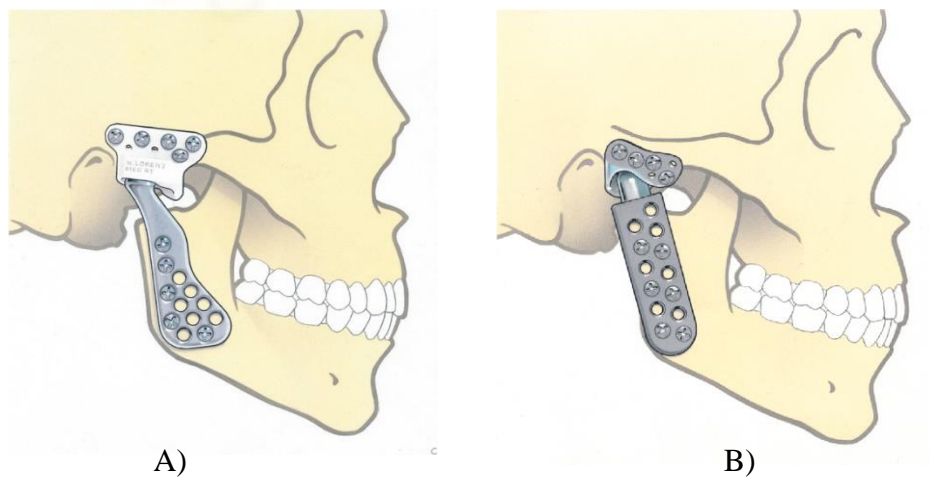


Figura 5. A) Prótesis total Biomet/Lorenz colocado sobre el cráneo. B) Prótesis total Christensen Type II colocado sobre el cráneo. Fuente: [26]



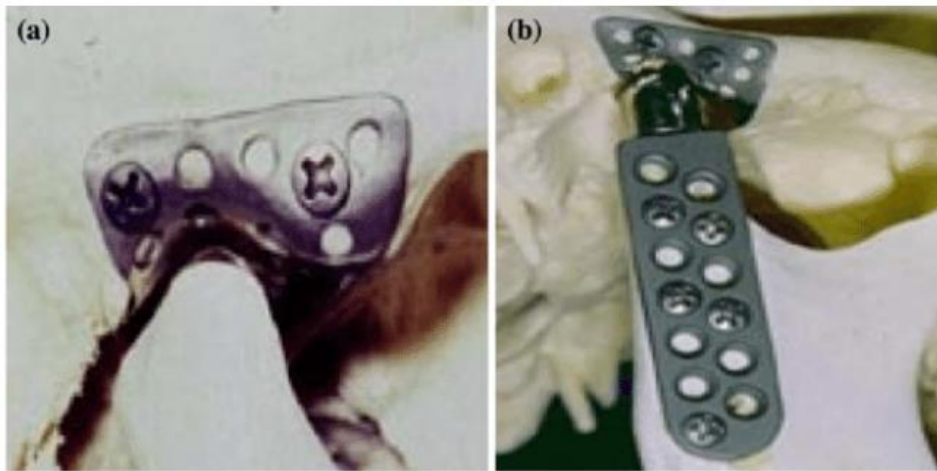


Figura 6. Prótesis Christensen Type II, colocado sobre el cráneo. (a) prótesis de la fosa. (b) prótesis total. Fuente: TMJ Implants, Inc.

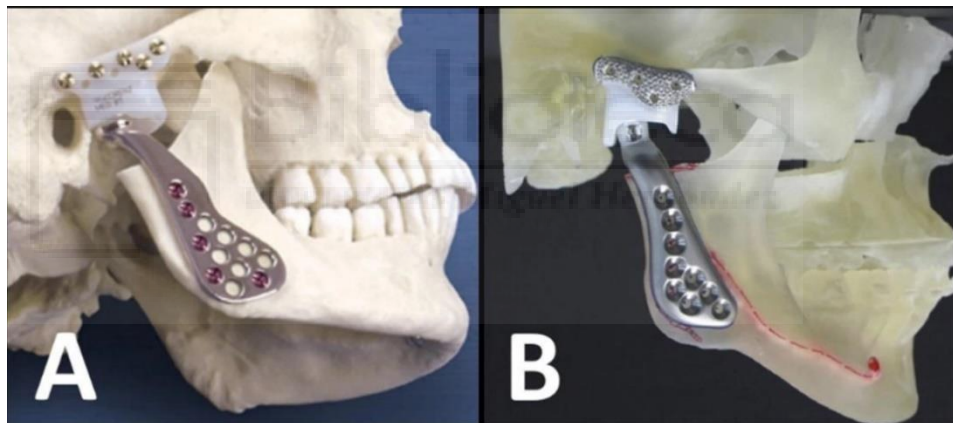


Figura 7. A) Prótesis de Zimmer Biomet. B) Prótesis de TMJ Concepts.

Fuente: [27]

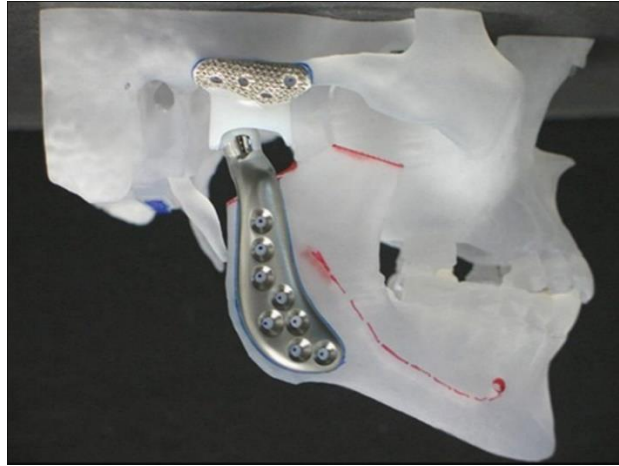


Figura 8. Prótesis TMJ Concepts sobre modelo estereolitográfico.

Fuente: [28]

Comparando ambos sistemas podemos ver que, gracias a que no es necesario estudiar modelos estereolitográficos previos para determinar osteotomías y determinar la colocación de las piezas, además de no ser necesario diseñarlas individualmente, las de “stock” son menos costosas que su contraparte hecha a medida. También nos permiten tener una mayor versatilidad, ya que pueden ser ajustadas *in situ* (cuando la pieza es lo suficientemente delgada, los cirujanos suelen doblarla para adaptarla al hueso), aunque a costa de mayores tiempos de cirugía. El hecho de que no estén fabricadas a medida implica que este sistema no posee un gran ajuste a la mandíbula del paciente, con lo que existe el riesgo de micromovimientos y por ende existe una falta de estabilidad, que puede llevar a la falla prematura de la pieza y molestias para el paciente. También es importante notar que para intentar dar el mejor ajuste posible son necesarias resecciones en la mandíbula, modificando la superficie de la fosa y la rama receptoras, con lo que es un sistema limitado al tipo y al grado de daño que la mandíbula del paciente presente [8,29].

Por otra parte se encuentran las prótesis hechas a medida, como se comentó anteriormente, poseen un mayor coste, teniendo también unos marcos de tiempo de tratamiento más largos y menos versatilidad, pero presentan numerosas ventajas. Entre ellas podemos destacar los reducidos



tiempos de cirugía y el excelente ajuste en el contacto hueso-prótesis que evita los micromovimientos y proporciona muy buena estabilidad, pero sobre todo el hecho de que la reducción de hueso es mínima, haciendo que este sistema sea válido para pacientes con pérdida de una gran porción de hueso o con una deformidad significativa de la rama mandibular. En ambos sistemas se fijan las piezas a la mandíbula y al hueso temporal mediante tornillos bicorticales [8,29].

Para un correcto funcionamiento, indistintamente del sistema elegido, es necesario tomar en cuenta varios factores en el proceso de diseño y modelado. La rigidez de la prótesis, la geometría de la superficie de contacto hueso-prótesis y el punto de contacto cóndilo-hueso temporal, son claves para una correcta predicción del comportamiento de la pieza y de sus posibles desplazamientos debido a las fuerzas aplicadas durante la masticación. Dichos desplazamientos pueden afectar la integración de los tornillos, promover el crecimiento de tejido fibroso y causar la falla de la conexión. En un estudio previo, donde se analizaron varias prótesis de sistema “stock” con distintos grosores se pudo observar que aquellas con menor grosor eran más susceptibles a sufrir micromovimientos, mientras que las de mayor grosor presentaban un comportamiento similar a la mandíbula sana. Con respecto a la geometría de la superficie de contacto, las fallas del implante empleado en dicho estudio se asociaron con un fenómeno de fatiga que provocó la fractura del componente cerca del primer o segundo orificio, como era de esperarse, se ha demostrado que un modelo anatómico, es decir, diseñado a medida, presenta las tensiones más bajas en la región de fijación. Finalmente, con respecto al punto de contacto cóndilo-hueso temporal, podemos ver que para diferentes puntos de contacto y la misma carga, la tensión estará influenciada por la geometría del cóndilo. Para reducir la presión de contacto, algunas geometrías de cóndilos deben evitarse y se recomiendan reemplazos combinados de fosa/cóndilo para preservar la fosa [30].



Es a partir de estos factores y de los diferentes sistemas protésicos que se plantea el siguiente análisis biomecánico, mediante la creación de dos modelos de elementos finitos, uno para cada sistema, y a partir de los cuales se obtienen los respectivos valores de tensiones y deformaciones que justifican matemáticamente, tras una comparación posterior, cual es superior a nivel de durabilidad y rendimiento.

### 2.3 Motivos para la realización de la presente investigación

El presente estudio llega tras la petición de un cirujano de analizar biomecánicamente ambas metodologías de implantación y determinar porque una es más duradera que la otra. En esta memoria se determinan las tensiones y deformaciones a la que están sometidas las prótesis mediante un análisis de elementos finitos y se justifica cuál es el método más eficiente de aplicación.

### 2.4 Objeto de la presente investigación

Este trabajo describe y detalla el proceso de creación de dos modelos de elementos finitos, mediante: una revisión bibliográfica de modelos similares, la recopilación de propiedades mecánicas de los biomateriales implicados y la determinación de las cargas aplicadas sobre la mandíbula durante la mordida. Para posteriormente realizar sendos análisis estáticos, obtener resultados y en base a ellos intentar determinar las causas biomecánicas de la mayor durabilidad de la prótesis hecha a medida.


### 2.5 Descripción de la situación actual

El paciente fue sometido a un reemplazo total de la ATM con prótesis aloplástica de tipo stock. Esta al cabo de un tiempo presentó problemas de unión entre el hueso y los tornillos con lo que acabó aflojándose, generando problemas de desgaste debido a los micromovimientos que se producían. Por

ello se tuvo que realizar una segunda cirugía de reemplazo, en este caso se implantó un sistema hecho a medida.



*Figura 9. Modelos 3D escaneados del paciente donde se puede apreciar la prótesis tipo stock fijada en su posición y aislada (cabe destacar que en los modelos recibidos se excluyó el componente de la fosa, pero se puede apreciar la posición de los elementos de fijación de este).*

	<p><i>Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.</i></p>	<p><i>Memoria</i></p>
---	--	-----------------------

## 2.6 Problemática existente

A nuestro conocimiento no existe ningún otro estudio que compare, biomecánicamente, mediante el desarrollo y posterior simulación de modelos 3D, los dos sistemas protésicos actuales. Con lo que no existe una demostración matemática que favorezca un modelo sobre el otro. A partir de esta premisa, este estudio pretende llevar a cabo dicho análisis y la posterior obtención de las tensiones y deformaciones generadas en ambos sistemas, que justifican objetivamente la preferencia de un modelo sobre el otro.





### **3. MARCO CONCEPTUAL**

#### **3.1 Articulación temporomandibular**

La ATM, también conocida como articulación cráneo-mandibular es la articulación que se encuentra formada por la mandíbula y la base del cráneo, esta actúa como una bisagra deslizante. Esta articulación está conformada por el cóndilo mandibular, la eminencia articular (que es una protuberancia anterior continua con la fosa) y la cavidad glenoidea (también llamada fosa glenoidea) que se encuentra en la porción escamosa del hueso temporal. Las superficies articulares del cóndilo y la fosa se encuentran recubiertas por fibrocartílago. Entre estas superficies se encuentra un disco articular de fibras densas de tejido conectivo que divide el espacio intraarticular en superior, que permite la traslación, e inferior para el movimiento de rotación, por lo cual se clasifica como una articulación gínglimoartrodial compuesta que permite movimientos en diferentes direcciones. El disco distribuye las tensiones de la articulación en un área más amplia, lo que reduce la concentración de tensiones de contacto en un punto de esta. La presencia del disco también evita el contacto hueso-hueso que generaría un mayor desgaste de la cabeza condilar y la fosa. Cabe destacar que los dos compartimentos de la articulación están llenos de líquido sinovial que proporciona lubricación y nutrición a las estructuras articulares [10,11,31,32].

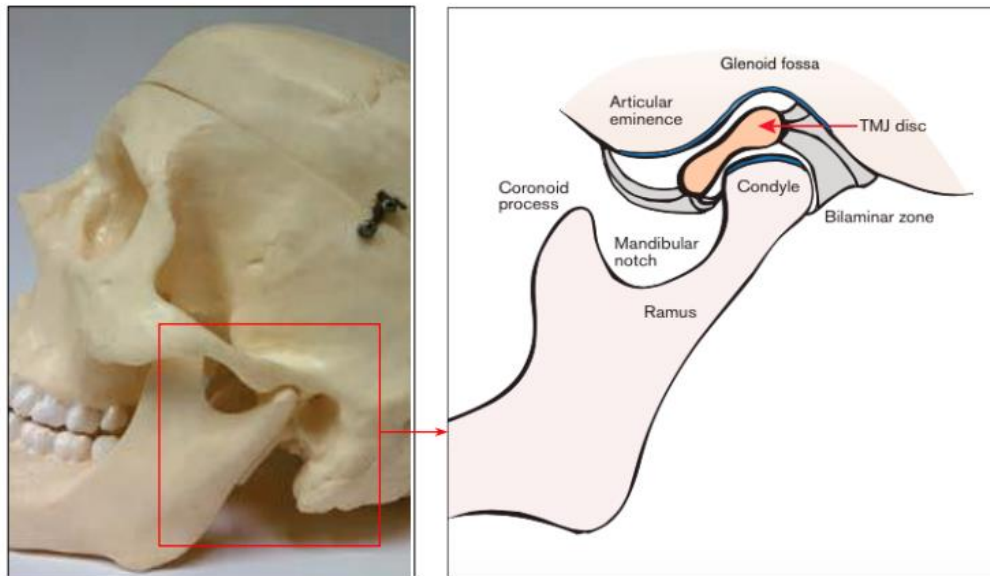
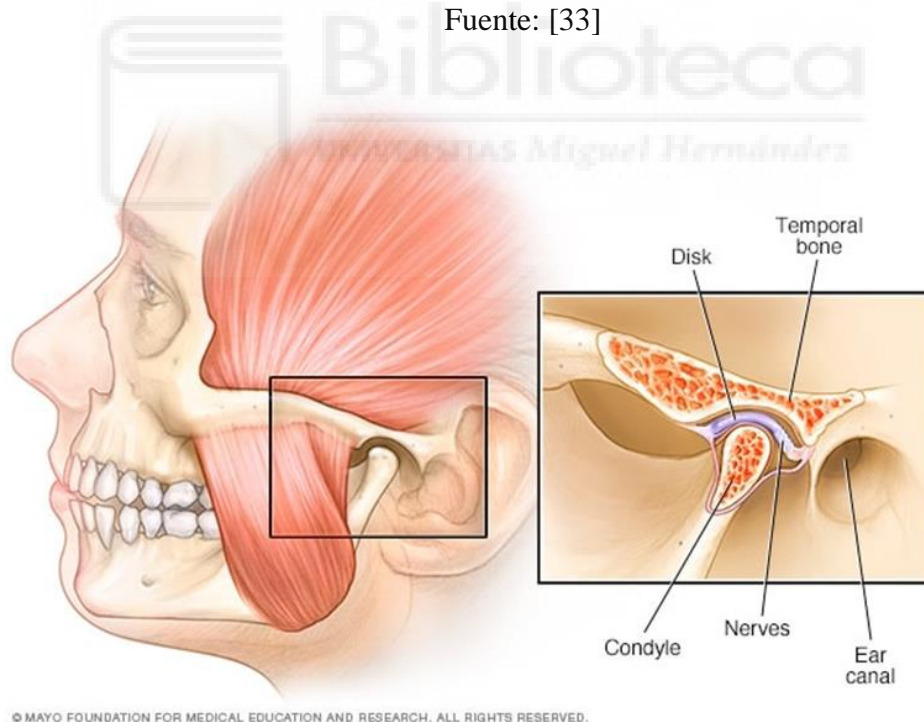


Figura 10. Esquema sagital de la articulación temporomandibular.

Fuente: [33]



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Figura 11. Articulación Temporomandibular. Fuente: [31]

La ATM es un componente importante del complejo craneofacial, esencial para el habla, la masticación, la deglución y la expresión de las emociones [23]. Es considerada una de las articulaciones más complejas del organismo debido a su alto grado de especialización y precisión anatómica, ya



que es una articulación bicondílea en la que los cóndilos, ubicados en los dos extremos de la mandíbula, funcionan al mismo tiempo. Un aspecto particular que diferencia esta articulación de otras es el hecho de que sus superficies articulares están cubiertas por fibrocartílago y no por cartílago hialino, que confiere a la articulación una elevada resistencia a la fricción y a la compresión. Los componentes óseos de esta se mantienen unidos mediante ligamentos. Estos rodean por completo la ATM formando la cápsula articular [11,32,34].

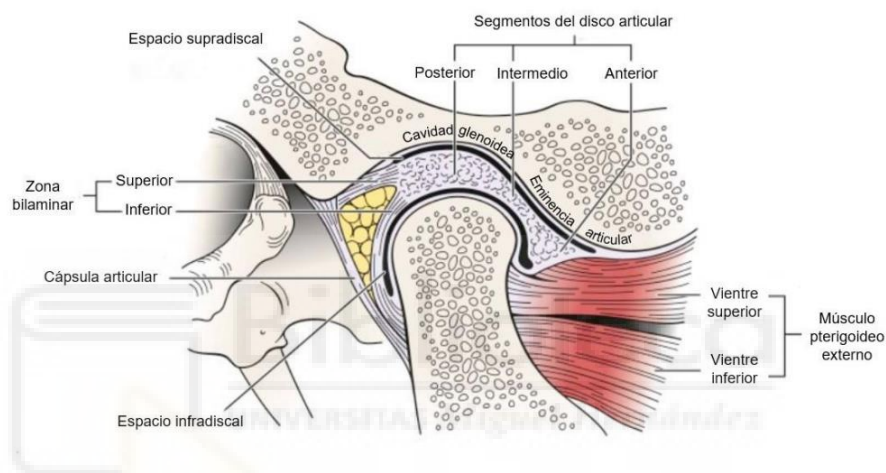


Figura 12. Las diferentes estructuras que componen a la ATM. Fuente: [35]

Los principales componentes de la ATM son: el cóndilo mandibular y la fosa glenoidea, el disco articular, los ligamentos y la cápsula. A continuación, se describen detalladamente. Se hablará también al respecto de los músculos involucrados en el proceso de masticación y la biomecánica de la mandíbula.

- Cóndilo mandibular

El cóndilo es una eminencia elipsoidea que se articula con el cráneo, situada en el borde superior de la rama ascendente de la mandíbula, a la que está unida por un segmento llamado cuello del cóndilo. Tiene una superficie fuertemente convexa en sentido anteroposterior y ligeramente convexa en sentido transversal. Visto de frente presenta dos proyecciones, una medial y otra lateral, que se denominan polos. El polo medial es más

prominente que el polo lateral. La longitud mediolateral del cóndilo es de 15 a 20 mm y la dimensión anteroposterior tiene entre 8 y 10 mm [34].

- *Cavidad o fosa glenoidea*

La cavidad glenoidea es la concavidad dentro del hueso temporal que engrana con el cóndilo mandibular. Se encuentra dividida en dos zonas: una zona anterior, articular, y una zona posterior que corresponde a la pared anterior de la región timpánica del temporal (no articular). La parte anterior corresponde a la eminencia articular de la porción escamosa del hueso temporal. La eminencia articular es el hueso denso orientado transversalmente que corre de manera oblicua desde la raíz posterior del arco cigomático hasta la zona medial de la fosa [32].

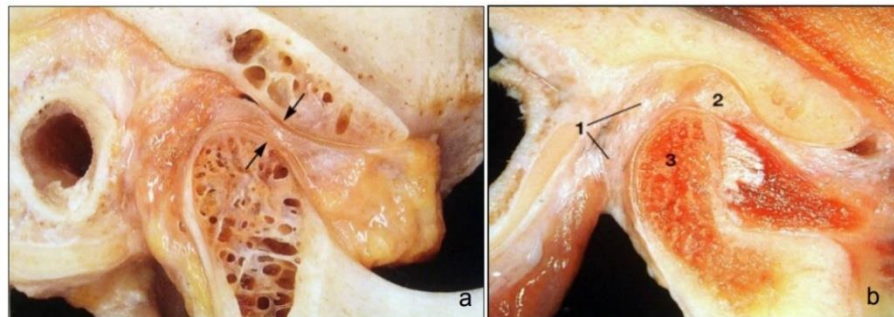
En la parte más profunda de la cavidad glenoidea la pared es muy fina siendo esa una zona con alta vulnerabilidad a fracturas, sin embargo la superficie articular se encuentra completamente sobre la porción escamosa del hueso temporal cubierta por tejido conectivo fibroso que resiste los roces [10].

- *Disco articular*

El disco articular es una lámina ovalada que, según el trabajo realizado por Cristhian Camilo Solarte Legarda en 2015, “*está conformado por fibras colágenas. Posee una forma bicóncava que alcanza una longitud de 12 mm y una amplitud de 16 mm desde su inserción en el polo medial hasta el lateral del cóndilo y se interpone entre las superficies articulares creando los dos*

espacios mencionados anteriormente. Su zona intermedia carece de inervación e irrigación, es más delgada que la porción anterior y posterior. Anteriormente el disco se continúa con la cápsula articular y el músculo pterigoideo lateral en su haz superior y posteriormente se continúa con la zona bilaminar, una lámina de tejido conectivo altamente vascularizada que se divide en dos bandas, la primera que se inserta en la fisura timpanoescamosa y la porción posterior del disco, y la segunda que se inserta en el cuello del cóndilo inferior y al cartílago articular'' [10].

Según el trabajo hecho por Patricio Nicolás Canales Toledo y José Luis Cofré Barrera, *“la morfología del disco está diseñada para compensar las incongruencias de forma entre los componentes temporal y mandibular de la ATM, tanto en reposo como en funcionamiento”* [32].



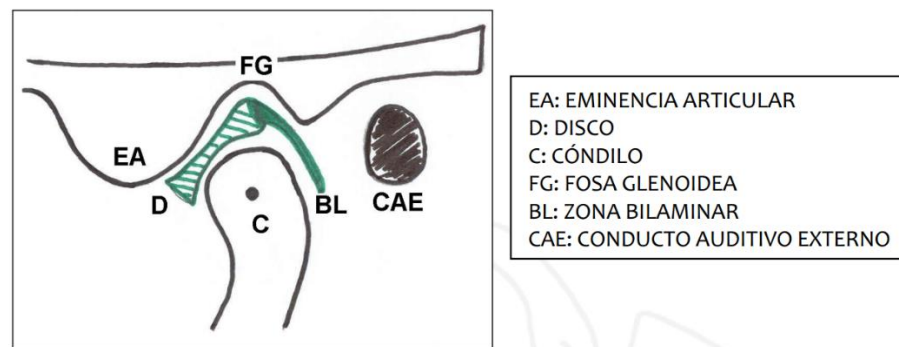


Figura 14. Partes del disco articular. Fuente: [34]

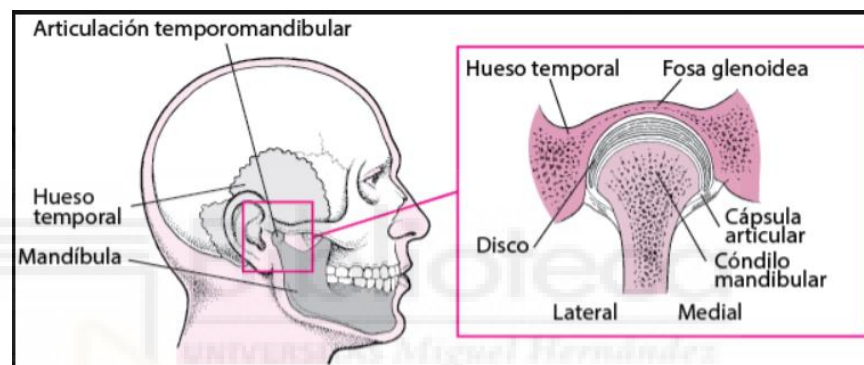


Figura 15. Componentes de la ATM. Fuente: [37]

- Cápsula articular y ligamentos

La cápsula articular es aquella que encierra la ATM conformando una envoltura para protección y estabilidad de las estructuras articulares. Está compuesta por tejido conectivo fibroso. Se inserta en el hueso temporal y en el cuello del cóndilo. Se refuerzan las caras laterales y mediales mediante ligamentos. Los ligamentos no intervienen activamente en la función de la articulación, sino que llevan a cabo una limitación pasiva que restringe el movimiento articular [10,32,38].

