



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PREGRADO
INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
ÁREA DE ANATOMÍA
CENTRO DE ANÁLISIS CUANTITATIVO EN ANTROPOLOGÍA
DENTAL**

**DIFERENCIAS EN LA RESPUESTA MECÁNICA DE LA MANDÍBULA ANTE
LA CARGA MASTICATORIA EN UN INDIVIDUO DE ACUERDO A LA
INCLINACIÓN DEL PLANO OCLUSAL. ESTUDIO MEDIANTE ANÁLISIS DE
ELEMENTOS FINITOS**

Macarena Catalina Montecino García

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTORA PRINCIPAL

Dra. Viviana Toro Ibacache

TUTOR ASOCIADO

Dr. Sebastián Espinosa

**Adscrito a Proyecto PRI-ODO 2020/004
Santiago - Chile
2021**



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PREGRADO
INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
ÁREA DE ANATOMÍA
CENTRO DE ANÁLISIS CUANTITATIVO EN ANTROPOLOGÍA
DENTAL**

**DIFERENCIAS EN LA RESPUESTA MECÁNICA DE LA MANDÍBULA ANTE
LA CARGA MASTICATORIA EN UN INDIVIDUO DE ACUERDO A LA
INCLINACIÓN DEL PLANO OCLUSAL. ESTUDIO MEDIANTE ANÁLISIS DE
ELEMENTOS FINITOS**

Macarena Catalina Montecino García

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

TUTORA PRINCIPAL

Dra. Viviana Toro Ibacache

TUTOR ASOCIADO

Dr. Sebastián Espinosa

**Adscrito a Proyecto PRI-ODO 2020/004
Santiago - Chile
2021**

AGRADECIMIENTOS

A mi familia por su cariño y comprensión, a mi mamá Laura por su ternura y apoyo incondicional durante todo este proceso, juntas con amor siempre podemos salir adelante.

A mis amigas, amigos y amigas, por creer en mí, por darme fuerza, por todas las risas y penas, por crecer conmigo, les llevo en mi corazón siempre.

A Víctor por ser el mejor compañero que podría haber pedido, por todo el amor, ternura y cuidado. Gracias infinitas por siempre creer en mí, por ser mi compañero de aventuras.

A mi tutora Dra. Viviana por ser una excelente tutora de tesis y un gran apoyo en todo este proceso, muchas gracias por toda la paciencia, la dedicación, la atención a cada detalle, por responder todas todas mis preguntas y hacer del termino de la carrera una gran experiencia.

ÍNDICE

1. RESUMEN	1
2. MARCO TEÓRICO	2
2.1 Introducción	2
2.2 Embriología, crecimiento y desarrollo mandibular	2
2.2.1 Etapa prenatal	3
2.2.2 Etapa postnatal	4
2.3 Anatomía mandibular	6
2.4 Mecánica de la masticación	8
2.4.1 Estrés y deformación	11
2.5 Mecanotransducción	13
2.5.1 Relación entre la intensidad de carga masticatoria y la forma mandibular	14
2.6 Alteraciones del plano oclusal	15
2.7 Análisis de elementos finitos	17
2.8 Justificación y relevancia actual	19
3. HIPÓTESIS	20
4. OBJETIVO GENERAL	21
5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
6. MATERIALES Y MÉTODOS	22
6.1 Muestra	22
6.2 Reconstrucción tridimensional	23
6.3 Análisis de elementos finitos	24
6.4 Cuantificación de la microdeformación	26
7. RESULTADOS	28
7.1 Escenario de Incisión	28
7.1.1 Escenario de la Incisión: valores de microdeformación	31

7.2 Escenario de Masticación	33
7.2.1 Escenario de Masticación: valores de microdeformación	36
7.2.2 Diferencias en la respuesta mecánica durante la masticación en el lado derecho e izquierdo	38
8. DISCUSIÓN	40
8.1 Evaluación cualitativa de la respuesta mecánica mandibular mediante mapas de contornos	41
8.2 Cuantificación de la microdeformación	44
9. CONCLUSIONES	47
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48
11. ANEXOS	55
11.1 Anexo 1	55
11.2 Anexo 2	56
11.3 Anexo 3	57
11.4 Anexo 4	58

1. RESUMEN

Introducción: El estudio de la biomecánica de la masticación ha sido relevante a lo largo de la historia de la odontología, con el fin de que las intervenciones clínicas realizadas tengan el menor impacto posible en el sistema estomatognático. Dentro de esto las intervenciones odontológicas, aquellas que alteran la posición del plano oclusal y sus efectos en el sistema estomatognático han sido poco estudiadas, por lo que el objetivo de este estudio se centra en conocer cuales son los efectos de la variación de la angulación del plano oclusal en relación al plano de Frankfort en el sentido sagital, en términos de cómo la deformación causada afecta la respuesta mecánica mandibular.

