



Universidad
Zaragoza

Trabajo de Fin de Grado

Título del trabajo: Estudio por elementos finitos de
la asimetría mandibular infantil

English title: Finite element analysis of child
mandibular asymmetries.

Autor

Javier Navarro Pérez

Director/es

Amaya Pérez del Palomar
Carlos Javier Ortún Terrazas

Escuela de Ingeniería y Arquitectura (EINA)

2017

Resumen

Las asimetrías mandibulares constituyen una patología con repercusiones a nivel estético, muscular, óseo y articular. Los orígenes son diversos pero todos ellos aparecen en edades tempranas. Tras el crecimiento, en caso de haberse desarrollado una asimetría, el único método correctivo es la cirugía. Para evitar esto, es de vital importancia la detección prematura de la patología y la aplicación de tratamientos alternativos a la cirugía.

Pese a esto, la mayoría de las investigaciones y publicaciones relacionadas con las asimetrías mandibulares, se centran en la detección de ésta y en el estudio de las repercusiones en la articulación temporomandibular (ATM).

Este trabajo tiene por objeto proponer un modelo de elementos finitos basado en la geometría del conjunto masticatorio de un paciente real de 4 años, que sirva de validación de un método de corrección alternativo a la cirugía: el micro-tallado. Este tratamiento consiste en corregir la mordida mediante la modificación de la geometría de los dientes temporales, previniendo así el desarrollo de una asimetría mandibular.

Para ello se ha desarrollado un modelo previo y un modelo posterior al tratamiento que permita comparar ambos estados tensionales. El modelo previo se ha basado en una tomografía computarizada (CT) del paciente antes del tratamiento, la cual ha sido tratada hasta obtener un modelo CAD. Esta imagen ha servido, en combinación con el escaneado del molde de los dientes del paciente, para obtener el modelo posterior al micro-tallado. Ambos modelos CAD han sido mallados en función de la importancia de cada parte en el estudio.

Se han incorporado los músculos faciales responsables de realizar las cargas correspondientes a cada caso. A cada músculo se han asociado fuerzas, las cuales han sido determinadas a partir de la fuerza de mordida y de los índices de actividad extraídos de electromiografías del paciente. Tanto los músculos como los demás tejidos biológicos han sido caracterizados en base a resultados experimentales de otras publicaciones.

Tras el desarrollo de ambos modelos, se ha simulado la mordida con apriete ("clenching"), aplicándose la fuerza máxima de mordida. Se ha realizado un estudio comparativo tanto entre el caso previo y posterior al tratamiento, como entre ambos lados de la cara. Se ha analizado la actividad muscular y el estado tensional de los dientes, los tejidos óseos y los discos y cartílagos articulares.

DECLARACIÓN DE
AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. Javier Navarro Pérez,

con nº de DNI 73132118 F en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
Grado en Tecnologías industriales, (Título del Trabajo)

Estudio por elementos finitos de la asimetría mandibular infantil

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 12 de junio de 2017

Fdo: Javier Navarro Pérez

Índice

Resumen.....	1
Declaración de Autoría y originalidad.....	2
Índice.....	3
1. Introducción	5
1.1. Contextualización.....	5
1.2. Motivación	6
1.3. Metodología.....	7
2. Biomecánica del conjunto masticatorio.....	9
2.1. Dientes	9
2.2. Disco y cartílago articular	11
2.3. Músculos del conjunto masticatorio.....	12
3. Modelos musculares	15
3.1. Electromiografía (EMG).....	15
3.2. Modelo de Hill	16
3.3. Modelo de Hill modificado	17
4. Modelos constitutivos para tejidos biológicos.....	19
4.1. Modelo elástico.....	19
4.2. Comportamiento hiperelástico	20
4.3. Comportamiento visco elástico.....	23
5. Materiales y métodos	26
5.1. Digitalización del modelo y Modelo CAD	26
5.2. Modelo FEM	29
5.3. Casos de carga.....	37
6. Resultados	42
6.1. Dientes	42
6.2. Disco articular.....	43
6.3. Cartílago articular.....	47
6.4. Tejidos óseos (Maxilar y mandíbula).....	49
7. Conclusiones.....	52
8. Trabajos futuros	54
9. Bibliografía	55
10. Índice de figuras	58
11. Índice de tablas	60

Anexo A. Patologías originando asimetría facial.....	61
Anexo B. Distracción osteogénica	62
Anexo C. Músculos implicados en la masticación	63

1. Introducción

Las asimetrías mandibulares son objeto de estudio por odontólogos, cirujanos e ingenieros en el ámbito de la biomecánica. Constituye una patología cuyo origen y consecuencias dependen del tipo de asimetría. De manera general, las asimetrías mandibulares tienen repercusiones a nivel estético, muscular, óseo y articular.

Durante el desarrollo de este capítulo del proyecto, se van a presentar la patología y el tratamiento del estudio, conociéndose así la importancia de éste y las dificultades que pueden aparecer.

1.1. Contextualización

La simetría de la cara humana fue ilustrado por Leonardo da Vinci y por Albrecht Durer en 1507, definiendo una línea vertical que divide la nariz, labios y mentón, tal que los ojos son equidistantes respecto de esta línea. Se considera asimetría facial cuando uno de los lados de la cara difiere considerablemente del otro ya sea en cuanto al tamaño, la orientación o la forma. En ocasiones, el impacto estético no es notable.

El origen y desarrollo de las asimetrías es particular de cada una de las diversas variantes que pueden existir. Existen síndromes como la secuencia Pierre Robins o el síndrome de Trecher-Collins, para los cuales alguna de las consecuencias es la asimetría mandibular. Hay otras patologías que se desarrollan también durante la fase embrional pero no constituyen un síndrome, sino un trastorno, como la plagiocefalia o la microsomía hemifacial (Sándor, McGuire, Ylikontiola, Serlo, & Pirttiniemi, 2007) (Anexo A. Patologías originando asimetría facial). Sin embargo, el origen más común de las asimetrías se basa en los hábitos masticatorios. La presencia de caries, obturaciones defectuosas o enfermedades infecciosas son algunos de los posibles orígenes de la masticación unilateral. Se trata de una función alterada que se automatiza con el tiempo, a la cual se asocian fuerzas asimétricas, asimetría facial y asimetría de la actividad muscular (Jiménez-Silva et al., 2016). Durante el crecimiento, la masticación unilateral provoca la patología de estudio, la mordida cruzada, por lo que es muy importante corregirla antes del desarrollo total de músculos y huesos (Salins, Venkatraman, & Kavarody, 2008). La evaluación se realiza mediante un estudio de la línea media facial y dental, además de una evaluación vertical y transversal del plano oclusal (Sora & Jaramillo, 2005) tomándose medidas de diferentes distancias en ambos lados de esta línea media. Otro método de caracterización se realiza utilizando puntos de referencia en tejidos blandos, especialmente alrededor del ojo (Lee, Jung, & Moon, 2014).

El conjunto masticatorio, compuesto por la mandíbula, los dientes, los discos articulares, el maxilar superior y el conjunto de tejidos blandos, se desarrolla principalmente en los primeros años de vida y durante la pubertad. Tras las dos primeras décadas de vida, el crecimiento cesa. En caso de existir una asimetría mandibular, una vez que el crecimiento se ha detenido el único método de corrección es la cirugía. En el caso de la mordida cruzada, la cirugía más habitual es la distracción osteogénica que consiste en modificar la longitud de los huesos mediante distintas prótesis (Anexo B. Distracción osteogénica). Por ello, resulta

beneficioso para el paciente que se detecte prematuramente la patología y puedan iniciarse otros tipos de tratamiento en edades tempranas, que no requieran tratamientos invasivos.

En el caso de haber detectado la patología en edades tempranas, una de las técnicas que permite evitar la cirugía es la técnica de micro-tallado. Esta técnica consiste en modificar la geometría de los dientes temporales mediante el tallado de los mismos de manera que se corrija el plano oclusal y con ella la posición de mordida. El tallado se realiza a los dientes de leche tal que esta modificación de la geometría no es permanente ya que los dientes definitivos crecerán de manera correcta solo que habiéndose corregido la mordida. El tallado es personalizado para cada uno de los pacientes en función de su asimetría y de los dientes de leche todavía presentes. Sin embargo, esta técnica se realiza desde un punto exclusivamente clínico y sin una base teórica que permita predecir los cambios morfológicos de la mandíbula. Existe gran controversia entre la validez de este método y los efectos nocivos que puede acarrear sobre la salud del niño, llegando en algunos casos a no estar aprobado por el gobierno del país, como es el caso de Estado Unidos, donde la ley no permite este tratamiento correctivo.

1.2. Motivación

Este trabajo de investigación se ha realizado como Trabajo de Fin de Grado en el grado de Tecnologías Industriales de la Universidad de Zaragoza. Pertenece al proyecto DPI 2016-79302-R de investigación del departamento de Ingeniería Mecánica en colaboración con el Servicio de Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela. La finalidad fundamental del proyecto que engloba este trabajo es el desarrollo de una metodología integral para la corrección y el tratamiento de asimetrías mandibulares en niños durante el crecimiento.

Existen numerosos estudios relacionados con las asimetrías mandibulares. Hasta la actualidad, se han buscado relaciones entre las dimensiones de los elementos del sistema masticatorio tanto en pacientes sanos como en pacientes que presenten la patología, con el fin de determinar relaciones entre la asimetría y fallos funcionales (Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Lederman, et al., 2005; Kurt, Uysal, Sisman, & Ramoglu, 2008). Por otro lado se ha tratado de determinar el origen de las asimetrías buscando rasgos hereditarios (Haraguchi, Iguchi, & Takada, 2008) o dependencia con el sexo (Ramirez-Yañez, Stewart, Franken, & Campos, 2011) sin existir relaciones directas con estos factores. Igualmente se ha intentado relacionar distintos casos de asimetrías con numerosas herramientas estadísticas como la corrección Bonferroni (Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al., 2005) o la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon (Ramirez-Yañez et al., 2011). Sin embargo, tampoco se ha encontrado un comportamiento general.

El objetivo de este trabajo consiste en el estudio biomecánico del conjunto masticatorio de un paciente de 4 años con mordida cruzada, para analizar las repercusiones funcionales debidas a esta patología. No existe hasta la actualidad un estudio mecánico que permita validar un tratamiento de la asimetría facial infantil. Se pretende realizar un modelo de elementos finitos a partir de la geometría real del paciente que permita analizar la distribución de tensiones de los discos articulares, los contactos dentarios, los tejidos óseos y los tejidos cartilaginosos antes y después del tratamiento. Para la creación del modelo, se

analizarán los modelos existentes para caracterizar cada uno de los materiales que componen los elementos del conjunto masticatorio, tomándose los que mejor se aproximen a un caso real.

1.3. Metodología

Fase 1: Documentación

Tarea 1.1.- Búsqueda bibliográfica de la patología de estudio para la determinación de parámetros de caracterización del material, métodos de corrección y estudios relacionados entre otros.

Tarea 1.2.- Búsqueda de modelos de comportamiento empleados: Son necesarios numerosos materiales para modelar el conjunto masticatorio. Para cada uno de ellos existen distintos modelos e investigaciones asociadas.

Tarea 1.3.- Búsqueda de resultados experimentales que sirvan para la caracterización de los modelos de cada material. Igualmente es importante la búsqueda de publicaciones relacionadas a modo de validación del modelo.

Fase 2: Desarrollo del modelo CAD

Tarea 2.1.- Creación de un modelo geométrico del niño a partir de imágenes del TAC. Creación de curvas a partir de los resultados del TAC digitalizados en el software Mimics.

Tarea 2.2.- Parametrización del modelo en Rhinoceros mediante la herramienta Rhinoceros v.5. En esta fase del trabajo se diferenciarán y construirán cada una de las partes del conjunto masticatorio: dientes, mandíbula, maxilar, discos articulares y cráneo a partir de secciones planas de la nube de puntos.

Fase 3: Desarrollo del modelo de Elementos Finitos

Tarea 3.1.- Mallado de elementos finitos del modelo. Mediante el software comercial de Abaqus v.6.11.3 en su módulo Abaqus CAE y mediante la manipulación del archivo “.inp” se realizará la partición del modelo en secciones para su correcto mallado según los requerimientos.

Tarea 3.2.- Condiciones de contorno y cargas. Se determinarán las partes fijas y móviles así como los contactos e interacciones entre estas. Igualmente se aplicarán las cargas.

Tarea 3.3.- Materiales. A partir de la búsqueda bibliográfica de la Fase 1 (Tarea 1.3) se determinarán las propiedades de cada una de las partes que componen el conjunto masticatorio.

Fase 4: Casos de estudio.

Tarea 4.1.- Evaluación biomecánica del conjunto masticatorio previo al tratamiento en situación de clenching.

Tarea 4.2.- Evaluación biomecánica del conjunto masticatorio posterior al tratamiento en situación de clenching.

	Fecha de inicio	Fecha de fin
Fase 1: DOCUMENTACIÓN	01/02/2017	07/04/2017
Tarea 1.1	01/02/2017	15/02/2017
Tarea 1.2	16/02/2017	13/03/2017
Tarea 1.3	14/03/2017	07/04/2017
*** Reunión con los directores para planificar el desarrollo del modelo CAD	13/03/2017	13/03/2017
Fase2: DESARROLLO DEL MODELO CAD	13/02/2017	02/03/2017
Tarea 2.1	13/02/2017	19/02/2017
*** Revisión del progreso con los directores	19/02/2017	19/02/2017
Tarea 2.2	20/02/2017	02/03/2017
*** Corrección y finalización del modelo con los directores	02/03/2017	02/03/2017
Fase 3: DESARROLLO DEL FEM	03/03/2017	10/05/2017
Tarea 3.1	03/03/2017	04/04/2017
*** Reunión con los directores. Corrección del mallado y planificación de las tareas 3.2, 3.3	04/04/2017	04/04/2017
Tarea 3.2	04/04/2017	07/03/2017
Tarea 3.3	04/04/2017	10/05/2017
Fase 4: Casos de estudio	11/05/2017	21/05/2017
*** Planteamiento de los casos de estudio con los directores	21/05/2017	21/05/2017
Tarea 4.1	11/05/2017	16/05/2017
Tarea 4.2	17/05/2017	21/05/2017
*** Reunión final con los directores	12/05/2017	12/05/2017
REDACCIÓN	11/05/2017	18/06/2017

*** Reunión/ Puesta en común con los directores

2. Biomecánica del conjunto masticatorio

El conjunto masticatorio permite realizar la primera etapa de la digestión de los alimentos. Está compuesto por numerosos elementos con diferentes funciones y propiedades, las cuales se van a describir en este apartado.

2.1. Dientes

La dentición primaria es el primer conjunto de dientes que tienen los humanos, también conocidos como dientes de leche. El conjunto de 20 dientes está compuesto por 8 incisivos, 4 caninos y 8 molares (Fig 1) distribuidos en las arcadas inferior y superior.

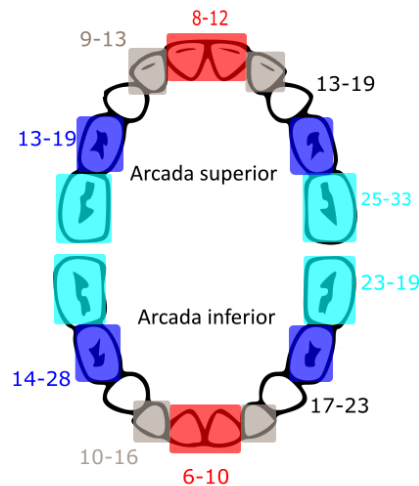


Fig 1 Crecimiento de los dientes

Los incisivos tienen los extremos planos y ligeramente afilados. Se utilizan para cortar y moler la comida. Los caninos o colmillos tienen la misma función y se caracterizan por su forma en punta. Además, al ser más largos que el resto de dientes les permite realizar la función de desgarrar. Los molares son los dientes más grandes y duros y se utilizan para triturar la comida. Estos dientes se desarrollan durante el periodo embrionario y se hacen visibles durante la infancia (habitualmente antes de los 3 primeros años de vida). Son dientes temporales, comienzan a caerse con la aparición de los dientes definitivos a una edad aproximada de 6 años.

El diente está constituido por tres partes bien diferenciadas: el esmalte, la dentina y la pulpa (Fig 2). La parte visible de un diente se denomina corona y está recubierta de un esmalte muy duro que protege de la zona interior. Se trata de la sustancia más dura del cuerpo humano. La mayor parte de la estructura dental la compone la capa inferior al esmalte: la dentina, que es similar al hueso y más blanda que el esmalte. Un 50% de su volumen es contenido mineral, 30% matriz orgánica (fibras de colágeno de tipo I) y 20% fluido (similar al

plasma sanguíneo) (Fuentes, 2004). Por último está la pulpa que es la parte más interna del diente. Se encarga de alojar las terminaciones nerviosas y los vasos sanguíneos del diente.

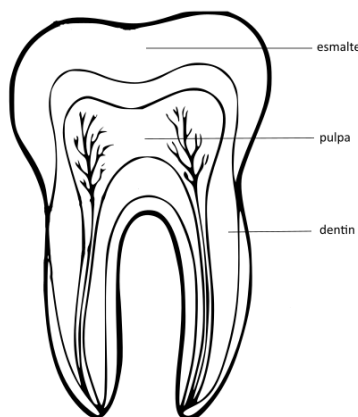


Fig 2 Estructura básica de un diente

La unión del diente al hueso alveolar se consigue mediante el ligamento periodontal (Natali, Pavan, & Scarpa, 2004). Este ligamento está formado por fibras de colágeno de tipo I y por líquido intersticial. Las fibras implican propiedades anisótropas y el líquido intersticial comportamiento viscoelástico. Este comportamiento se traduce por una dependencia tanto de la carga aplicada como de la velocidad de esta (Nishihira, Yamamoto, Sato, Ishikawa, & Natali, 2003).

Oclusión

Se conoce como oclusión normal u oclusión de tipo I, la correcta relación funcional entre los componentes del conjunto masticatorio. La posición relativa de los dientes describe el tipo de oclusión. Según la OMS se puede determinar mediante el número de contactos y la localización de estos. En el caso normal, los molares superiores (excepto el último en adultos) deben contactar con su homónimo inferior sobrepasando en una cúspide, quedando la arcada superior ligeramente adelantada respecto de la inferior.

Existen otros dos tipos de oclusión, siendo casos de mal oclusión. La oclusión de clase II o retrognatismo mandibular es cuando un paciente tiene la mandíbula muy atrás o muy pequeña con respecto al maxilar superior. Esto va a producir que los dientes anteriores-inferiores no entren en contacto con los dientes anteriores-superiores. (Haraguchi et al., 2008). La clase III o mandíbula prognata es cuando los dientes inferiores están más avanzados que los de arriba.



Fig 3 Tipos de oclusión (a) Clase I (b) Clase II (c) Clase III

Otro tipo de mal oclusión es la mordida cruzada. Se considera mordida cruzada cuando uno o más dientes de la arcada superior ocluyen por dentro de la arcada inferior. El lado en el que ocurre esto, le da nombre al tipo de mordida cruzada (Fig 4).



Fig 4 Paciente con mordida cruzada izquierda

Una posible manera de evaluar de forma precisa la posición y distribución de los dientes, incluso cuando los pacientes son niños, es mediante una ortopantomografía. Se trata de una imagen radiográfica que captura en una sola imagen toda la boca. Se conoce también como radiografía panorámica. En el caso de los niños, sirve también para ver los dientes definitivos todavía bajo la encía y así prever posibles problemas futuros. Es una prueba realizada por la mayoría de dentistas por lo que es de fácil acceso, al contrario que la tomografía computarizada CT que conlleva una serie de limitaciones durante la infancia, debido a su impacto radiológico.

2.2. Disco y cartílago articular

El disco articular de la articulación temporomandibular (ATM) está localizado entre las partes articuladas del conjunto masticatorio: cóndilo mandibular y la fosa del hueso del temporal, también conocido como cóndilo temporal. Constituye una de las principales partes del ATM, absorbiendo tensiones y permitiendo el movimiento de la mandíbula. Está compuesto por dos caras: la cara posterior es cóncava y se aloja sobre el cóndilo mandibular y la cara anterior es convexa, adaptándose a la fosa mandibular (Fig 5).

El disco articular está constituido principalmente por fibras de colágeno de tipo I, además de tener fibras elásticas dispersas (Tanaka et al., 2002). Este tipo de estructura implica que las propiedades mecánicas serán distintas según la región en función de la distribución de las fibras, es decir que el disco es anisótropo.

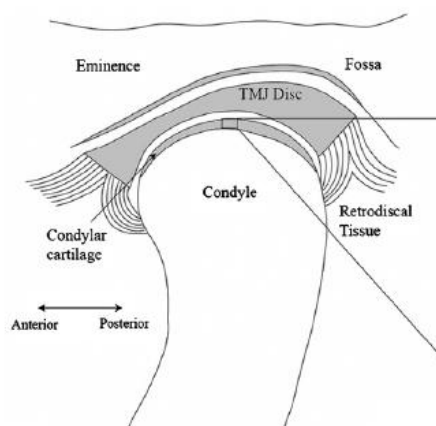


Fig 5 ATM (Singh & Detamore, 2009)

Ambas caras del disco están recubiertas con zonas de cartílago. Se trata de un tejido elástico único, compuesto por fibras, carente de nervios y vasos sanguíneos. La presencia de fibras implica de nuevo que se trata de un material anisótropo. Reduce la fricción en la articulación, ofrece una superficie lubricada permitiendo así el movimiento de ésta (parámetro caracterizado por el coeficiente de rozamiento). Además de distribuir la fuerza solicitada, también absorbe buena parte de estas, convirtiéndose en un elemento crítico de la ATM (Kuroda et al., 2009). Sus propiedades mecánicas difieren dependiendo de la región. El espesor (tanto del disco como del cartílago) es distinto dependiendo de la región. La zona posterior es la más gruesa, seguida de la zona anterior, siendo la zona media (medial) la más delgada (Matamala, 2006). Todo esto es válido independientemente de la edad. El cartílago que recubre el disco de la ATM o fibrocartílago, no se parece a otros cartílagos del cuerpo humano como el hialino. Éste está recubierto por una membrana fibrosa denominada pericondrio mientras que el fibrocartílago no lo está. La ausencia de esta membrana modifica la estructura del material y su espesor (Almarza & Athanasiaou, 2004).