Existen cinco ligamentos involucrados con la ATM: los ligamentos colaterales, el ligamento capsular y el ligamento



temporomandibular tienen función de soporte, mientras que: el esfenomandibular y el estilomandibular, son considerados ligamentos accesorios, ya que no presentan función aparente ni influencia sobre la ATM, aunque algunos autores consideran que estos juegan un rol en limitar ciertos movimientos mandibulares [32,38-40].

El ligamento temporomandibular es el medio de unión más importante y se dispone por fuera de la cápsula articular, insertándose por encima de la tuberosidad cigomática para terminar en la cara posterointerna del cuello del cóndilo mandibular. Es el encargado de evitar el posicionamiento posterior del disco y limitar la apertura de la boca. Sus fibras se encuentran orientadas de tal manera que en el movimiento mandibular siempre se mantiene en un estado intermedio entre tenso y relajado, dando estabilidad a la articulación (por ello se considera como un ligamento colateral) [10,38].

Se pueden distinguir dos porciones de este ligamento, la porción externa y la interna. La primera limita la apertura de la boca e influye también en la artrocinemática de la apertura. La interna por otra parte, que tiene una disposición horizontal, tiene una función restrictiva poderosa en la retrusión mandibular, limitando así los movimientos de deslizamiento posterior del disco y cóndilo. La tensión de esta porción protege las estructuras retrodiscales ante posibles traumatismos que produzcan este tipo de movimiento. De hecho, su acción es tan potente que en casos de traumatismos extremos sobre la mandíbula se observan antes fracturas del cuello que daños en los tejidos retrodiscales, o antes de que el cóndilo penetre en la base del cráneo [34].

Según el estudio llevado a cabo por Cristhian Camilo Solarte Legarda, *“la mayor parte de la cápsula se encuentra conformada por el ligamento capsular que mantiene el líquido sinovial, producto de la membrana sinovial, en las superficies articulares que cumple función de lubricación, nutrición, respuesta a agresión y su contenido es mayor en el espacio articular superior. El ligamento colateral es el encargado de fijar el disco al polo medial y lateral del cóndilo”* [10].

Por último tenemos los ligamentos considerados como accesorios. Ambos son una banda de tejido fibroso que, en el caso del esfenomandibular, une las apófisis pterigoides del esfenoides con la mandíbula por su parte interna y el estilomandibular une la apófisis estiloides del temporal con la mandíbula, bajo la inserción del ligamento esfenomandibular [38].

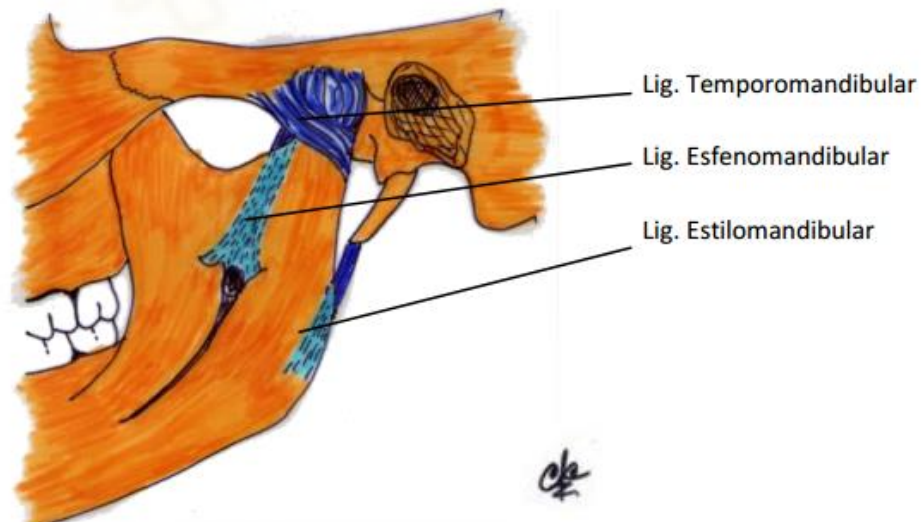
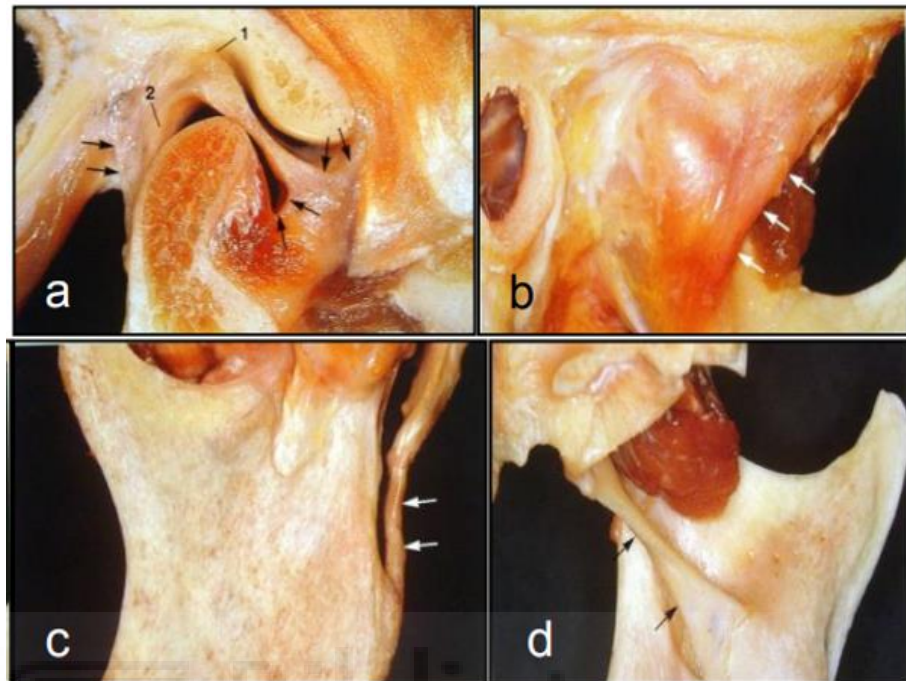


Figura 16. Esquema de la cápsula articular y los ligamentos.

Fuente: [38]



*Figura 17. a) Cápsula articular. b) Ligamento lateral o temporomandibular. c) Ligamento estilomandibular. d) Ligamento Esfenomandibular. Fuente: [36]*

- *Músculos de la masticación*

Los músculos masticatorios son simétricos, es decir, tendremos dos músculos temporales, dos maseteros, dos pterigoideos laterales y dos mediales. Estos músculos, fuertes en naturaleza, son los principales que controlan los diversos movimientos de la mandíbula y la ATM, pero también participan en conjunto con otros grupos como los palatinos, los de la lengua, los supra e infrahioides para llevar a cabo el proceso de la masticación. Como se verá más adelante, se utilizan solo los principales músculos como punto de partida en el desarrollo del modelo tridimensional presente en este estudio [10,11,34].

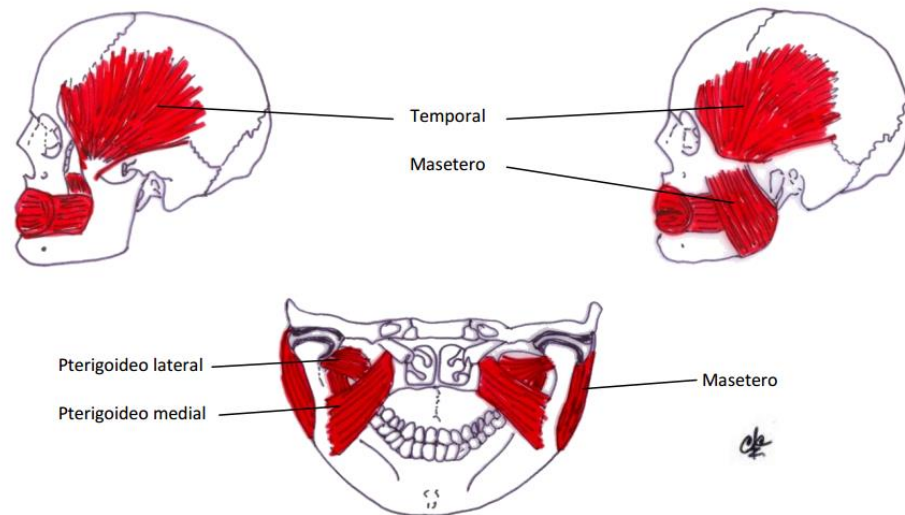


Figura 18. Músculos masticadores. Fuente: [38]

El músculo temporal es el de mayor envergadura, posee una forma de abanico y ocupa la fosa temporal del cráneo. Se origina en la fascia temporal y la línea temporal superior hasta su inserción en la apófisis coronoides y el borde anterior de rama mandibular. Este participa activamente en el movimiento de cierre, las fibras más verticales elevan la mandíbula, mientras que sus fibras posteriores contribuyen a la retrusión mandibular [10,34].

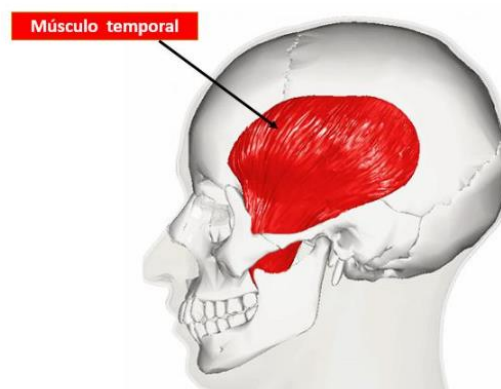
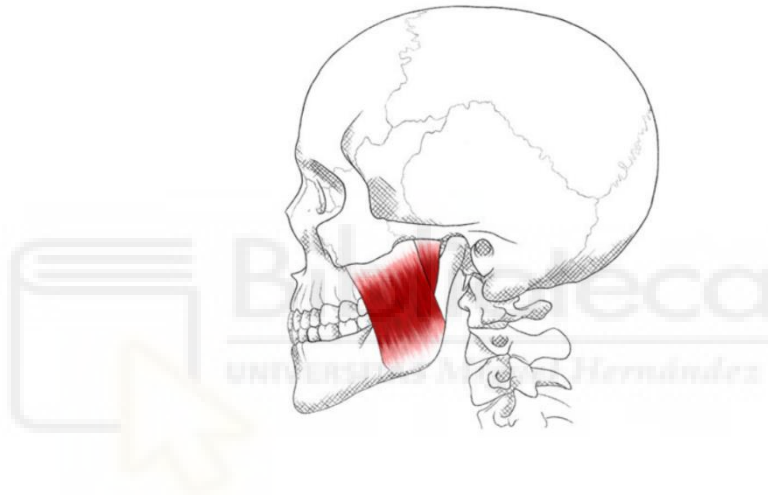


Figura 19. Músculo temporal. Fuente: [41]



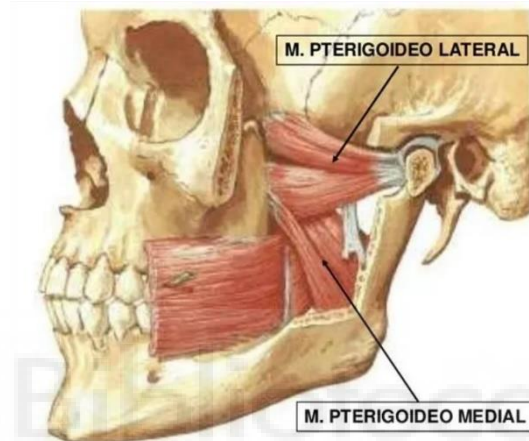
Por otro lado tenemos el músculo masetero, este es corto, grueso y de forma rectangular que también se encarga del cierre de la boca, siendo el principal involucrado en la masticación y participa también en el movimiento de protrusión. Se origina desde el borde inferior del arco cigomático y el proceso cigomático del maxilar hasta la superficie lateral de la rama y el ángulo mandibular [10,11,34].



*Figura 20. Músculo masetero. Fuente: [42]*

Otros músculos, de menor tamaño, pero igual de importantes en la mecánica de la masticación son los músculos pterigoideos. El pterigoideo medial es el más profundo de los músculos masticatorios y es similar al masetero en función. Es un músculo grueso que presenta una forma rectangular. Sus fibras más profundas se originan de la fosa pterigoidea, en la cara medial de la lámina lateral de la apófisis pterigoides, mientras que las más superficiales desde la apófisis piramidal del hueso palatino y la tuberosidad maxilar hasta su inserción en la cara medial mandibular y el borde interno del ángulo de la mandíbula; ejerce su función en cierre y también contribuye en la desviación lateral y en la protrusión. El pterigoideo lateral es un músculo corto,

aplanado transversalmente y que se extiende desde la apófisis pterigoidea hasta el cuello del cóndilo mandibular. Su función es traccionar del cóndilo y del disco articular en el movimiento de apertura de la boca, y también participa en la desviación lateral y en la protrusión [10,34,38].

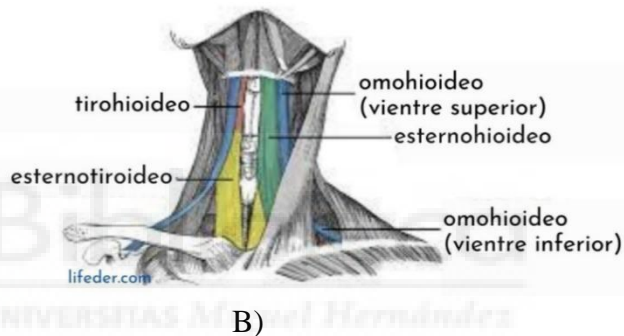
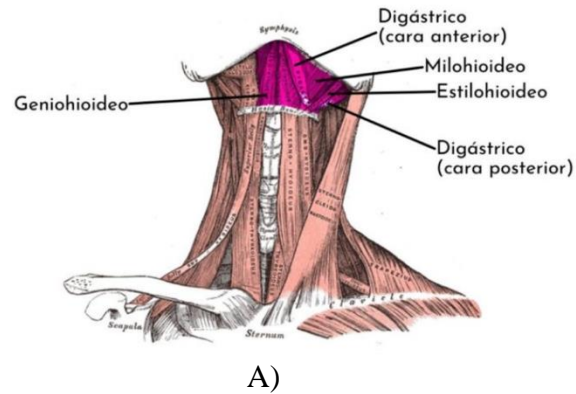


*Figura 21. Músculos pterigoideos. Fuente: [43]*

Por último, aunque no son relevantes en la construcción del modelo de elementos finitos ya que su acción no aplica ninguna fuerza sobre las prótesis de la ATM, caben destacar los músculos supra e infrahioides. Estos son clave en el proceso de masticación y deglución. Los músculos suprahioides dan forma al suelo de la boca, conjuntamente elevan el hueso hioides o descienden la mandíbula en función de que hueso actúe como punto fijo. Comprenden cuatro músculos a cada lado. El músculo geniohioides ocupa la parte media de la mandíbula y va a reforzar el suelo de la boca. Además, desplaza el hueso hioides en sentido anteroposterior y ensancha la laringe. Luego tenemos el músculo milohioides, este se extiende transversalmente desde el borde interno de la mandíbula hasta el rafe (es una costura formada en el punto donde se juntan los lados derecho e izquierdo del músculo) y el cuerpo del hioides. Este músculo forma un asa bajo la lengua

que refuerza el suelo de la boca, eleva el hueso hioides y la lengua al deglutir y hablar. Desarrolla también un papel bastante importante en la trituración del alimento en la cavidad oral. El músculo digástrico, situado en la parte superior y lateral del cuello, se dirige desde la región mastoidea, curvándose por encima del hueso hioides, hasta las cercanías de la sínfisis mentoniana. Participa en la apertura mandibular y eleva el hueso hioides al deglutir. En estrecha relación con este último tenemos al músculo estilohioideo, este está situado por dentro y por delante del vientre posterior del digástrico y va desde la apófisis estiloides a la cara anterior del cuerpo del hioides. Este músculo eleva el hueso hioides y elonga el suelo de la boca [34].

Finalmente los músculos infrahioideos son abatidores del hueso hioides y la laringe durante la deglución, contribuyen al descenso de la mandíbula al fijar la inserción inferior de los músculos suprahioideos. Al igual que estos tenemos cuatro a cada lado. El primero es el músculo esternotiroideo, este se extiende desde el esternón hasta el cartílago tiroides, su función es deprimir y ensanchar tanto el hueso hioides como la laringe después de ser elevada durante la deglución. El músculo tirohioideo continúa al esternotiroideo por arriba del cartílago tiroides hasta el hueso hioides. Es el principal responsable de la oclusión de la laringe evitando que los alimentos puedan penetrar en ella durante la deglución. El más superficial de los infrahioideos es el músculo esternocleidohioideo se extiende desde la clavícula hasta el hueso hioides, deprime el hioides después de que se eleve en la deglución. El omohioideo se extiende oblicuamente desde el omóplato al hueso hioides por la parte lateral del cuello. Deprime, retrae y endereza el hueso hioides en la deglución [34].



*Figura 22. A) Músculos suprahioideos. B) Músculos infrahioideos. Fuente: [44]*

- Biomecánica mandibular

Como se ha podido apreciar anteriormente la mandíbula, es un sistema complejo no solo por la gran cantidad de elementos involucrados en el correcto funcionamiento de esta, sino por la diversidad de movimientos que es capaz de llevar a cabo. A continuación se exponen dichos movimientos de manera resumida, ya que no se desea distraer del objetivo principal de este estudio.

La mandíbula es capaz de realizar movimientos de depresión, elevación, protrusión, retrusión y desplazamientos laterales. El

primero es sinónimo de apertura de la boca, con lo que es un movimiento combinado de rotación y traslación con deslizamiento. En la apertura para la conversación predomina el movimiento de rotación de los cóndilos, mientras que en una apertura más amplia, como ocurre al bostezar, predomina el movimiento de traslación conjunta cóndilo–disco articular. Los músculos involucrados en la depresión son el pterigoideo lateral y el digástrico [34].

El segundo, la elevación o cierre de la boca, es el proceso contrario, con la diferencia de que el retroceso de la mandíbula es pasivo debido a la tensión por estiramiento del freno meniscal posterior y del propio disco articular. Los músculos implicados en este movimiento son el masetero, temporal y los pterigoideos mediales. Los músculos depresores y elevadores actúan en oposición, cuando un grupo muscular se contrae de forma concéntrica, el otro lo hace de manera excéntrica [34].

Además de los movimientos de apertura y cierre, la mandíbula, puede combinar los movimientos para producir protrusión y retrusión de manera simétrica, al igual que movimientos de lateralidad [10]. El movimiento de protrusión se produce en el compartimento superior de la articulación y consiste en una traslación con deslizamiento del conjunto del cóndilo y el disco articular hacia delante hasta que ambos alcanzan el límite de la eminencia articular del temporal. Cuando la mandíbula retrocede a su posición de reposo en la acción contraria a la protrusión (o desde el reposo), puede verse que el cóndilo y el disco se deslizan al mismo tiempo hacia atrás (hacia el fondo de la cavidad glenoidea) en lo que se denomina como movimiento de



*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

retrusión. Los músculos que participan en esta acción son el músculo temporal, el maseteros y el digástrico [34].

Finalmente, para concluir con esta sección, tenemos el movimiento lateral. En este participan los dos cóndilos, los ligamentos que los rodean y los dos vientres musculares de los pterigoideos laterales y los temporales. Los ligamentos limitan la amplitud de este movimiento hacia fuera [34].

### 3.2 Desórdenes temporomandibulares

Los desórdenes de la articulación temporomandibular (DTM) son alteraciones que pueden provocar dolor y disfunción en la articulación y en los músculos que controlan el movimiento de la mandíbula, involucrando por tanto al sistema muscular, esquelético e incluso la oclusión dental. Son más frecuentes en mujeres que en hombres y el rango de edad suele estar entre 20 y 50 años y por lo general se les asocia a cambios morfológicos y funcionales [10].

La causa exacta del DTM de una persona suele ser difícil de determinar, ya que el dolor puede deberse a distintas razones. Algunas de las causas posibles son: el rechinar o apretar los dientes en exceso (bruxismo), lo que ejerce mucha presión sobre la ATM, la dislocación del disco articular, presencia de osteoartritis o artritis reumatoide, el envejecimiento natural de los huesos y articulaciones, la genética o una lesión de la mandíbula [11,31]. Se ha observado también que la maloclusión funcional puede ser en parte la responsable de causar DTM, al igual que la mordida cruzada posterior unilateral funcional. También se especula que la postura corporal habitual (PCH) durante el sueño es una de las posibles razones de la dislocación del disco [11]. Los trastornos dolorosos que afectan a la ATM son relativamente

frecuentes, con una prevalencia que oscila entre el 16 % y el 59 % para los síntomas notificados y entre el 33 % y el 86 % para los signos clínicos [23].

Los desórdenes más comunes son el síndrome de disfunción dolorosa miofascial, los desarreglos internos (DI), la artritis y los traumatismos [11]. Los DI se definen como la falta de coordinación anatómica entre el disco y el cóndilo mandibular que genera desplazamientos e irregularidades en el movimiento de rotación condilar en apertura oral y posteriormente en el movimiento de traslación en apertura máxima, produciendo síntomas como el dolor articular, dolor en músculos de la masticación, ruidos articulares como chasquidos e incluso bloqueos de la ATM. El desplazamiento del disco es la artropatía de la ATM más común y suele preceder a la aparición de la osteoartritis [11].

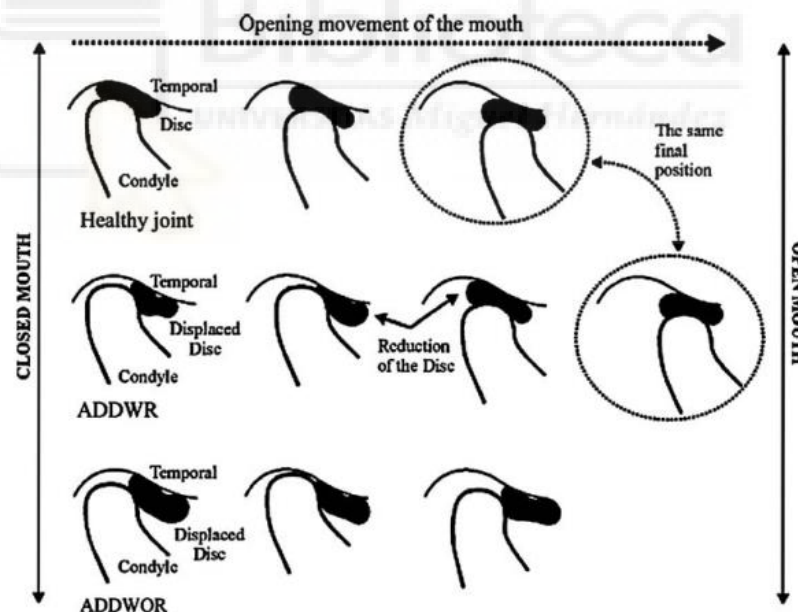


Figura 23. Representación esquemática de la posición del disco articular en tres condiciones diferentes: una articulación sana, desplazamiento anterior del disco con reducción (ADDWR) y desplazamiento anterior del disco sin reducción (ADDWOR). Fuente: [11]



Si un DI se detecta tarde, además de los síntomas mencionados, puede producir una degeneración de la articulación que desemboca en cambios anatómicos irreversibles en las superficies articulares óseas. Llegado a ese punto la única solución sería una reconstrucción de la ATM con uso de prótesis. La necesidad del reemplazo articular aloplástico no es exclusivo para los DI en etapas tardías, otras patologías de la ATM que alteran su forma y función son las listadas a continuación:

- La anquilosis ósea, esto es una reducción parcial o total de la capacidad de movimiento de una articulación debido a que dos huesos se han unido dentro de la articulación.
- Enfermedades degenerativas articulares como la osteoartritis (es el tipo más común de artritis), que produce cambios óseos en el cóndilo mandibular y/o eminencia articular y además promueve la destrucción del cartílago articular [32].
- Enfermedades autoinmunes, en las cuales el sistema inmunitario ataca y destruye los órganos y tejidos corporales sanos.
- Fractura con deformidad anatómica o grado de desplazamiento severo.
- Necrosis avascular.
- Neoplasias con resección local amplia.
- Anomalías congénitas.
- Reabsorción condilar idiopática/pérdida de la dimensión vertical.





El someterse a múltiples procedimientos quirúrgicos previos podrían dejar la ATM debilitada permanentemente (debido a pérdida de hueso durante el procedimiento) lo que, junto a reconstrucciones previas fallidas, haría necesaria la implementación de prótesis reconstructivas [10].

Por otro lado, la disfunción del dolor miofascial va referida al dolor y la inflamación en el tejido conectivo del cuerpo que cubre los músculos. Puede resultar de una distensión muscular aguda o de un uso excesivo o indebido crónico [45]. En el caso de la ATM esta disfunción puede ocurrir al apretar los dientes en exceso, generando tensión desmedida en los músculos involucrados con la masticación. Dichos músculos pueden mostrar restricción en el rango de movimiento o incluso pérdida de fuerza.