Materiales y métodos: Para este estudio se utilizó como base la tomografía computada (TC) de un solo individuo, a la cual se le alteró el plano oclusal en seis angulaciones distintas (0° , 4° , 8° , 12° , 14° y 16°). Con estas seis TC se construyeron modelos digitales tridimensionales que fueron convertidos en mallas de elementos finitos, estos fueron sometidos a cargas para simular tres escenarios de masticación: incisión, mordida molar izquierda y derecha. Los resultados fueron analizados en mapas de contornos de colores para microdeformación en tensión y compresión. Posteriormente se realizó la medición cuantitativa del valor de microdeformación de ciertos hitos anatómicos, mediante la ubicación de landmarks en distintas zonas de la mandíbula y posterior exportación de los datos desde el software VOX-FE.

Resultados: La respuesta mecánica mostró diferencias entre los modelos en cuanto a la magnitud de la microdeformación, mas no en su ubicación. Las zonas donde se destacan patrones en los mapas de contornos son la zona retromolar y borde anterior de la rama, incisura mandibular, borde basilar y cresta alveolar de los incisivos centrales inferiores. La cuantificación de la microdeformación muestra resultados que no siguen un patrón determinado por lo que resulta complejo realizar comparaciones entre modelos.

Conclusiones: Existen patrones observables a medida que aumenta el ángulo del plano oclusal: aumento en la tensión y compresión de la cresta alveolar de los incisivos centrales inferiores durante la incisión, disminución de la compresión del borde basilar para incisión y masticación, aumento del área de tensión en la incisura mandibular para incisión.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Introducción

La forma en que la mandíbula responde a la carga masticatoria ha sido ampliamente estudiada en el último tiempo, estableciendo patrones de deformación y desplazamiento, para así generar una mejor comprensión sobre cómo las intervenciones clínicas pueden afectar la biomecánica mandibular y por ende al sistema estomatognático en su conjunto. Uno de los parámetros a considerar al planificar dichas intervenciones clínicas es la inclinación plano oclusal, ésta puede variar por diversas razones, dentro de las más recurrentes están las maloclusiones, por lo que al corregir esa inclinación para llevarla a parámetros de normalidad cabe preguntarse si es que existirán repercusiones desde el punto de vista biomecánico, por otro lado, si es que el plano previamente alterado generó en el paciente algún tipo de alteración.

El análisis de elementos finitos es una herramienta que permite analizar la respuesta de los cuerpos ante determinadas cargas en términos de estrés y deformación, en este estudio se utilizará esta técnica para intentar establecer si es que existen diferencias en la respuesta mecánica a la carga de la mandíbula, en modelos de elementos finitos de mandíbulas a las que les fue alterada digitalmente la inclinación del plano oclusal en relación al plano de Frankfort en sentido sagital.

2.2 Embriología, crecimiento y desarrollo mandibular

Para llegar a tener un hueso mandibular adulto, como el que se analizará en el presente trabajo, es necesario que este pase por una serie de complejos procesos, que involucran diferenciación y crecimiento celular, así como también procesos de remodelación ósea. El desarrollo de la cara y el cuello comienza en etapas iniciales de la vida intrauterina (VI) y finaliza una vez terminado el crecimiento postnatal, al final de la adolescencia (Carlson, 2012).

2.2.1 Etapa prenatal

Una de las características fundamentales del desarrollo de la cara y el cuello es la presencia de los arcos faríngeos. Los arcos faríngeos comienzan su desarrollo cerca de la cuarta semana de VI debido a la migración ventral de células de cresta neural, cada uno de ellos está constituido por un núcleo de mesénquima (tejido conectivo embrionario), revestido externamente por ectodermo e internamente por endodermo (Moore y cols., 2013; Sadler, 2019). Cerca de la quinta semana podemos observar la aparición de los primordios de la cara rodeando el estomodeo o boca primitiva, estos corresponden a cinco prominencias faciales: la prominencia frontonasal, única, que delimita cefálicamente al estomodeo; dos prominencias maxilares, que delimitan lateralmente al estomodeo, derivadas del primer arco faríngeo; y dos prominencias mandibulares, que delimitan caudalmente a la boca primitiva, también derivadas del primer arco faríngeo (Figura 1) (Carlson, 2012).