2.3. Músculos del conjunto masticatorio

Son cuatro los músculos faciales principales que intervienen en el proceso de masticación: el masetero, el temporal, el pterigoideo medial y el pterigoideo lateral (ver la totalidad de músculos en Anexo C. Músculos implicados en la masticación). Todos ellos tienen como función primaria el cierre de la boca y los movimientos moledores contra el maxilar (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2010).

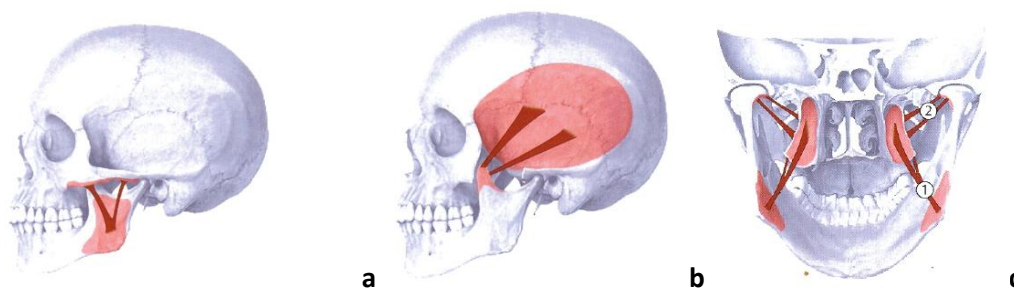


Fig 6 (a) Masetero, (b) temporal, (c) Pterigoideos medial (1) y lateral (2) (Schünke et al., 2010)

El masetero (Fig 6 (a)) consta de una porción superficial y otra profunda. Además de apertura y cierre de la boca, también permite adelantar la mandíbula. Por otro lado, el temporal (Fig 6 (b)) es el músculo más potente y realiza aproximadamente la mitad del trabajo durante la masticación. Permite retirar la mandíbula cuando está adelantada y participa en el proceso de trituración. Finalmente, los músculos pterigoideos lateral y medial (Fig 6 (c)) son músculos denominados profundos (por no estar en la superficie) y además de su función primaria de apertura de la mandíbula, participan en movimientos de trituración.

Biomecánica del músculo

El comportamiento mecánico de un músculo queda definido por sus componentes elásticas y contráctiles. Los músculos están compuestos de fibras muy cortas (unas pocas micras) denominadas elementos contráctiles, provocando este tipo de comportamiento. Son filamentos finos (actina) y gruesos (miosina) encargados de la contracción y relajación mediante el deslizamiento de la miosina sobre la actina. El sistema formado por estos filamentos se conoce como sarcómero. Es la estructura proteica mínima que permite la actividad muscular.

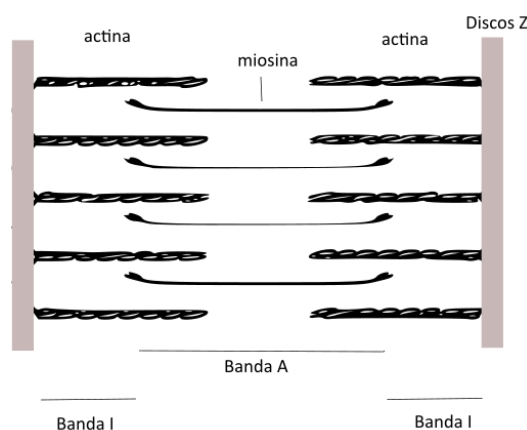


Fig 7 Visión esquemática del sarcómero

El sarcómero está delimitado por discos y se divide en dos bandas bien diferenciadas. La banda media o banda A, corresponde a la zona en la que coinciden los filamentos gruesos de miosina con los filamentos finos de actina (Fig 7). En esta zona siempre existe deslizamiento entre ellos. En el exterior de esta banda se encuentra la banda I en la que tan solo encontramos filamentos de actina. Estos nacen en los límites del sarcómero: los discos Z. Además de delimitar, los discos Z sirven igualmente para conectar los sucesivos sarcómeros y permiten la interacción de los filamentos de actina de los sarcómeros adyacentes. El conjunto de sucesiones de sarcómeros que componen el músculo, cohesionan en forma de vainas/fascias de tejido conjuntivo mediante elementos elásticos que permiten la circulación liofática y sanguínea. Se trata de elementos pasivos, es decir que son aquellos que no están al origen de la transformación de energía química en energía mecánica. El endomisio rodea las fibras creando las fascias. Estas son rodeadas por el perimisio y todo el músculo está rodeado por el epimisio.

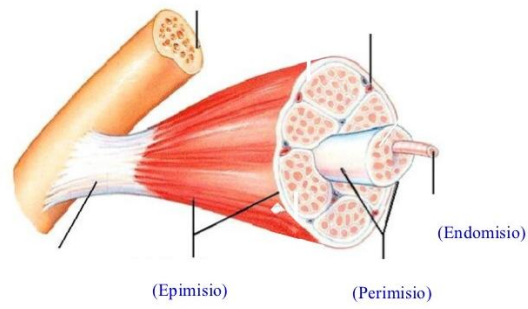


Fig 8 Músculo esquelético (Enderle, Blanchard, & Bronzino, n.d.)

Existen numerosos modelos totalmente definidos del comportamiento mecánico, que permite el uso de valores experimentales, detallados en el apartado siguiente.

3. Modelos musculares

Una vez conocida la composición y el funcionamiento del músculo es necesario modelar su comportamiento y cuantificar los parámetros que lo definen. En este apartado se va a presentar el concepto de electromiografía para la definición de la actividad muscular y algunos modelos mecánicos musculares y sus investigaciones asociadas.

3.1. Electromiografía (EMG)

La electromiografía es una prueba diagnóstica neurofisiológica que consiste en registrar la actividad eléctrica producida por los músculos. El EMG puede obtenerse mediante electrodos en la superficie de la piel o mediante electrodos insertados en los músculos (de gran interés para los músculos internos). Este último se realiza introduciendo una aguja muy fina directamente en el músculo por lo que no será una alternativa válida en el caso de que los pacientes sean niños. Se registra la actividad eléctrica (amplitud μV) respecto del tiempo para una situación concreta de mordida, reposo...En el estudio de pacientes niños, se diferencia la mordida deliberada y espontánea puesto que no siempre es fácil conseguir que realicen la máxima fuerza de mordida que se estudia en estos casos (Ingervall & Minder, 1997). Cada electromiografía corresponde a un único músculo en una situación. Además de la mordida deliberada y espontánea, encontramos otras situaciones que son: el reposo y el "clenching" que consiste en apretar durante la mordida.

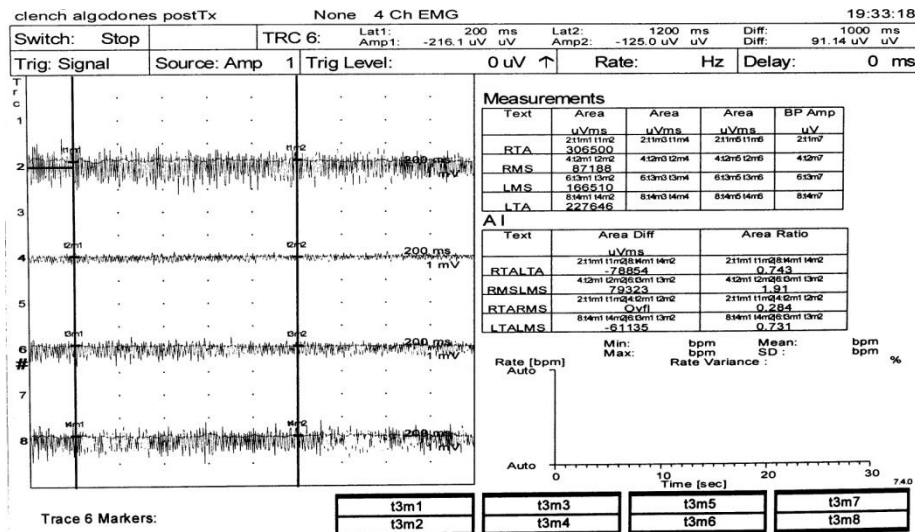


Fig 9 EMG del paciente en situación de clenching con algodones

La imagen anterior (Fig 9) es el resultado de una electromiografía. En la imagen pueden verse los distintos canales utilizados para registrar la actividad de cada uno de los músculos ya que se registra la actividad músculo por músculo. La gran utilidad de poder emplear distintos canales es obtener el resultado de todos los músculos para una situación idéntica de mordida.

3.2. Modelo de Hill

El modelo de Hill (1938) se utiliza desde su proposición como mejor alternativa de modelado mecánico del complejo muscular. Este modelo consiste en un componente mecánico contráctil (CC) en paralelo con un componente elástico (CEP) y el conjunto en serie con otro componente elástico (CES) (Fig 10). Durante la contracción, el CC se activa y los elementos elásticos (CES y CEP) se acortan/contraen produciendo tensiones. Esto implica un almacenamiento de energía, liberada en el momento de relajación del músculo.

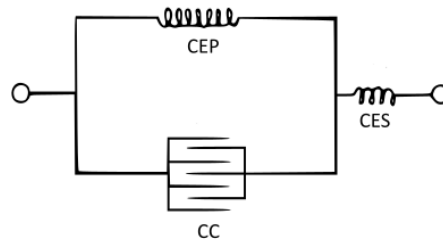


Fig 10 Modelo de Hill

Este modelo (Fig 10) ilustra el mecanismo de contracción que se efectúa con el estímulo del músculo mediante impulsos eléctricos del sistema nervioso. El componente contráctil (CC) es el elemento básico que realiza la fuerza activa del músculo y depende de la activación muscular $a(t)$, la longitud del músculo y su velocidad (Polanco & Rodríguez, 2007):

$$F_{CC} = \alpha \cdot F_l(l_{CE}) \cdot F_v(V_{CE}) \quad [1]$$

Siendo F_l y F_v relaciones adimensionales fuerza-longitud y fuerza-velocidad que dependen de la velocidad de alargamiento del músculo ϵ y de su máximo $\epsilon_{\max} = 2.5s^{-1}$ (Copaci, Garc, Flores-caballero, & Blanco, 2014). Por otro lado, el CEP, en paralelo, es el responsable de la fuerza pasiva que se produce cuando el músculo se estira.

$$F_{CEP} = b_1 \cdot e^{b_2 \cdot \epsilon} + b_1 \quad [2]$$

Donde b_1 y b_2 son constantes.

Por último, el CES modela el tendón y se considera inextensible. Es decir que este no participa en la fuerza total, resultando:

$$F_T = F_{activa} + F_{pasiva} = F_{CC} + F_{CEP} \quad [3]$$

Hill propuso también la denominada ecuación de Hill (1938) la cual predice la velocidad de la contracción muscular (v) en función de la carga.

$$v = b \cdot \frac{F_0 - F}{F + a} \quad [3]$$

Siendo F y F_0 las fuerzas instantánea y máxima; a y b constantes con unidades de fuerza y velocidad respectivamente. (Hill, 1970)

Este modelo ha sido utilizado en numerosos estudios en el ámbito de la biomecánica y su validez ha sido confirmada en todos ellos, obteniéndose los resultados esperados (Copaci et al., 2014; Reyes, n.d., ...). Se trata de un modelo sencillo que se adapta a la perfección al comportamiento de cualquier músculo como se comprueba experimentalmente en el artículo titulado: " *Identifying Musculo-tendon Parameters of Human Body Based on the Musculo-*

skeletal Dynamics Computation and Hill-Stroeve Muscle Model" (Venture, Yamane, & Nakamura, 2005). En este artículo se realizan medidas de electromiografía en el tríceps y el bíceps de diversos pacientes, con las que se puede definir el modelo de Hill mediante la determinación previa del parámetro que define el tendón (CES). Si se estudia la relación entre la fuerza y la velocidad normalizadas, se obtienen curvas teórica y experimental muy próximas, pero según (Nigg & Herzog, 1994) cabe esperar una curva experimental más aplanada que la teórica (Fig 11). Esta discrepancia entre el caso teórico y experimental se debe principalmente a que el modelo de Hill es un modelo simplificado y presenta algunas limitaciones. A esto pueden añadirse errores de medida de esos valores experimentales.

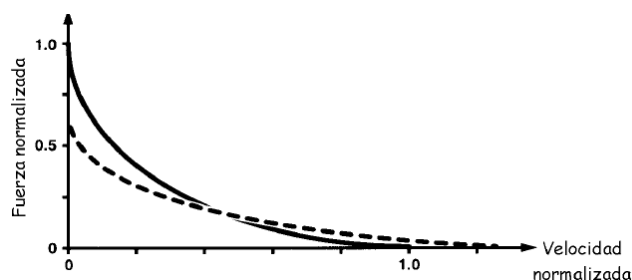


Fig 11 Curva fuerza-velocidad. Teórico trazo continuo, experimental discontinuo (Jódar, 2006)

3.3. Modelo de Hill modificado

Como se ha citado en el apartado anterior, durante la contracción se almacena energía que es liberada durante la relajación del músculo. Sin embargo, la vida de los filamentos que componen el sarcómero es muy reducida (15-120 ms) por lo que el aprovechamiento de esta energía va a estar muy ligado al tiempo entre la contracción y el estiramiento del músculo. Esta dependencia temporal sugiere que los componentes del modelo de Hill no siguen únicamente la ley de Hooke en su comportamiento. Habitualmente, para adecuar el comportamiento en cualquier tipo de funcionamiento (asegurar correcta tracción y compresión) se añade un amortiguador al paralelo del modelo de Hill:

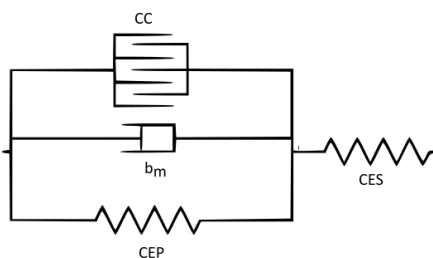


Fig 12 Modelo de Hill modificado

La presencia de un amortiguador permite explicar la forma de la curva fuerza-velocidad (Fig 11) al igual que la dependencia temporal. Este componente de "damping" se cargará durante la contracción y se irá descargando entre la contracción-relajación y durante la relajación. Las propiedades de este amortiguador dependerán del músculo de estudio, estando compuesto por fibras de contracción rápida o lenta. La contracción lenta es realizada por los

músculos responsables de actividades de baja tensión pero gran continuidad mientras que los de contracción rápida son de corta duración pero de alta velocidad y fuerza. Por ejemplo en el caso de los músculos del conjunto masticatorio nos estaríamos refiriendo principalmente a fibras de contracción rápida. El tipo de fibra también determinará los valores de las constantes a y b de la ecuación de fuerza-velocidad $v = b \cdot \frac{F_0 - F}{F + a}$ [3]. En este caso se trata de un modelo más preciso y ligeramente más complicado que el modelo original de Hill, habiendo sido utilizado también en algunas investigaciones. Por ejemplo en el artículo (Tung Fai Yua & J.Wilson, 2013) se realizan mediciones en biceps y triceps de pacientes sanos, que se ajustan correctamente al modelo de Hill modificado, quedando validado para cualquier otro músculo del cuerpo humano.

Tipos de fibras	a (N)	b (cm/s)
Lentas	0.25·1250	0.25·72
Rápidas	0.25·1250	0.25·192

Tabla 1 Constante de la ecuación fuerza-velocidad

4. Modelos constitutivos para tejidos biológicos

Se han realizado numerosos ensayos mecánicos sobre discos articulares y cartílagos condilares tanto en humanos (cadáveres) como en animales (cerdos principalmente) pudiendo obtenerse así modelos de comportamiento en relación a los resultados. Aunque se han realizado diversos estudios experimentales para la caracterización de propiedades mecánicas en discos y cartílagos articulares, existe controversia entre cuales son las propiedades que mejor describen el comportamiento de estos tejidos. Entre los estudios más relevantes se encuentran (Wright et al., 2016) sobre muestras de tejidos humanos en cadáveres o (Barrientos, Pelayo, Tanaka, Lamela-Rey, & Fernández-Canteli, 2016; Singh & Detamore, 2008; Ruggiero et al., 2015) sobre piezas porcinas. Estudios experimentales como los mencionados son ampliamente utilizados en biomecánica computacional para la aproximación de modelos de comportamiento. Aunque para este estudio solo se utilizarán propiedades de material isótropo lineal, se explican algunos de los modelos materiales más empleados en biomecánica, para que este trabajo sirva de base para nuevos modelos más complejos que tengan en cuenta el carácter poroso, fibroso y viscoelásticos de los tejidos vivos.

4.1. Modelo elástico

Un sólido sometido a la aplicación de una carga externa puede sufrir deformaciones de carácter reversible. Esto se conoce como elasticidad. Un material se considera elástico lineal cuando al retirar la carga aplicada este vuelve a su estado inicial sin deformaciones permanentes. La teoría de la Elasticidad Lineal se basa en las hipótesis de pequeños desplazamientos y pequeñas deformaciones. Se considera que los cambios en la configuración y las derivadas de los desplazamientos son tan pequeños que se pueden plantear las ecuaciones en la indeformada sin cometer apenas error.

En el caso unidimensional, las tensiones y las deformaciones de un sólido elástico son directamente proporcionales a través del denominado módulo de Young (E):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad [4]$$

Los materiales elásticos isótropos están caracterizados por otra constante elástica conocida como coeficiente de Poisson (ν) que relaciona las deformaciones transversal y longitudinal de un sólido al aplicarse una carga. Su valor está comprendido entre 0 y 0.5 y se define como:

$$\nu = - \frac{\varepsilon_{trans}}{\varepsilon_{long}} \quad [5]$$

Mediante el uso de estas dos constantes elásticas, es posible caracterizar totalmente el comportamiento de un sólido elástico isótropo, a través de las ecuaciones de comportamiento de Hooke:

$$\varepsilon_i = \frac{1+\nu}{E} \sigma_i - \frac{\nu}{E} (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z) \quad [6]$$

Igualmente, a partir de las constantes elásticas E y ν se obtienen los parámetros de Lamé:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad [7]$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad [8]$$

Según esta caracterización del comportamiento elástico lineal, se tiene que a mayores valores de módulo elástico menor es la deformación para la aplicación de una misma carga. Es decir que cuanto mayor sea este valor, mayor será la rigidez del material caracterizado. Respecto al coeficiente de Poisson, cuanto mayor es este, menor desviación hay entre la deformación transversal y longitudinal. Es decir que menor es la variación volumétrica del sólido. Según esto, los coeficientes de Poisson más altos (0.4-0.5) van a ser utilizados para caracterizar los tejidos blandos, mientras que otros más bajos (alrededor de 0.3) serán utilizados para los huesos por ejemplo. Estos parámetros han sido determinados experimentalmente mediante ensayos mecánicos (Kuroda, 2009)

4.2. Comportamiento hiperelástico

Un material hiperelástico no se rige por las ecuaciones de comportamiento de Hooke definidas en el apartado anterior. Se conoce como material hiperelástico cuando existe una función de densidad de energía, $W(\varepsilon)$ tal que:

$$\sigma = \frac{\partial W(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} \quad [9]$$

La función $W(\varepsilon)$ es una función de estado y corresponde a la densidad de energía de deformación ó potencial elástico. Los materiales hiperelásticos son un caso particular de los materiales elásticos definidos en el apartado anterior. Sabiendo esto, es posible relacionar esta función $W(\varepsilon)$ con el tensor de tensiones de Cauchy mediante el segundo tensor de Piola-Kirchoff:

$$S_{PK} = \frac{\partial W(\varepsilon)}{\partial C} \quad [10]$$

A partir de esto, existen numerosos modelos que caracterizan este comportamiento, de los cuales se van a presentar tres a continuación, además del modelo de Holzapfel que incluye otras propiedades.

Modelo Neo Hookeano, Mooney-Rivlin y Ogden

El modelo Neo hookeano describe un comportamiento hiperelástico y resulta útil para predecir la relación tensión-deformación para materiales sometidos a grandes deformaciones, principalmente para los primeros tramos de la curva tensión-deformación. Es una definición general del modelo de Hooke, siendo en este caso un comportamiento lineal únicamente al comienzo de la aplicación de la carga (Haupt, 2000)

Si utilizamos el tensor de tensiones de Cauchy (C) para representar la densidad de energía de deformación, se tiene que ésta tan solo depende de los invariantes de Jordan de C, de la forma: $W = W(I_1, I_2, I_3)$, siendo:

$$I_1 = \text{tr}(C) \quad [11]$$

$$I_2 = \frac{1}{2} ((\text{tr}C)^2 - \text{tr}C^2) \quad [12]$$

$$I_3 = \det C = J^2 \quad [13]$$

Con la definición de estos parámetros es posible modelar el comportamiento de un material hiperelástico mediante el modelo neo hookeano:

$$W = \frac{\lambda}{2} \log^2 J + \mu \left(\frac{1}{2} I_1 - \frac{3}{2} - \log J \right) \quad [14]$$

El Jacobiano (J) corresponde al determinante de la deformada. En el caso de un material incompresible, es decir cuyo coeficiente de Poisson tienda a 0.5, este determinante valdrá 1 y el modelo anterior se reduce a:

$$W = \mu \left(\frac{1}{2} I_1 - \frac{3}{2} \right) \quad [15]$$

Los estudios realizados sobre este modelo demuestran uno de los límites de este modelo puesto que como hemos dicho, solo es preciso para grandes deformaciones. Igualmente, se trata de uno de los primeros modelos presentados en este estudio, recalándose que resulta útil cuando se dispone de poca información puesto que es un modelo muy simplificado (Ali, Fouladi, & Sahari, 2010).

Su simpleza también viene reflejada por la limitación de su uso a casos de carga unidireccional. Por esto, este modelo ha sido sustituido por el modelo de Mooney-Rivlin que se define mediante:

$$W = c(J - 1)^2 - D \cdot \log J + c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \quad [16]$$

Donde C1 y C2 son las constantes del material obtenidas experimentalmente y D es el tensor de deformación elástica inicial de valor $D = \frac{2}{K}$, siendo K el módulo de compresibilidad:

$$K = \frac{E \cdot \nu}{3 \cdot (1 - 2 \cdot \nu)} \quad [17]$$

En el caso de un material incompresible, K tiende a infinito y por lo tanto D a 0, es decir que el modelo de Mooney-Rivlin se reduce a:

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \quad [18]$$

El modelo de Mooney-Rivlin no soluciona todas las limitaciones del modelo Neo Hookeano pero permite estudiar casos de carga bidireccional (Eriksson & Nordmark, 2014) y resulta preciso en un mayor rango de la curva tensión-deformación. Otras investigaciones han sido realizadas en el ámbito de estudio de este trabajo, para modelar el comportamiento del disco articular (Palomar, Cegoñino, Arranz, Vicente, & Doblaré, 2003).