### 3.3 Tratamientos para los desórdenes temporomandibulares

Con el avance de la tecnología en las últimas décadas se han desarrollado diversos métodos fiables para el diagnóstico de los DTM, como por ejemplo la resonancia magnética (RM), la tomografía computarizada (TAC) y la gammagrafía ósea [38]. En gran parte de los casos, el dolor y la incomodidad asociados con los trastornos de la ATM son temporales y pueden aliviarse con tratamientos conservadores (no quirúrgicos), dejando los tratamientos irreversibles, como el reemplazo de la ATM, como última opción, que gracias a los avances que ha experimentado la tecnología protésica desde la década de los 60, se ha convertido en una solución eficaz para muchas personas [31]. Se deben agotar todas las opciones de tratamiento no quirúrgico antes de considerar los métodos invasivos [11].

Uno de los tratamientos más conservadores que podemos encontrar es el uso a corto plazo de medicamentos para el dolor, relajantes musculares o medicamentos antiinflamatorios no esteroideos como el ibuprofeno. Podemos obtener alivio también mediante la fisioterapia. Con ejercicios específicos para la mandíbula, como abrir la boca hasta una posición cómoda y luego aplicar una ligera presión adicional para abrir la boca por completo o



*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

estirar los músculos de la mandíbula haciendo varias expresiones faciales, obtenemos la lubricación de la articulación sinovial y mantenemos el rango completo de movimiento de esta. Además de la terapia, evitar los movimientos extremos de la mandíbula, tomar medicamentos, aplicar calor húmedo o compresas frías y comer alimentos blandos son otras maneras pasivas de evitar que el trastorno empeore. El asesoramiento psicológico también podría ser una buena alternativa para resolver el estrés excesivo, causante de trastornos como el bruxismo o el síndrome de disfunción dolorosa miofascial [11,31].

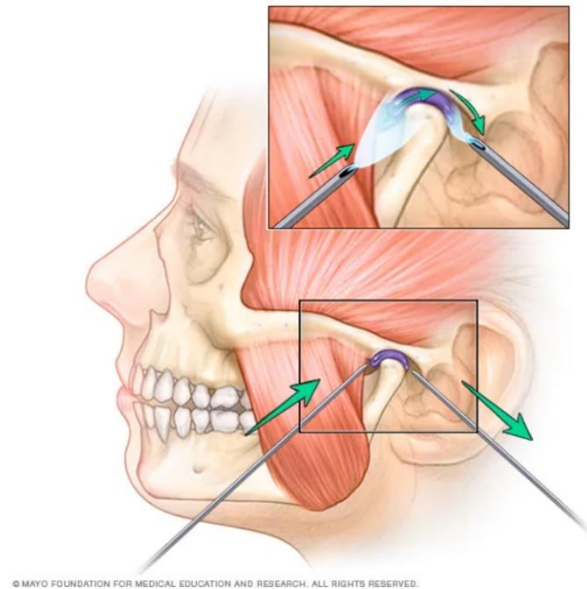
Otra alternativa conservadora es el uso de férulas dentales. Estas son boquillas protectoras de plástico que se colocan sobre los dientes superiores e inferiores para evitar que estos se junten, disminuyendo los efectos de apretar o rechinar los dientes (bruxismo). Las férulas son eficaces para reducir la intensidad del dolor en pacientes con molestias en la mandíbula y los músculos masticatorios al corregir los defectos de la mordida. Esto se logra colocando los dientes en su posición óptima, evitando así maloclusiones causantes de DTM [11]. Este método puede ser más costoso y tener una mayor duración que el mencionado anteriormente, pero siempre será una mejor opción que los métodos invasivos, aunque su eficacia a largo plazo ha sido ampliamente debatida y sigue siendo controvertida [11].



*Figura 24. Férulas dentales.* Fuente: [11] y [46]

Por otro lado tenemos los tratamientos irreversibles (quirúrgicos). Las condiciones que siempre se tratan quirúrgicamente involucran problemas congénitos como un sobredesarrollo o subdesarrollo de la mandíbula, anquilosis mandibular y tumores benignos y malignos de la ATM [11]. Entre los tipos de cirugía más comunes encontramos la artrocentesis, la artroscopia, la discectomía y el reemplazo de la articulación.

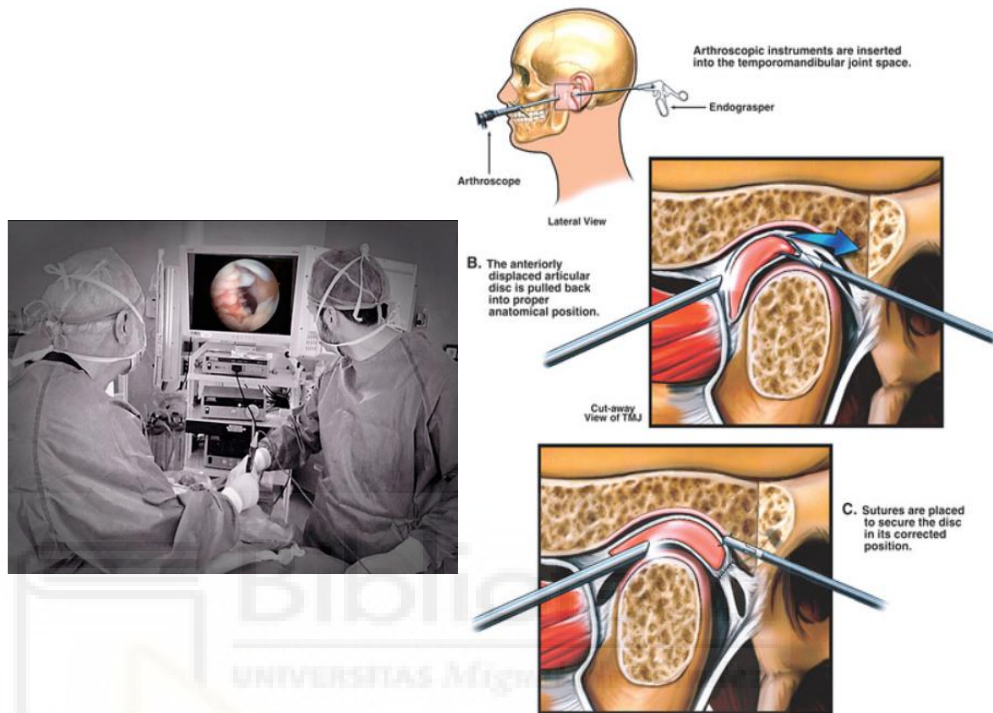
La artrocentesis es el procedimiento quirúrgico más sencillo y menos invasivo que se puede realizar en la ATM. Esta operación se realiza con anestesia general en pacientes con apertura mandibular restringida debido a bloqueo y sin antecedentes significativos de problemas en la articulación. Este procedimiento conlleva un riesgo muy bajo y consiste en la inserción de pequeñas agujas en la articulación para que se pueda irrigar líquido estéril a través de ella para eliminar los desechos y productos secundarios inflamatorios. Ocasionalmente, podría ser necesario la inserción de un instrumento como para desalojar el disco si este está atascado [11,31].



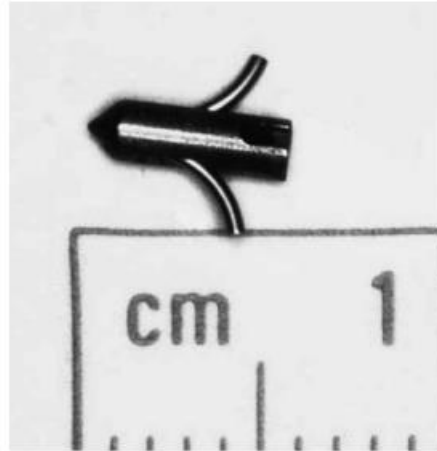
*Figura 25. Artrocentesis. Fuente: [31]*

La artroscopia es una cirugía que se realiza para volver a colocar el disco articular en su lugar. En algunos casos puede ser incluso tan efectiva como la cirugía de reconstrucción articular y con menores riesgos y complicaciones que la cirugía de articulación abierta, aunque tiene algunas limitaciones. La cirugía consiste en introducir un artroscopio en el espacio articular a través de una pequeña incisión frente a la oreja del paciente. Este instrumento está conectado a una pantalla que permite al cirujano examinar la ATM. El procedimiento no deja cicatrices y permite una rápida recuperación del paciente, la mayoría de estos experimentando un mayor grado de apertura oral nada más finalizar el procedimiento [47]. Dependiendo del nivel de severidad, el cirujano puede extirpar el tejido inflamado o realinear el disco o el cóndilo. Como limitación de este tipo de intervención, si el ligamento y el tejido retrodiscal se estiraron anteriormente más allá de su rango elástico, realinear el disco es solo una solución temporal, ya que la articulación no funcionará tan bien como de costumbre. Es por ello que resulta necesario, en algunos casos, recurrir a elementos protésicos como un ancla y

ligamentos artificiales para estabilizar el disco articular en la cara posterior del cóndilo [11,31].



*Figura 26. Artroscopia temporomandibular. Fuentes: [47] y [48] respectivamente.*



*Figura 27. Mini ancla Mitek para el reposicionamiento y estabilización del disco articular. Lo componen dos alas de níquel-titanio que proporcionan el mecanismo de bloqueo intraóseo mientras que un ojal en el cuerpo permite la fijación de suturas que funcionan como ligamentos artificiales. Fuente: [11]*

Otro tipo de intervención es la discectomía, este es un tratamiento quirúrgico comparativamente más invasivo que los mencionados anteriormente, ya que consiste en extirpar el disco articular dañado (normalmente perforados, atróficos o gravemente deformados que no tiene posibilidad de reparación) y que muy a menudo se disloca, al igual que los ligamentos y tejidos que lo anclan en su posición. Se suele realizar en pacientes con DTM grave. Sin embargo, la extirpación del disco hace que la ATM tenga absorción reducida a los impactos y esfuerzos y un aumento de la carga durante el movimiento mandibular. Aunque se recomiendan los aloinjertos de tendones como reemplazo para el disco, no existen materiales interposicionales ideales que puedan proteger el cartílago articular de los cambios degenerativos posteriores a la discectomía [11].

Otros métodos menos invasivos que el reemplazo articular que podrían aliviar los dolores y la falta de funcionalidad son: la condilotomía (alta o baja dependiendo de la altura a la que se aplica en la mandíbula), que consiste en remodelar el cóndilo reseccionando parte de



este y las inyecciones de corticoesteroides en la articulación. En casos excepcionales, la inyección de botox en los músculos de la mandíbula puede aliviar el dolor asociado a los DTM [31].

Por último, tenemos el procedimiento más invasivo y el objeto del presente estudio, el reemplazo protésico de la articulación. Esta intervención quirúrgica consiste en la extracción de la parte de la ATM dañada y su posterior reemplazo con un dispositivo protésico. Si se reemplaza solo un cóndilo o un componente de fosa, la cirugía se denomina reemplazo articular parcial, mientras que la total implica el reemplazo de ambos simultáneamente [11].

Como se pudo apreciar en apartados anteriores, desde la década de los 60 se han llevado a cabo estudios a largo plazo que respaldan la seguridad y eficacia de esta alternativa dando como resultado una reducción del dolor, una mejor función de la mandíbula y una mayor apertura incisal, pero el éxito del procedimiento depende en gran medida de la cantidad de cirugías previas, teniendo mejores resultados aquellos pacientes con menos [11].

Esta alternativa se ha asociado con tasas de complicaciones de entre 1,5% y 14,0%, con la mayoría de las complicaciones asociadas con daño nervioso e infecciones que pueden causar dolor intenso y daño permanente a la mandíbula. También es posible que algunos de los elementos protésicos involucrados fallen antes del tiempo previsto, como por ejemplo, fractura de tornillos, desplazamiento del implante y aflojamiento de este, que combinados, representan alrededor del 15,9% del total de complicaciones informadas [23].

Otro fenómeno que condiciona el éxito a largo plazo es la osteointegración. Si los tornillos no logran integrarse bien con el hueso receptor, se aflojarán y/o fracturarán bajo una carga normal, lo que provocará la disfunción mandibular acompañado de un aumento del dolor e inflamación. También es muy importante la fijación del tornillo, ya que



un error en este paso puede provocar micromovimientos del implante a futuro, lo que generaría desprendimiento de partículas de desgaste, inestabilidad del implante y, en última instancia, la falla del componente [23].

En un estudio llevado a cabo por David C. Ackland et al. se demostró que el posicionamiento de la prótesis en el proceso intraoperatorio tiene un gran efecto, no solo porque la carga cíclica de componentes desalineados puede provocar fricción y corrosión y posteriormente la fractura de los componentes articulares, sino por la distribución de las tensiones sobre los elementos de fijación. Se demostró que el uso de muchos tornillos en la fijación ayudaba a reducir las tensiones de estos, las tensiones máximas del componente condilar y a mejorar la fijación de este, aunque el tiempo y el costo de la cirugía pueden aumentar sustancialmente y, en última instancia, la protección excesiva contra las tensiones puede presentar riesgo de atrofia ósea por desuso, aumentando además el riesgo de daño al nervio mandibular. Por esa razón los resultados de ese estudio sugirieron que se podrá prescindir de aquellos tornillos que no estén significativamente cargados sin comprometer la fijación del componente [23].

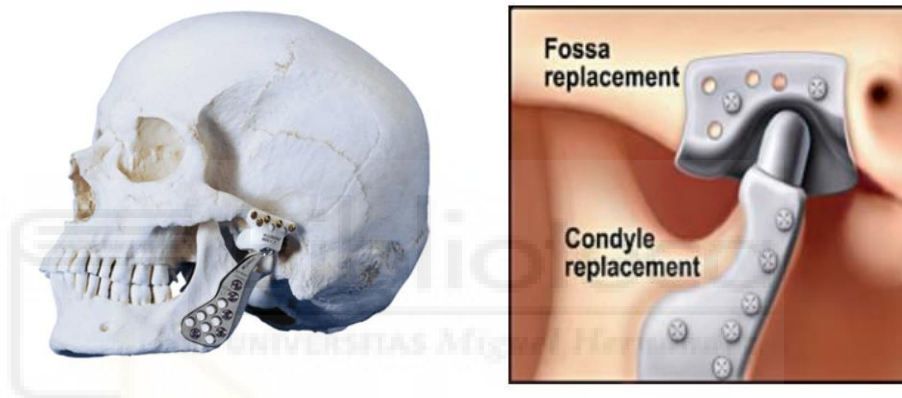
Se observó también que los tornillos colocados en la parte más superior experimentaron tensiones más altas que los colocados en la parte inferior, con lo que presentan un mayor riesgo de aflojamiento o rotura [23].

Por último cabe destacar que no todos los pacientes con DTM graves pueden someterse a esta intervención, entre las contraindicaciones del uso de prótesis podemos encontrar [8,10]:

- Pacientes que sufran de una enfermedad sistémica severa.
- Pacientes inmunocomprometidos.
- Infección local activa.
- Alergia a los materiales de la prótesis.



- Inmadurez esquelética.
- Pacientes con más de dos o tres operaciones de reemplazo previas, ya que el soporte para el componente artificial está comprometido.
- Pacientes con una reacción a cuerpos extraños debida a implantes anteriores.
- Pacientes con deficiencias óseas en la zona a tratar.



*Figura 28. Reemplazo de la articulación temporomandibular.*

Fuentes: [49] y [11] respectivamente.

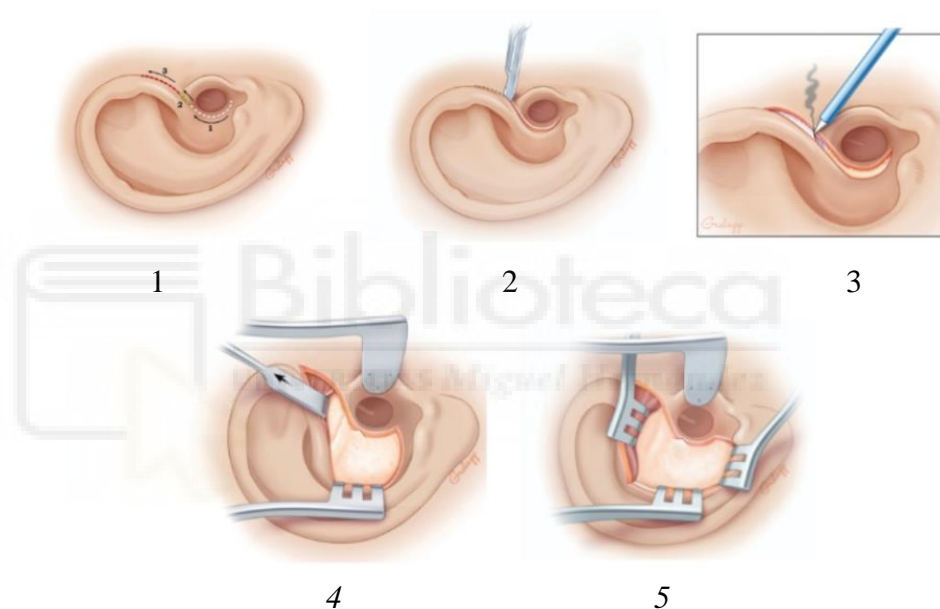
Muchos de los tratamientos comentados anteriormente a menudo funcionan mejor cuando se usan en combinación [11].

### 3.4 Procedimiento quirúrgico

Esta intervención se considera de alta complejidad. Tras la intubación nasotraqueal, la eliminación de cabello en la región a tratar para evitar contaminación, la aplicación de anestesia general y una protección ocular y de zonas de presión del paciente, se realizan los siguientes pasos [8,10]:

1. Esterilización, tanto de la región facial con extensión al cuello, como de los instrumentos que se utilizarán y posterior colocación de campos quirúrgicos.

2. Protección del canal auditivo externo con una torunda la cual se retirará al concluir la cirugía.
3. Incisión estándar endaural con disección a través de los planos profundos con referencias anatómicas establecidas evitando lesiones en nervio facial y arteria temporal superficial, hasta dejar a la vista las estructuras articulares.



*Figura 29. Incisión endaural.* Fuente: [50]

4. Incisión retromandibular que permite una visualización mejor de la rama.

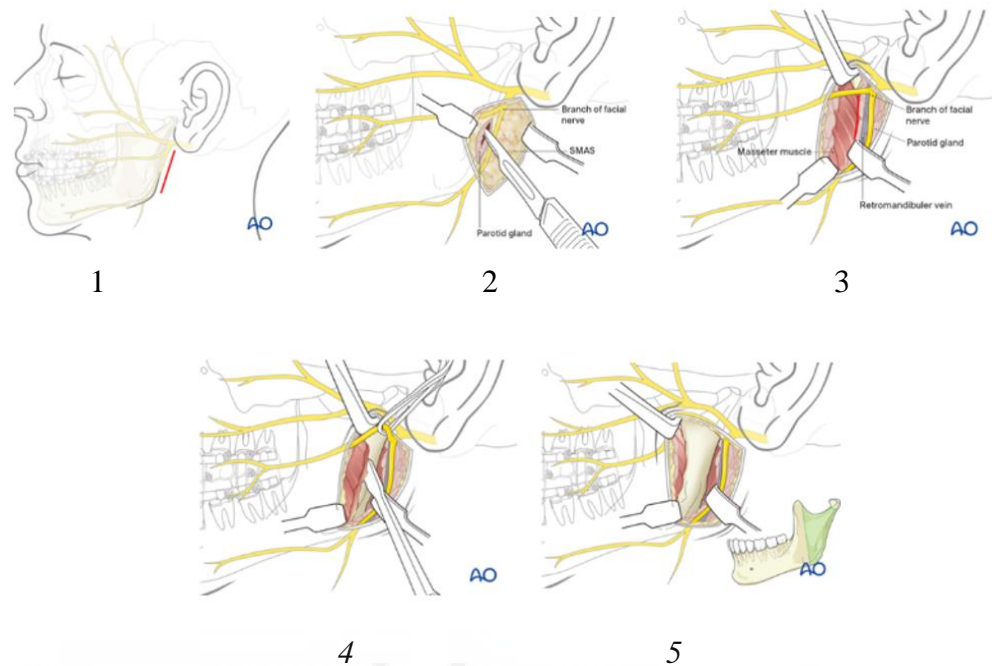
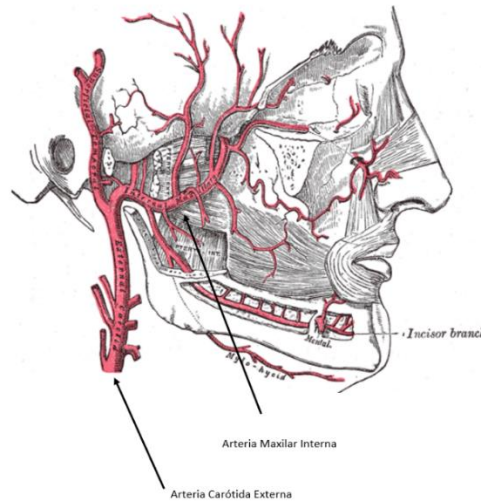


Figura 30. Incisión retromandibular. Fuente: [51]

5. Se realiza una osteotomía condilar con sierra recíproca o piezoeléctrico con precisión con abundante irrigación, aislando el cuello del cóndilo con retractores condíleos y separando los tejidos blandos adyacentes adecuadamente para obtener una correcta visualización y evitar el daño a la arteria maxilar interna. Se realiza la remoción del cóndilo con pinzas Kelly.



*Figura 31. Arteria Maxilar Interna. Fuente: Wikipedia*

6. Regularización de la osteotomía a nivel de la escotadura sigmoidea con el uso de una fresa de diamante.
7. Como preparación para el posicionamiento de la prótesis de fosa se realiza una regularización de la eminencia articular y de la cavidad glenoidea; el componente ha de quedar estable y con mínimo espacio muerto.



*Figura 32. Regularización de las superficies articulares con fresa.*

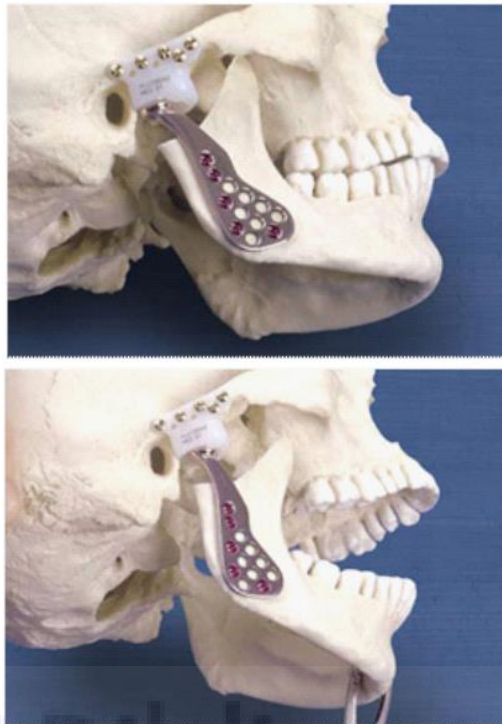
Fuente: [8]

8. Una vez preparadas las superficies, se realiza una verificación de disponibilidad de espacio, que ha de ser de unos 2 cm para la correcta colocación de la prótesis y posteriormente se realiza prueba de ajuste



del componente de la fosa, si hay estabilidad se procede a la fijación de este elemento mediante el uso de tornillos.

9. Se procede a la colocación de la oclusión ideal mediante alambres intermaxilares y posteriormente se establece la posición de fijación del componente mandibular de la prótesis.
10. Una vez colocado el componente mandibular se proceder a fijarlo con tornillos, para la disposición de estos se ha de tener en cuenta lo que se comentó en el apartado anterior y también la ubicación del nervio alveolar inferior para evitar dañarlo.
11. Una vez confirmada la estabilidad oclusal, se liberan las fijaciones intermaxilares y se evalúan de manera dinámica los componentes de la prótesis, la apertura oral postoperatoria mínima debe ser entre 32 a 35 mm. Con ese rango de movimiento se puede estimar el funcionamiento mecánico de la articulación y buscar cualquier subdislocamiento, desarticulación u obstrucción mecánica.



*Figura 33. Apertura oral postoperatoria mínima. Fuente: [8]*

12. Finalmente y si no hay ningún defecto en el funcionamiento, se irrigan las heridas de cirugía con solución antibiótica, se hace cierre por planos y se aplica apósito de presión.

En cuanto a la rehabilitación, al día siguiente de la cirugía se puede comenzar un régimen de ejercicios mandibulares que deben continuarse hasta que se logra la apertura máxima o por al menos seis semanas.



### 3.5 Conceptos importantes

A continuación se definen conceptos importantes para el correcto entendimiento del presente estudio.

- *Escala visual análoga (EVA)*

Según el artículo “7 - Assessment and Management of Pain in the Pediatric Patient” de Elizabeth S . Gosnell y S .Thikkurissy esta escala “*es una de las herramientas de medición más fiables y válidas para el autoinforme del dolor en niños a partir de los 8 años. Una EVA es una línea de aproximadamente 100 mm de longitud, con cada extremo anclado por descriptores extremos (p. ej., sin dolor versus dolor intenso). El paciente indica el grado de dolor percibido haciendo una marca en la línea. Se cree que ciertas mediciones fisiológicas, especialmente la frecuencia cardíaca, junto con el autoinforme de molestias agregan otra dimensión importante a la caracterización de la especificidad de la respuesta a los estímulos dolorosos*” [52].

- *Conjunto de datos de hombre humano visible (VHM en inglés)*

Es una recopilación de datos almacenada en la Biblioteca Nacional de Medicina de los Estados Unidos que consta de resonancias magnéticas digitales, tomografías computarizadas e imágenes anatómicas derivadas de un solo cadáver masculino. Esta información está disponible al público bajo un acuerdo de licencia sin costo. En esta recopilación también



se describe la historia del cadáver, los métodos y la tecnología utilizada para producir el conjunto de datos [53].

- Material aloplástico, material autógeno y aloinjertos

Material autógeno o autólogo: según la Real Academia Española, “*que se obtiene del mismo individuo que lo recibe*” [54].

Aloinjerto: son aquellos injertos que proceden de donantes de la misma especie; pero genéticamente diferentes. Comparándolo con los implantes autólogos, las ventajas de este injerto incluyen su disponibilidad en mayores cantidades y la variedad en formas y tamaños disponibles, además de no sacrificar las estructuras del huésped, pero al ser tejido proveniente de otro individuo, podría existir rechazo del implante por parte del paciente, que podría causar complicaciones postoperatorias [55].

Material aloplástico: según la Clínica Universidad de Navarra, son “*materiales de naturaleza inerte normalmente destinados a su implantación dentro del organismo, con el fin de remodelar y crear volumen o sustituir un área anatómica determinada*” [56].

- Osteotomía y osteointegración

Osteotomía: según la Real Academia Española, “*resección de un hueso*” [57].



Osteointegración: según el portal web de la clínica dental Ferrus & Bratos, “*es el proceso biológico por el que se produce una unión sólida entre un implante y el hueso del paciente*” [58].

- *Estereolitografía*

La estereolitografía fue la primera tecnología de impresión 3D comercializada, creada por Chuck Hull en 1980. Es un proceso de realización rápida de prototipos que utiliza la estratificación (disposición del material en capas) para la construcción de un modelo. La tecnología utiliza resinas líquidas fotopoliméricas que se solidifican cuando se exponen a la luz ultravioleta. Con esta tecnología se consigue fabricar piezas fieles al diseño definitivo con tolerancias de menos de 0,05 mm, con lo que es especialmente útil para crear piezas que requieran de gran precisión, además de ofrecer un buen acabado superficial [59,60].

- *Excursión lateral y oclusión*

Excursión lateral: es el movimiento lateral (hacia la derecha o a la izquierda) de la mandíbula [61].

Oclusión: se refiere a la forma en que los dientes interaccionan entre sí y el tipo de ajuste o contacto entre los superiores e inferiores [62].



*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

- *Eminencia o apófisis*

Protuberancia de forma muy variable, que sobresale de un hueso. Si permiten la articulación con otros huesos se denominan articulares y si solo sirven para la inserción de músculos y tendones se le conoce como no articulares [63,64].





## **4. METODOLOGÍA**

### **4.1 Información utilizada**

Para la realización de este estudio se ha partido de modelos 3D escaneados directamente de un paciente que se sometió a un procedimiento de reemplazo de una prótesis de ATM fallida. Adicionalmente nos apoyamos en artículos anteriores que trataron temas como, el modelado y posterior análisis de elementos finitos de una prótesis de ATM hecha a medida [23] y donde se exponían los distintos tratamientos para los DTM [11], para la determinación de las variables involucradas y para un mayor entendimiento del contexto del estudio, respectivamente. Se han usado como referencia también otros artículos y trabajos de fin de grado que aportaron gran información técnica e histórica sobre las prótesis temporomandibulares y que se encuentran referenciados en el apartado de bibliografía.

### **4.2 Datos de partida**

Como se comentó en el apartado anterior, para la ejecución del presente trabajo de investigación se ha partido de un ensamblaje que consiste en cuatro piezas 3D obtenidas de un paciente real, estas son: cráneo superior, mandíbula, componente condilar de la prótesis y el componente de la fosa, de los cuales se utilizan la mandíbula y el componente condilar de la prótesis. Una vez editados y ensamblados, proceso que se detalla en el apartado 4.3, los modelos fueron llevados al programa de simulación Ansys donde fue necesario la configuración de las piezas, sus materiales, contactos y fuerzas a la que están sometidas. En gran medida se ha utilizado el estudio realizado por David C. Ackland [23] como referencia. De dicho artículo se extrajo el valor y dirección de las fuerzas ejercidas en la masticación, además de las propiedades del hueso.



Para el hueso se ha tomado un módulo de Young de 14,5 GPa y un coeficiente de Poisson de 0,30 [23]. En la zona afectada por la intervención quirúrgica y donde reposarán las prótesis, el tipo de hueso encontrado es cortical, cuya densidad se ha tomado de 1,9 g/cm<sup>3</sup> [65].

Con respecto a la prótesis se han tomado dos materiales distintos. Se ha usado como referencia el modelo fabricado por TMJ Concepts donde el cuerpo mandibular está hecho de aleación de titanio 6Al-4V con bajos elementos intersticiales y la cabeza condilar de una aleación de cobalto-molibdeno-cromo [28]. La densidad de la primera se encuentra descrita en la librería de materiales de Ansys y tiene un valor de 4,419 g/cm<sup>3</sup>. El módulo de Young y coeficiente de Poisson son 114 GPa y 0,34 respectivamente. La segunda aleación posee un módulo de Young de 220 GPa, un coeficiente de Poisson de 0,29 y una densidad de 8.4 g/cm<sup>3</sup> [66].

Se utiliza esa aleación de titanio, ya que una de sus aplicaciones más comunes es en la fabricación de prótesis, debido a que es uno de los metales más biocompatibles, siendo resistente a los fluidos corporales en los que desarrolla una capa de pasivación protectora que consiste predominantemente en óxido de titanio [30,67].

Con respecto a los músculos involucrados en la masticación y sus respectivas fuerzas, se han tomado en cuenta los que se muestran en la siguiente imagen. Cabe destacar que no todos los músculos se han considerado para este estudio, se han descartado aquellos que menos intervienen en el proceso de la masticación.

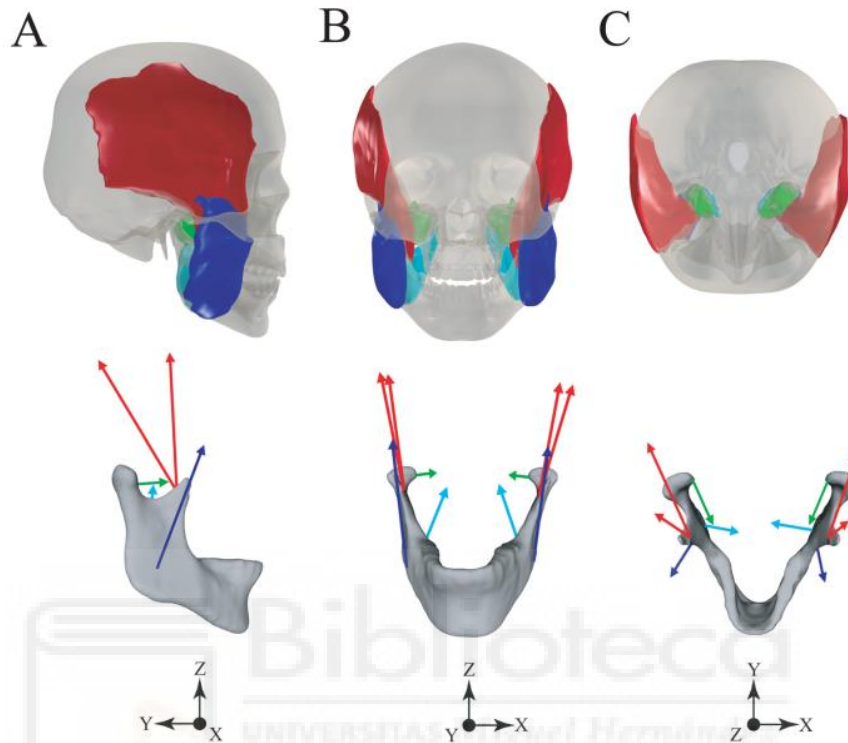


Figura 34. Músculos seleccionados (arriba) y sus respectivas líneas de acción (abajo) mostrados en vista lateral (A), vista frontal (B) y vista superior (C). Los colores son los siguientes: masetero (azul), temporal (rojo), pterigoideo medial (turquesa), pterigoideo lateral (verde). Fuente:

[23]

Las direcciones de las fuerzas se han determinado a través de cosenos directores obtenidos del artículo anteriormente comentado y los valores son los que se pueden apreciar en la siguiente tabla.

**Tabla 1. Cosenos directores de las líneas de acción de los músculos seleccionados [23].**

	Músculo	X	Y	Z
Lado Izquierdo	Masetero	0,060	-0,356	0,932
	Temporal Posterior	0,132	-0,010	0,991
	Temporal Anterior	0,277	0,464	0,856
	Pterigoideo Medial	-0,414	-0,025	0,910
	Pterigoideo Lateral	-0,423	-0,899	-0,111
Lado derecho	Masetero	-0,212	-0,368	0,905
	Temporal Posterior	-0,253	0,053	0,966
	Temporal Anterior	-0,288	0,486	0,825
	Pterigoideo Medial	0,310	-0,159	0,937
	Pterigoideo Lateral	0,392	-0,917	0,076

Los valores de las fuerzas utilizados se muestran en la siguiente tabla.

**Tabla 2. Fuerza isométrica máxima de los músculos masticatorios calculada a partir del conjunto de datos VHM [23].**

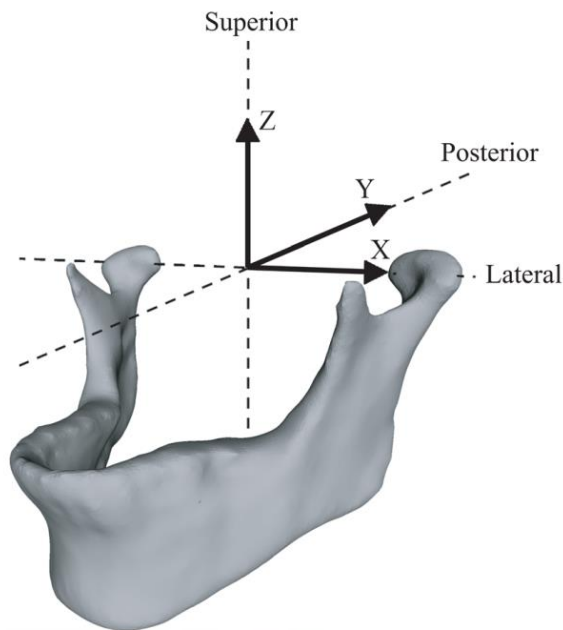
	Músculo	(N)
Lado Izquierdo	Masetero	465,4
	Temporal Posterior	294,2
	Temporal Anterior	315,1
	Pterigoideo Medial	356,4
	Pterigoideo Lateral	151,3
Lado derecho	Masetero	438,9
	Temporal Posterior	290,3
	Temporal Anterior	310,8
	Pterigoideo Medial	370,2
	Pterigoideo Lateral	163,0

Con la magnitud de las fuerzas y los cosenos directores se han calculado las componentes X, Y y Z de cada fuerza.

<b>Tabla 3. Componentes de las fuerzas en X,Y,Z</b>				
	Músculo	X (N)	Y (N)	Z (N)
Lado Izquierdo	Masetero	27,924	-165,6824	433,7528
	Temporal Posterior	38,8344	-2,942	291,5522
	Temporal Anterior	87,2827	146,2064	269,7256
	Pterigoideo Medial	-147,5496	-8,91	324,324
	Pterigoideo Lateral	-63,9999	-136,0187	-16,7943
Lado derecho	Masetero	-93,0468	-161,5152	397,2045
	Temporal Posterior	-73,4459	15,3859	280,4298
	Temporal Anterior	-89,5104	151,0488	256,41
	Pterigoideo Medial	114,762	-58,8618	346,8774
	Pterigoideo Lateral	63,896	-149,471	12,388

El sistema de coordenadas para la mandíbula se ha definido con la dirección “X” positiva apuntando lateralmente, la dirección “Y” positiva apuntando hacia atrás, ambos ejes contenidos en el plano de Frankfurt, y la dirección “Z” positiva apuntando hacia arriba, mientras que el origen se encuentra en el centro de una línea recta formada entre las dos cabezas condilares, como se puede apreciar en la siguiente imagen.



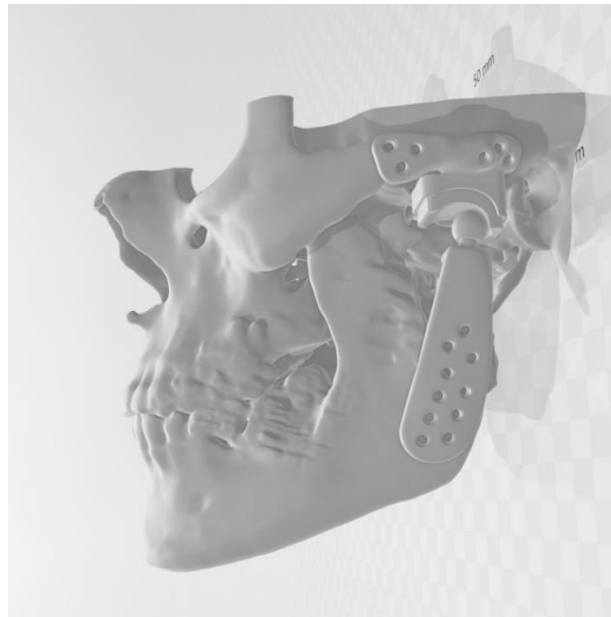


*Figura 35. Sistema de referencia utilizado en el presente estudio. Fuente:*

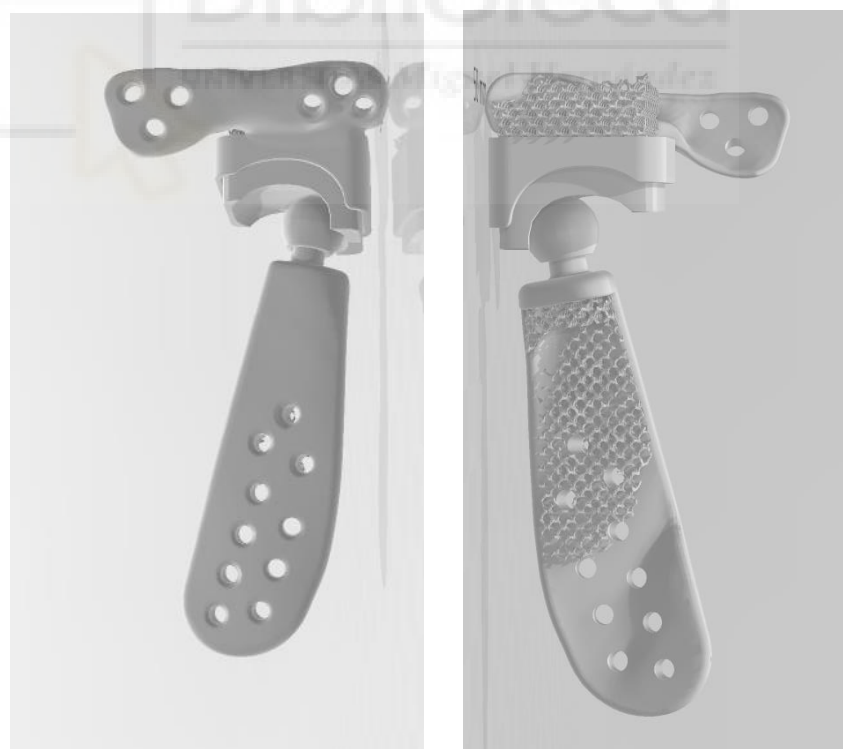
[23]

#### 4.3 Procedimiento e instrumentación

Como se ha comentado en apartados anteriores, se parte de los modelos 3D escaneados del cráneo, mandíbula y prótesis, tanto la original como la nueva a implantar, de un paciente sometido a reemplazo total de la ATM. Las piezas que se emplean en el análisis son la mandíbula y el componente condilar de la prótesis. Se obviaron las otras piezas con el propósito de reducir la complejidad de los cálculos y por ende el tiempo de procesado, además de que para el presente estudio no son interesantes las tensiones producidas en el componente de la fosa de la prótesis ni en el cráneo. En las siguientes imágenes se pueden apreciar el conjunto de modelos ensamblados.

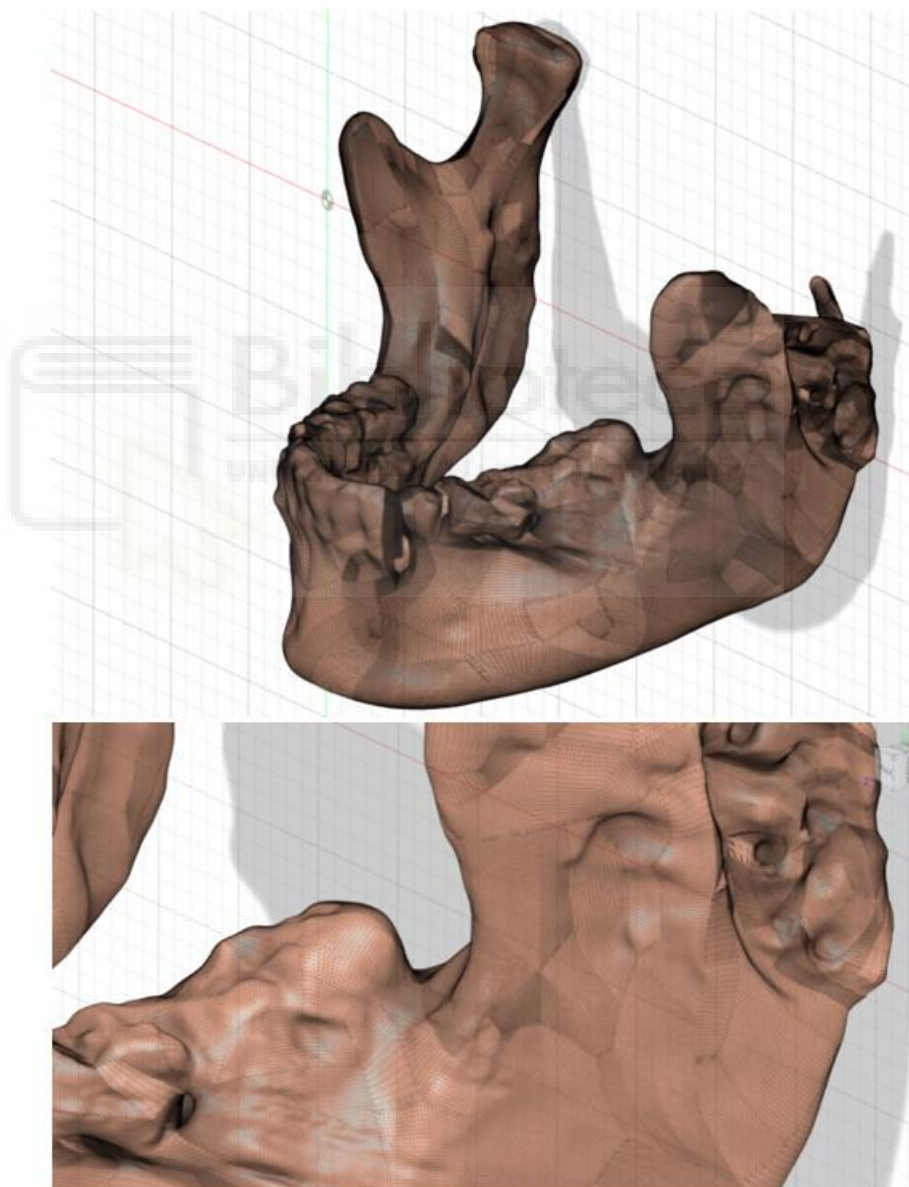


*Figura 36. Modelo 3D del ensamblaje de las piezas mencionadas.*

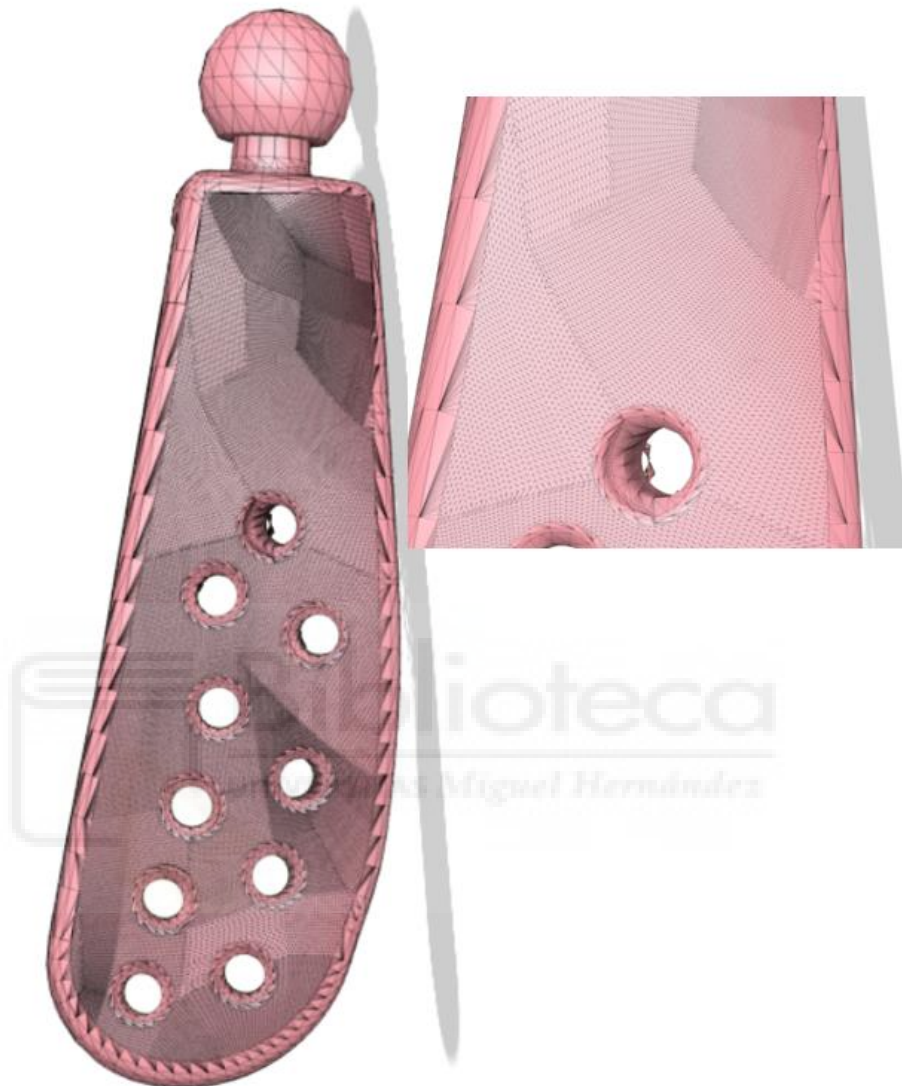


*Figura 37. Modelos 3D del componente mandibular y el de fosa de la prótesis de reemplazo total de la ATM hecha a medida.*

Los modelos se han recibido en formato “.stl”, es decir, como mallas, pero al ser necesario editarlas, se convierten a sólidos con el programa Fusion 360. Además del cambio de formato, este programa permitió la simplificación de las piezas, al poder reducirse el número de elementos de las mallas, disminuyendo así el tiempo de cálculo y manteniendo una precisión aceptable. Esto se puede apreciar en las siguientes imágenes.