Finalmente, otro modelo de comportamiento puramente hiperelástico con mayor rango de precisión es el modelo de Ogden. Este modelo presenta diferentes grados, siendo el primero el menos preciso (parecido al modelo Neo Hookeano en cuanto a precisión).

$$W = \frac{k}{2} \log^2 J + G \sum_{i=1}^N \left(\frac{\hat{\mu}_i}{\alpha_i} \sum_{a=1}^3 \bar{\lambda}_a^{\alpha_i} \right) \quad [19]$$

Siendo $\hat{\mu}_i$ y α_i parámetros del material y G el módulo de rigidez:

$$G = \mu = \frac{E}{2 \cdot (1 + \nu)} \quad [20]$$

En la ecuación del modelo, N representa el grado. A partir de grado 3, este modelo ya es más preciso que los dos anteriores. Este es el grado más utilizado ya que grados superiores aumentan demasiado el coste computacional respecto de la precisión (Ehret, 2015).

Modelo de Holzapfel

Algunos de los materiales que va a ser necesario modelar presentan propiedades anisótropas debido a su composición que se detallará a posteriori. La anisotropía es una propiedad general de un material cuyas propiedades mecánicas y termodinámicas dependen de la dirección de análisis. Habitualmente, este comportamiento se debe a la presencia de fibras que según su orientación otorgan distintas propiedades al material. Al aplicar una misma carga en distintas direcciones, el comportamiento mecánico de un material anisótropo dependerá de la distribución y orientación de las fibras que contiene. Por ello es necesario caracterizar estas fibras

El modelo de Holzapfel es un modelo de comportamiento de materiales hiperelásticos anisótropos. Relaciona las tensiones y las deformaciones a través de la función de densidad de energía de deformación (W). Incluye la anisotropía del material ya que para cada orientación de fibras añade una función hiperelástica isotropa. Es decir, que conociendo la orientación de estas podemos aplicar este modelo.

La primera aproximación para el modelado del comportamiento hiperelástico anisótropo es la anisotropía transversal. Se parte de un material cuya dirección preferente viene representada por el vector unitario a_0 . La función de densidad de energía es independiente del sentido de a_0 comprobándose: $W(C, a_0) = W(C, -a_0)$, siendo C el tensor de Cauchy. Podemos expresar la densidad de energía para todo torsor ortogonal Q, mediante el producto de Kronecker: $W(C, a_0 \otimes a_0) = (QCQ^T, Q a_0 \otimes a_0 Q^T)$ (Rodríguez, Goicolea, Gabaldón, & García, 2006).

Se definen dos nuevos escalares I_4 e I_5 denominados pseudo-invariantes de anisotropía (Spencer, 1984) tales que:

$$I_4 = a_0 C a_0 \quad I_5 = a_0 C^2 a_0 \quad [21] [22]$$

Existen al menos dos modelos implementados de materiales hiperelásticos anisótropos

Weiss: $W = \frac{k}{2} \log^2 J + c_1 (I_1 - 3) + c_2 (I_2 - 3) + c_3 (\exp(I_4 - 1) - I_4)$ [23]

Almeida: $W = a_0 \exp(\phi - n \log I_3)$ [24]

Siendo $\emptyset = a_1 (I_1 - 3) + a_2 (I_2 - 3) + a_3 (I_4 - 1)^2 + a_4 (I_4 - 3) + a_5 (I_4 - 1)^2 + a_6 (I_1 - 3) + a_7 (I_2 - 3) + a_8 (I_4 - 1)^2 + a_9 (I_4 - 3) + a_{10} (I_4 - 1)^2 + a_{11} (I_1 - 3) + a_{12} (I_2 - 3) + a_{13} (I_4 - 1)^2 + a_{14} (I_4 - 3) + a_{15} (I_4 - 1)^2 + a_{16} (I_1 - 3) + a_{17} (I_2 - 3) + a_{18} (I_4 - 1)^2 + a_{19} (I_4 - 3) + a_{20} (I_4 - 1)^2 + a_{21} (I_1 - 3) + a_{22} (I_2 - 3) + a_{23} (I_4 - 1)^2 + a_{24} (I_4 - 3) + a_{25} (I_4 - 1)^2 + a_{26} (I_1 - 3) + a_{27} (I_2 - 3) + a_{28} (I_4 - 1)^2 + a_{29} (I_4 - 3) + a_{30} (I_4 - 1)^2 + a_{31} (I_1 - 3) + a_{32} (I_2 - 3) + a_{33} (I_4 - 1)^2 + a_{34} (I_4 - 3) + a_{35} (I_4 - 1)^2 + a_{36} (I_1 - 3) + a_{37} (I_2 - 3) + a_{38} (I_4 - 1)^2 + a_{39} (I_4 - 3) + a_{40} (I_4 - 1)^2 + a_{41} (I_1 - 3) + a_{42} (I_2 - 3) + a_{43} (I_4 - 1)^2 + a_{44} (I_4 - 3) + a_{45} (I_4 - 1)^2 + a_{46} (I_1 - 3) + a_{47} (I_2 - 3) + a_{48} (I_4 - 1)^2 + a_{49} (I_4 - 3) + a_{50} (I_4 - 1)^2 + a_{51} (I_1 - 3) + a_{52} (I_2 - 3) + a_{53} (I_4 - 1)^2 + a_{54} (I_4 - 3) + a_{55} (I_4 - 1)^2 + a_{56} (I_1 - 3) + a_{57} (I_2 - 3) + a_{58} (I_4 - 1)^2 + a_{59} (I_4 - 3) + a_{60} (I_4 - 1)^2 + a_{61} (I_1 - 3) + a_{62} (I_2 - 3) + a_{63} (I_4 - 1)^2 + a_{64} (I_4 - 3) + a_{65} (I_4 - 1)^2 + a_{66} (I_1 - 3) + a_{67} (I_2 - 3) + a_{68} (I_4 - 1)^2 + a_{69} (I_4 - 3) + a_{70} (I_4 - 1)^2 + a_{71} (I_1 - 3) + a_{72} (I_2 - 3) + a_{73} (I_4 - 1)^2 + a_{74} (I_4 - 3) + a_{75} (I_4 - 1)^2 + a_{76} (I_1 - 3) + a_{77} (I_2 - 3) + a_{78} (I_4 - 1)^2 + a_{79} (I_4 - 3) + a_{80} (I_4 - 1)^2 + a_{81} (I_1 - 3) + a_{82} (I_2 - 3) + a_{83} (I_4 - 1)^2 + a_{84} (I_4 - 3) + a_{85} (I_4 - 1)^2 + a_{86} (I_1 - 3) + a_{87} (I_2 - 3) + a_{88} (I_4 - 1)^2 + a_{89} (I_4 - 3) + a_{90} (I_4 - 1)^2 + a_{91} (I_1 - 3) + a_{92} (I_2 - 3) + a_{93} (I_4 - 1)^2 + a_{94} (I_4 - 3) + a_{95} (I_4 - 1)^2 + a_{96} (I_1 - 3) + a_{97} (I_2 - 3) + a_{98} (I_4 - 1)^2 + a_{99} (I_4 - 3) + a_{100} (I_4 - 1)^2$ [25]

Según la composición fibrosa del material, puede modelarse la anisotropía con dos familias de fibras. Para ello, añadimos a lo anterior una segunda dirección preferencial cuyo vector unitario es b_0 resultando la función de densidad de energía $W (C, a_0, b_0)$. Se definen de nuevo los pseudo-invariantes de anisotropía de la nueva dirección preferencial I_6 e I_7

$$I_6 = b_0 C b_0 \quad I_7 = b_0 C^2 b_0 \quad [26] [27]$$

Además de otros dos invariantes de deformación I_8 e I_9 .

$$I_8 = (a_0 \cdot b_0) \cdot a_0 \cdot C \cdot b_0 \quad I_9 = (a_0 \cdot b_0)^2 \quad [28] [29]$$

En base a la anisotropía con dos familias de fibras se desarrolla el modelo de Holzapfel (o modelo de Holzapfel y Gasser) que implementó para modelar las paredes arteriales, compuestas por fibras de colágeno. La función de densidad de energía se expresa como:

$$W = \frac{K}{2} \log^2 J + \frac{c}{2} (I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{a=4,6} (\exp (k_2 (I_a - 1)^2) - 1) \quad [30]$$

Existe una alternativa que complementa este modelo. En el caso de desconocer la orientación de las fibras, se ha creado un algoritmo que automatiza el proceso de identificación de las direcciones. De este modo se asignan directamente las direcciones definidas a cada una de las que componen el material.

4.3. Comportamiento visco elástico

Cuando la tensión del ensayo se mantiene durante cierto tiempo, se observa un cierto retraso y una dependencia temporal con la tensión del ensayo (Tanaka et al., 2002). Este comportamiento no es únicamente elástico y se propone un modelo visco elástico lineal. Es decir que existe una relación lineal entre la tensión, la deformación y sus respectivas derivadas. Los dos casos particulares más comunes de este comportamiento son el modelo de Maxwell y el modelo de Voigt Kelvin.

Modelo de Maxwell

Una representación esquemática e intuitiva del modelo de Maxwell consta de un muelle (comportamiento elástico) en serie con un amortiguador.

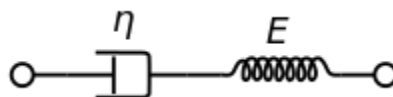


Fig 13 Modelo mecánico de Maxwell (Introduction to biomedical engineering, John Enderle, 2005)

Según este modelo, al aplicar una fuerza F , el sistema se deformará de manera elástica e instantánea ($\frac{\sigma}{E}$) y continuará deformándose a velocidad ($\frac{\sigma}{\eta}$). Es decir:

El muelle es el componente elástico del sistema y actúa según la ley de Hooke

$$\varepsilon_{elastico} = \left(\frac{1}{E}\right)\sigma \quad [31]$$

El amortiguador es el componente viscoso del sistema y se comporta según la ley de Newton:

$$\frac{d\varepsilon_{visco}}{dt} = \left(\frac{1}{\eta}\right)\sigma \quad [32]$$

Derivando la expresión de la parte elástica, resulta:

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \left(\frac{1}{E}\right)\frac{d\sigma}{dt} + \left(\frac{1}{\eta}\right)\sigma \quad [33]$$

Según esto, si se aplica una deformación constante las tensiones tenderán a cero. Si por el contrario se aplica una tensión constante, la deformación tendrá una componente de deformación instantánea y otra a largo plazo (comportamiento viscoso).

Modelo de Voigt-Kelvin

Una representación esquemática e intuitiva del modelo de Voigt-Kelvin consta de un muelle en paralelo con un amortiguador.

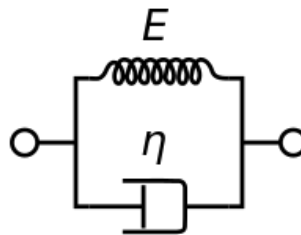


Fig 14 Modelo de Voight-Kelvin

Para modelar este comportamiento, sabemos que:

$$\sigma = \sigma_{elast} + \sigma_{visco} \quad \text{y} \quad \varepsilon = \varepsilon_{elast} = \varepsilon_{visco} \quad [34] [35]$$

Sustituyendo en estas expresiones por el comportamiento del muelle y del amortiguador por separado, resulta:

$$\sigma = E \varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad [36]$$

En este caso, al aplicar una tensión constante la deformación disminuye hasta llegar a cero. Es decir que alcanza un límite de deformación y cuando se retira la tensión vuelve a su estado sin deformación.

La diferencia de comportamiento entre los dos modelos radica en el tiempo de influencia sobre la tensión y la deformación. El modelo de Maxwell se denomina también de "larga memoria" ya que es la tensión la que desaparece y se prolonga indefinidamente la deformación, mientras que el de Voigt-Kelvin se denomina de "corta memoria" ya que se alcanza un límite de deformación y no indefinidamente.

Este modelo puede ser suficiente para representar el comportamiento visco elástico del cartílago (Singh & Detamore, 2008) pero no del disco articular. Por esto es necesario ampliar el modelo y adecuarlo a este comportamiento.

Modelo de Burgers

Ambos modelos anteriores, presentan limitaciones durante el "creep" (deformación por fluencia lenta). Por ello aparece un nuevo modelo que es combinación de estos dos: el modelo de Burgers, cuya representación es:

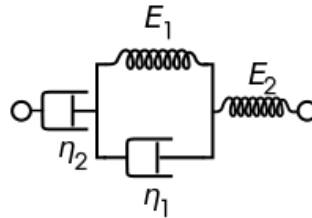


Fig 15 Modelo de Burgers

Las ecuaciones de comportamiento son el resultado de la unión de ambos modelos. Habitualmente, cuando se parte de materiales reales (en este caso el disco articular de cerdos, vacas o humanos) este modelo resulta ser insuficiente y se consigue mayor precisión con la adición de sucesivos modelos de modelos de Voight-Kelvin, tal que:

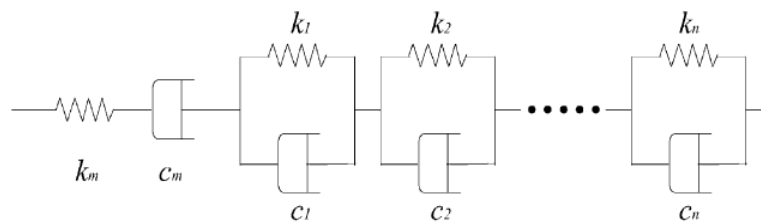


Fig 16 Modelo de Burgers generalizado (Tanaka et al., 2002)

5. Materiales y métodos

5.1. Digitalización del modelo y Modelo CAD

Durante este estudio, se va a simular un caso real. Es decir que se trata de un problema de ingeniería inversa puesto que partimos de una geometría real ya existente, el paciente. La primera fase de la preparación del modelo consiste en digitalizar el conjunto masticatorio del paciente (mandíbula, maxilar, dientes, cóndilos...).

Tomografía axial computarizada (TAC)

El modelo 3D de elementos finitos utilizado en el estudio ha sido reconstruido a partir de la tomografía computarizada (CT) de un niño de 4 años con mordida cruzada. Se le ha realizado una tomografía axial computarizada (TAC) previa a cualquier tipo de tratamiento posterior. Como ya se ha detallado, el objetivo de este estudio es evitar en la medida de lo posible la cirugía y el uso de rayos X en los pacientes. Sin embargo, se disponía del TAC de este paciente pudiendo aprovecharlo para su reconstrucción digital. El TAC es una prueba diagnóstica que consiste en obtener imágenes de los cortes transversales del interior del organismo mediante el uso de rayos X. Se ha realizado el CT con un equipo marca Vatech, modelo Picasso Master, por su precisión y su extendido uso en el ámbito odontológico.

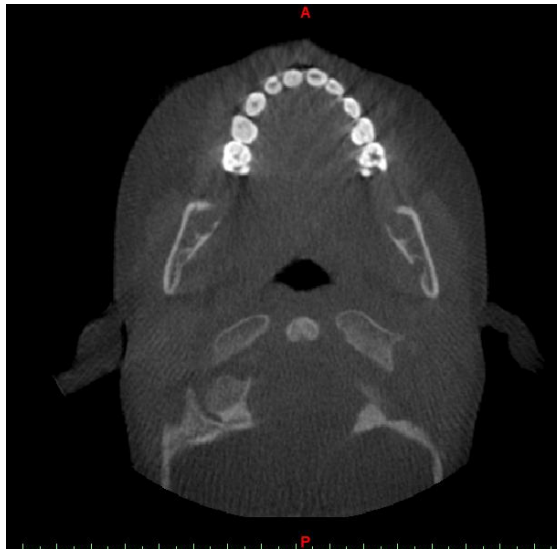


Fig 17 Imagen de los resultados del CT

Modelo CAD

Una vez digitalizado el modelo, el siguiente paso consiste en crear el modelo CAD con el que ya se podrá trabajar en Abaqus y que posteriormente servirá de base del modelo FEM. La información obtenida ha sido procesada con la herramienta "Mimics 13.0" ya que se debe depurar y retirar todo el posible ruido que aparezca, dejando únicamente el conjunto masticatorio en este caso. Finalmente, este conjunto de curvas debe procesarse con la herramienta "Rhinoceros". El resultado obtenido en Rhinoceros es un conjunto de superficies en lugar de un conjunto de curvas (Fig 18), quedando así totalmente definida la geometría.

Para completar la realización del modelo CAD (Fig 19), es necesario descomponer el modelo en cada una de las partes del conjunto masticatorio, siendo 26 partes de las cuales diferenciamos: 20 dientes (divididos entre arcada superior e inferior), la mandíbula (con los cóndilos), los discos articulares, las fosas condilares (en una única parte), el cráneo y el maxilar superior. En un principio la mandíbula y los cóndilos constituían partes diferenciadas puesto que los cóndilos requieren un mallado posterior mucho más preciso que el resto de la mandíbula ya que interaccionan con el disco articular correspondiente. Sin embargo, se pudo mantener una única parte consiguiendo igualmente el mallado deseado (apartado siguiente). En cuanto al cráneo, este no está completo ya que no forma parte directa del conjunto masticatorio pero sí que sirve de alojamiento, posicionamiento y referencia de otras partes. Por ello, nos limitamos a conservar la región inferior. Desde un primer momento se ha diferenciado la parte del maxilar superior del resto del cráneo puesto que es la zona que aloja los dientes de la arcada superior. Es decir que va a ser una zona en la que aparezcan tensiones de interés para el estudio. Sucede lo mismo con las fosas condilares ya que contactarán con el disco articular, siendo así una región de gran interés y resultando más efectivo mantenerlas separadas.

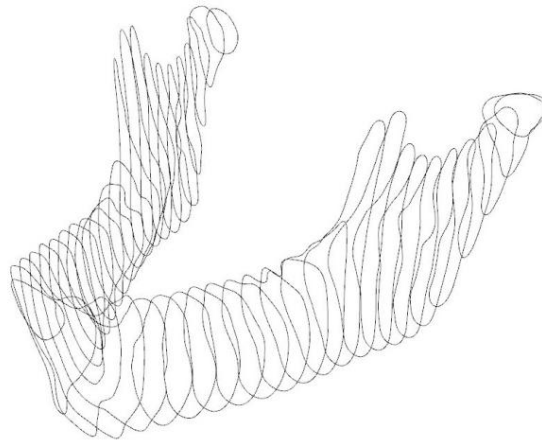


Fig 18 Reconstrucción de la mandíbula en Rhinoceros



Fig 19 Modelo CAD pre-tratamiento

Modelo post-tratamiento

Para evaluar el tratamiento, ha sido necesario crear un nuevo modelo de la situación post-tratamiento modificándose el modelo previamente detallado. Como se ha mencionado anteriormente, el tratamiento realizado al paciente consiste en la técnica de micro-tallado, mediante la cual se corrige el plano oclusal modificando la geometría de los dientes de leche. En el caso del pre-tratamiento se obtuvo la geometría mediante los resultados del TAC, sin embargo debemos evitar en la medida de lo posible cualquier tipo de radiación sobre el paciente. Además de la información numérica de los pacientes, se disponía de un molde a tamaño real del conjunto de dientes en dos piezas (arcada superior e inferior) tras el tratamiento (Fig 20 (a)). A partir de estos moldes es posible realizar el escaneado en 3 dimensiones, digitalizando la geometría de los dientes que son las únicas partes que se ven modificadas. Se utilizó el escáner *3D Laser Scanner Picza, marca Roland* (Fig 21), obteniéndose una nube de puntos (Fig 20) que tuvo que ser tratada a posteriori, para diferenciar en partes cada uno de los dientes por separado y no tener un único conjunto. El resultado del escaneado nos permite conocer la geometría de la zona visible de los dientes pero no de la raíz de estos. Sin embargo, el tratamiento se realiza tallando la zona visible sin afectar directamente la raíz. Es decir que la zona de la que no tenemos geometría en el post-tratamiento es la misma que la del pre-tratamiento. A partir de esto, lo que se ha hecho es combinar la geometría del pre-tratamiento para conservar la zona de la raíz, con la geometría del molde para tener la nueva geometría visible. El tratamiento de esta información se realizó según la misma metodología detallada anteriormente a partir del TAC.

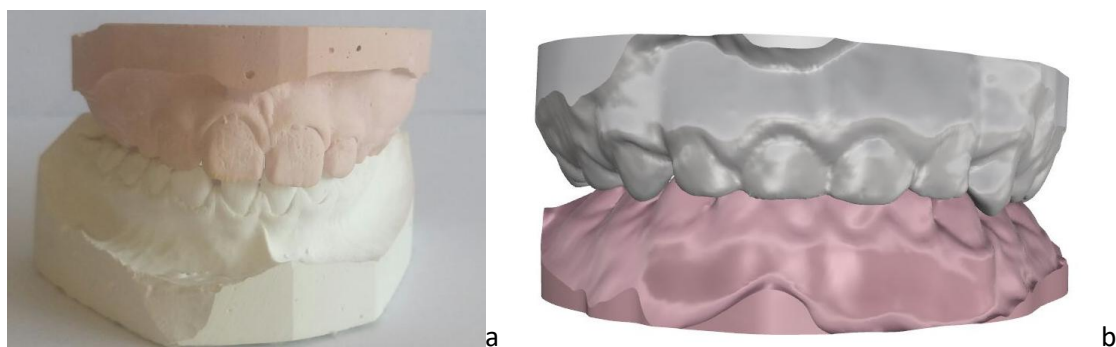


Fig 20 (a) Molde (b) Escaneado del molde



Fig 21 Escáner 3D Laser Scanner Picza, marca Roland

5.2. Modelo FEM

Mallado del modelo

Una vez obtenido el modelo CAD con cada una de las partes, es necesario preparar el modelo con un mallado adecuado en función de la precisión requerida y el coste computacional (Tabla 2).