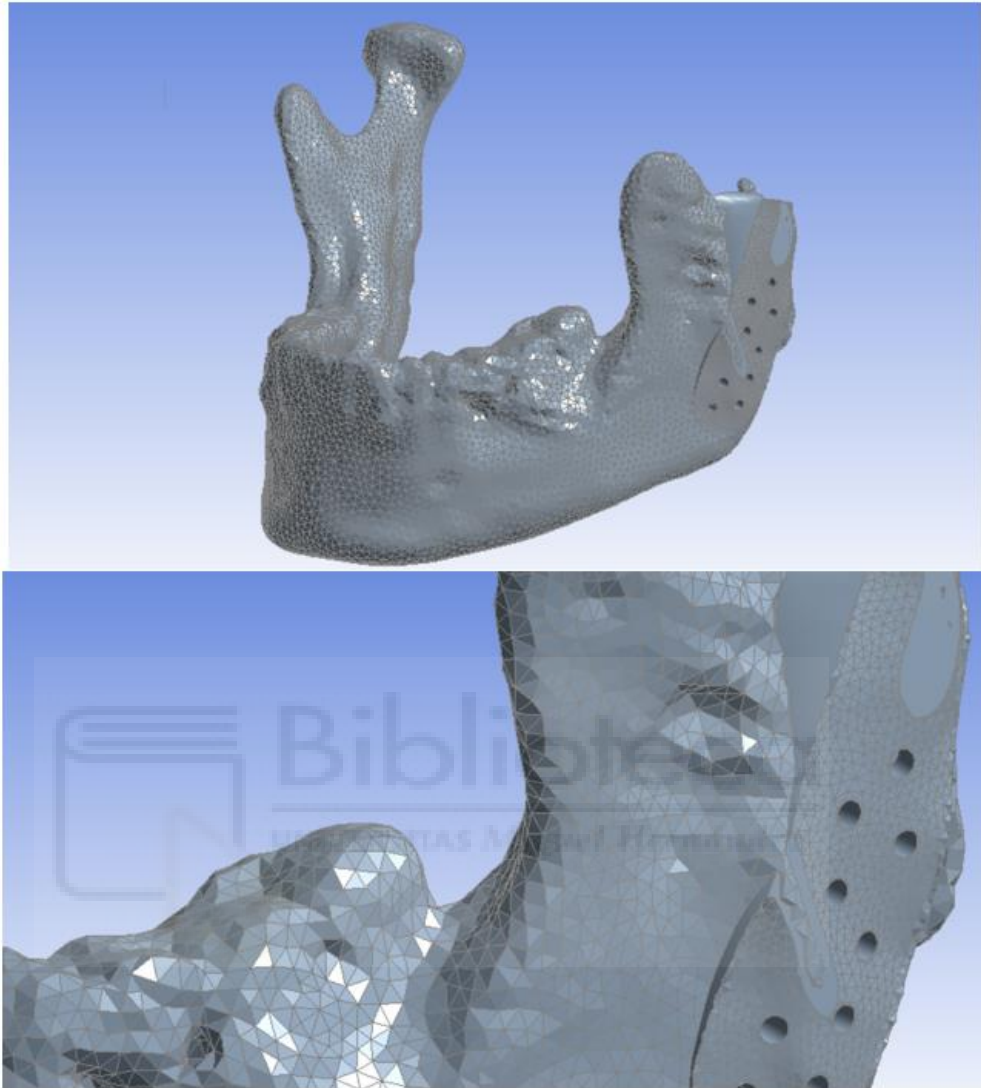


*Figura 38. Mallado de la mandíbula sin simplificar.*

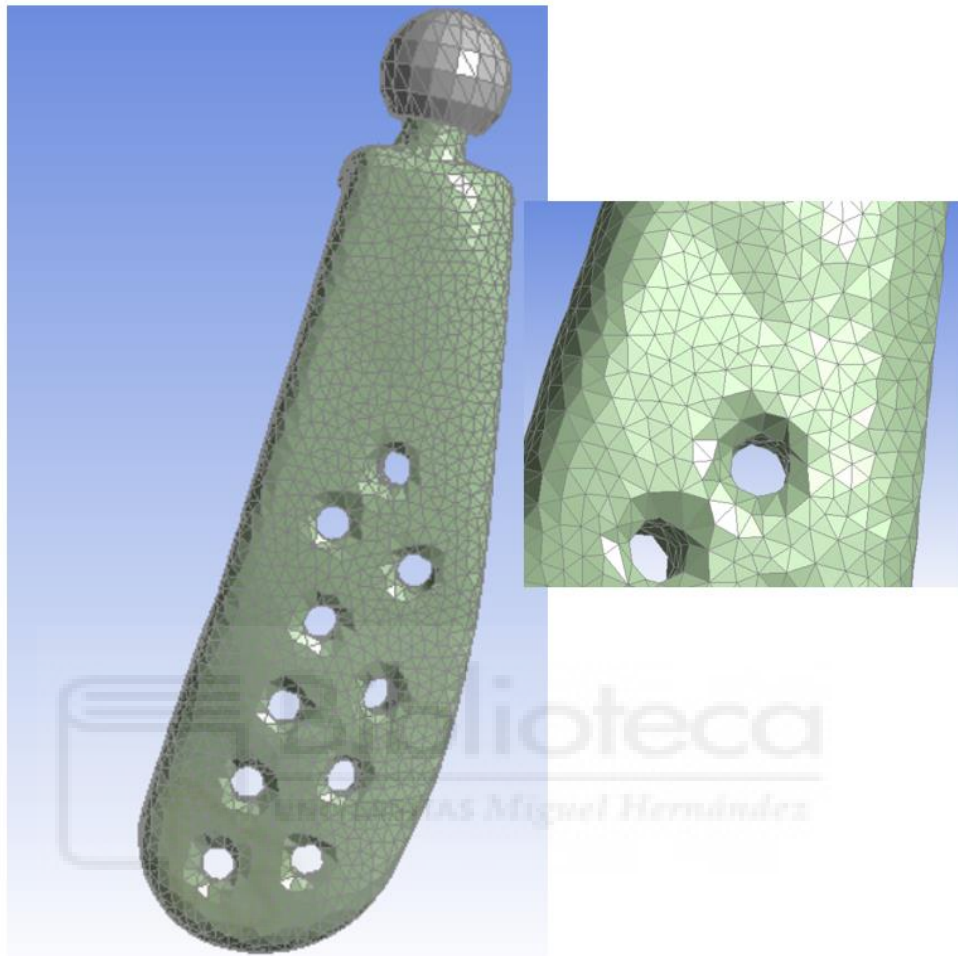


*Figura 39. Mallado de la prótesis sin simplificar.*

A continuación se pueden ver las piezas simplificadas que finalmente se utilizan en las simulaciones.

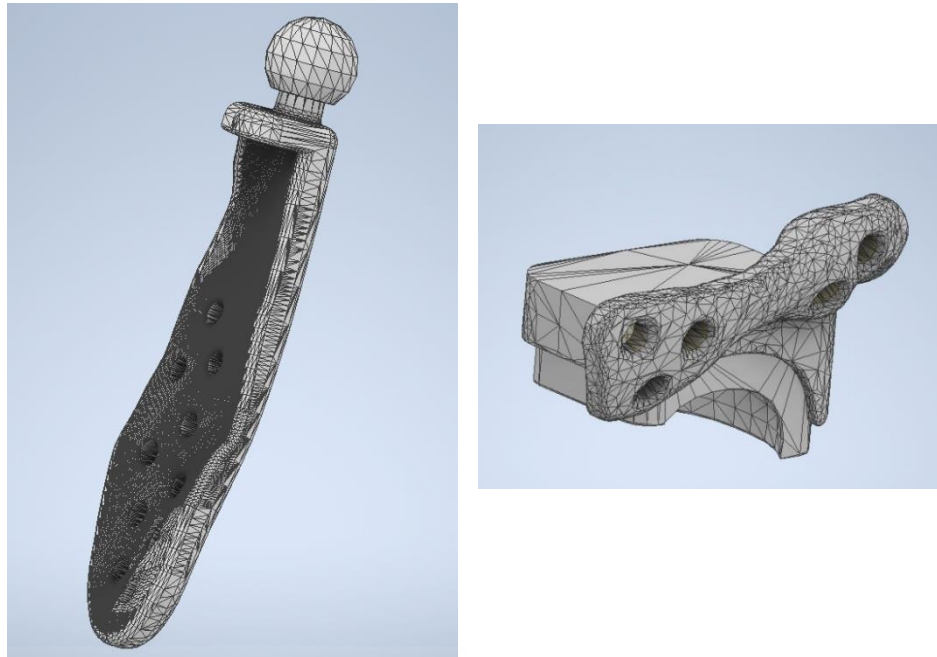


*Figura 40. Mallado de la mandíbula simplificada.*



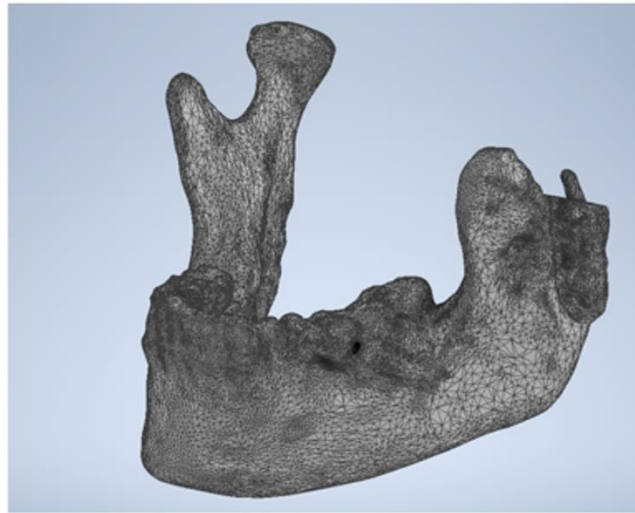
*Figura 41. Mallado de la prótesis simplificada.*

Una vez obtenidas las piezas simplificadas se procede a su edición mediante el uso del programa Fusion 360. Como se pudo observar en imágenes anteriores, ambos componentes de la prótesis llevan un mallado o scaffold, que suele ser de titanio, en las superficies que entran en contacto con el hueso, esto se emplea para favorecer la osteointegración. Ya que este estudio se lleva a cabo asumiendo que el hueso ya ha sanado y se ha integrado correctamente con dicha malla, además de no ser de interés analizar las tensiones en ese elemento, esta se elimina y posteriormente el espacio que ocuparían se rellena con hueso.

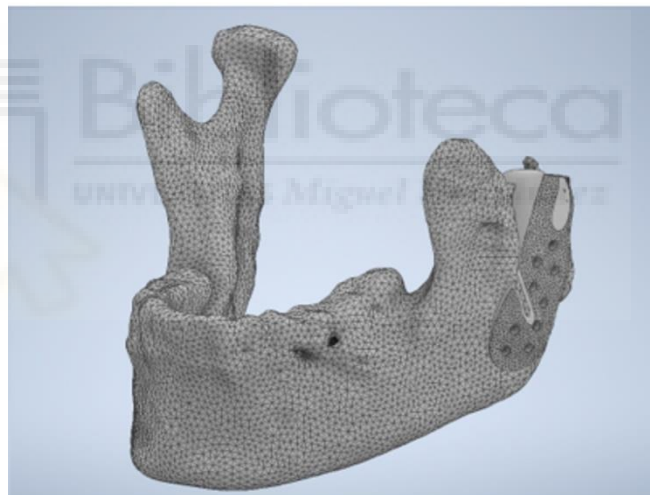


*Figura 42. Componentes de la prótesis hecha a medida sin mallado.*

Los modelos necesarios para el estudio (mandíbula y componente mandibular de la prótesis) se ensamblan en Fusion 360, restringiendo con coincidencia los planos principales de ambas piezas para situarlas en su posición correcta. Acto seguido se añade el relleno de hueso entre la prótesis y mandíbula. Esto se logra creando dos bocetos que sigan aproximadamente el perfil de la prótesis (uno en el centro de esta y el otro dentro del hueso, específicamente en la sección donde la prótesis entra en contacto con la mandíbula), luego se lleva a cabo un solevado que crea un sólido nuevo y finalmente se hacen dos operaciones con la herramienta combinar, una para que ese nuevo sólido se fusione con la mandíbula y la otra para restarle la prótesis (con ese mismo comando se indica que al restar material al nuevo sólido no borre del conjunto la prótesis), quedando el resultado que se puede apreciar en la siguiente imagen.



A)



B)

*Figura 43. A) Mandíbula sin relleno de hueso. B) Mandíbula final con relleno de hueso.*

Una vez generado ese trozo de hueso se procede a la creación de los tornillos con sus respectivos agujeros en la mandíbula. Para la colocación de estos se toma como referencia la configuración que el paciente tenía con la primera prótesis.



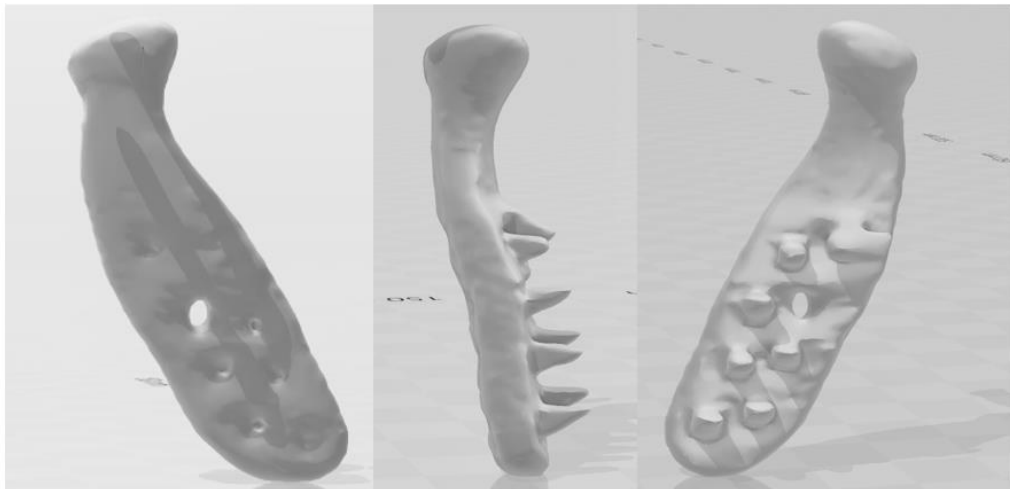


Figura 44. Distribución de los tornillos en la prótesis original (aunque no es igual en diseño o cantidad de agujeros, esta es muy similar a la nueva).

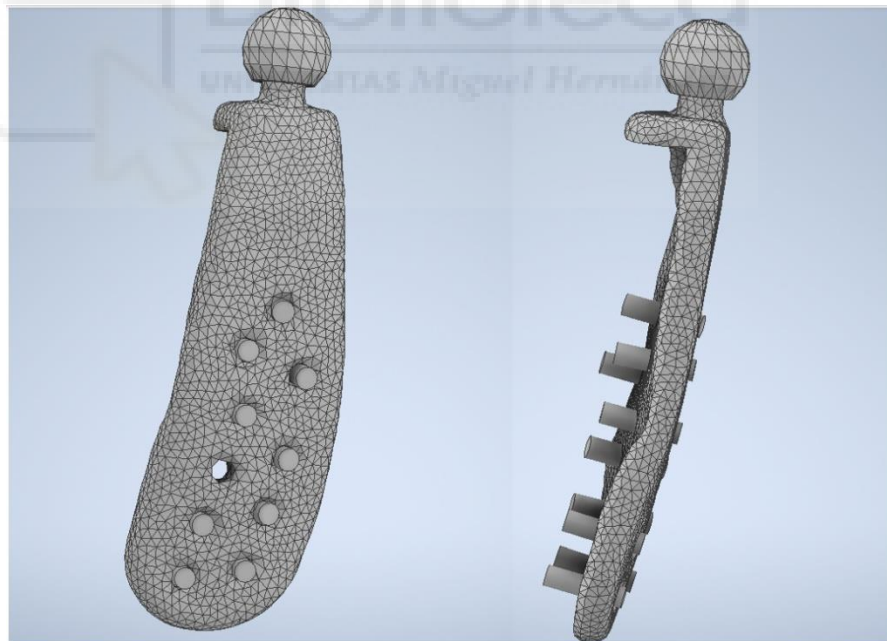
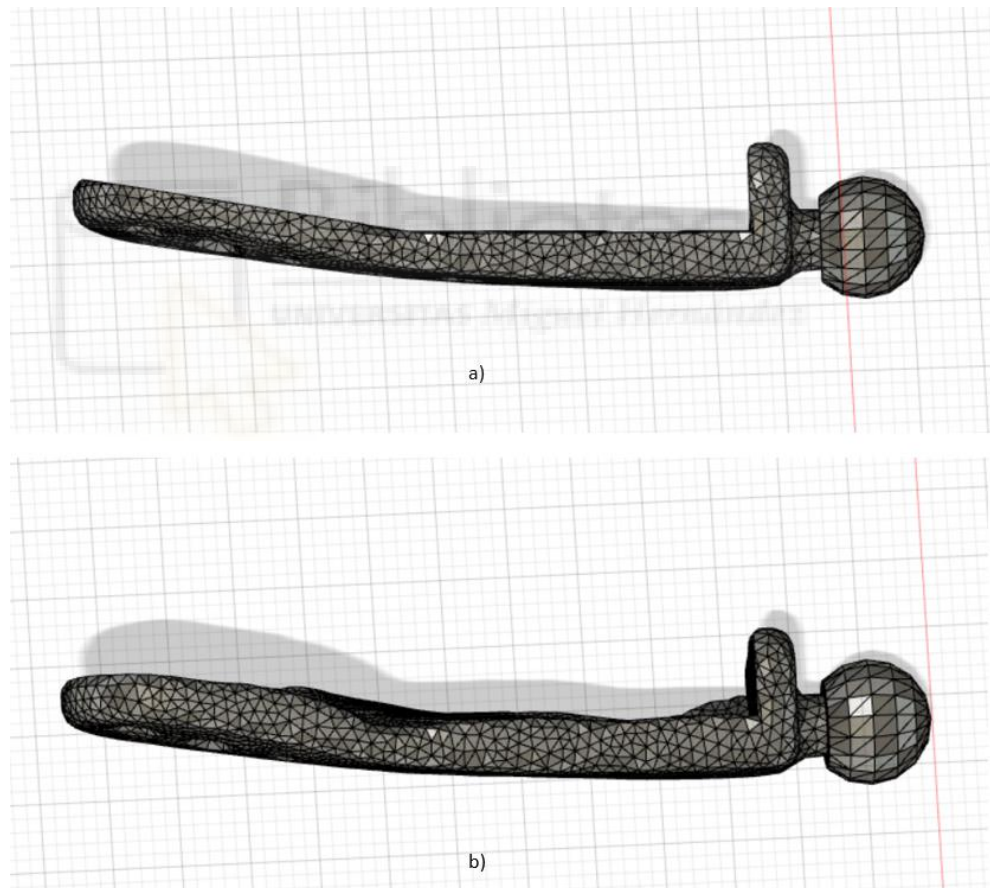


Figura 45. Prótesis mandibular y sus respectivos tornillos.

Como se puede ver en la anterior imagen se modelan los tornillos como cilindros perfectos orientados cada uno según la morfología de sus respectivos agujeros, buscando así una mayor precisión de los resultados. Estos se crean colocando planos de trabajo en cada uno de los agujeros (con

su respectiva inclinación) y dibujando en ellos círculos aproximadamente coincidentes con el agujero de la prótesis. Luego se llevan a cabo dos operaciones de extrusión, una donde se corta material en todo el recorrido del tornillo y otra que crea el sólido en sí.

Una vez editadas y simplificadas las piezas, el conjunto se lleva al programa Ansys versión 19.2. En este se crean dos simulaciones, una con las piezas antes comentadas y otra alterando la prótesis como se aprecia a continuación.



*Figura 46. a) Prótesis alterada. b) Prótesis hecha a medida.*

Esta modificación se hace ya que no se posee un modelo 3D de la pieza original suficientemente bueno como para usarlo en este estudio, por lo que



se aprovecha el modelo de la prótesis hecha a medida y, ya que la pieza original era de tipo estándar, se le aplican dos cortes rectos, con la finalidad de que la pieza ya no encaje perfectamente con el hueso, factor característico de las prótesis stock. La mandíbula y los tornillos se mantienen sin cambios.

En Ansys, una vez importada la geometría y asignadas las propiedades de los materiales a cada pieza, se procede a configurar el modelo de la simulación, los siguientes pasos se aplican por igual a ambas simulaciones. En primer lugar se definen dos nuevos sistemas de coordenadas, uno que coincida con el extraído de la bibliografía, mencionada en el apartado 4.2 y otro que se sitúa en la cara frontal del tornillo 6. Luego se definen los contactos entre las piezas, se dejan todos como “unidos o bonded”, sin alterar ningún parámetro en la ventana de detalle de estos, excepto para los contactos de la prótesis con los tornillos. Estos se mantienen como “unidos”, pero al ser los tornillos los puntos fijos del ensamblaje, se deben definir como tal. Para ello, en cada tornillo se selecciona como objetivo la cara superior, ya que es aquí donde se ejerce la presión para fijar la prótesis al hueso. Luego marcamos como área de contacto la zona avellanada donde reposaría la cabeza del tornillo y por último, en el apartado “formulación”, en la ventana de detalle, se marca la opción MPC (Multi-point constraint).

Una vez definidos los contactos, se procede a la creación del mallado del conjunto y a la configuración del tamaño de elemento de los cuerpos, esto es de utilidad a la hora de generar los resultados, ya que nos permite refinar la malla en zonas específicas donde se necesite mayor precisión. Para la mandíbula se opta por un tamaño de 3 mm, para la prótesis de 1,5 mm, para las caras de los tornillos se usa 0,4 mm y por último, para la sección donde se encuentra el contacto entre prótesis y hueso se emplea un tamaño de 0,8 mm. El primer modelo (el de la prótesis hecha a medida) está compuesto por 419.860 elementos y 611.459 nodos, mientras que el segundo modelo tiene un total de 485.836 elementos y 705.670 nodos.



A continuación se procede a crear los “Named Selections”, estos nos permiten definir áreas dentro del conjunto de piezas, ya sea a través de nodos, caras, cuerpos, etc. En este caso se acotan las zonas de inserción de los músculos masticatorios que se muestran en la figura 34 a través de caras y la zona central de los tornillos como elementos de malla.

Ya definidas todas las áreas, se introducen las respectivas fuerzas tomando como referencia el sistema de coordenadas creado anteriormente. Cabe destacar que el modelo se restringe en tres puntos clave, los dientes y ambos cóndilos. A través de un “Nodal Displacement” y de un “Named Selection” se indica que los dientes pueden moverse libremente en el plano X e Y, pero en Z su movimiento es nulo. Para los cóndilos, se utilizan dos “Remote Displacement”, uno para cada elemento, donde se indica que su movimiento en las direcciones X, Y y Z es nulo, pero pueden rotar libremente.

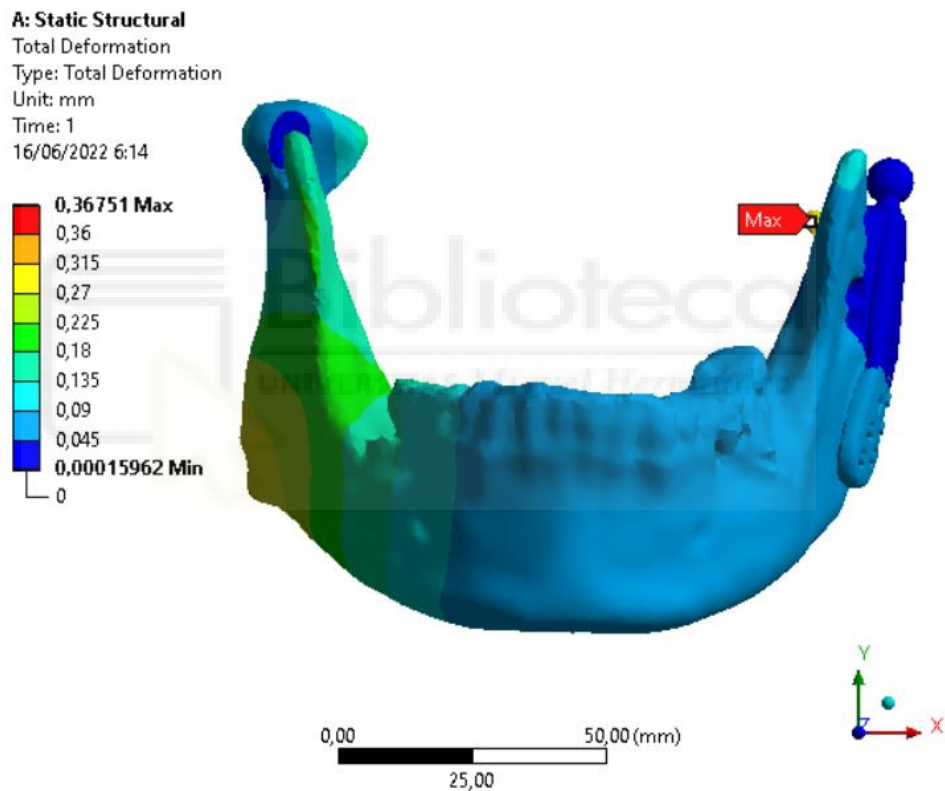
Finalmente se procede a simular. En este estudio es de especial interés obtener resultados para: la deformación total del ensamblaje, las tensiones equivalentes y la deformación elástica equivalente (en la sección donde ocurre el contacto entre prótesis y hueso). Es importante notar que las tensiones equivalentes se obtienen tanto del conjunto de las piezas, como de la mandíbula aislada, de la cara de la mandíbula que entra en contacto con la prótesis y de los tornillos aislados.

También se analiza dicho contacto mediante un “Contact Tool”. Se hace hincapié en el tipo, la presión y la brecha. Todos estos resultados se muestran en detalle en el siguiente apartado.

## 5. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados de la deformación total, las tensiones equivalentes y la deformación elástica equivalente de los dos casos estudiados.

### 5.1 Deformación total



*Figura 47. Deformación total. Modelo con la prótesis hecha a medida.*

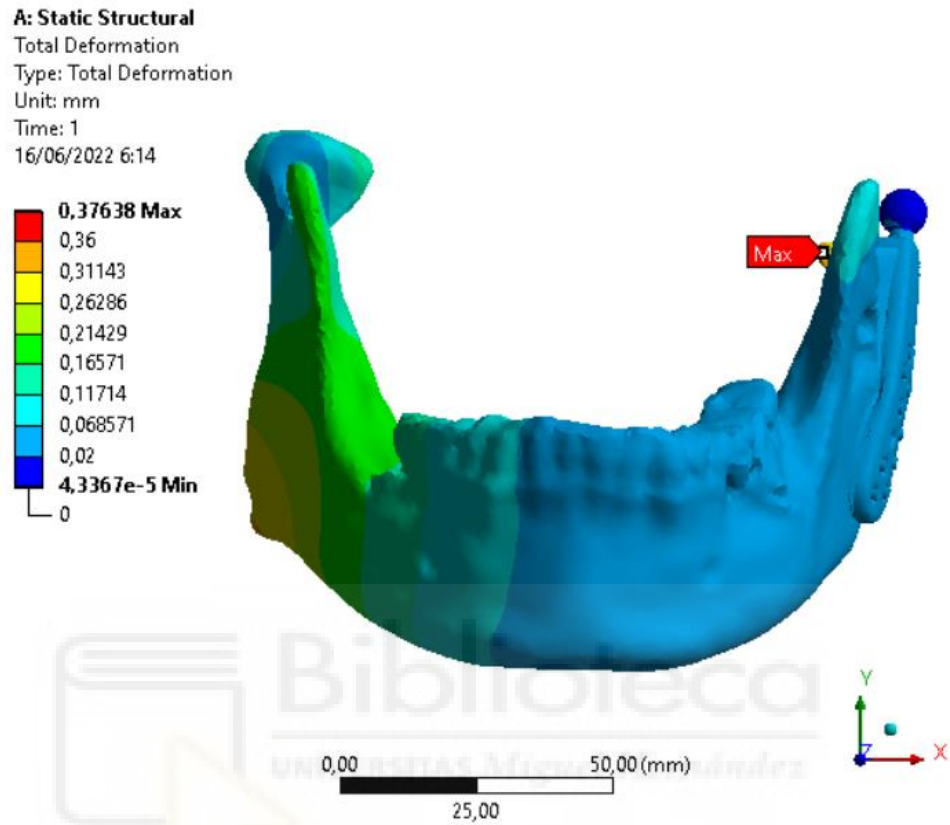
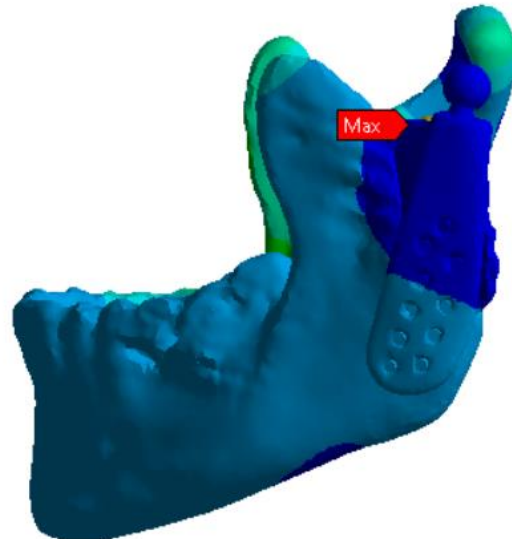
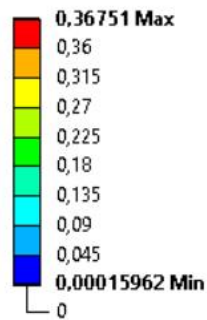
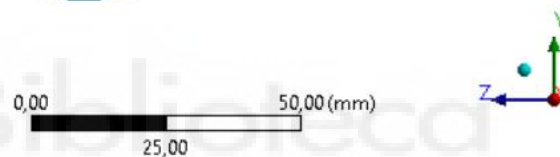


Figura 48. Deformación total. Modelo con la prótesis estándar.

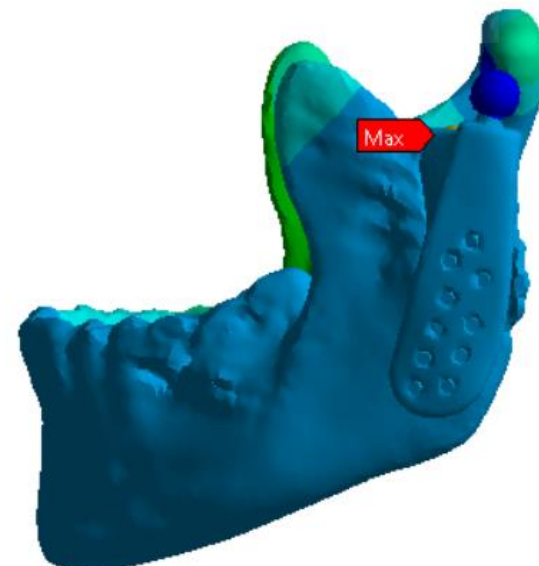
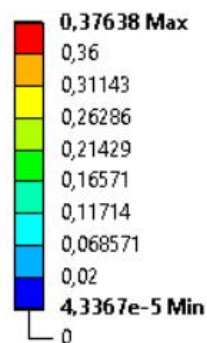
**A: Static Structural**  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
16/06/2022 6:14



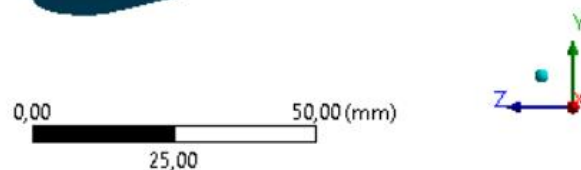
A)



**A: Static Structural**  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
16/06/2022 6:14



B)



*Figura 49. Vista lateral de la deformación total. A) Modelo con la prótesis hecha a medida. B) Modelo con la prótesis estándar.*

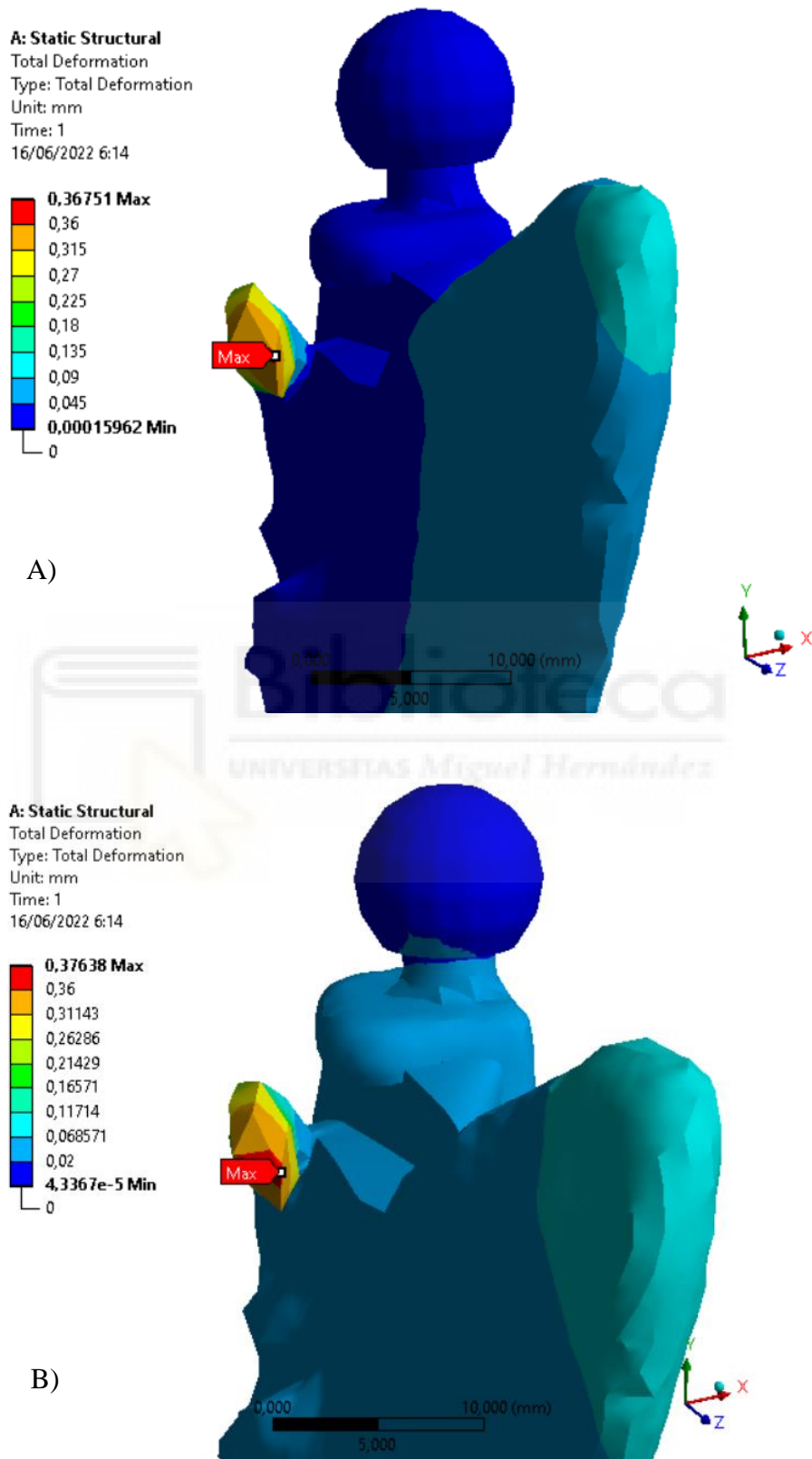


Figura 50. Punto de máxima deformación. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.





Como se puede apreciar en la figura 50, la deformación máxima se encuentra en el trozo de hueso donde se inserta el músculo pterigoideo lateral izquierdo para ambos casos. Dicha formación ósea se consigue remodelando el hueso existente de forma que quede una superficie apta para la inserción del músculo, en una posición suficientemente cercana a donde originalmente insertaría. El valor máximo en el caso A es de 0,36751 mm y el mínimo de  $1,5962 \times 10^{-4}$  mm. En el caso del modelo con la prótesis estándar, la deformación máxima tiene un valor de 0,37638 mm y el mínimo de  $4,3367 \times 10^{-5}$  mm.

En las figuras 47 y 48 se puede apreciar la asimetría producto de la deformación y como esta es prácticamente igual en ambos modelos. En ambos casos se observa que el lado de la mandíbula con prótesis es más rígido que el lado sin prótesis. También se puede apreciar una diferencia de rigidez entre ambas debido a que la prótesis estándar es más delgada.

## 5.2 Tensiones equivalentes

### A: Static Structural

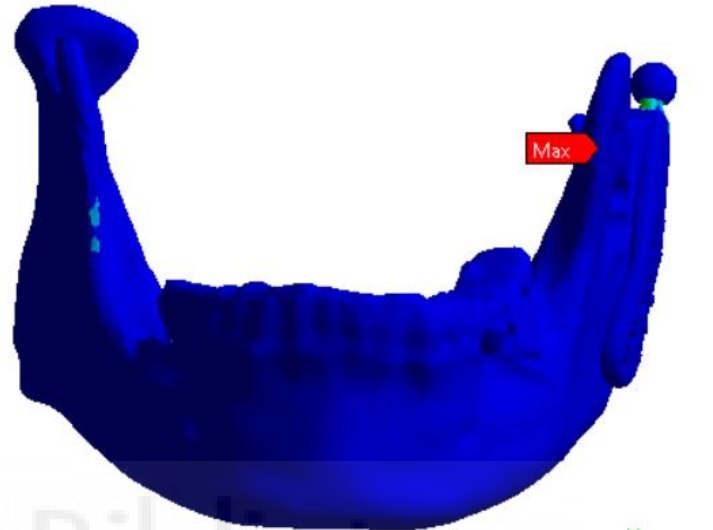
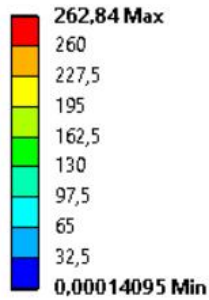
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

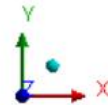
Unit: MPa

Time: 1

30/05/2022 6:12



0,00 60,00 (mm)  
30,00

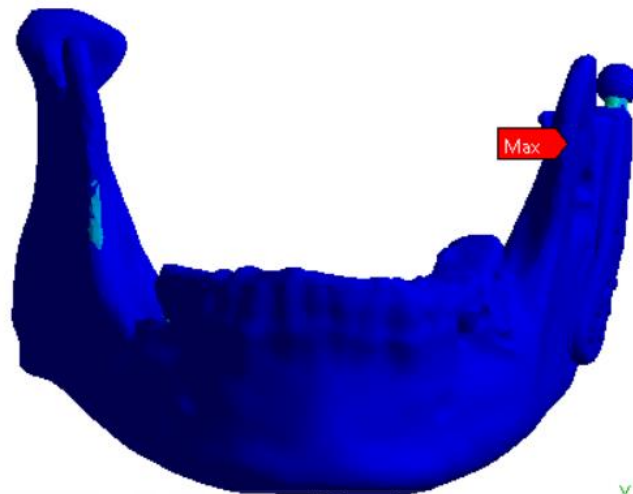
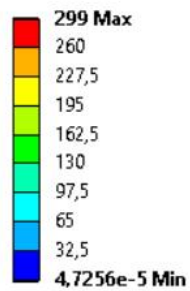


0,00 60,00 (mm)  
30,00

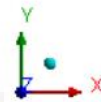
Figura 51. Vista frontal y lateral de las tensiones equivalentes en el modelo con prótesis hecha a medida.

**A: Static Structural**

Equivalent Stress  
Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
Unit: MPa  
Time: 1  
30/05/2022 6:12

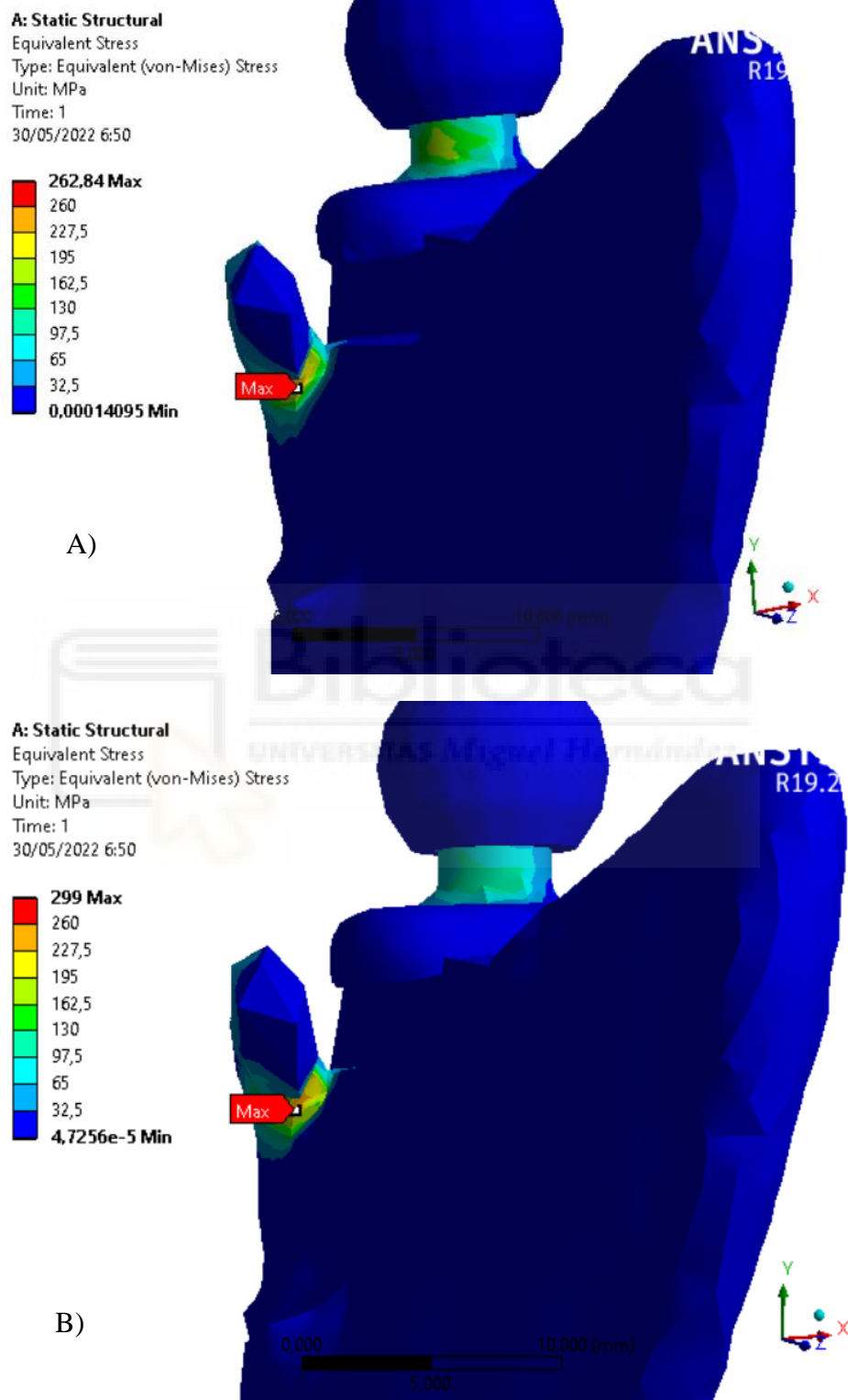


0,00 60,00 (mm)  
30,00



0,00 60,00 (mm)  
30,00

Figura 52. Vista frontal y lateral de las tensiones equivalentes en el modelo con prótesis estándar.



*Figura 53. Punto de tensión equivalente máxima. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.*



Con las imágenes anteriores se puede ver que la máxima tensión equivalente se encuentra en el borde interno de la protuberancia de hueso donde se inserta el músculo pterigoideo lateral izquierdo. En el caso del modelo con la prótesis hecha a medida el valor máximo es de 262,84 MPa y el mínimo de  $1,4095 \times 10^{-4}$  MPa, mientras que para el modelo con la prótesis estándar el valor máximo es de 299 MPa y el mínimo de  $4,7256 \times 10^{-5}$  MPa. Debido a un ligero aumento en el detalle de la malla, en la sección donde ocurre el contacto prótesis-hueso, del modelo con la prótesis estándar, los valores máximos varían ligeramente, pero se encuentran en el mismo orden de magnitud, que es lógico, ya que se aplican las mismas fuerzas sobre la misma mandíbula.

También es de interés, aunque no sea el punto donde se alcanzan los valores máximos, el tramo superior del componente mandibular de la prótesis (conexión con el cóndilo), ya que en esta zona se obtienen tensiones que superan los 180 MPa para el caso A y 135 MPa para el caso B.

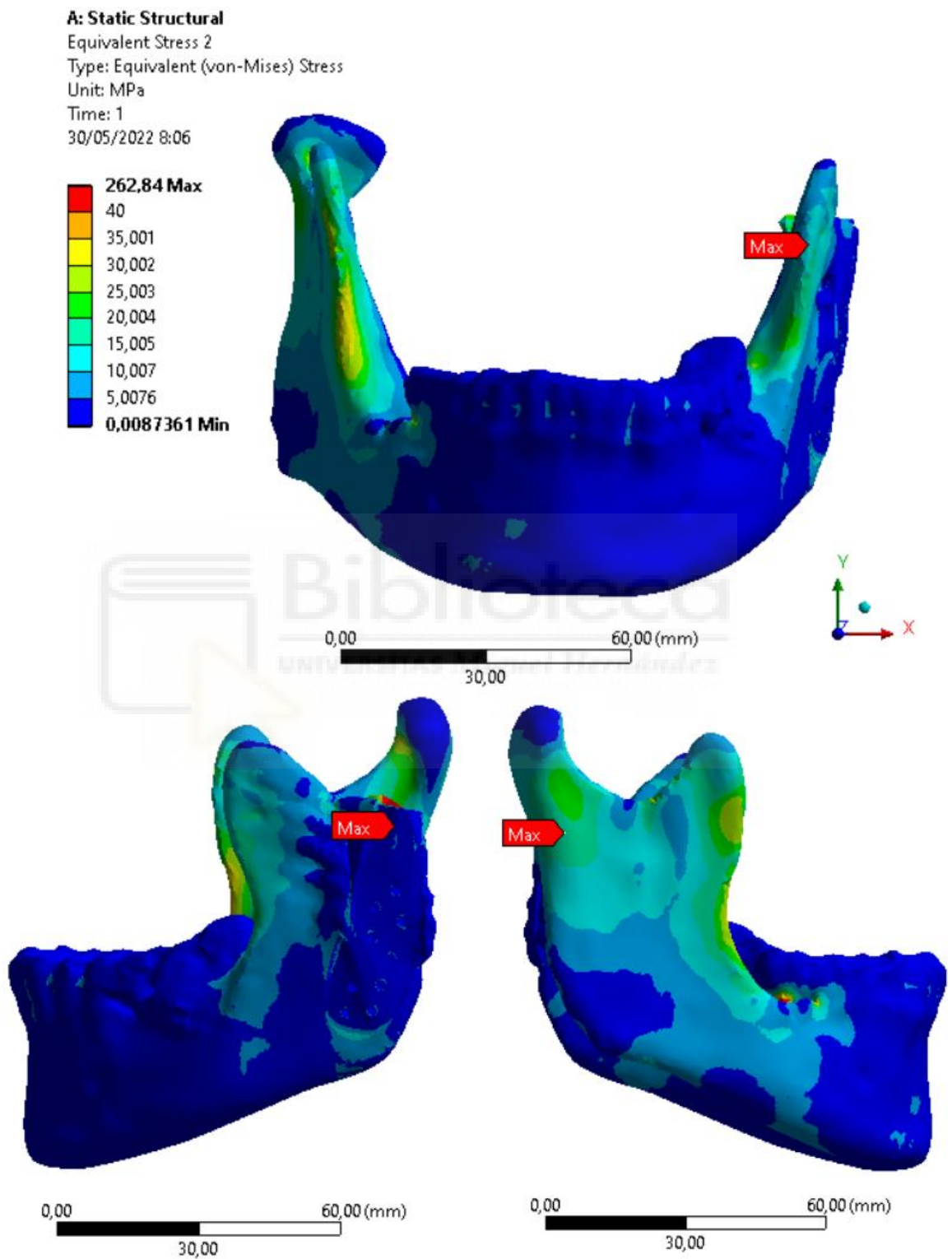


Figura 54. Vistas frontal y laterales de las tensiones equivalentes en la mandíbula para el modelo con la prótesis hecha a medida.