Para ello, cada una de las partes que componen el conjunto masticatorio tendrá un tipo de elemento y de mallado en función de los requerimientos. Cabe señalar que aunque algunas zonas delgadas como los cartílagos han sido malladas con elementos shell, el modelo en su mayoría está formado por elementos sólidos, tanto por hexaedros como tetraedros. En todo el modelo se han utilizado elementos lineales para reducir en la medida de lo posible el coste computacional.

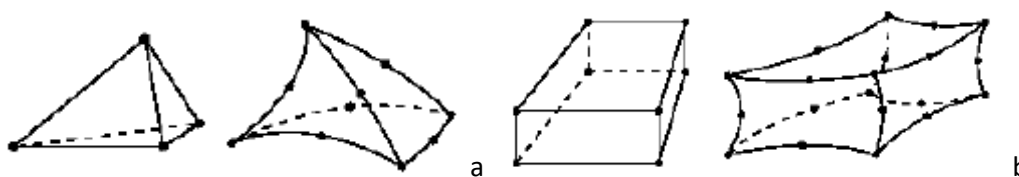


Fig 22 (a) Tetraedro (b) Hexaedro

En primer lugar, los discos articulares son partes del estudio de máximo interés por lo que es necesario que estén definidos de la forma más precisas posible. Su forma es compleja, pero mediante una correcta división de la parte, se consigue adecuar para utilizar los elementos más precisos: hexaedros (Fig 22 (b)). Para corregir el problema de integración numérica conocido como hourglass, en componentes con altas incompresibilidades y grandes deformaciones se ha utilizado una formulación híbrida. La mandíbula (y los cóndilos), el maxilar superior y las fosas condilares (izquierdo y derecho) son partes del modelo que también tienen interés en el estudio pero la geometría no permite el uso de hexaedros (muchas zonas curvas, formas complicadas...). Por ello se emplean elementos tetraédricos (Fig 22 (a)), capaces de crear geometrías mucho más complejas pero con menor precisión para los cálculos. En cuanto a la precisión del mallado, algunas de estas partes no son de interés en su totalidad, por lo que hay que diferenciar partes con mallado más fino y más grueso. En la mandíbula (Fig 23, Fig 26) y en el maxilar superior (Fig 26), tendremos un mallado mucho más fino en la zona de alojamiento de los dientes que corresponde a la zona de contacto durante la mordida y aparecerán tensiones. Sin embargo, la zona del gonión en la mandíbula es una zona con mucho tejido blando por lo que la componente ósea resulta menos crítica y el mallado será más grueso. En cuanto a los cóndilos, como hemos precisado en el apartado anterior, es necesario un mallado muy fino ya que intervienen en la interacción con los discos articulares (Fig 23). Además, en las interacciones es preferible que se produzcan entre elementos de tipo membrana (mejor aceptado por Abaqus). Para ello creamos una malla coincidente con los cóndilos de tipo membrana. Esta malla pertenece a los cóndilos por lo que no añade condiciones de contacto y evita tener que crear otras partes que sean únicamente las membranas. Sucede lo mismo en las fosas condilares, en las cuales se han creado membranas con el mismo proceso en la zona inferior que interacciona con el disco articular. Estas membranas creadas para la interacción con el disco corresponden al cartílago del disco articular (del lado izquierdo y derecho). Han sido creados haciendo coincidir con el mallado de

los cóndilos y de las fosas por lo que se trata de elementos triangulares que coinciden en la superficie de los elementos tetraédricos.

Los dientes son piezas muy rígidas cuya función en el modelo es realizar el contacto entre el maxilar y la mandíbula, transmitiendo la fuerza de mordida. En un principio se simplificaron estas piezas mediante sólidos huecos utilizando elementos shell y debido a la complejidad de la geometría se utilizaron elementos triangulares. Sin embargo, al definirlo de esta manera, es necesario establecer un espesor. Este valor debería ser aproximado a valores inciertos puesto que es un espesor ficticio por lo que se decidió evitar la simplificación y no alejarnos de la realidad. Finalmente se han utilizado elementos tetraédricos. En cuanto a la precisión del mallado, cada diente va a estar dividido en dos zonas bien diferenciadas: la zona visible (la que hará el contacto con los demás dientes) y la zona de fijación a la encía (Fig 25). En un caso real, la función de fijación la realiza el ligamento periodontal. Sin embargo, no forma parte de nuestro estudio y se va a realizar la simplificación de unión del diente al tejido óseo mandibular con un contacto de tipo TIE. Al permanecer en contacto fijo durante la simulación, no se requiere un mallado fino (es suficiente para la condición TIE de contacto). En la parte visible del diente el contacto al que se somete no es fijo, se trata de una interacción con los demás dientes. Es decir que para que se asemeje lo máximo a la realidad, utilizaremos un mallado mucho más fino que el anterior. Para asegurar el contacto deseado entre los dientes, es preferible que la interacción se produzca entre elementos membrana. Para ello se crea una malla de tipo membrana que recubre la parte visible siguiendo el mismo proceso que en la creación de la membrana de los cóndilos. El cráneo no va a cumplir ninguna función móvil en el modelo por lo que debido a su tamaño y complejidad, se simplificará con un mallado triangular de tipo shell, y actuará como sólido rígido.

Solido	Tipo de elemento	Familia	Denominación elemento	Número de elementos
1- Cráneo	Triangular	Shell	S3	59558
2- Maxilar superior	Tetraedro	3D stress	C3D4	125048
3- Mandíbula	Tetraedro	3D stress	C3D4	139855
4- Dientes (total)	Tetraedro	3D stress	C3D4	618899
Membrana diente	Triangular	Membrane	M3D3	33233
5- Disco articular	Hexaedro	3D stress	C3D8R	14001
6- Cóndilo temporal (los dos)	Tetraedro	3D stress	C3D4	83738
Membrana Cóndilo temporal (Cartilago inf)	Triangular	Membrane	M3D3	7095
7- Fosas condilares (total)	Tetraedro	3D stress	C3D4	85210
Membrana Fosas condilares (Cartilago sup)	Triangular	Membrane	M3D3	2101

Tabla 2 Propiedades de las partes del conjunto masticatorio

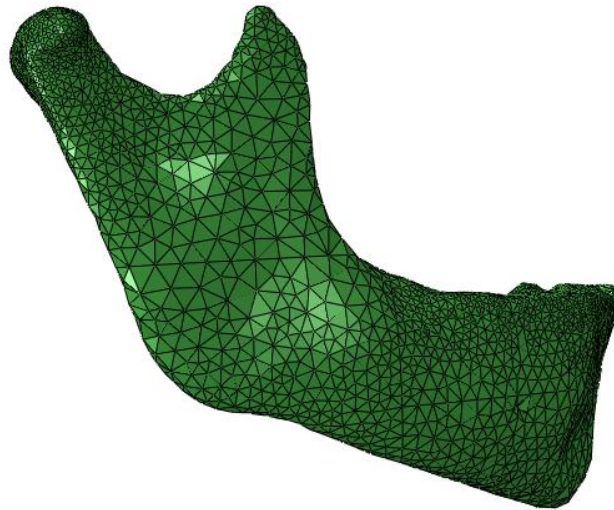


Fig 23 Vista lateral de la mandíbula mallada

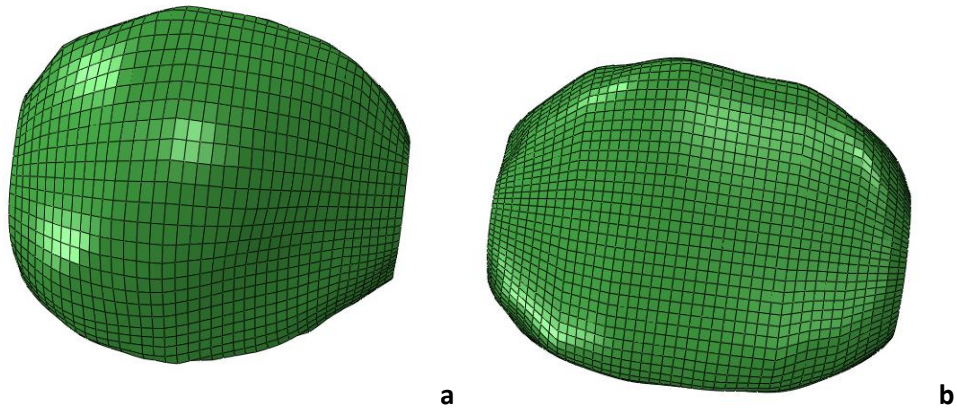


Fig 24 Vista frontal de los discos articulares mallados (a) Derecho (b) izquierdo

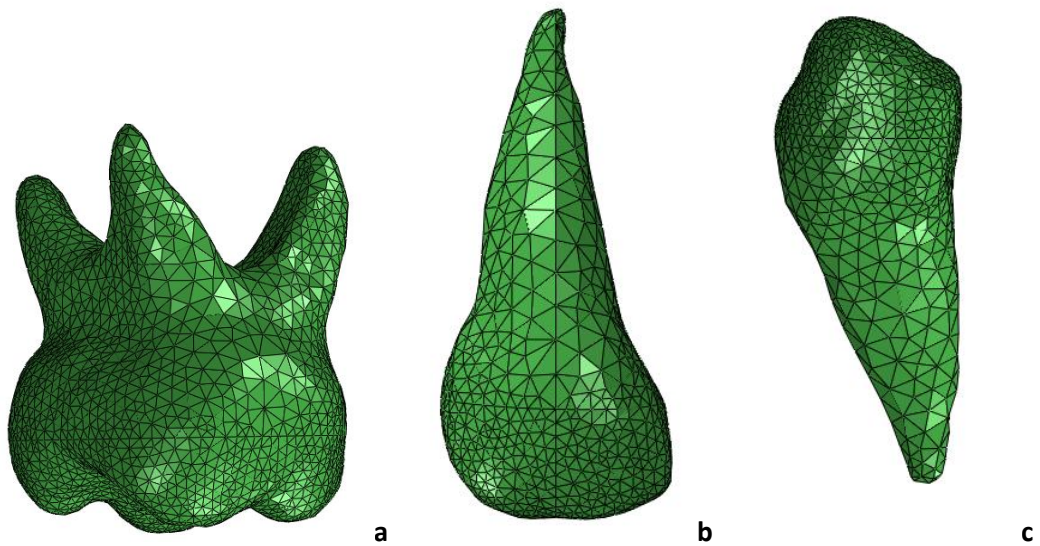


Fig 25 Piezas dentales malladas (a) 1 (b) 5 (c) 13

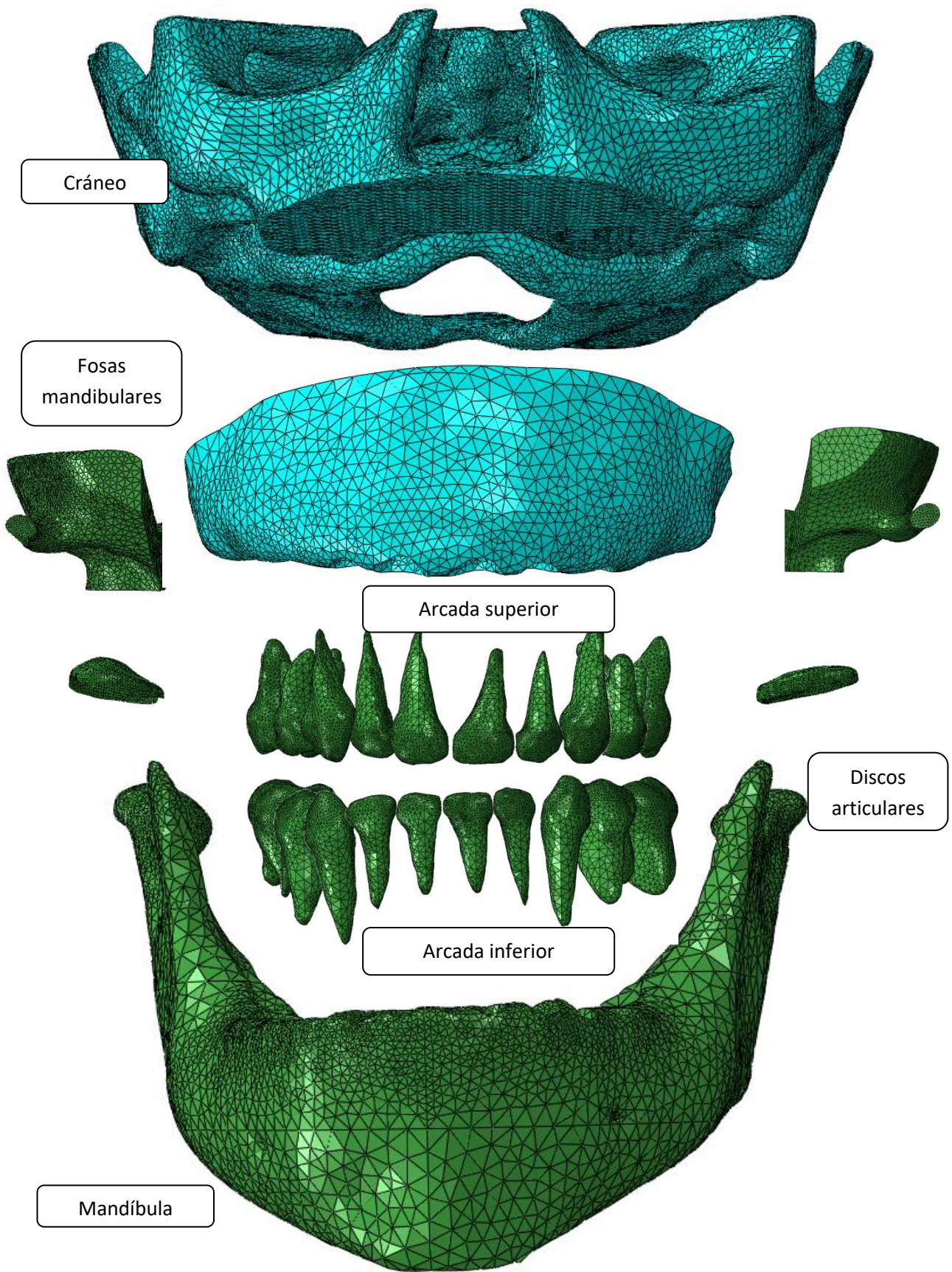


Fig 26 Vista frontal explosionada del modelo mallado

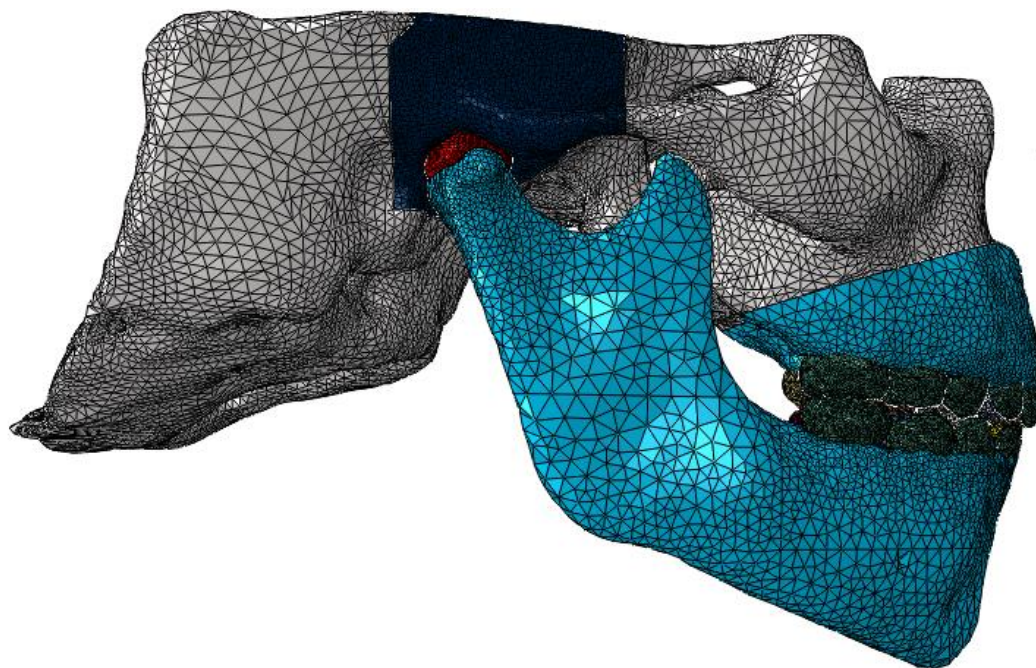


Fig 27 Perfil derecho del modelo completo

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno, los contactos y las interacciones entre las partes vienen determinadas por el comportamiento real del conjunto masticatorio. En primer lugar, cuando hablamos de contactos, nos referimos a relaciones fijas entre las partes, modeladas en Abaqus mediante "Constraints". Como ya hemos comentado previamente, estos contactos se van a producir entre cada uno de los dientes y su correspondiente alojamiento sobre la mandíbula o sobre el maxilar superior. El modelo consta entonces de 20 "constraints" que serán de tipo TIE para asegurar la posición fija de los dientes respecto de sus alojamientos y además habrá una condición más de este tipo que fije el maxilar superior al cráneo.

Cuando el contacto entre dos partes no es fijo, hablamos de interacciones. Se van a producir dos tipos de interacciones: entre los dientes (de arcada superior e inferior) y entre los discos articulares con los cóndilos (contacto inferior) y con las fosas condilares (contacto superior); teniendo un total de 19 interacciones (15 entre dientes y 4 de los discos articulares). Para ambos tipos de contactos, el comportamiento normal es de tipo "Hard" contact de manera que se transmitan correctamente las tensiones. En cuanto al comportamiento tangencial, la interacción entre los dientes se realiza con un coeficiente de fricción de 0.2 (Jones, Hickman, Middleton, Knox, & Volp, 2001) tal que simule el comportamiento hasta el momento del clenching (cuando ya se han posicionado totalmente los unos respecto de los otros). Por otro lado, las interacciones que conciernen a los discos tendrán un coeficiente de fricción de $1e-5$ (Ateshian, Wang, & Lai, 1998).

Para completar la definición de los movimientos permitidos, se definen las condiciones de contorno. En primer lugar, es necesario referenciar y fijar el modelo mediante el encastre de las fosas condilares. Se va impedir totalmente el movimiento de estas partes de modo que el resto de partes puedan moverse respecto de estas partes fijas. Igualmente el cráneo va a

permanecer fijo mediante el encastre de un único punto de referencia (RP) ya que se trata de un sólido rígido (no es de interés para el estudio). Para no complicar la adición de los músculos faciales (detallada posteriormente) se van a encastrar también los puntos de origen de estos en lugar de hacerlos coincidir con el cráneo. Finalmente, no es necesaria otra condición de contorno que defina el movimiento permitido de la mandíbula puesto que los músculos aseguran el correcto movimiento.

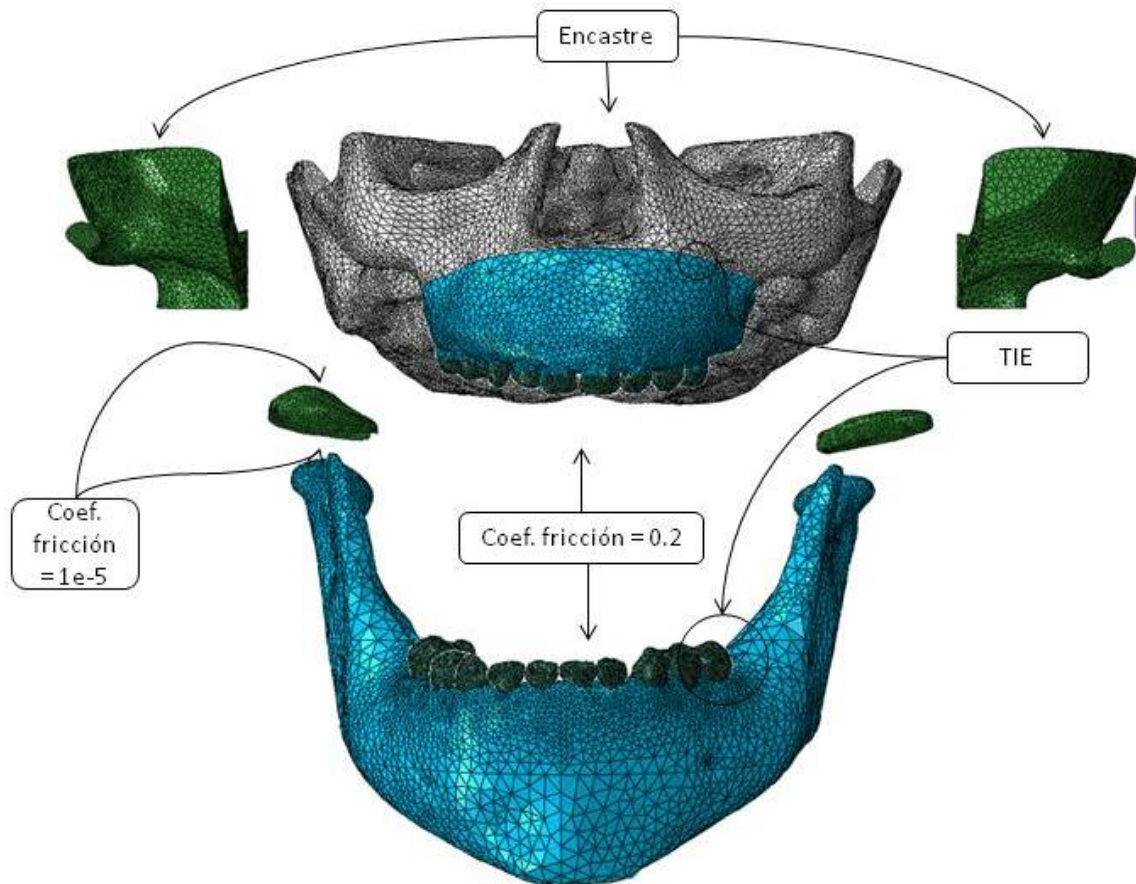


Fig 28 Condiciones de contorno

Propiedades de los materiales utilizados

Dientes y huesos

Tanto los dientes como los huesos son partes del conjunto masticatorio cuyas geometrías no van a verse modificadas por las cargas de los casos de estudio. Como se ha explicado los dientes van a considerarse piezas con alta rigidez tales que únicamente transmiten las tensiones de una arcada a la otra. En el caso de los dientes, sus propiedades mecánicas van a ser puramente elásticas. Sin embargo, se ha visto la composición de un diente y se destacan diferentes capas de tejidos dentarios con distintas propiedades (Tabla 3). Para modelar esta composición se simplifica mediante la asignación de un único material promedio, aproximadamente, de cada una de las capas, resultando un módulo de Young de 10000MPa. En cuanto al coeficiente de Poisson, se ha tomado 0.3 puesto que tanto el hueso como el diente van a ser compresibles, con alta rigidez pero sufriendo deformaciones. En lo que se

refiere al modelado de los huesos (como la mandíbula o las fosas condilares) se ha procedido de diferente modo. Según (Lacroix & Prendergast, 2002), se ha realizado la asignación de dos materiales distintos a las partes que modelan el hueso, cuyo comportamiento respeta así el caso real. Se ha diferenciado la capa superficial del resto del sólido con un material (cortical) cuyo módulo elástico es mayor que el resto del sólido (esponjoso). Este modelado no presenta diferencias notables si se utiliza un único material para toda la parte.