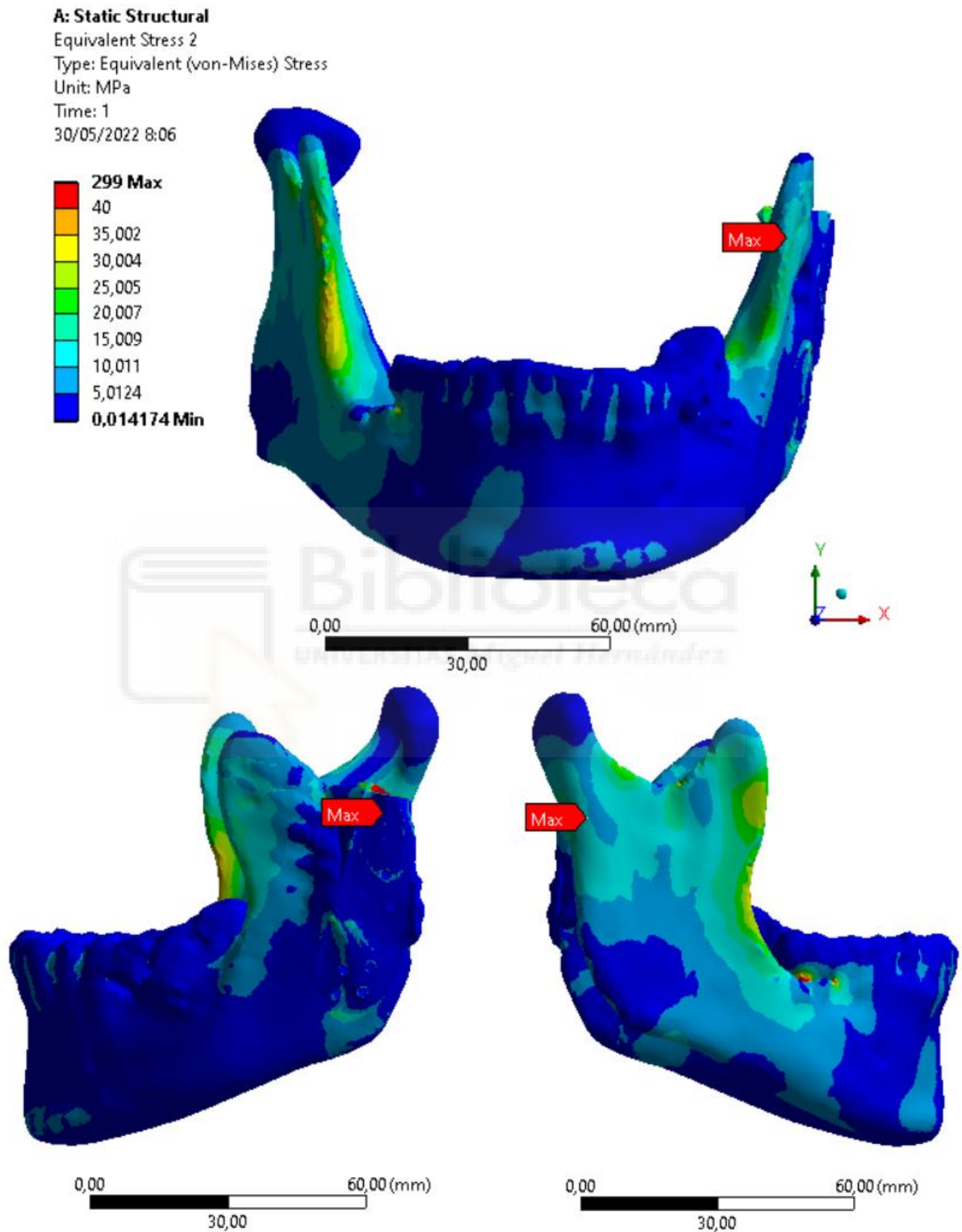
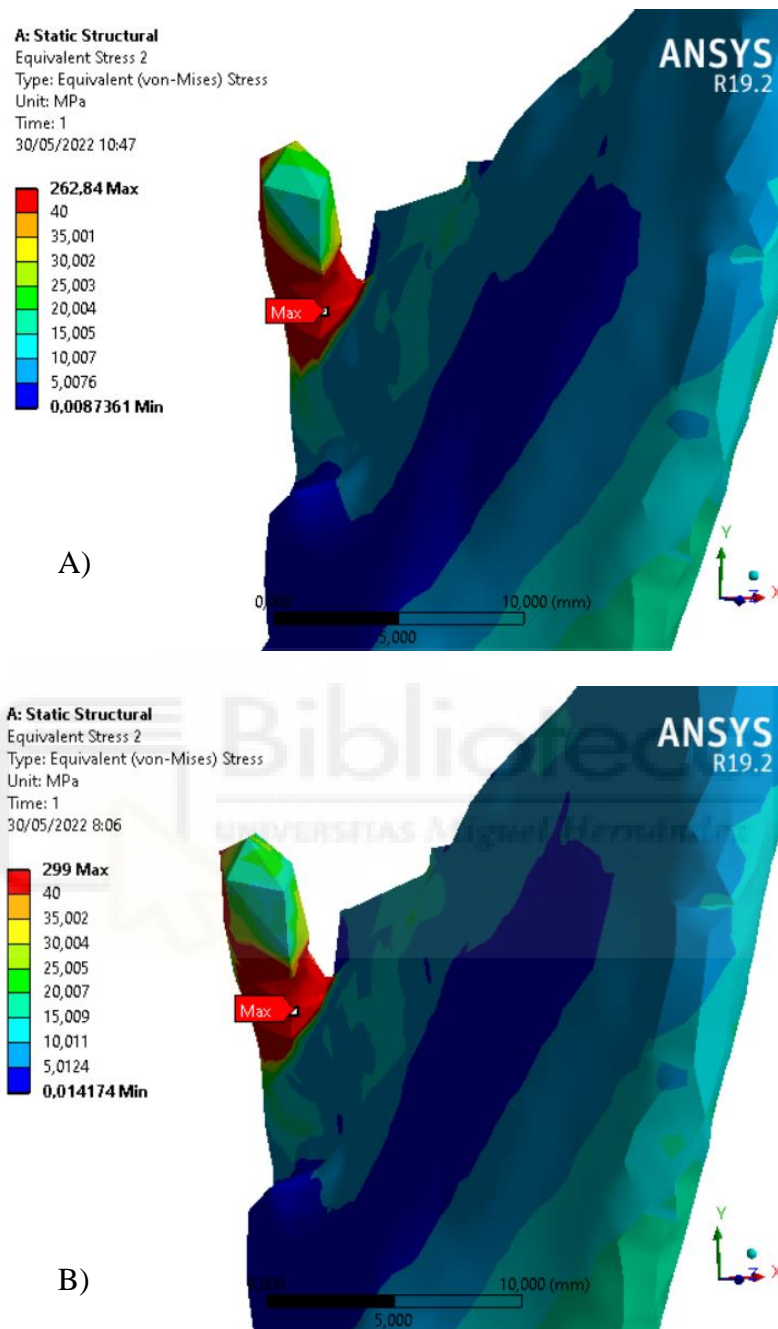


Figura 55. Vistas frontal y laterales de las tensiones equivalentes en la mandíbula para el modelo con la prótesis estándar.



*Figura 56. Punto de tensión equivalente máxima en la mandíbula. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.*





*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

Las imágenes anteriores reflejan las tensiones equivalentes solo en la mandíbula. Con respecto a los valores máximos se ha obtenido el mismo resultado que en la figura 53, la diferencia es que se han colocado 40 MPa como valor de referencia para el análisis, valor de orden de magnitud similar al de la resistencia del hueso cortical. Esto permite una mejor visualización de lo que ocurre a nivel óseo una vez aplicados los respectivos esfuerzos. Para el presente estudio son de mayor interés las tensiones en la zona de contacto entre la prótesis y el hueso, por ello, a continuación, se muestran los resultados para esa zona de forma detallada.



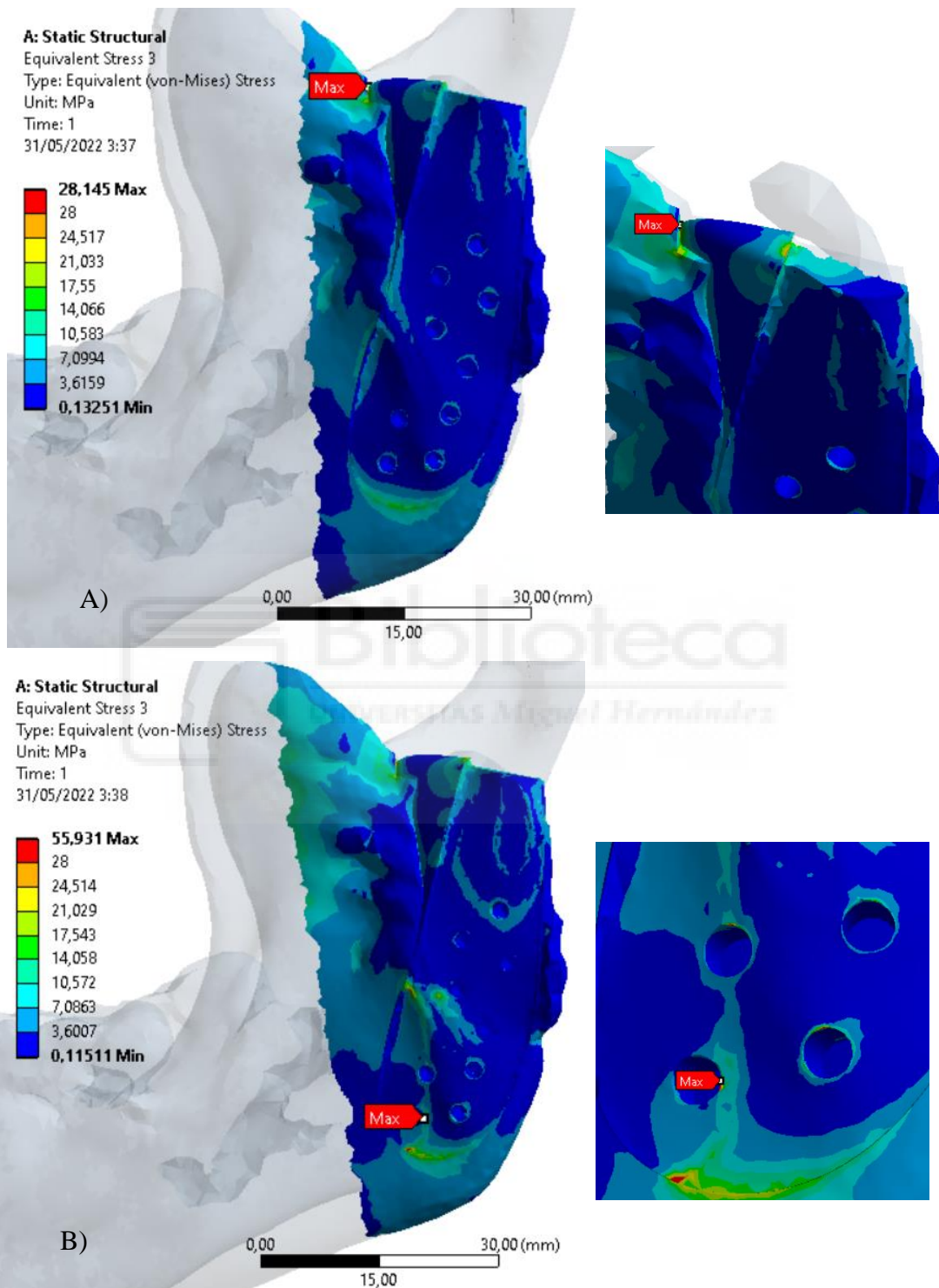


Figura 57. Tensiones equivalentes en la cara de la mandíbula que entra en contacto con la prótesis. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.



La figura 57 permite observar las tensiones específicamente en la cara de la mandíbula que entra en contacto con la prótesis. Para el caso del modelo con la prótesis hecha a medida, al excluir el punto de máxima tensión global obtenido anteriormente, se puede apreciar como el máximo valor pasa a estar situado en el punto de contacto entre el hueso original de la mandíbula y el que ha sido generado para este estudio mediante el uso de Fusion 360. Este concentrador de tensiones se debe eliminar refinando más el hueso en esa zona, por esta razón se hará mayor énfasis en el resto de la superficie donde se obtienen unos valores entre 0,1 y 4 MPa.

Para el caso del modelo con la prótesis estándar, el máximo valor pasa a estar situado en un trozo remanente de hueso. Este fue generado durante el proceso de creación de los tornillos y aunque en la realidad, al sanar, el hueso crecería alrededor de estos llegando a entrar ligeramente en los agujeros, para el presente estudio no son interesantes las tensiones en esas zonas. Este concentrador de tensiones se debe resolver eliminando dicho remanente, por esta razón se hará mayor énfasis en el resto del resultado que presentan tensiones de entre 3 y 10 MPa en la mayor parte de la superficie.

Teniendo en cuenta esto, se puede ver que para el caso A) las tensiones son menores que las del caso B).

Es importante resaltar que en los agujeros del hueso, al igual que en varios concentradores de tensión detectados, se pueden apreciar picos de tensiones muy puntuales, que al visualizarse con mayor aumento, presentan un gradiente muy alto, esto se debe a que esa zona no está modelada con el suficiente detalle. Al no ser resultados realistas estos se han interpretado cautelosamente como meramente valores de referencia, sin ser decisivos en los siguientes resultados ni en las discusiones finales.

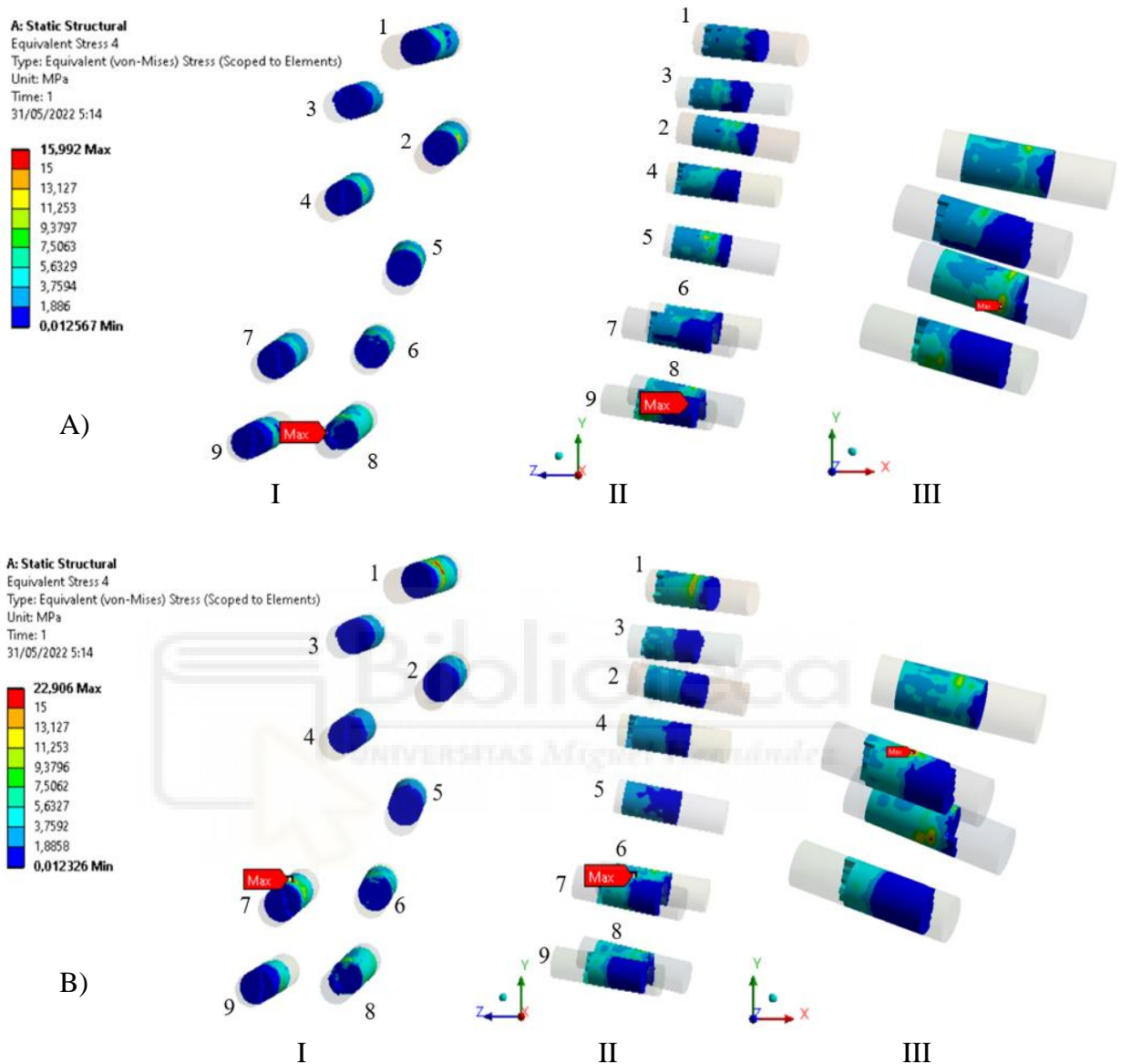


Figura 58. Tensiones equivalentes en los tornillos. I) Vista frontal, II) vista lateral y III) punto de máxima tensión. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.

En esta figura se presentan las tensiones equivalentes en los tornillos, específicamente en su zona central. Se ha acotado dicha área, ya que en ambos modelos los extremos de estos elementos presentaban grandes gradientes de tensión, similares a los obtenidos en la figura 57, y por las mismas razones que se comentaron anteriormente, se ha decidido obviar esos



valores, aumentar el detalle de la malla y evaluar las tensiones en la zona central, siendo el resultado obtenido más realista. Para el caso del modelo con la prótesis hecha a medida, el máximo valor se encuentra en el octavo tornillo y es de 15,992 MPa. En el caso del modelo con la prótesis estándar, el valor máximo se encuentra en el séptimo tornillo, siendo su valor de 22,906 MPa.

Aunque los valores máximos de la tensión son de gran utilidad para extraer conclusiones, en este caso, ocurren de forma muy localizada debido al contacto entre tornillo y prótesis, por ende, resulta interesante observar también los valores medios, que, para el modelo con la prótesis hecha a medida, tiene un valor de 2,82 MPa y de 2,9 MPa para el modelo con la prótesis estándar.



### 5.3 Deformación elástica equivalente

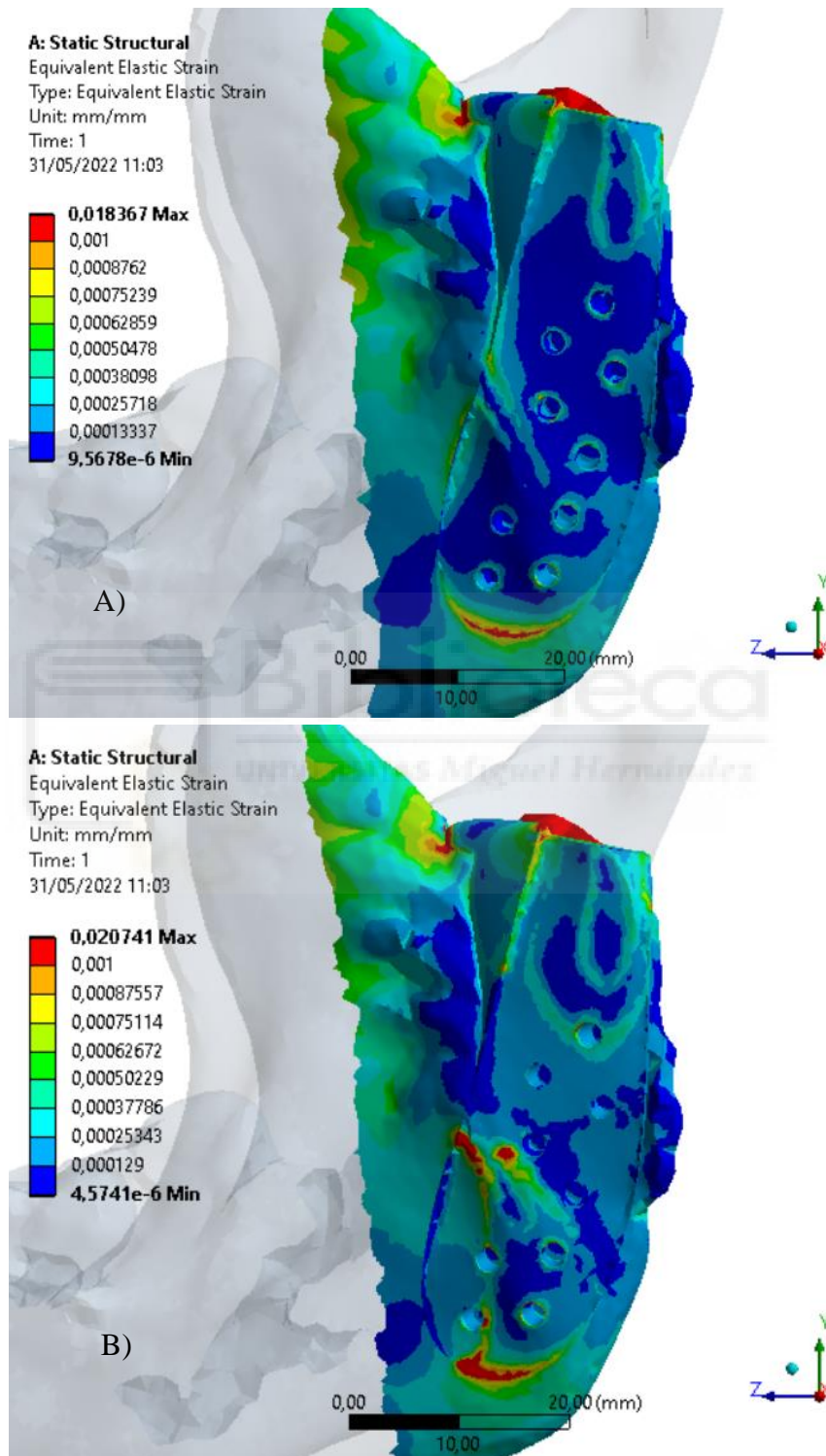


Figura 59. Deformaciones elásticas equivalentes en la sección donde ocurre el contacto entre prótesis y hueso. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida.

B) En el modelo con la prótesis estándar.



En la figura anterior se pueden apreciar las deformaciones elásticas equivalentes en la sección donde ocurre el contacto prótesis-hueso. En ambos modelos el valor máximo se encuentra en el borde inferior del trozo de hueso donde se inserta el músculo pterigoideo lateral, con un valor de  $1,8367 \times 10^{-2}$  mm/mm (1,8 %) para el caso A y de  $2,0741 \times 10^{-2}$  mm/mm (2,07 %) para el caso B. Aunque es interesante tener en cuenta los valores máximos, para el presente estudio, son más significativos los valores obtenidos en la zona de contacto, en esta se puede apreciar como en el modelo con la prótesis estándar la superficie se ha deformado más que en el caso con la prótesis hecha a medida.



### 5.4 Contactos

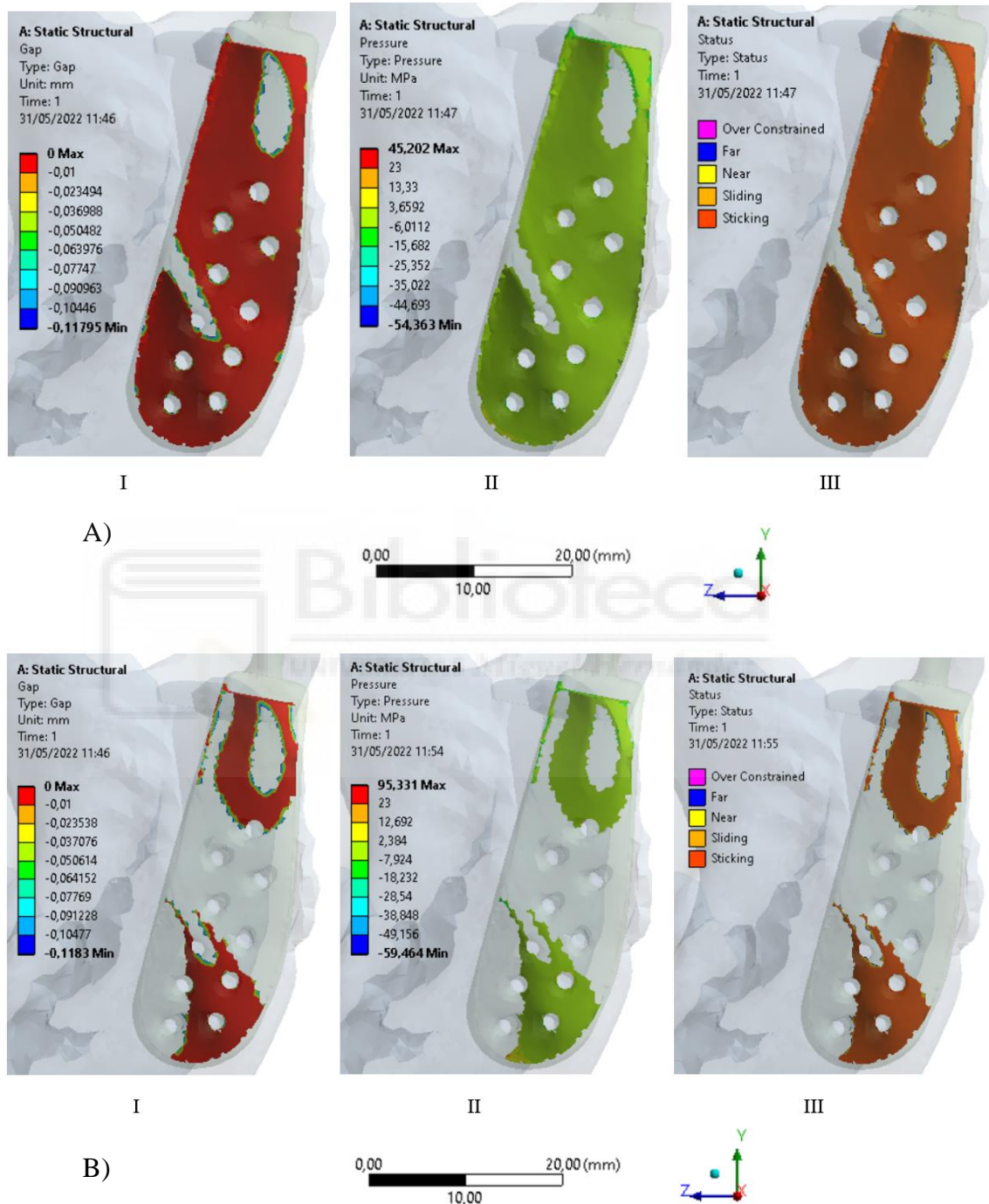


Figura 60. I) Brecha existente en el contacto entre la prótesis y el hueso, II) Presión y III) Tipo de contacto. A) En el modelo con la prótesis hecha a medida. B) En el modelo con la prótesis estándar.



En la figura 60 se presenta un análisis del contacto existente entre la prótesis y el hueso receptor. Este se divide en la brecha, la presión y el tipo.

Con respecto a la brecha existente, se puede ver, en el caso A, que gracias a que estamos ante una prótesis hecha a medida, esta entra en contacto con toda la superficie con un ajuste perfecto. Cabe destacar que en las imágenes presentadas existen dos zonas que visiblemente no entran en contacto con el hueso, esto es debido a un fallo en el proceso de edición de este en Fusion 360, dichas zonas en la realidad tendrían un crecimiento óseo suficiente para entrar en contacto con el componente protésico. Este detalle se ha tomado en cuenta como mejora para futuros estudios. No obstante, de ese primer resultado, es importante notar como, a lo largo de la mayor parte de la superficie, la brecha o gap existente es despreciable o directamente 0 mm. En el caso del modelo que utiliza una prótesis estándar, el ajuste con el hueso del paciente no es perfecto, es por ello que se le ha realizado un corte lateral a la pieza hecha a medida para intentar recrear lo que ocurre con este tipo de sistemas. Por esta razón, en la figura anterior, se puede apreciar que hay bastante superficie que no entra en contacto con el hueso. Aunque no es una representación real de como ajusta una prótesis de este tipo, se ha considerado que esta es una aproximación suficientemente buena como para llevar a cabo el análisis. No obstante, más adelante se comenta las posibles mejoras que se le harían al modelo 3D para que, sin encajar perfectamente, haya más pieza en contacto con la mandíbula, acercándose así a la realidad.

Con respecto a la presión, se puede apreciar, para el caso A, que en la mayor parte del contacto existe un valor que oscila entre -1 y 1 MPa, siendo el valor máximo de presión de 45,202 MPa y el mínimo de -54,363 MPa. Con respecto al modelo que utiliza la prótesis estándar, se puede apreciar que en las zonas donde hay contacto se encuentran valores ligeramente superiores a los obtenidos anteriormente, variando entre -1 y 3 MPa. El máximo valor para este caso es de 95,331 MPa, mientras que el mínimo es



*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

*Memoria*

de -59,464 MPa. Estos resultados eran de esperarse, ya que al tener una mayor área de contacto, la prótesis hecha a medida debe tener unas presiones menores.

Por último, se presenta el tipo de contacto. Para el caso A, se encuentra adherido casi en su totalidad, ya que existe un ajuste preciso entre ambos sólidos, a excepción de las zonas comentadas anteriormente. Por otro lado, para el caso B, la figura demuestra que en las zonas donde hay contacto este también es de adherencia, pero gracias al corte realizado aparecen más zonas con contacto deslizante, cercano y alejado.



## 6. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Ya realizadas todas las simulaciones y recopilados sus respectivos resultados, se presenta a continuación una tabla donde se resumen los resultados más significativos para el presente estudio.

<b>Tabla 4. Resumen comparativo de los resultados obtenidos.</b>					
		<i>Prótesis hecha a medida</i>		<i>Prótesis estándar</i>	
		<b>Máx.</b>	<b>Mín.</b>	<b>Máx.</b>	<b>Mín.</b>
<b>1-Deformación total</b>	0,36751 mm	$1,5962 \times 10^{(-4)}$ mm		0,37638 mm	$4,3367 \times 10^{(-5)}$ mm
<b>2-Tensiones equivalentes</b>					
Total	262,84 MPa	$1,4095 \times 10^{(-4)}$ MPa		299 MPa	$4,7256 \times 10^{(-5)}$ MPa
En el contacto prótesis-hueso	28,145 MPa	0,13251 MPa		55,931 MPa	0,11511 MPa
En los tornillos	15,992 MPa	$1,2567 \times 10^{(-2)}$ MPa		22,906 MPa	$1,2326 \times 10^{(-2)}$ MPa
<b>3-Deformación elástica equivalente</b>	$1,8367 \times 10^{(-2)}$ mm/mm	$9,5678 \times 10^{(-6)}$ mm/mm		$2,0741 \times 10^{(-2)}$ mm/mm	$4,5741 \times 10^{(-6)}$ mm/mm
<b>4- Contacto</b>					
Presión	45,202 MPa	-54,363 MPa		95,331 MPa	-59,464 MPa
Tipo	Adherido		Adherido con zonas deslizando y alejado		

Analizando la tabla anterior podemos observar que la deformación elástica equivalente, o lo que es lo mismo, el cociente entre la longitud final y la inicial de la pieza tras la aplicación de las cargas, es mayor en el caso de la prótesis estándar. Esto puede deberse en parte a la menor rigidez de esta.



La mayor deformación puede ocasionar, en las zonas donde el contacto no es totalmente pegado, mayores deslizamientos entre prótesis y hueso con el consecuente aumento del desgaste. Este desgaste progresivo desemboca en desajustes, micromovimientos y en última instancia, a la rotura de la pieza en sí. Con respecto a las tensiones ocurre de igual manera, perteneciendo los valores máximos a la prótesis estándar, especialmente en el contacto prótesis-hueso y en la carga de los tornillos, probablemente producido por la menor área de contacto entre implante y hueso receptor. Una mayor carga cíclica de los tornillos genera un mayor desgaste, lo que implica de nuevo desajustes que dan como consecuencia problemas de osteointegración, razón por la cual la pieza del paciente, del cual se obtuvieron los modelos de partida, falla. Cabe destacar que en la tabla 4 se han utilizado los valores máximos de tensión en el contacto prótesis-hueso que el programa Ansys ha arrojado, estos han sido considerados como referencia por las razones que se comentaron en el capítulo anterior, sirviendo como evidencia de que unos resultados más realistas seguirían la misma tendencia. Los valores decisivos de cara a la conclusión obtenida en este apartado son los intervalos expuestos en dicho capítulo, unas tensiones de entre 0,1 a 4 MPa a lo largo de la superficie, en el caso del modelo con prótesis hecha a medida, y de entre 3 a 10 MPa en el estándar.

Por último, podemos ver el contacto, este último resultado valida lo comentado hasta ahora, ya que se pudo ver en la figura 60 que la pieza a medida tiene un ajuste casi perfecto mientras que la estándar no. Esto se ve reflejado en la bajada de las presiones que se aprecia en la tabla. Incluso teniendo en cuenta los fallos de precisión que ocurrieron a lo largo del desarrollo de esta investigación, en el caso más realista posible, los valores tenderían a descender como ha ocurrido en este estudio.

Por lo anteriormente comentado se demuestra que la prótesis hecha a medida es superior a la estándar, razón por la cual en la segunda intervención de reemplazo de la ATM del paciente se utilizó un sistema a medida. Cabe destacar



que los valores máximos obtenidos para la prótesis estándar son solo ligeramente superiores, por ello este tipo de sistema sigue siendo una opción válida a la hora de tratar ciertos trastornos de la ATM si se dispone de hueso receptor sano y se busca una alternativa más económica. Se puede apreciar como la deformación total es prácticamente igual en ambos casos al igual que las tensiones equivalentes.

Finalmente, es importante tener en cuenta que se han tomado unos valores de fuerzas de los músculos superiores a los que se encontrarían en una mordida promedio o incluso en una mordida máxima, con el propósito de estudiar los sistemas bajo las peores circunstancias posibles, dicho esto, en ningún caso se ha superado la resistencia de la aleación de titanio utilizada, que se encuentra entre 900 y 1200 MPa. Por otro lado, la del hueso cortical se ha superado solo en el borde interno de la protuberancia de hueso donde se inserta el músculo pterigoideo lateral izquierdo, pero teniendo en cuenta que las fuerzas empleadas son superiores a las que se obtendrían en la realidad y de que una vez mejorada la precisión del mallado, ese pico de tensión probablemente desaparecería o bajaría mucho su valor, se puede certificar que ambos sistemas son una opción viable, siendo la hecha a medida la que durará más en el tiempo al tener menos deformación y tensiones y la que mantendrá al hueso lo más sano posible favoreciendo una mejor osteointegración. [65,68]



## **7. PROYECTOS FUTUROS**

Si bien los resultados del presente estudio son válidos y nos ayudaron a llegar a las conclusiones expuestas en el capítulo anterior, estos, a nivel numérico, se han interpretado cautelosamente, ya que a lo largo del desarrollo de esta investigación se han llevado a cabo simplificaciones y se han cometido ciertos fallos de precisión. Por ende, de cara a un futuro estudio comparativo, para mejorar la exactitud y obtener unos resultados más realistas con un margen de error bajo, sería conveniente considerar las siguientes correcciones.

En primer lugar se debería incluir el componente de la fosa de la prótesis y debería separarse en dos partes, una hecha de polietileno de alta densidad en la zona de contacto entre los componentes protésicos y otra hecha con la aleación de titanio utilizada en el componente mandibular para el tramo que se fija al hueso. Adicionalmente se debería añadir el resto del cráneo al ensamblaje. Estos elementos, que en un principio se eliminaron de este estudio debido a una limitación tecnológica y porque no aportaban información significativa en el contacto prótesis-hueso, zona en la que se ha hecho énfasis en este estudio, podrían proporcionar datos interesantes sobre lo que ocurre a nivel óseo una vez reemplazada la articulación, ayudando a la correcta predicción de la vida útil de ambos sistemas.

Otra consideración a tener en estudios futuros es la precisión del modelo y de la simulación. Como se comentó en apartados anteriores, para obtener mejores resultados es necesario mejorar el modelo 3D, específicamente el hueso que se ha añadido, como es el caso del remanente en la superficie de contacto o el vértice que se ha formado entre el hueso original y el creado con Fusion 360, evitando así vértices y grandes gradientes de tensión. También sería conveniente añadir más hueso en la zona entre la mandíbula y la prótesis de forma que se reduzcan los espacios vacíos y se obtenga un contacto más realista en ambos modelos. Con respecto a la simulación, es necesario mejorar el detalle del mallado, específicamente en las zonas donde se han detectado dichos gradientes




de tensión, como en los agujeros de los tornillos en la superficie y en la prótesis. Reduciendo el tamaño de elemento, ya sea de todo el ensamblaje o de dichas zonas problemáticas, mejoraría significativamente el contacto entre tornillo, hueso y prótesis con lo que los resultados obtenidos serían mucho más fiables. También sería interesante modelar el resto de los músculos que intervienen en la masticación, ya que en este estudio solo se incluyeron los principales. Incluir otros músculos más pequeños y menos importantes no cambiaría drásticamente los resultados obtenidos, pero si los acercaría más a la realidad.

Otro punto a mejorar son los tornillos, estos se han modelado como cilindros perfectos que también llegaron a presentar zonas con grandes gradientes de tensión en sus extremos. Para mejorar la veracidad de los resultados obtenidos sería conveniente, además de aplicar la corrección anterior y reducir el tamaño de elementos, modelarlos con una forma más realista. Aun así, el hecho de que estos se hayan modelado como cilindros perfectos no es una mala aproximación con lo que no cambiarían drásticamente los resultados, pero numéricamente estos serían más concisos.

Otra consideración importante a hacer de cara a futuras investigaciones de este tipo es que, en este caso, se ha utilizado como fuente de los valores de fuerza de los músculos utilizados la base de datos de VHM (visual human male). Para obtener los mejores resultados posibles se deberían considerar también datos provenientes de una mandíbula femenina, ya que, aunque las conclusiones obtenidas en este estudio pueden ser aplicables a ambos, en una mandíbula femenina se dan ciertas particularidades que pueden condicionar cómo funciona la prótesis y cuánto durará.

Finalmente, sería de especial interés, realizar una simulación dinámica donde se cuantifique lo que ocurre al abrir y cerrar la boca de forma cíclica, de esta manera se podrá llevar el estudio al siguiente nivel y predecir con mayor certeza cuánto durará la prótesis y donde ocurre el mayor desgaste. Para ello

	<i>Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.</i>	<i>Memoria</i>
---	---	----------------

también será necesario realizar un estudio bibliográfico en mayor profundidad en referencia a que factores biomecánicos afectan al daño en el hueso y la durabilidad de la prótesis.







## 8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Arriola, Ernesto. (2012). Estado de arte de los implantes dentales.
- [2] Abraham, Celeste. “A Brief Historical Perspective on Dental Implants”. US National Library of Medicine.
- [3] Museum of Artifacts. Recopilado el 9/04/2022, de: <https://museumofartifacts.wordpress.com/tag/ancient/page/2/>.
- [4] GMI España. Recopilado el 03/03/2022, de: <https://www.globalimplants.es/breve-historia-de-los-implantes-dentales-parte-i/>.
- [5] Marco Antonio García-Huerta, Jovita Romero-Flores, Eddy Mena-Gómez. “Articulación temporomandibular. Reemplazo con prótesis aloplástica”. Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social, vol. 50, núm. 4, 2012, pp. 437- 440.
- [6] Louis G. Mercuri. “Alloplastic temporomandibular joint reconstruction”. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. Volume 85, Issue 6, June 1998, Pages 631-637.
- [7] Aitor García Sánchez, Miguel Ángel Morey Mas, Mikel Ramos Murguialday, Sergi Janeiro Barrera, Iñaki Molina Barraguer y José Ignacio Iriarte Ortabe. “Reconstrucción de la articulación temporomandibular postraumática con prótesis a medida. Planificación quirúrgica virtual.” Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial. Vol.33 no.2 Madrid abr./jun. 2011.
- [8] José Francisco Dittel Jiménez, Carolina Mata Brenes. “Reemplazo total de la articulación temporomandibular con prótesis de tipo stock, una alternativa real de tratamiento”. Revista médica de Costa Rica y Centroamérica, 2012.



[9] Islam, I., Loh, J.S.P., Wong, R.C.W. (2018). “Temporomandibular Joint Replacement—Past, Present and Future: A Bioengineering Perspective”. In: Vo Van, T., Nguyen Le, T., Nguyen Duc, T. (eds) 6th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME6). BME 2017. IFMBE Proceedings, vol 63. Springer, Singapore.

[10] Cristhian Camilo Solarte Legarda. “Reemplazo Total de la Articulación Temporomandibular con Prótesis Aloplástica Stock en el Hospital Universitario de la Samaritana, Seguimiento durante 10 años, Estudio Retrospectivo”. (2015).

[11] Shirish Ingawalé and Tarun Goswami. “Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics”. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 5, May 2009, pp. 976–996.

[12] U.S. Food and Drug Administration. Recopilado el 14/04/2022, de: [https://www.fda.gov/medical-devices/temporomandibular-disorders-tmd-devices/fdas-role-approving-tmj-implants-and-monitoring-their-safety#:~:text=TMJ%20Implant%20Regulatory%20History,-2018%3A%20Patient%20DLed&text=2001%3A%20The%20FDA%20approved%20the,Condylar%20Prosthesis%20System%20\(P000023\).](https://www.fda.gov/medical-devices/temporomandibular-disorders-tmd-devices/fdas-role-approving-tmj-implants-and-monitoring-their-safety#:~:text=TMJ%20Implant%20Regulatory%20History,-2018%3A%20Patient%20DLed&text=2001%3A%20The%20FDA%20approved%20the,Condylar%20Prosthesis%20System%20(P000023).)

[13] Wolford L, Mercuri L, Schneiderman E, Movahed R, Allen W. “Twenty-Year Follow-up Study on a Patient-Fitted Temporomandibular Joint Prosthesis: The Techmedica/TMJ Concepts Device”. J. Oral Maxillofac. Surg. 2015; p. 1-9.

[14] Larry M. Wolford, David A. Cottrell, Charles H. Henry. “Temporomandibular joint reconstruction of the complex patient with the techmedica custom-made total joint prosthesis”. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Volume 52, Issue 1, 1994, Pages 2-10.

[15] Larry M. Wolford, Douglas J. Dingwerth, Reena M. Talwar, Marcos C. Pitta. “Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems”. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Volume 61, Issue 6, 2003, Pages 685-690.



[16] L.M. Wolford, M.C. Pitta, O. Reiche-Fischel, P.F. Franco. “TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study”. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 32, Issue 3, 2003, Pages 268-274.

[17] Louis G. Mercuri, Larry M. Wolford, Bruce Sanders, R.Dean White, Anita Giobbie-Hurder. “Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system”. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 60, Issue 12, 2002, Pages 1440-1448.

[18] Louis G. Mercuri, Naushad R. Edibam, Anita Giobbie-Hurder. “Fourteen-Year Follow-Up of a Patient-Fitted Total Temporomandibular Joint Reconstruction System”. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 65, Issue 6, 2007, Pages 1140-1148.

[19] Sidebottom A.J., Gruber E. “One-year prospective outcome analysis and complications following total replacement of the temporomandibular joint with the TMJ Concepts system”. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 51, Issue 7, 2013, Pages 620-624.

[20] Idle M, Lowe D, Rogers S, Sidebottom A, Speculand B, Worrall S. “UK temporomandibular joint replacement database: report on baseline data”. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2014; 52: p. 203-7.

[21] Helen E. Giannakopoulos, Douglas P. Sinn, Peter D. Quinn. “Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement System: A 3-Year Follow-Up Study of Patients Treated During 1995 to 2005”. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 70, Issue 4, 2012, Pages 787-794.

[22] Alero Boyo, Julia McKay, Gerald Lebovic, David J. Psutka. “Temporomandibular joint total replacement using the Zimmer Biomet Microfixation patient-matched prosthesis results in reduced pain and improved function”. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Volume 128, Issue 6, 2019, Pages 572-580.



- [23] David C. Ackland, Adrian Moskaljuk, Chris Hart, Peter Vee Sin Lee, George Dimitroulis. “Prosthesis Loading After Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modeling Study”. Journal of Biomechanical Engineering, 2015.
- [24] C. Goizueta Adame. “Reconstrucción de la articulación temporomandibular (ATM): prótesis aloplástica”. Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial vol.27 no.1 Madrid ene./feb. 2005.
- [25] Penny Rudolph (ed). Color Atlas of Temporomandibular Joint Surgery. “Autogenous and Alloplastic Reconstruction of the Temporomandibular Joint”, p. 178, Copyright by Mosby (1998).
- [26] N. De Meurechy, A. Braem, M.Y. Mommaerts. “Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives—a narrative review”. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2017.
- [27] Zheng, J., Chen, X., Jiang, W. et al. “An innovative total temporomandibular joint prosthesis with customized design and 3D printing additive fabrication: a prospective clinical study”. J Transl Med 17, 4 (2019).
- [28] TMJ Concepts. Recopilado el 27/04/2022, de: <https://www.tmjconcepts.com/>.
- [29] Gonzalez-Perez LM, Gonzalez-Perez-Somarriba B, Centeno G, Vallellano C, Montes Carmona JF. “Evaluation of total alloplastic temporomandibular joint replacement with two different types of prostheses: A three-year prospective study”. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2016 Nov 1;21 (6): e766-75.
- [30] Michel Mesnard, Antonio Ramos. “Towards a Rigorous Approach to Designing a TemporoMandibular Joint Prosthesis. From Clinical Challenge to Numerical Prototype”. Procedia CIRP, 2013, Volume 5, Pages 141-146.



[31] Mayo Clinic. Recopilado el 17/04/2022, de: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/tmj/symptoms-causes/syc-20350941>.

[32] Patricio Nicolás Canales Toledo, José Luis Cofré Barrera. “Descripción Morfológica de la Articulación Temporomandibular observada en imágenes Cone Beam de un grupo de pacientes entre 8 Y 83 años de la ciudad de Santiago”. (2017).

[33] Murphy M, MacBarb R, Wong M, Athanasiou K. “Temporomandibular Disorders: A Review of Etiology, Clinical Management, and Tissue Engineering Strategies”. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013.

[34] Gustavo Plaza Manzano, Ibai López de Uralde Villanueva. “Anatomía y Biomecánica de la Articulación Temporomandibular”.

[35] Sandro Alexander Lévano Loayza, Abell Temistocles Sovero Gaspar. “Evaluación anatómica de la articulación temporomandibular mediante resonancia magnética. Artículo de revisión”. Rev. Estomatol. Herediana. 2020 Oct-Dic;30(4):285-293.

[36] Axel Bumann, Ulrich Lotzmann. Color Atlas of Dental Medicine. “TMJ Disorders and Orofacial Pain: The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach”. (2002).

[37] Manual MSD. Recopilado el 03/05/2022, de: <https://www.msdmanuals.com/es-es/professional/trastornos-odontol%C3%B3gicos/trastornos-temporomandibulares/generalidades-sobre-los-trastornos-temporomandibulares>.

[38] Yobany Quijano Blanco. “Anatomía clínica de la articulación temporomandibular (ATM)”. Morfolía Vol. 3 – No. 4 Año 2011.

[39] Ramón Fuentes, Cristina Bucchi, Mario Cantin. “Análisis de los Términos Utilizados en la Literatura Científica para Referirse a los Ligamentos Extracapsulares de la Articulación Temporomandibular. Parte I: Ligamentum



sphenomandibulare”. International Journal of Morphology. vol.32 no.3 Temuco set. 2014.

[40] Ramón Fuentes, Nicolás Ottone, Mario Cantin, Cristina Bucchi. “Análisis de los Términos Utilizados en la Literatura Científica para Referirse a los Ligamentos Extracapsulares de la Articulación Témporomandibular. Parte II: Ligamentum stylomandibulare y Raphe pterymandibulare”. International Journal of Morphology. vol.32 no.4 Temuco dic. 2014.

[41] Dolopedia. Recopilado el 04/05/2022, de: <https://dolopedia.com/articulo/musculo-temporal>.

[42] Painotopia. Recopilado el 04/05/2022, de: <https://www.dolor-muscular-articular.es/puntos-gatillo/autotratar-puntos-gatillo-y-vision-general/masetero/>.

[43] Premium Madrid. Recopilado el 04/05/2022, de: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/miguel-losada/fisioterapia-en-la-articulacion-temporomandibular-atm-musculos-temporal-pterigoideo-medial-y-pterigoideo-lateral/>.

[44] Lifeder. Recopilado el 04/05/2022, de: <https://www.lifeder.com/ciencia/biologia/anatomia-y-fisiologia/>.

[45] TMJ & Orofacial Pain Treatment Centers of Wisconsin. Recopilado el 21/04/2022, de: <https://www.tmjtreatmentcentersofwi.com/myofascial-pain-dysfunction>.

[46] Riojadental Centro Odontológico. Recopilado el 22/04/2022, de: <https://www.riojadental.com/tratamientos/odontologia-conservadora/ferulas-dentales/>.

[47] Maxiloface. Recopilado el 23/04/2022, de: <https://maxiloface.es/tratamientos/atm-y-dolor-orofacial/artroscopia/>.

[48] Alamy. Recopilado el 23/04/2022, de: <https://www.alamy.es/artroscopia-de-la-articulacion-temporomandibular-atm-reparacion-de-disfuncion-image7710462.html>.



- [49] Wlorenz Colombia. Recopilado el 23/04/2022, de: <http://wlorenzcolombia.com/productos/tmj-protesis-atm>.
- [50] Stanford Medicine. Recopilado el 25/04/2022, de: <https://otosurgeryatlas.stanford.edu/otologic-surgery-atlas/fundamentals-of-ear-surgery/endastral-incision/#>.
- [51] AO Foundation Surgery Reference. Recopilado el 25/04/2022, de: <https://surgeryreference.aofoundation.org/cm/trauma/mandible/approach/retromandibular-approaches#option-1-transparotid-approach>.
- [52] Elizabeth S. Gosnell, S. Thikkurissy. “7 - Assessment and Management of Pain in the Pediatric Patient”. Editor(s): Arthur J. Nowak, John R. Christensen, Tad R. Mabry, Janice A. Townsend, Martha H. Wells, Pediatric Dentistry (Sixth Edition), Elsevier, 2019, Pages 97-115.e1.
- [53] Victor Spitzer, PhD, Michael J. Ackerman, PhD, Ann L. Scherzinger, PhD, David Whitlock, MD, PhD. “The Visible Human Male: A Technical Report”. Journal of the American Medical Informatics Association, Volume 3, Issue 2, March 1996, Pages 118–130.
- [54] Real Academia Española. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://dle.rae.es/aut%C3%B3logo#TAVvJBx>.
- [55] Tortolini P., Rubio S. “Diferentes alternativas de rellenos óseos”. Avances en Periodoncia vol.24 no.3 Madrid dic. 2012.
- [56] Clínica Universidad de Navarra. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/materiales-aloplasticos>.
- [57] Real Academia Española. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://dle.rae.es/osteotom%C3%ADa?m=form>.
- [58] Ferrus & Bratos. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://www.clinicaferrusbratos.com/implantes-dentales/implante-osteointegrado/>.



*Estudio biomecánico por elementos finitos de prótesis de articulación temporomandibular.*

Memoria

[59] 3D Systems. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://es.3dsystems.com/stereolithography>.

[60] Interempresas. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://www.interempresas.net/Plastico/Articulos/8217-Que-es-la-estereolitografia.html>.

[61] The Free Dictionary. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/lateral+excursion>.

[62] Medlineplus. Recopilado el 24/04/2022, de: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001058.htm>.

[63] Nicolás Vidal-Seguel, Ricardo Esteban Miranda Krause, Marcela Pumeyrau-Solar, Bélgica Vásquez. “Definiciones de los Reparos, Marcas Óseas o Accidentes de la Superficie del Hueso en Anatomía Humana”. Int. J. Morphol., 39(1):335-340, 2021.

[64] Mundo Pecuario. Recopilado el 24/04/2022, de: [https://mundo-pecuario.com/tema206/osteologia\\_animal/eminencias\\_huesos-1197.html](https://mundo-pecuario.com/tema206/osteologia_animal/eminencias_huesos-1197.html).

[65] Caeiro J.R., González P., Guede D. “Biomecánica y hueso (y II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea”. Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral vol.5 no.2 Madrid abr./jun. 2013.

[66] MakeItFrom. Recopilado el 29/04/2022, de: <https://www.makeitfrom.com/material-properties/Low-Carbon-Co-28Cr-6Mo-Alloy-ASTM-F1537-Alloy-1-ISO-5832-12-Alloy-1-R31537>.

[67] Sonelastic. Recopilado el 27/04/2022, de: <https://www.sonelastic.com/es/fundamentos/tablas-propiedades-materiales/metales-no-ferrosos.html>.

[68] Carlos Sempere de Udaeta. “Estudio de las características mecánicas de aleaciones de Ti conformadas mediante pulvimetalurgia”. (2013).