	Módulo elástico	Fuente
Dentina	10 GPa	(Fuentes, 2004)
Esmalte	80 GPa	(Voco, 2009)
Pulpa	5 MPa	(Fuentes, 2004)
Hueso Esponjoso	2 GPa	(Lacroix & Prendergast, 2002)
Hueso Cortical	10 GPa	(Lacroix & Prendergast, 2002)

Tabla 3 Propiedades mecánicas de dientes y tejido óseo

Disco articular

Previamente se ha comentado que el disco articular posee propiedades hiperelásticas anisótropas. Todos los estudios realizados sobre el disco articular o sobre el cartílago condilar, se basan en una misma división de estos en 3 o 5 regiones dependiendo de la precisión del estudio (Fig 29).

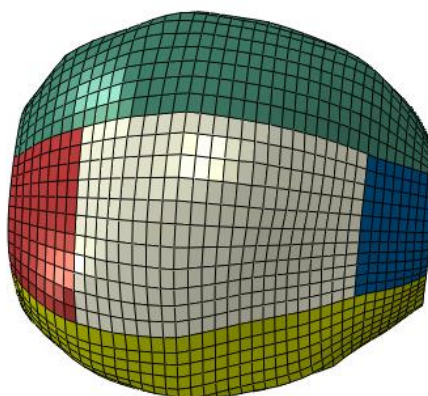


Fig 29 División en regiones del disco y cartílago articular (verde: anterior, blanco: central, rojo: lateral, azul: medial, amarillo: posterior)

Para el comportamiento elástico del disco y del cartílago, se han obtenido distintos módulos de Young medios, instantáneos y de relajación según cada una de las regiones (Wright et al., 2016). Podemos destacar que para el disco articular los valores del módulo de Young medio e instantáneo son significativamente mayores en la región central que en la región lateral. Sin embargo, en cuanto al módulo de relajación no se aprecian diferencias notables en las distintas regiones. En el modelo planteado, se ha utilizado un coeficiente de

poisson de 0.3 para todo el disco y todo el cartílago y los valores de la tabla (Tabla 4) según las regiones previamente presentadas:

Región	Módulo elástico (MPa)	
	Disco articular (Wright et al., 2016)	Cartílago (Singh & Detamore, 2009)
Anterior	10.4	1.4
Lateral	12.3	1.15
Central	10.2	1.56
Medial	8.9	0.81
Posterior	15.6	0.73

Tabla 4 Propiedades elásticas del disco y cartílago articular

La diferencia de espesor según las regiones, debido a que no todas ellas contactan con otras partes del conjunto masticatorio, es notable pero no crítica. Para el disco articular los espesores se obtienen directamente del TAC y para el cartílago se puede aproximar a un espesor medio. El cartílago contactará con el resto de partes móviles del conjunto, mediante interacciones con fricción. Pese a que se ha dicho que es este elemento el que permite la lubricación de la articulación, existe igualmente un coeficiente de rozamiento que hay que tener en cuenta. Este espesor es resultado de un estudio de pacientes adultos. El caso de estudio es para pacientes niños por lo que se requiere un escalado de este valor. La proporción entre el valor del espesor y la longitud de la rama mandibular se conserva durante el crecimiento (Kurt et al., 2008). Por lo tanto podemos deducir un valor del espesor para el caso infantil de aproximadamente 100 μm .

	Cartílago	Fuente
Espesor	350 μm	(Singh & Detamore, 2008)
Coefficiente rozamiento	0.032	(Ruggiero et al., 2015)

Tabla 5 Espesor y coeficiente de rozamiento del cartílago articular

Músculos

Para incorporar los músculos al modelo, es necesario crear un sistema mecánico que se comporte de manera análoga a lo descrito en la primera parte del estudio, es decir un comportamiento tanto elástico como contráctil, ilustrado por el modelo de Hill. Para implementar este modelo en Abaqus, se utiliza un conector CONN3D2 para cada uno de los músculos incorporando las propiedades correspondientes. Según lo descrito en la primera parte del estudio, cada uno de ellos posee propiedades elásticas no lineales (en forma de tabla) y de amortiguación ("damping"). Durante este estudio, el único caso analizado es el clenching, es decir que los músculos tan solo van a comprimirse y no van a estirarse en ningún caso. Según esto, las únicas propiedades de interés para las simulaciones son las de amortiguación (Tabla 8).

5.3. Casos de carga

Una vez definido el modelo en su totalidad, el siguiente paso es añadir las cargas que definen cada uno de los casos. Para realizar la estudio del tratamiento aplicado al paciente es necesario realizar una comparación entre el estado previo y posterior al tratamiento. Es decir que se va a realizar la simulación del clenching en dos distintos casos: pre y post-tratamiento. Las cargas van a ser incorporadas como fuerzas musculares, manteniendo así la similitud con el caso real. En este apartado se detalla la obtención de los valores de estas fuerzas.

Electromiografía

Además del TAC y del molde, la *Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela* cedió también diversas electromiografías post-tratamiento del paciente estudiado. Se trata de dos electromiografías superficiales que registran la actividad eléctrica del masetero (superficial) y temporal anterior de ambos lados de la cara en reposo y en distintas situaciones de mordida: mordida deliberada en lado derecho, mordida espontánea en lado izquierdo, situación de "clenching" y "clenching" con algodones (Fig 30). La diferencia entre estos casos se basa en el contexto de mordida. Como ya se ha citado, las pruebas realizadas en niños siempre están sujetas a una posible falta de precisión por la intención de participación del paciente. Es por eso que para validar los datos de electromiografía obtenidos, se mide un caso en el que el paciente muerde "porque quiere" y otro porque se le indica que lo haga. Estas electromiografías se realizaron justo después del tratamiento por lo que se puede considerar que es el estado previo ya que el cambio de oclusión no es instantáneo y requiere tiempo (Tabla 6). Los valores de interés son el caso de clenching puesto que es el caso de estudio y el de reposo para comparar con otras electromiografías.

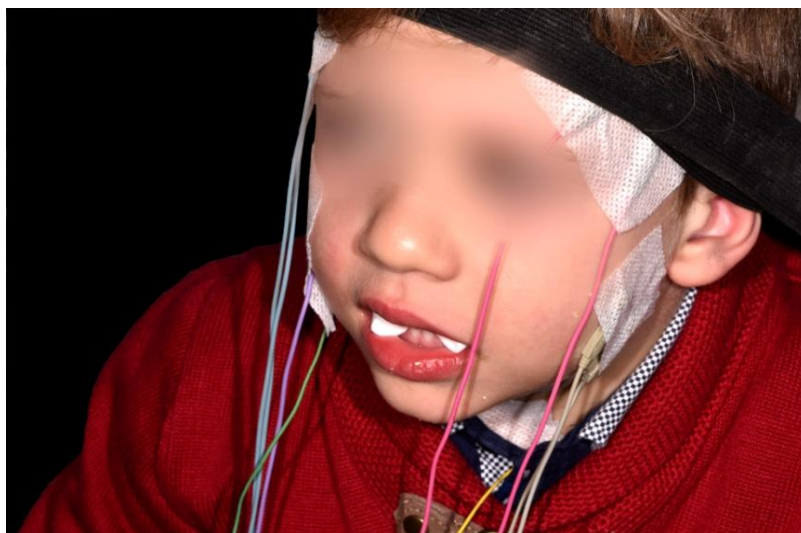


Fig 30 Realización de las electromiografías sobre el paciente

EMG (μV) (Post-tratamiento)						
		Right		Left		Total
Dcha deliberada	Masetero	35094	143,83	41000	168,03	155,93
	Temporal anterior	43604	178,70	69411	284,47	231,59
Izqda espontanea	Masetero	39026	97,57	55563	138,91	118,24
	Temporal anterior	62344	155,86	52276	130,69	143,28
Resting	Masetero	8219	8,22	5695	5,70	6,96
	Temporal anterior	13597	13,60	8010	8,01	10,80
Clenching	Masetero	106417	106,42	283667	283,67	195,04
	Temporal anterior	381813	381,81	383229	383,23	382,52
Clenching algodones	Masetero	87188	87,19	166510	166,51	126,85
	Temporal anterior	306500	306,50	227646	227,65	267,07

Tabla 6 Resultados de las EMG del paciente

Estos valores, no son fáciles de interpretar directamente. Sin embargo resultan muy útiles junto al índice de actividad, ya que el objetivo del estudio es, en parte, comparar los esfuerzos realizados y sufridos por ambos lados de la cara en pacientes con mordida cruzada tras el tratamiento. Es decir que en el hipotético caso de disponer de valores erróneos, estos seguirían escalados y seguirían siendo adecuados para el estudio.

Índice de actividad

Una posible manera de cuantificar relativamente la actividad muscular es creando un índice de actividad que exprese en cualquier situación (reposo ó mordida en este caso) cómo se activan los músculos. Para ello caracterizamos índices de actividad de los músculos según el lado (los índices i, j diferencian lado izquierdo y derecho) utilizando los valores obtenidos en las electromiografías:

$$\%_{mas_i} = 100 \times \frac{EMG_{mas}^i}{EMG_{mas}^i + EMG_{mas}^j} \quad [37]$$

$$\%_{temp_i} = 100 \times \frac{EMG_{temp}^i}{EMG_{temp}^i + EMG_{temp}^j} \quad [38]$$

Y de músculos respecto del conjunto de músculos

$$\%_{mas} = 100 \times \frac{EMG_{mas}^i + EMG_{mas}^j}{EMG_{mas}^i + EMG_{mas}^j + EMG_{temp}^i + EMG_{temp}^j} \quad [39]$$

$$\%_{temp} = 100 \times \frac{EMG_{temp}^i + EMG_{temp}^j}{EMG_{mas}^i + EMG_{mas}^j + EMG_{temp}^i + EMG_{temp}^j} \quad [40]$$

Mediante estos índices podemos atribuir la parte proporcional de la fuerza total de mordida a cada músculo, en función del lado (la activación será muy distinta si es el lado cruzado o no). Igualmente, estos índices de actividad nos permiten comparar cuantitativamente distintas electromiografías entre pacientes. Disponemos de los resultados de electromiografía de un paciente sano (Andrade, Gavião, Derossi, & Gameiro, 2009). Es decir, que podemos emplear estos valores cualitativos como si fueran los del paciente una vez corregida la asimetría.

		Paciente (=PRE)			Paciente sano (= POST)		
		Right	Left	Total	Right	Left	Total
Resting	Masetero	59,07	40,93	39,17	50,63	49,37	45,93
	Temporal ant	62,93	37,07	60,83	55,38	44,62	54,07
Clenching	Masetero	27,28	72,72	33,77	52,37	47,63	49,77
	Temporal ant	49,91	50,09	66,23	47,28	52,72	50,23

Tabla 7 EMG paciente sano y paciente de estudio

En el caso del paciente sano, observamos que los índices de actividad son prácticamente iguales en ambos lados de la cara (ningún paciente presentará simetría perfecta). Sin embargo, nuestro paciente que tiene una mordida cruzada, se constata que para el temporal anterior la actividad es casi idéntica en ambos lados mientras que el masetero del lado izquierdo se activa casi 3 veces más que el derecho. Según esto podemos considerar que la asimetría se traduce en una descompensación de la actividad del masetero principalmente, pudiendo asumir así que la actividad de los pterigoideos tampoco se ve afectada. Esta aproximación es necesaria puesto que no disponemos de valores de electromiografía para los pterigoideos al tratarse de músculos internos.

Fuerza activadora

En cuanto a la fuerza activadora, esta se añade aplicándola directamente sobre cada uno de los conectores. Los distintos valores para un paciente sano pueden extraerse de estudios previos para cada uno de los músculos (Peck, Langenbach, & Hannam, n.d.). De estos valores pueden obtenerse porcentajes de la fuerza ejercida por cada músculo respecto del total. Se dispone también de la fuerza total de mordida (durante el clenching) del paciente de estudio, pudiéndose así aplicar los porcentajes de la bibliografía para calcular la fuerza de cada uno de los músculos. Para calibrar la posición de los músculos sobre el modelo 3D en Abaqus, se ha creado un modelo estático de la mandíbula con el conjunto de conectores (Fig 31). La mandíbula está representada como un elemento plano con un espesor ficticio. Puesto que solo

tiene un movimiento permitido (rotación respecto de un eje que atraviesa el cóndilo izquierdo y derecho aproximadamente), los conectores van a trabajar siempre en las mismas condiciones. Es decir que su posición (los puntos de inserción que implican la inclinación y longitud) va a determinar el reparto de fuerzas. Mediante el modelo bidimensional, podemos ajustar las posiciones de los conectores hasta alcanzar los porcentajes de activación de la bibliografía cometiendo un error como máximo del 5%. De este modo, exportando las coordenadas, los músculos en el modelo de Abaqus cumplirán las especificaciones de comportamiento y permitirán obtener la fuerza de cada músculo a partir de la fuerza total de mordida. De esta forma quedarían aproximadas las fuerzas musculares para el caso del post-tratamiento o del paciente sano (Tabla 8). Para el modelo previo al tratamiento, la fuerza ejercida por cada músculo difiere en ambos casos. Para obtener estos valores, se dispone de los índices de actividad de cada uno de ellos antes del tratamiento (además de considerar invariante el pterigoideo). Es decir que podemos ajustar los valores hasta que verifiquen los índices de actividad (Tabla 8). En cuanto a la fuerza total de mordida, será la resultante del nuevo conjunto de fuerzas por lo que se verá modificada.

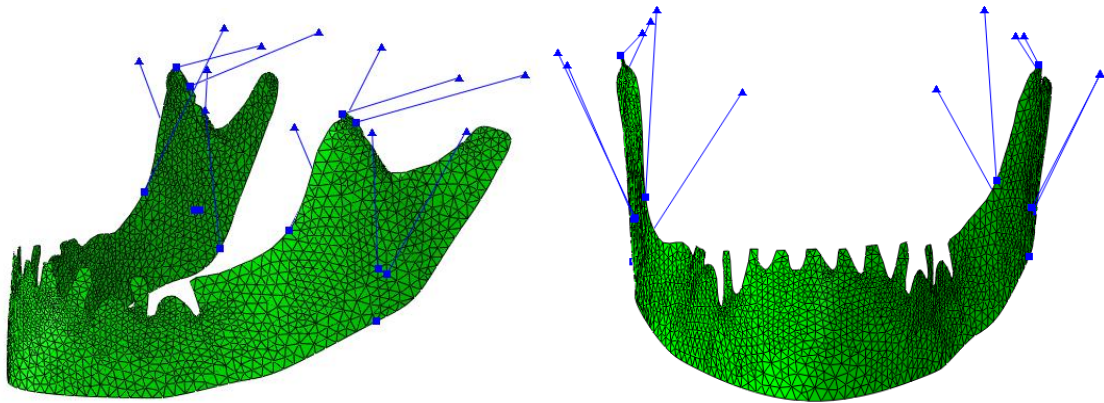


Fig 31 Modelo estático bidimensional

Lado	Músculo	Fuerza Pre (N)	Fuerza Post (N)	Damping
Izquierdo	Masetero superior	21.796	29.973	0.053
	Masetero profundo	10.325	14.198	0.038
	Temporal anterior	26.946	26.946	0.035
	Temporal posterior	12.542	12.542	0.023
	Pterigoideo medio	28.349	28.349	0.029
Derecho	Masetero superior	8.2	30.059	0.053
	Masetero profundo	3.63	13.305	0.038
	Temporal anterior	26.828	26.828	0.035
	Temporal posterior	12.679	12.679	0.023
	Pterigoideo medio	27.619	27.619	0.029

Tabla 8 Fuerzas y propiedades de los músculos masticatorios

Al realizar un cálculo, Abaqus realiza incrementos progresivos de las cargas del modelo hasta alcanzar el máximo en forma de rampa. En las primeras fases del cálculo, en las cuales se realizan también los contactos entre los dientes, un incremento demasiado elevado de la carga puede traducirse en un problema de convergencia. Para resolver este problema podemos modificar con el comando Amplitud la tendencia del incremento de la fuerza (Fig 32), es decir que en lugar de ser una rampa sea una función sinusoidal de la forma $f(x) = 1 - \cos(-x)$. De este modo, la primera mitad del incremento se realiza más lentamente permitiendo la interacción entre los dientes.

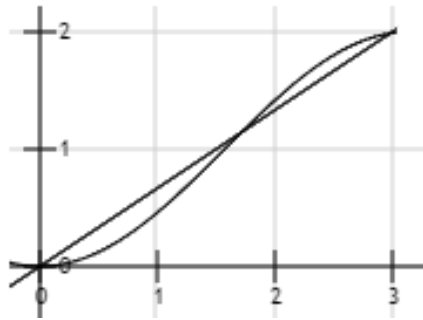


Fig 32 Dos posibles evoluciones de aplicación de la carga

6. Resultados

Una vez determinados los casos de carga ha sido posible calcular mediante el software Abaqus v 6.11. En este apartado va a realizarse el análisis comparativo de los casos previo y posterior al tratamiento de micro-tallado de los dientes, analizando las diferentes partes críticas del modelo.

6.1. Dientes

En la introducción del estudio se ha especificado cómo se determina la presencia o ausencia de la patología estudiada. La mordida cruzada viene determinada por la incorrecta posición de uno o más dientes respecto de la arcada contraria. Por esto, el primer análisis se va a centrar en el estudio de los dientes. Durante este apartado se hará referencia a las distintas piezas dentales según la denominación siguiente (Fig 33).

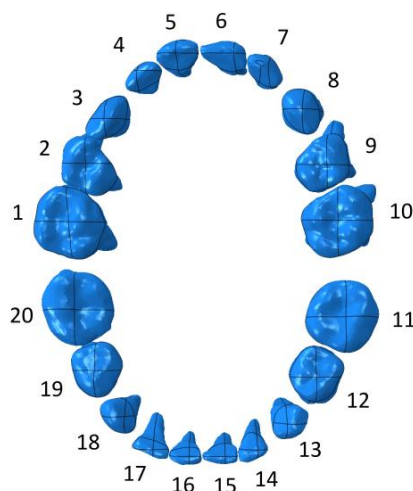


Fig 33 Denominación de los dientes

Al realizar el cálculo del caso previo al tratamiento, las piezas D3 y D18 (Fig 34 (a)) son las primeras en contactar y no se produce deslizamiento a lo largo del cálculo. Es decir que cuando este finaliza y se aplica la totalidad de la carga, estos dos dientes siguen contactando, acumulando los valores máximos de tensiones (Fig 34 (a)). Este contacto puede resultar altamente problemático debido a que puede originar el deterioro progresivo de la mandíbula, denominado trauma oclusal. El trauma oclusal se produce cuando en uno de los lados de la cara se produce un único contacto entre dientes que no sean molares, provocando dolores mandibulares y de cabeza, o incluso la fractura de la mandíbula tras aplicarle a esta una alta carga puntual. Además de este contacto, existe otro entre los dientes 10 y 11 (Fig 34 (b)), en los cuales aparecen tensiones del mismo orden pero en este caso concentradas en una única zona del diente. El resto de tensiones en los demás dientes resulta despreciable frente a estos valores. En algunos casos estos valores son 0 puesto que ciertos dientes no llegan a contactar durante el cálculo, por ejemplo las piezas D4 y D17. Igualmente cabe destacar las altas tensiones que aparecen en las raíces de los dientes de la arcada inferior. No vamos a interesarnos en estas tensiones puesto que están debidas principalmente a la aproximación producida por el contacto TIE con el alojamiento de la mandíbula y no son de interés. A partir

de estos resultados se verifica que la mordida no es simétrica puesto que existen dos contactos siendo en un lado entre caninos y en el otro entre molares. Las mayores tensiones aparecen en el contacto de los caninos citados, los cuales deberían deslizar (el 3 por delante del 18) en una oclusión normal, en cambio el contacto entre las muelas es correcto. A partir de estas observaciones se determinó el micro-tallado a realizar de manera que se solucionase esta asimetría.

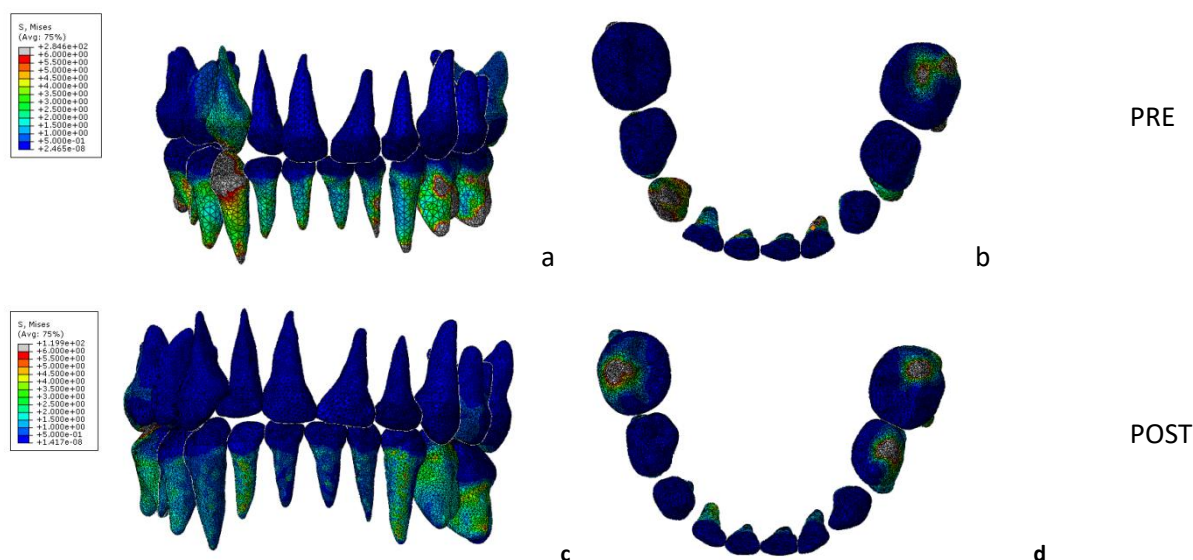


Fig 34 Estado tensional de los dientes previo al tratamiento (a) Vista frontal (b) planta de la arcada inferior y posterior (c) Vista frontal (d) planta de la arcada inferior

En el estado post-tratamiento observamos que el contacto dominante de los dientes 3 y 18 ha desaparecido, siendo incluso despreciables las tensiones que aparecen respecto de los valores máximos (Fig 34 (c)). Estos valores máximos aparecen en los 3 puntos de contacto que se producen entre los dientes 1-20, 10-11 y 9-12 (Fig 34 (d)). Igualmente vuelven a aparecer tensiones en las raíces de los dientes de la arcada inferior por el mismo motivo que en el caso anterior. Cabe destacar que la mordida no es totalmente simétrica puesto que en el lado izquierdo se producen dos contactos mientras que en el derecho solo uno. Sin embargo todos los nuevos contactos se están produciendo en molares (los dos contactos del lado izquierdo están muy próximos) y en ningún caso se están produciendo entre incisivos como antes del tratamiento, lo cual originaba la mordida cruzada del paciente. Cuantitativamente, los valores máximos que aparecen en este caso son inferiores a los del caso previo debido a que el total de tensiones repartidas en todos los dientes se distribuyen en un mayor número de contactos.

6.2. Disco articular

Como se ha detallado previamente, el disco articular es el elemento que permite el movimiento de la ATM. Para permitir el movimiento, una de sus funciones es absorber tensiones a lo largo de este. Es ampliamente conocido que la asimetría facial causa un

desequilibrio en los disco. Para comprobarlo, en este apartado se va a estudiar el impacto de las tensiones sobre estos elementos.

En el caso de la patología, hemos observado en el apartado anterior cómo el paciente presentaba una mordida cruzada en el lado derecho que se reflejaba en un único punto de contacto en el colmillo. Fijándose en los discos articulares (Fig 35), es evidente el diferente reparto de tensiones entre los discos articulares. En el disco articular del lado cruzado (Fig 35 (a)) aparecen los valores máximos de tensiones en la región central mientras que en el resto de regiones son prácticamente nulas. El disco articular izquierdo (Fig 35 (b)) presenta un reparto de tensiones más uniforme, apareciendo igualmente los máximos en la región central pero en un área mayor. Al tratarse del lado normal, el contacto se produce en la muela y el disco parece cargarse de forma correcta mientras que en el otro lado la carga está localizada en una única zona.

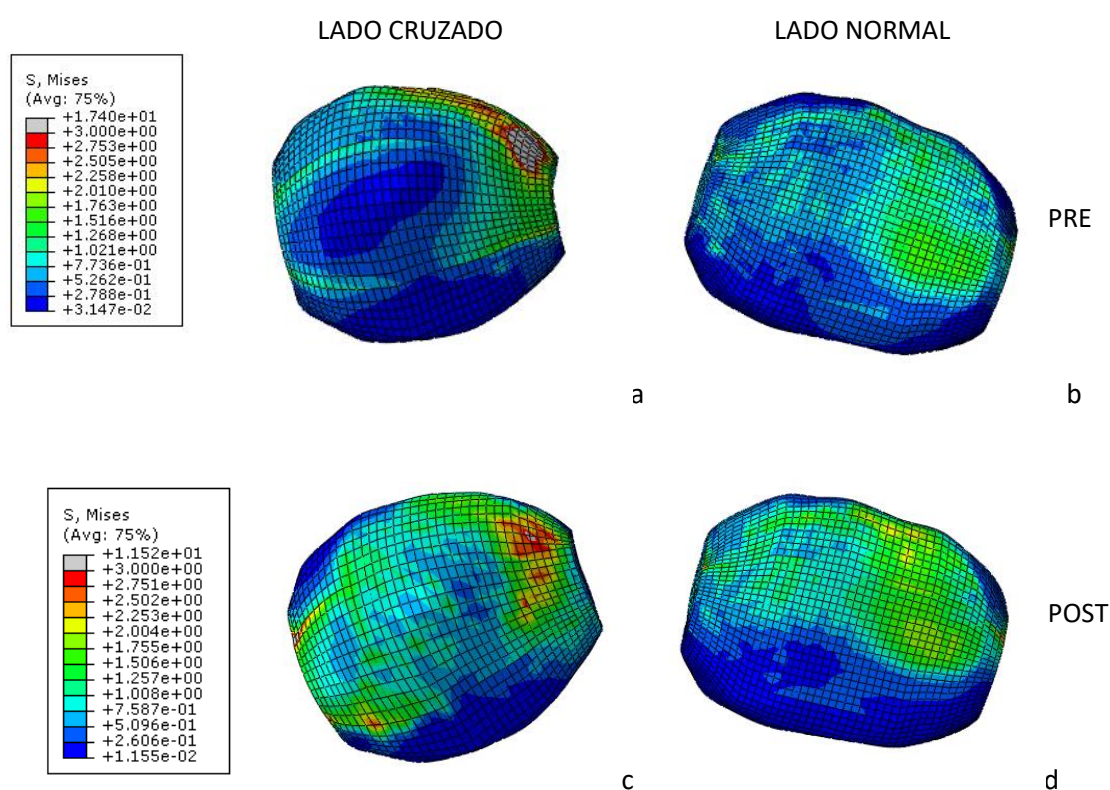


Fig 35 Estado tensional del disco articular previo al tratamiento (a) Derecho (b) Izquierdo y posterior (c) Derecho (d) Izquierdo

Una vez modificada la geometría de alguno de los dientes con el micro-tallado, se ha visto que se consigue que los contactos de ambos lados se produzcan únicamente en muelas. Según lo observado en el caso anterior, cuando el contacto es entre muelas, el reparto de tensiones en los discos era uniforme. Analizando el segundo caso de estudio, observamos como en el lado izquierdo (Fig 35 (d)), ha variado la amplitud de las tensiones, pero su distribución sigue siendo uniforme incluso más repartida que en el pre-tratamiento. Aparecen tensiones en la región posterior, lateral y medial además de en la zona central. En el disco del lado derecho (Fig 35 (c)), aparecen tensiones en todas estas regiones también, quedando así repartidas con mayor uniformidad que en el caso previo al tratamiento. Las tensiones máximas

siguen apareciendo en el lado derecho (lado cruzado antes del tratamiento) pero siendo en este caso cuatro veces menores aproximadamente.

Analizando cuantitativamente el estado tensional mediante el cálculo de tensiones máximas y mínimas (Fig 36) podemos concluir si los discos trabajan a compresión o tracción. Fijándose en las tensiones máximas del pre-tratamiento del lado normal (Fig 36 (b)), observamos cómo estas presentan valores negativos en la región central principalmente (zona negra). Sin embargo en el lado cruzado, la región central presenta tensiones positivas tal que el disco trabaja en esa región a tracción, mientras que los valores negativos aparecen principalmente en la región posterior. Fijándose en los mínimos a compresión (Fig 36 (c) (d)), destacamos la presencia de valores negativos en la totalidad de ambos discos. Según esto podemos concluir que los discos trabajan a compresión, existiendo regiones en las que también trabaja a tracción debido a la presencia de máximos positivos. Las únicas regiones que trabajan puramente a compresión son aquellas comentadas al analizar los máximos (regiones negras) las cuales presentan máximos y mínimos negativos. Estas regiones a compresión pura corresponden a las zonas de contacto con la fosa mandibular. Debido a la incompresibilidad del sólido, las regiones que no trabajan puramente a compresión, trabajan a tracción.

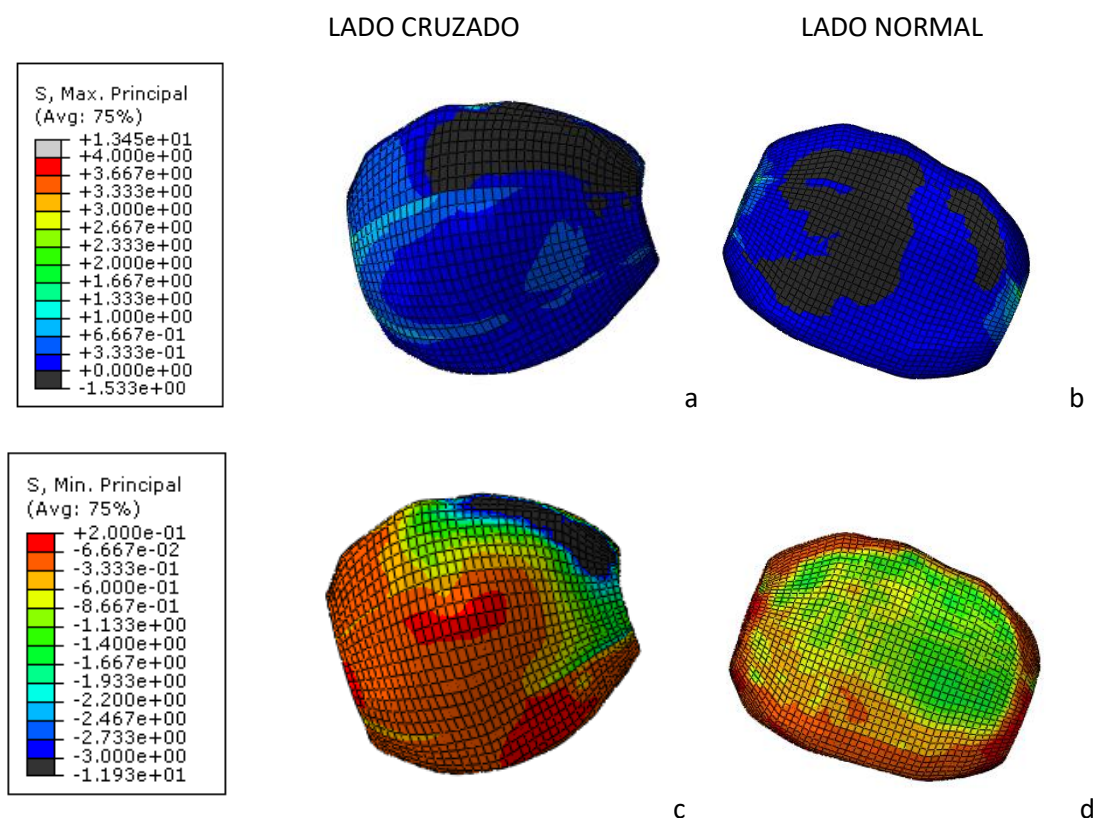


Fig 36 Pre-tratamiento. Tensiones máximas en el disco articular (a) Derecho (b) Izquierdo; y mínimas en el disco articular (c) Derecho (d) Izquierdo

Analizando el post-tratamiento (Fig 37), en líneas generales observamos el mismo comportamiento habiendo variado las regiones afectadas. Al analizar las tensiones máximas (Fig 37 (a) (b)) se observa cómo en el lado normal la región que trabaja puramente a compresión (región negra) no ha variado notablemente, quedando tras el tratamiento más

concentrada en la región central. En lado cruzado en cambio, se aprecia un cambio notable puesto que la región que trabaja puramente a compresión abarca parte de la región posterior(al igual que en el pre-tratamiento) y en este caso parte de la región central también. Al analizar los mínimos principales tras el tratamiento (Fig 37 (c) (d)) se destaca un aumento de las tensiones mínimas en la región central, lo cual confirma el comportamiento observado al analizar las tensiones máximas. Comparando ambos casos, observamos que numéricamente no existen grandes diferencias y que los cambios tras el tratamiento residen principalmente en el cambio de las regiones trabajando puramente a compresión. Según esto, cuando el lado de la articulación trabaja de manera correcta, la región central es la región de compresión pura tal y como se preveía puesto que el disco va a ser empujado por el cóndilo y contacta con la fosa.

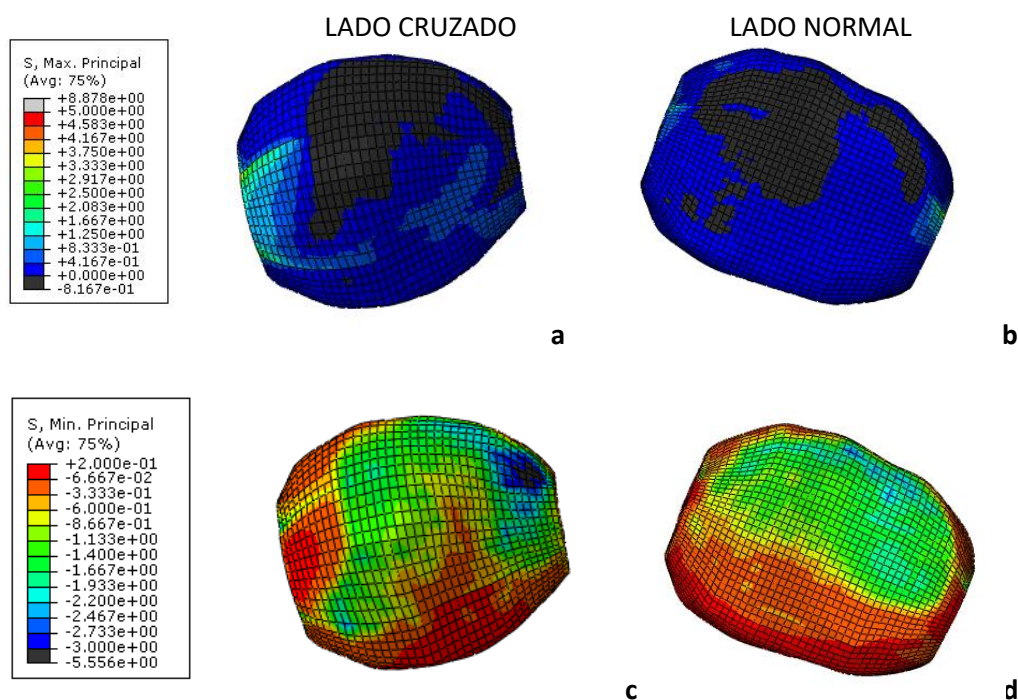


Fig 37 Post-tratamiento. Tensiones máximas en el disco articular (a) Derecho (b) Izquierdo; y mínimas en el disco articular (c) Derecho (d) Izquierdo

	Max Principales (MPa)		Min principales (MPa)	
	Máx (Lado cruzado)	Mín (Lado normal)	Máx (Lado normal)	Mín (Lado cruzado)
Pre-tratamiento	2.156	-1.53	0,058	-5,495
Post-tratamiento	1.061	-0,8167	0,036	-3,69

Tabla 9 Valores máximos y mínimos de las tensiones principales

La comparación de los dos discos articulares antes del tratamiento ha permitido mostrar cómo la mordida cruzada afecta a la carga a la que se somete cada disco, siendo el lado cruzado el que debe absorber valores mayores (Tabla 9) y concentrados en zonas distintas a la región central. Al presentar los resultados del post-tratamiento se ha visto cómo la corrección de la oclusión corrige al mismo tiempo el estado tensional de los discos, quedando en este caso distribuido uniformemente y con valores más bajos (se ve reflejado en el disco articular del lado cruzado que ha variado notablemente).

6.3. Cartílago articular

En este apartado el análisis se va a centrar en los tejidos blandos que recubren los discos articulares. Tanto los cóndilos como las fosas tienen sus propias propiedades mecánicas y además una membrana con las propiedades de los cartílagos según la zona. El cartílago inferior ha sido modelado recubriendo el cóndilo y el superior coincidiendo con la región de la fosa que pudiera contactar con el disco.

Como se ha explicado en 2.2, el cartílago es una pieza fundamental de la ATM tal que se encarga de absorber una parte importante de las tensiones gracias a la baja rigidez. Para analizar el comportamiento de los cartílagos, es necesario analizar las presiones en lugar de las tensiones ya que estas son prácticamente nulas al ser absorbidas por el material. Fijándose entonces en las presiones del cartílago inferior (Fig 38) se observa una diferencia notable entre ambos lados de la cara para el caso previo al tratamiento (a-b). Como se ha visto en los apartados anteriores, el lado derecho es el lado donde se produce la mordida cruzada que encadena una mayor concentración de tensiones en el disco articular. Esta mayor amplitud de las tensiones se traduce a nivel del cartílago en mayores presiones de este en el lado cruzado (Fig 38 (a)) en una región reducida. Esta región pertenece principalmente a la región central y parte a la región anterior. Sin embargo, el cartílago del lado izquierdo que funciona correctamente, presenta menores presiones y sobre una región mayor (Fig 38 (b)).

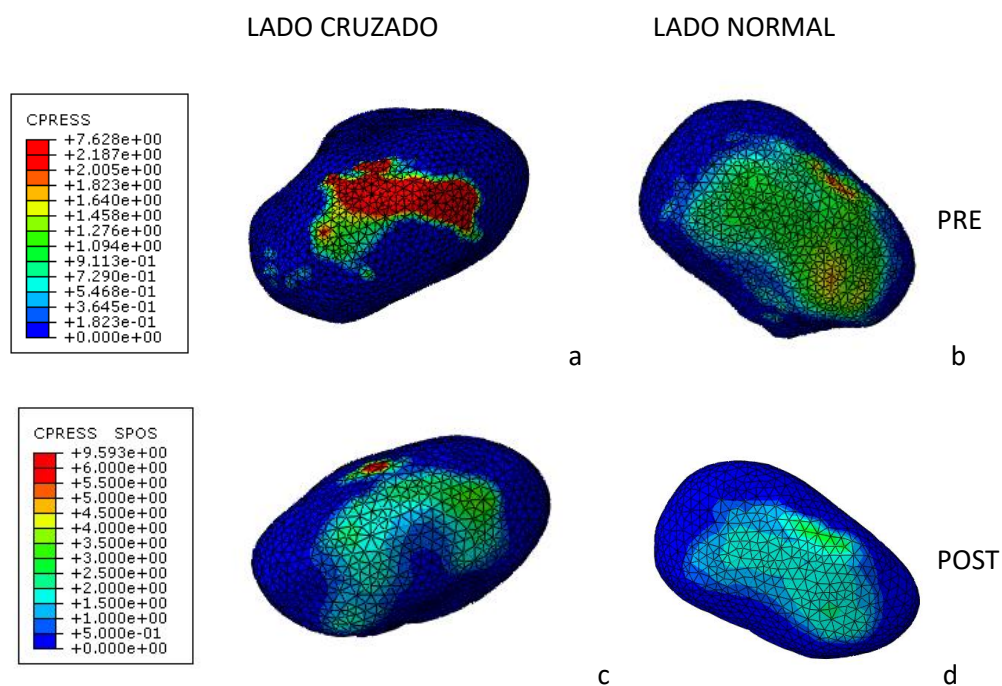


Fig 38 Presiones sobre el cartílago inferior antes del tratamiento (a) derecho (b) izquierdo; y después (a) derecho (b) izquierdo

Una vez corregida la patología, observábamos cómo las tensiones en los discos articulares se repartían de manera más uniforme. A nivel del cartílago, esto se traduce en un descenso notable de las presiones en el lado derecho mientras que en el lado izquierdo

aumentan ligeramente (Fig 38 (d)). Esto traduce el equilibrio de las tensiones, reflejados en los cartílagos mediante las presiones.

Los cartílagos superiores van a ser analizados análogamente mediante el estudio de las presiones en lugar de las tensiones. Antes de realizar el micro-tallado (Fig 39) se puede destacar en lado cruzado (a) cómo la región en la que aparecen presiones es más reducida que en lado contrario puesto que el disco no se mueve de manera correcta y simplemente se apoya sobre este cartílago (no se mueve sobre él). Esto se produce cuando las tensiones en el disco están concentradas en una pequeña región. Los valores máximos aparecen en la zona central y son mayores que los del lado contrario. El lado izquierdo (Fig 39 (b)) es el lado en el que la oclusión es normal, es decir que en este lado el disco se mueve correctamente durante la masticación, desencadenando mayor región en la que aparecen presiones al contactar con él. Tras el tratamiento, se ha visto cómo las tensiones en el disco se repartían con mayor uniformidad, traduciéndose esto en un correcto movimiento de la articulación y por lo tanto del disco. Al moverse correctamente, el disco recorre mayor parte del cartílago implicando ligero aumento del tamaño de la región con presiones (Fig 39 (c)). El reparto de presiones no se ha modificado notablemente en el lado izquierdo (Fig 39 (d)) encontrándose así una mayor simetría de este parámetro tras el tratamiento. Cuantitativamente, se observa que no existe una diferencia notable entre la magnitud de las presiones antes y después del tratamiento. Ambos discos se mueven de manera correcta sin necesidad de que uno de ellos se mueva más de lo necesario, resultando en un comportamiento casi-idéntico en ambos lados de la cara.

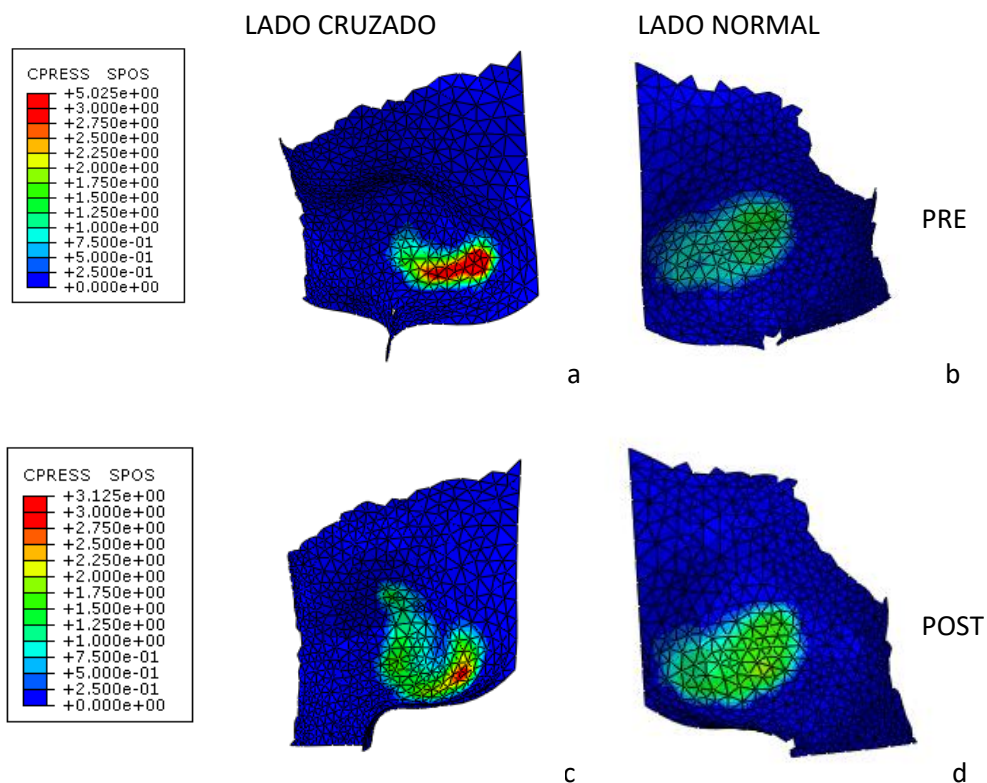


Fig 39 Presiones sobre el cartílago superior antes del tratamiento (a) derecho (b) izquierdo; y después (a) derecho (b) izquierdo

Al comparar las presiones sobre los cartílagos superiores y los inferiores, se observa ambos son del mismo orden de magnitud. Esto se debe a que las partes que modelan ambos cartílagos poseen las mismas propiedades mecánicas y están sometidas a las mismas cargas. Es decir que la fuerza ejercida por el cóndilo sobre el disco articular, es transmitida por este último a la fosa mandibular dando valores del mismo orden.

6.4. Tejidos óseos (Maxilar y mandíbula)

Según la teoría mecanoestática propuesta por Frost en 1987, el crecimiento óseo es función del estado tensional del hueso. Además, en el caso de no corregir la patología en edades tempranas, son los huesos los elementos que se deben modificar mediante cirugía debido a su incorrecto desarrollo. Por esto, los tejidos óseos tienen gran importancia en el estudio y van a ser analizados en este apartado. Como se ha explicado en la creación del modelo CAD y FEM, el cráneo no cumple funciones de interés en la simulación en Abaqus. Por otro lado, el maxilar superior presenta tensiones en las posiciones de los dientes de contacto, ya que existe una condición tie entre estos y sus respectivos alojamientos. Los elementos de estudio en este apartado van a ser entonces la mandíbula, los cóndilos y las fosas mandibulares ya que engloban el disco articular y por lo tanto son críticos durante la masticación.

Tal y como se ha comentado en el apartado 6.1, el contacto entre los dientes 3 y 18 puede desencadenar el desarrollo de un trauma oclusal sobre la mandíbula. Este fenómeno es visible en la Fig 40 (a) con la presencia de las mayores tensiones en la zona próxima al diente 18 (1,2 MPa). Como cabe esperar, bajo el resto de dientes no aparecen tensiones puesto que no existe contacto. Debajo del cóndilo se encuentra una pequeña región cuyas tensiones son del mismo orden de magnitud, que se debe al contacto de la mandíbula con el cráneo a través del disco articular. Cabe destacar que aparecen otras regiones cuyas tensiones son mayores que lo citado anteriormente. Se trata de los alojamientos de los dientes y la región 1 de Fig 40 (b). Estas tensiones aparecen también tras el tratamiento (Fig 40) y no son de interés para el estudio puesto que en el caso de los alojamientos se deben al contacto impuesto de tipo Tie que modela el ligamento periodontal y en la región 1 se localizan algunas inserciones de los músculos que provocan una actuación directa sobre esta región y no es representativa del caso real. Una vez realizado el tratamiento, se han modificado los puntos de contacto. Esto se ve reflejado en que las únicas tensiones que aparecen en la zona próxima a los dientes es en la zona de los molares (Fig 40). Esta zona es mayor ya que el contacto es entre más dientes y además presenta mayor simetría respecto del caso previo.

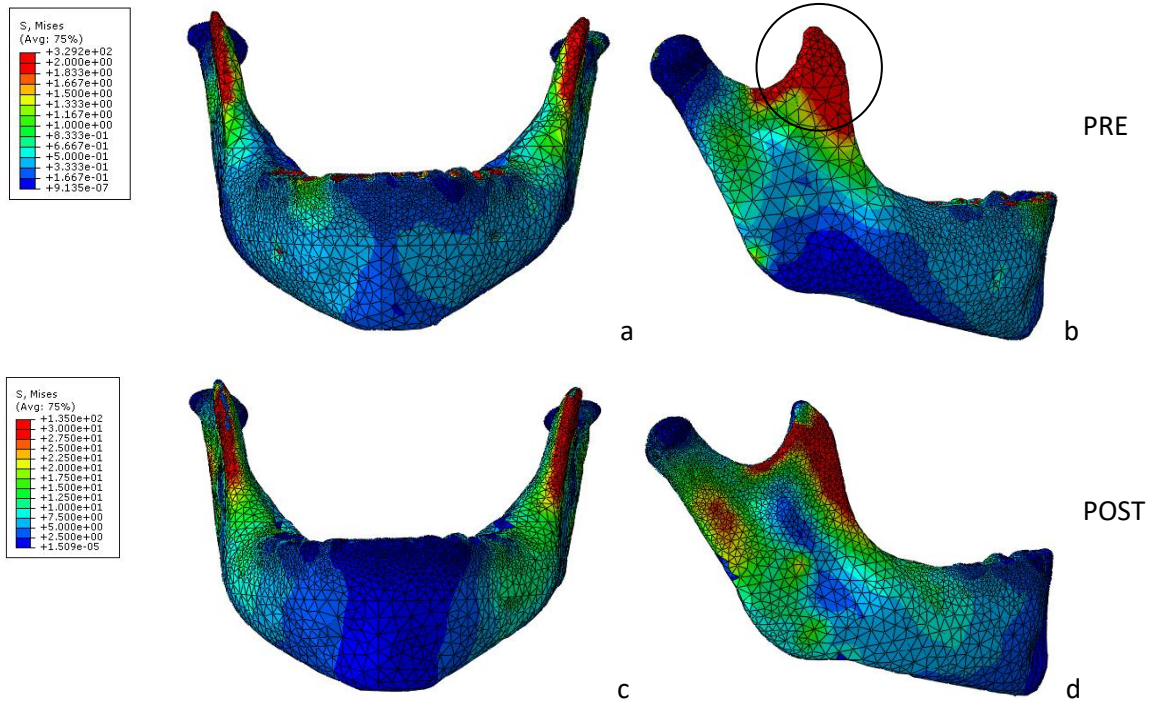


Fig 40 Estado tensional de la mandíbula antes (a) Vista frontal (b) Perfil derecho; y después del tratamiento (a) Vista frontal (b) Perfil derecho

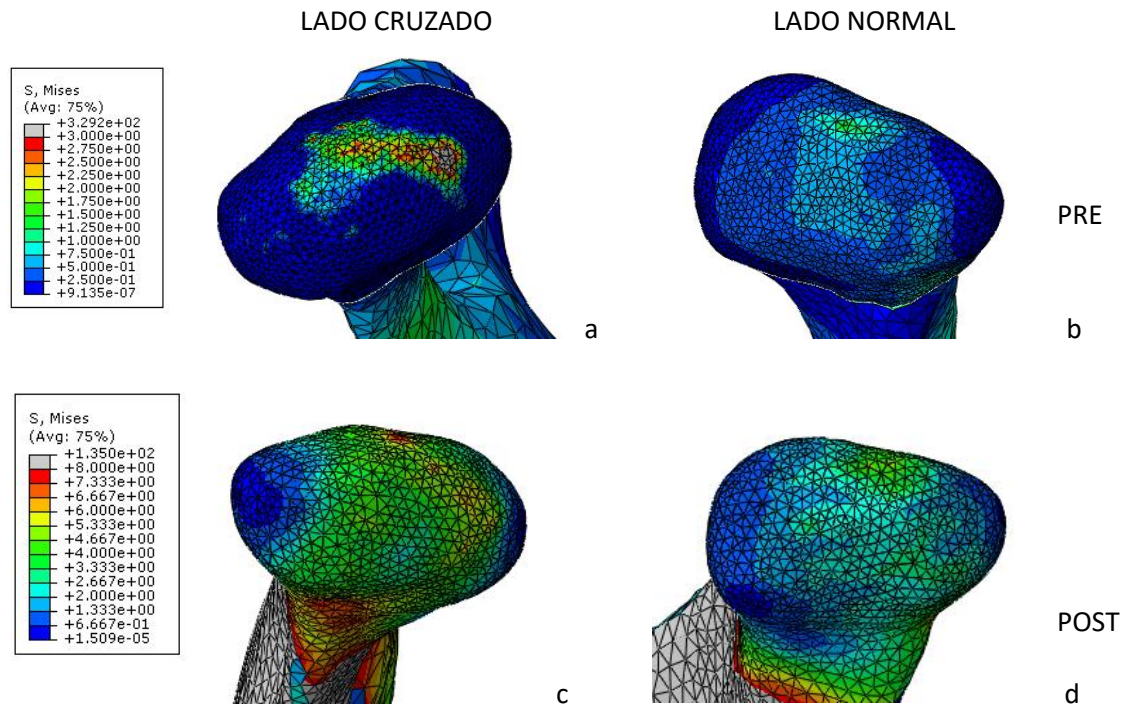


Fig 41 Estado tensional del cóndilo antes (a) Derecho (b) Izquierdo; y después del tratamiento (c) Derecho (d) Izquierdo

Centrándose en los cóndilos (Fig 41), se observa una distribución de tensiones análoga a lo visto en los apartados anteriores. En el lado cruzado (Fig 41 (a)), una zona reducida de la región central recoge la totalidad de las tensiones, apareciendo en esta los valores máximos de ambos cóndilos. En el lado normal (Fig 41 (b)), las tensiones son menores y se distribuyen en

toda la región central y parte de las regiones lateral, anterior y posterior. Una vez modificada la oclusión (Fig 41 (c) (d)) se libera la movilidad del disco derecho sobre el cóndilo. Este movimiento permite que las tensiones presentes en el cóndilo derecho se distribuyan a lo largo de este en una región mucho mayor que antes del tratamiento (Fig 41 (c)). Además, en este estado las tensiones son más uniformes tales que no aparecen valores extremos en la superficie del cóndilo. En el lado izquierdo (Fig 41 (d)), el movimiento del disco no se ha visto alterado por lo que no presenta variaciones respecto del caso anterior al tratamiento.

El contacto de los discos por la parte superior se produce con las fosas mandibulares. Se ha visto que los cartílagos superiores, los cuales coinciden con las fosas, se caracterizaban por tener una pequeña región de desplazamientos en el lado cruzado antes del tratamiento. Esto se traduce en una pequeña región en la que aparecen tensiones (Fig 42 (a)) que corresponde a la región que contacta con el disco. Por otro lado, de nuevo, en el lado izquierdo las tensiones se reparten con mayor uniformidad en una región mayor. Tras el tratamiento, se observa perfectamente de nuevo cómo la región en la que aparecen tensiones es mucho mayor (Fig 42 (a)) y cómo estas se distribuyen con mayor uniformidad debido al correcto movimiento del disco articular.

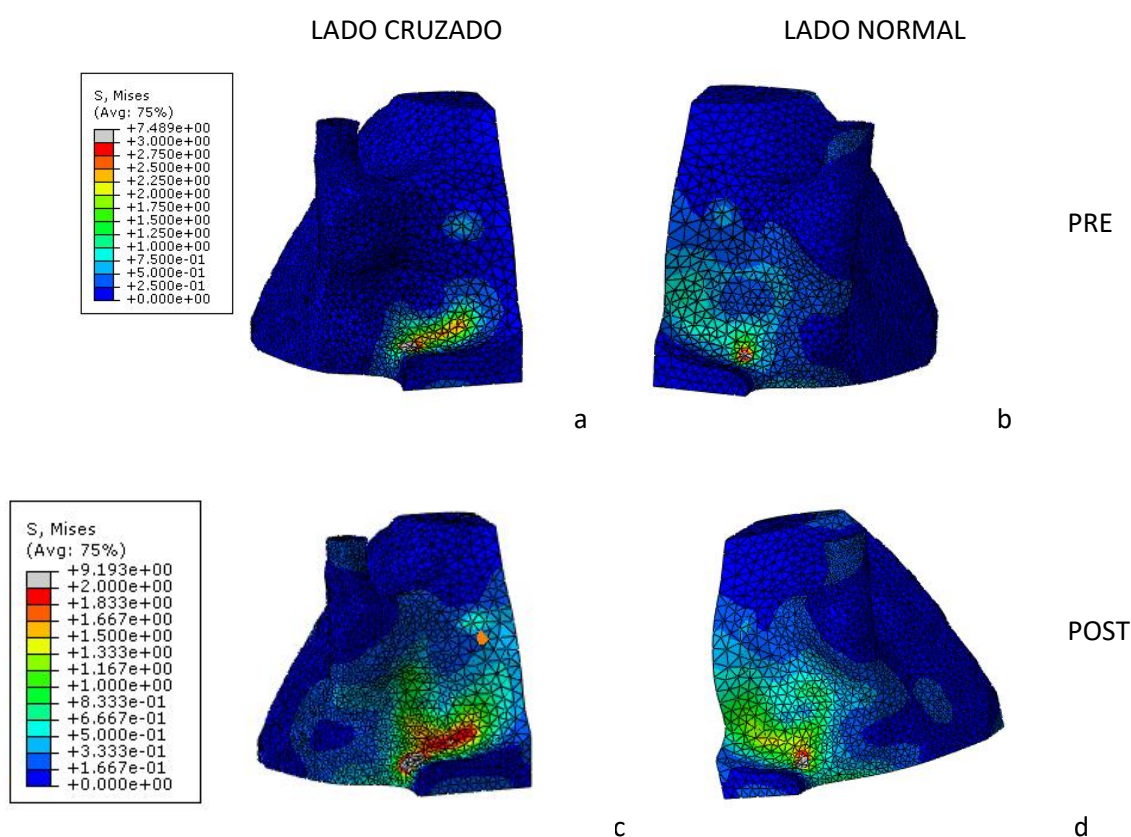


Fig 42 Estado tensional de las fosas antes (a) Derecha (b) Izquierda; y después del tratamiento (c) Derecha (d) Izquierda

7. Conclusiones

El estudio realizado en este trabajo de final de grado supone un avance por un lado en el estudio mecánico del conjunto masticatorio y por otro en la validación numérica de un método de corrección de la asimetría facial infantil: el micro-tallado.

El estudio se ha basado en el modelado del conjunto masticatorio de un paciente real mediante su reconstrucción a partir de un CT realizado antes del tratamiento. Igualmente se ha podido reconstruir el conjunto masticatorio una vez aplicado el micro-tallado a partir de los moldes de sus dientes. De este modo se ha realizado un análisis comparativo mediante el cual se pueden hacer los siguientes postulados:

- El índice de actividad de los músculos faciales revela cómo en el caso de un paciente sano, cada músculo de un lado de la cara trabaja en iguales condiciones que el del otro lado. Sin embargo en el caso de que el paciente presente asimetría facial, la actividad muscular del masetero del lado cruzado es mayor; la del temporal y los pterigoideos no se ve afectada.

- A partir del modelo bidimensional, se deduce que las fuerzas musculares de los niños (caso del paciente estudiado, niño de 4 años) son del orden de 5 veces menores que las de los adultos (Peck et al.)

- La técnica de micro-tallado consigue una oclusión correcta permitiendo evitar un posible trauma oclusal debido a la concentración de tensiones en la mandíbula cerca del diente de contacto. Esta corrección es inmediata puesto que se modifican los puntos de contacto. Igualmente la fuerza de mordida se distribuye entre los diferentes contactos resultando menor en cada uno de ellos.

- Antes del tratamiento, la ATM del paciente no funciona correctamente por el lado cruzado tal que el disco articular y el cóndilo no se mueven apenas, provocando mayores tensiones en menor región tanto en el disco como en el cóndilo. Tras el tratamiento, se libera el movimiento permitiendo un reparto de tensiones más uniforme. El micro-tallado permite entonces liberar la articulación, asegurando que el reparto de tensiones en ambos lados sea análogo.

- La técnica de micro-tallado supone una corrección inmediata y a largo plazo (si se tiene en cuenta la teoría teoría mecanoestática propuesta por Frost en 1987) de la distribución de tensiones en todo el conjunto de la ATM. Únicamente se modifica la geometría de los dientes de leche, de manera indolora y sin necesidad de cirugía. La única desventaja es la necesidad de realizarse en edades tempranas puesto que si los dientes de leche ya se han caído se pierde la opción de realizar el tratamiento.

- Tras el tratamiento, se produce un reequilibrio de las tensiones en la mandíbula. El crecimiento óseo depende del estado tensional por lo que se corrige igualmente el crecimiento mandibular. Esta corrección solo puede producirse si se aplica el tratamiento en edades tempranas, antes del desarrollo óseo completo.

- La presencia de los tejidos cartilaginosos favorece la distribución de tensiones en el disco articular. Cuando el disco contacta con el cartílago, las propiedades mecánicas de este último y la lubricación producida, favorecen el movimiento del disco sobre estos tejidos

impidiendo que se produzca el contacto en una pequeña región, en la cual aparecerán las tensiones.

- Los posibles dolores de cabeza, dolores mandibulares, auriculares...se deben principalmente a una mala distribución de tensiones en las fosas, es decir cuando estas están concentradas en una pequeña región y por lo tanto los valores son más altos de lo habitual (tensión excesiva en la fosa del lado patológico).

Es necesario tener en cuenta algunas simplificaciones que se han realizado en el desarrollo del modelo. En primer lugar no se ha considerado el daño que sufren los tejidos blandos con las cargas. En cuanto a las propiedades de los tejidos biológicos utilizados, no se ha considerado la fase fibrosa ni del fluido en el disco y cartílago articular, además de haberse tomado la mayor parte de las propiedades de ensayos experimentales sobre adultos. Igualmente, se ha explicado la reconstrucción del modelo post-tratamiento debido a la falta de un CT que daría mayor precisión. Finalmente, este estudio supone una validación numérica de la técnica de micro-tallado para corregir las asimetrías mandibulares infantiles, evitando posibles dolores, repercusiones estéticas y desgaste continuo de elementos de la ATM a causa de la falta de simetría en el reparto de tensiones.

8. Trabajos futuros

Este proyecto, cuyo modelo posee algunas simplificaciones para limitar el estudio a la asimetría mandibular, puede servir para estudiar cualquier tipo de patología mandibular en distintos pacientes. Además, puede ser ampliado y mejorado para futuras investigaciones. Estas investigaciones podrían ser en el mismo ámbito o en el estudio de diferentes trastornos relacionados con la articulación temporomandibular. Las futuras líneas de investigación en la simulación de la ATM humana como continuación de este proyecto podrían ser:

- Ampliación del modelo mediante la adición de: el ligamento periodontal para la sujeción de cada uno de los dientes, las capsulas auriculares, los tejidos retro discales y el ligamento lateral entre otros elementos.
- Caracterización de modelos constitutivos más precisos para los tejidos biológicos.
- Modelos de envejecimiento del cartílago articular en función del cambio de producción de colágeno con la edad. (Kuroda et al., 2009)
- Estudio de hábitos parafuncionales como el bruxismo, incluyéndose modificación de la geometría de los dientes
- Validación de tratamientos de ortodoncia durante la infancia, como el regulador Frankël.
- Validación de tratamientos de corrección de la asimetría mandibular distintos de tratamientos de ortodoncia.
- Desarrollo de modelos de crecimiento óseo en función del estímulo mecánico, mediante modelos paramétricos en base a radiografías planas.

Por lo tanto este proyecto supone un punto de partida para la comprensión del papel de la articulación temporomandibular en el tratamiento de las asimetrías faciales, y para la validación del micro-tallado como tratamiento correctivo.

9. Bibliografía

- Ali, A., Fouladi, M. H., & Sahari, B. (2010). A Review of Constitutive Models for Rubber-Like Materials. *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, 3(1), 232–239. <https://doi.org/10.3844/ajeassp.2010.232.239>
- Almarza, & Athanasiaou. (2004). Seeding techniques and scaffolding choice for tissue engineering of the temporomandibular joint disk.
- Andrade, A. S., Gavião, M. B. D., Derossi, M., & Gameiro, G. H. (2009). Electromyographic activity and thickness of masticatory muscles in children with unilateral posterior crossbite. *Clinical Anatomy*, 22(2), 200–206. <https://doi.org/10.1002/ca.20726>
- Ateshian, G., Wang, H., & Lai, W. (1998). The role of interstitial fluid pressurization and surface porosities on the boundary friction of articular cartilage. *Journal of Tribology*.
- Cevidanes, L. H. S., Franco, A. A., Gerig, G., Proffit, W. R., Slice, D. E., Enlow, D. H., ... Vigorito, J. W. (2005). Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(1), 16–26. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.03.032>
- Cevidanes, L. H. S., Franco, A. A., Gerig, G., Proffit, W. R., Slice, D. E., Enlow, D. H., ... Vigorito, J. W. (2005). Comparison of relative mandibular growth vectors with high-resolution 3-dimensional imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(1), 27–34. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.03.033>
- Copaci, D., Garc, J. C., Flores-caballero, A., & Blanco, D. (2014). ' De La Mano Humana Mediante Simulacion Matlab / Simmechanics, 3–5.
- Ehret, A. E. (2015). On a molecular statistical basis for Ogden's model of rubber elasticity. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 78, 249–268. <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2015.02.006>
- Enderle, J., Blanchard, S., & Bronzino, J. (n.d.). *Introduction to Biomedical Engineering*.
- Eriksson, A., & Nordmark, A. (2014). Non-unique response of Mooney-Rivlin model in bi-axial membrane stress. *Computers and Structures*, 144, 12–22. <https://doi.org/10.1016/j.compstruc.2014.07.021>
- Fuentes, M. F. (2004). Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Avances En Odontoestomatología*, 20(2), 79–83. <https://doi.org/10.4321/S0213-12852004000200003>
- Haraguchi, S., Iguchi, Y., & Takada, K. (2008). Asymmetry of the face in orthodontic patients. *Angle Orthodontist*, 78(3), 421–426. <https://doi.org/10.2319/022107-85.1>
- Haupt, P. (2000). *Continuum Mechanics and Theory of Materials*.
- Hill. (1970). Firsts and Lasts Experiments in Muscle Mechanics.
- Ingervall, B., & Minder, C. (1997). Correlation between maximum bite force and facial morphology in children. *Angle Orthodontist*. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1997\)067<0415:CBMBFA>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1997)067<0415:CBMBFA>2.3.CO;2)
- Jiménez-Silva, A., Peña-Durán, C., Lee-Muñoz, X., Vergara-Núñez, C., Tobar-Reyes, J., & Frugone-Zambra, R. (2016). Patología temporomandibular asociada a masticación unilateral en adultos jóvenes. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología Y Rehabilitación Oral*, 9(2), 125–131. <https://doi.org/10.1016/j.piro.2016.04.002>

- Jódar, X. A. (2006). Tema 10 : Mecánica Muscular, (1974), 385–392.
- Jones, M. L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., & Volp, C. (2001). A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject.
- Kuroda, S., Tanimoto, K., Izawa, T., Fujihara, S., Koolstra, J. H., & Tanaka, E. (2009). Biomechanical and biochemical characteristics of the mandibular condylar cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*, 17(11), 1408–1415. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2009.04.025>
- Kurt, G., Uysal, T., Sisman, Y., & Ramoglu, S. I. (2008). Mandibular asymmetry in class II subdivision malocclusion. *Angle Orthodontist*, 78(1), 32–37. <https://doi.org/10.2319/021507-73.1>
- Lacroix, D., & Prendergast, P. J. (2002). A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing : analysis of gap size and loading, 35, 1163–1171.
- Lee, J. K., Jung, P. K., & Moon, C. H. (2014). Three-dimensional cone beam computed tomographic image reorientation using soft tissues as reference for facial asymmetry diagnosis. *Angle Orthodontist*, 84(1), 38–47. <https://doi.org/10.2319/112112-890.1>
- Liou, E. J.-W., Polley, J. W., & Figueroa, A. a. (1998). Distraction Osteogenesis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 9(6), 564–571. <https://doi.org/10.1097/00001665-199811000-00014>
- Matamala. (2006). Morfología y morfometría del disco de la ATM en fetos y adultos humanos, 24(2), 1–6. Retrieved from papers2://publication/uuid/360FCDC6-B864-400B-8151-7851EBF524BD
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Scarpa, C. (2004). Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials*, 20(7), 623–629. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.08.003>
- Nigg, B. M., & Herzog, W. (1994). 3. Measuring techniques. *Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 199–224.
- Nishihira, M., Yamamoto, K., Sato, Y., Ishikawa, H., & Natali, an. (2003). Mechanics of periodontal ligament. *Dental Biomechanics*, 20–32.
- Palomar, P. Del, Cegoñino, J., Arranz, L., Vicente, D., & Doblaré, M. (2003). Simulación por elementos finitos de la articulación temporomandibular. *Biomecánica*, 11, 10–22.
- Peck, C. C., Langenbach, G. E. J., & Hannam, A. G. (n.d.). Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening.
- Polanco, A. M., & Rodríguez, C. F. (2007). Modelo Dinámico De Movimientos Humanos. 8º Congreso Iberoamericano De Ingeniería Mecánica, (18).
- Ramírez-Yañez, G. O., Stewart, A., Franken, E., & Campos, K. (2011). Prevalence of mandibular asymmetries in growing patients. *European Journal of Orthodontics*, 33(3), 236–242. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq057>
- Reyes, A. (n.d.). DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR Erika Alarcón Ponce , Rosa María Reyes Chaperó , Marleni Reyes Monreal.
- Rodríguez, J., Goicolea, J. M. ., Gabaldón, F., & García, J. C. (2006). Towards modelling thrombus formation in Abdominal Aortic Aneurysms. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 750–750. <https://doi.org/10.1067/mva.2003.122>
- Ruggiero, L., Zimmerman, B. K., Park, M., Han, L., Wang, L., Burris, D. L., & Lu, X. L. (2015). Roles of the Fibrous Superficial Zone in the Mechanical Behavior of TMJ Condylar

- Cartilage. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(11), 2652–2662.
<https://doi.org/10.1007/s10439-015-1320-9>
- Salins, P. C., Venkatraman, B., & Kavarody, M. (2008). Morphometric Basis for Orthomorphic Correction of Mandibular Asymmetry. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(7), 1523–1531. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.06.683>
- Sándor, G. K. B., McGuire, T. P., Ylikontiola, L. P., Serlo, W. S., & Pirttiniemi, P. M. (2007). Management of Facial Asymmetry. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 19(3), 395–422. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2007.05.001>
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2010). Prometheus.
- Singh, M., & Detamore, M. S. (2008). Tensile properties of the mandibular condylar cartilage. *Journal Of Biomechanical Engineering*, 130(1), 11009. <https://doi.org/10.1115/1.2838062>
- Singh, M., & Detamore, M. S. (2009). Biomechanical properties of the mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc. *Journal of Biomechanics*, 42(4), 405–417. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.12.012>
- Sora, C., & Jaramillo, P. M. (2005). Diagnóstico de las asimetrías faciales y dentales. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq*, 16, 15–25.
- Spencer, A. J. M. (1984). *Continuum theory of the mechanics of fibre-reinforced composites*.
- Tanaka, E., Tanaka, M., Aoyama, J., Watanabe, M., Hattori, Y., Asai, D., ... Tanne, K. (2002). Viscoelastic properties and residual strain in a tensile creep test on bovine temporomandibular articular discs. *Archives of Oral Biology*, 47(2), 139–146. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(01\)00096-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(01)00096-6)
- Tung Fai Yua, & J.Wilson, A. (2013). A passive movement method for parameter estimation of a musculo-skeletal arm model incorporating a modified hill muscle model.
- Venture, G., Yamane, K., & Nakamura, Y. (2005). Identifying musculo-tendon parameters of human body based on the musculo-skeletal dynamics computation and Hill-Stroevé muscle model. *Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2005*(February), 351–356. <https://doi.org/10.1109/ICHR.2005.1573592>
- Voco. (2009). Rebuilda Post - Comportamiento bajo carga, 1–2.
- Wright, G. J., Coombs, M. C., Hepfer, R. G., Damon, B. J., Bacro, T. H., Lecholop, M. K., ... Yao, H. (2016). Tensile biomechanical properties of human temporomandibular joint disc: Effects of direction, region and sex. *Journal of Biomechanics*, 49(16), 3762–3769. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.033>

10. Índice de figuras

Fig 1 Crecimiento de los dientes	9
Fig 2 Estructura básica de un diente	10
Fig 3 Tipos de oclusión (a) Clase I (b) Clase II (c) Clase III.....	10
Fig 4 Paciente con mordida cruzada izquierda	11
Fig 5 ATM (Singh & Detamore, 2009).....	12
Fig 6 (a) Masetero, (b) temporal, (c) Pterigoideos medial (1) y lateral (2) (Schünke et al., 2010)	12
Fig 7 Visión esquemática del sarcómero.....	13
Fig 8 Músculo esquelético (Enderle, Blanchard, & Bronzino, n.d.).....	14
Fig 9 EMG del paciente en situación de clenching con algodones.....	15
Fig 10 Modelo de Hill.....	16
Fig 11 Curva fuerza-velocidad. Teórico trazo continuo, experimental discontinuo (Jódar, 2006)	17
Fig 12 Modelo de Hill modificado	17
Fig 13 Modelo mecánico de Maxwell (Introduction to biomedical engineering, John Enderle, 2005)	23
Fig 14 Modelo de Voight-Kelvin	24
Fig 15 Modelo de Burgers	25
Fig 16 Modelo de Burgers generalizado (Tanaka et al., 2002).....	25
Fig 17 Imagen de los resultados del CT	26
Fig 18 Reconstrucción de la mandíbula en Rhinoceros.....	27
Fig 19 Modelo CAD pre-tratamiento.....	27
Fig 20 (a) Molde (b) Escaneado del molde.....	28
Fig 21 Escáner 3D Laser Scanner Picza, marca Roland.....	28
Fig 22 (a) Tetraedro (b) Hexaedro.....	29
Fig 23 Vista lateral de la mandíbula mallada	31
Fig 24 Vista frontal de los discos articulares mallados (a) Derecho (b) izquierdo	31
Fig 25 Piezas dentales malladas (a) 1 (b) 5 (c) 13.....	31
Fig 26 Vista frontal explosionada del modelo mallado	32
Fig 27 Perfil derecho del modelo completo	33
Fig 28 Condiciones de contorno.....	34

Fig 29 División en regiones del disco y cartílago articular (verde: anterior, blanco: central, rojo: lateral, azul: medial, amarillo: posterior).....	35
Fig 30 Realización de las electromiografías sobre el paciente.....	37
Fig 31 Modelo estático bidimensional	40
Fig 32 Dos posibles evoluciones de aplicación de la carga	41
Fig 33 Denominación de los dientes	42
Fig 34 Estado tensional de los dientes previo al tratamiento (a) Vista frontal (b) planta de la arcada inferior y posterior (c) Vista frontal (d) planta de la arcada inferior.....	43
Fig 35 Estado tensional del disco articular previo al tratamiento (a) Derecho (b) Izquierdo y posterior (c) Derecho (d) Izquierdo.....	44
Fig 36 Pre-tratamiento. Tensiones máximas en el disco articular (a) Derecho (b) Izquierdo; y mínimas en el disco articular (c) Derecho (d) Izquierdo	45
Fig 37 Post-tratamiento. Tensiones máximas en el disco articular (a) Derecho (b) Izquierdo; y mínimas en el disco articular (c) Derecho (d) Izquierdo	46
Fig 38 Presiones sobre el cartílago inferior antes del tratamiento (a) derecho (b) izquierdo; y después (a) derecho (b) izquierdo	47
Fig 39 Presiones sobre el cartílago superior antes del tratamiento (a) derecho (b) izquierdo; y después (a) derecho (b) izquierdo	48
Fig 40 Estado tensional de la mandíbula antes (a) Vista frontal (b) Perfil derecho; y después del tratamiento (a) Vista frontal (b) Perfil derecho	50
Fig 41 Estado tensional del cóndilo antes (a) Derecho (b) Izquierdo; y después del tratamiento (c) Derecho (d) Izquierdo	50
Fig 42 Estado tensional de las fosas antes (a) Derecha (b) Izquierda; y después del tratamiento (c) Derecha (d) Izquierda.....	51

10. Índice de tablas

Tabla 1 Constante de la ecuación fuerza-velocidad.....	18
Tabla 2 Propiedades de las partes del conjunto masticatorio	30
Tabla 3 Propiedades mecánicas de dientes y tejido óseo.....	35
Tabla 4 Propiedades elásticas del disco y cartílago articular	36
Tabla 5 Espesor y coeficiente de rozamiento del cartílago articular	36
Tabla 6 Resultados de las EMG del paciente.....	38
Tabla 7 EMG paciente sano y paciente de estudio	39
Tabla 8 Fuerzas y propiedades de los músculos masticatorios.....	40
Tabla 9 Valores máximos y mínimos de las tensiones principales.....	46

Anexo A. Patologías originando asimetría facial

- **Plagiocefalia:** resultado de la unión unilateral prematura de las suturas coronal o lambdoidea. Es común encontrarla al nacer, y puede ser el resultado de una malformación cerebral, un ambiente intrauterino restrictivo, o de una tortícolis. La asimetría causada por la tortícolis no afecta la mandíbula sino la zona craneal lateral.

- **Hiperplasia hemifacial:** La hiperplasia hemifacial ó síndrome de Bence es una enfermedad rara. Se trata de un síndrome malformativo que implica un crecimiento anormal del esqueleto facial, así como de la estructura del tejido blando y los huesos. La asimetría es una de las consecuencias del desarrollo excesivo de uno de los lados. Los pacientes que padecen esta rara malformación han de ser vigilados por la alta probabilidad de tumor Wilms.

- **Microsomía hemifacial:** también conocida como síndrome de Goldenhar, se trata de un trastorno en el cual el tejido de un lado de la cara no se desarrolla completamente, lo que afecta principalmente las regiones auditiva, oral y mandibular. En algunos casos, es posible que ambos lados de la cara se vean afectados. El origen de esta patología es genético y se desarrolla durante el principio de la vida del embrión. Es la más común de las malformaciones. En principio los pacientes que padecen esta malformación tienen una inteligencia normal.

- **Hiperplasia condilar:** es el crecimiento excesivo del cóndilo de uno de los lados de la cara. Puede afectar también al cuello, cuerpo y rama mandibulares. El crecimiento desproporcionado comienza antes de terminar el crecimiento del individuo y continúa incluso cuando ha terminado. Los pacientes presentan en las primeras décadas de vida asimetría facial con desviación mandibular y maloclusión.

- **Hiperplasia hemimandibular:** se caracteriza igualmente por una ampliación difusa del cóndilo, el cuello condilar y la rama mandibular.

- **Hipoplasia condilar:** es una deformidad facial causada por una rama mandibular corta. Este trastorno se produce habitualmente por un traumatismo, pero puede ser idiopática. En el lado de la rama más corta que no se ha desarrollado totalmente, los músculos parecen más compactos. En el lado no afectado los músculos están estirados y parecen aplanados. La desviación mandibular provoca maloclusión.

Anexo B. Distracción osteogénica

Cuando el desarrollo óseo de la mandíbula ha finalizado, la única opción de corrección es mediante cirugía. La distracción osteogénica consiste en un método de elongación ósea mediante cirugía. Presenta ventajas respecto de otros métodos (Liou, Polley, & Figueroa, 1998) puesto que crea simultáneamente la matriz de los tejidos blandos (histogénesis de distracción). Se trata de incorporar un distractor en la zona en la que haya carencia de volumen óseo. Al cabo de una semana se comienza a crear una unión fibrosa. Entre 1 y 3 años después del tratamiento se ha creado hueso totalmente.



Sitio de la distracción

Ilustración 1 Creación de la unión fibrosa

La distracción puede realizarse tanto en la zona mandibular como craneal. Para patologías y síndromes específicos se requiere un conjunto de distractores en función del caso. Existen también distractores intraorales entre los dientes, en el paladar y debajo de la lengua. Se puede alcanzar un aumento promedio de 20 mm de la mandíbula. Sin embargo existen posibles complicaciones que pueden aparecer:

- Unión fibrosa o consolidación prematura del hueso.
- Infecciones por rechazo del distractor.
- Cicatrices externas (en el caso de distractores externos) e impacto estético.
- Fallos de oclusión en caso de fallo en el posicionamiento/tipo de los distractores.

La principal ventaja de este método de corrección de la asimetría facial es la capacidad de corregir cualquier tipo de asimetría, modificándose únicamente el tipo y cantidad de distractores.

Anexo C. Músculos implicados en la masticación

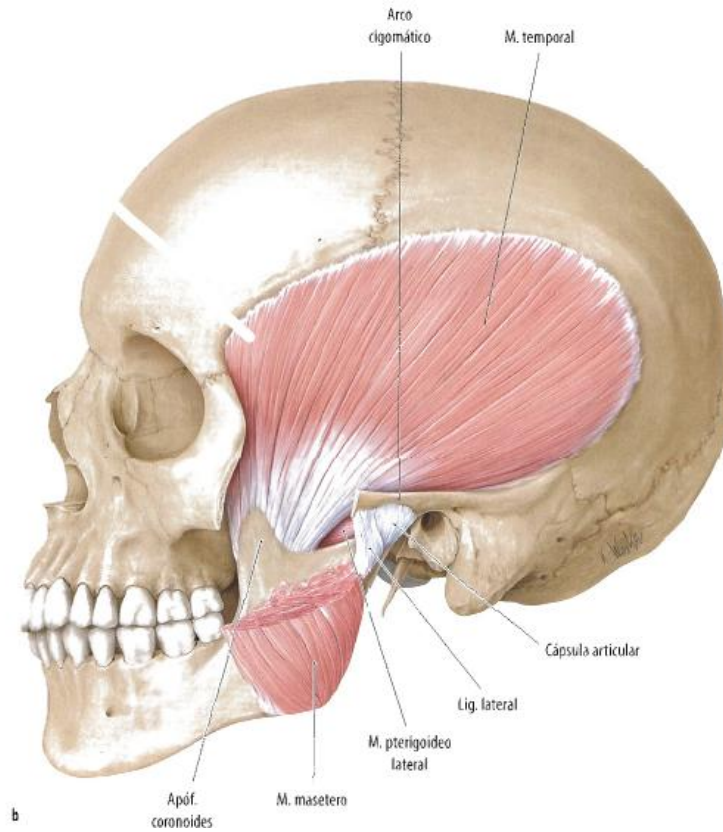


Ilustración 2 Músculos superficiales (Schünke et al., 2010)

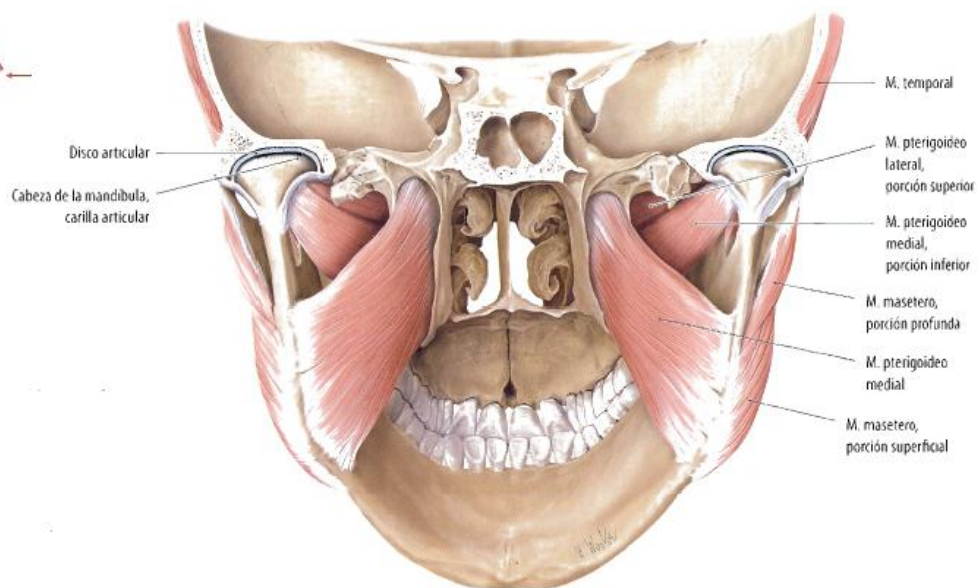


Ilustración 3 Vista posterior (Schünke et al., 2010)

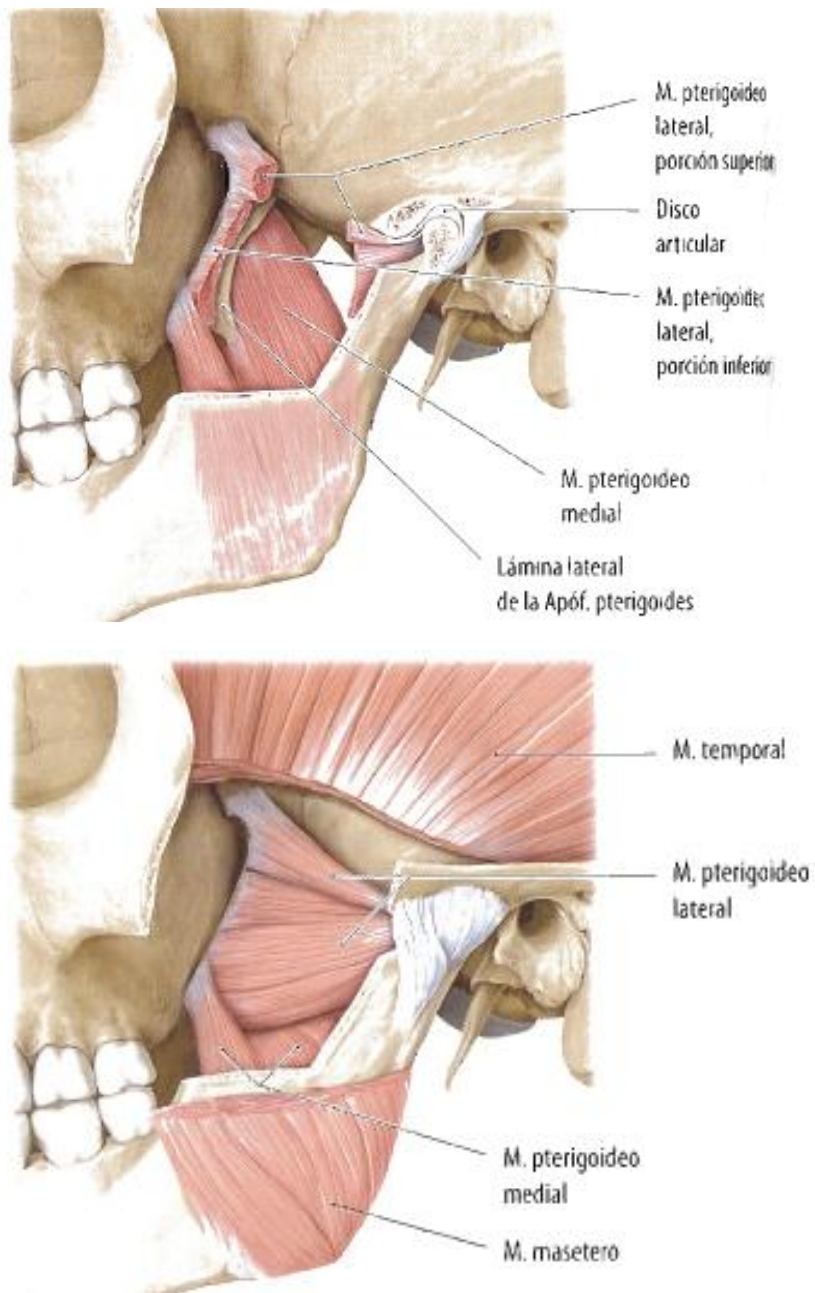


Ilustración 4 Músculos profundos (Schünke et al., 2010)