Ambos procesos mandibulares sufren un proceso de alargamiento hasta fusionarse en la línea mediana formando el arco mandibular, posteriormente en su interior se forma el cartílago de Meckel derivado de las células de la cresta neural del primer arco faríngeo, el que servirá como andamiaje para la osificación de la mandíbula (Parada & Chai, 2015). La osificación de la mandíbula comienza con la aparición de dos centros de osificación membranosa (directamente desde tejido mesenquémico a tejido óseo) en la vecindad de la bifurcación del nervio mandibular en los nervios mentoniano e incisivo, lateral al cartílago de Meckel (Meruane y cols., 2012). En este centro de osificación se forma un túbulo con forma de canaleta abierta hacia arriba, que rodea el nervio alveolar inferior, se extiende hacia distal hasta la zona donde el nervio mandibular se divide en su ramo lingual y alveolar inferior, hacia medial se extiende hasta encontrarse con la canaleta contralateral, separadas por tejido mesenquémico que luego formará la sínfisis mentoniana, la separación mediante cartílago existirá hasta poco después del nacimiento. El túbulo formado prontamente se cierra en su parte superior, dejando envuelto al nervio alveolar inferior (Nanci, 2017).

La formación de la mandíbula se completa con la aparición de los *cartílagos secundarios*, denominados así para distinguirlos del cartílago de Meckel, estos corresponden al cartílago condilar, coronoides y sinfisiario. Estos cartílagos aportan a la formación mandibular mediante la osificación endocondral, sólo una porción de cartílago condilar remanece sin osificar posterior al nacimiento, hasta el final de la adolescencia y se considera un lugar de crecimiento mandibular, lo mismo sucede con el cartílago sinfisiario, pero este se cierra antes de cumplido el año vida y su aporte al crecimiento de la mandíbula se considera menor (Nanci, 2017).

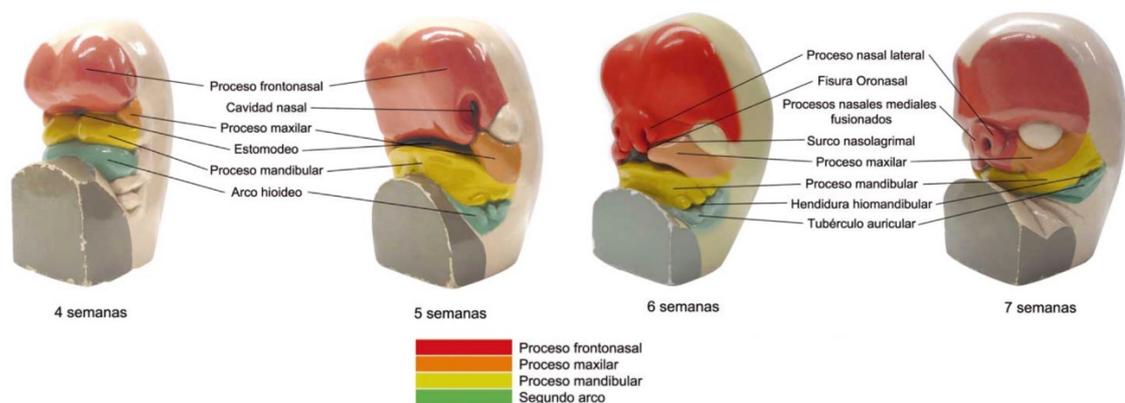


Figura 1. Desarrollo de los procesos faciales

Vista oblicua de modelos del desarrollo de la cara humana entre la cuarta y séptima semana de gestación. Se observa la migración y fusión de los procesos que darán origen a la cara. Modificado de Meruane y cols. (2012).

2.2.2 Etapa postnatal

La mandíbula neonatal es diferente a la mandíbula adulta no solo en tamaño, sino que también en forma, el crecimiento y desarrollo mandibular responden a diversos eventos que son influidos tanto genética como ambientalmente para llegar a la mandíbula adulta. La mandíbula del neonato presenta una rama mandibular prácticamente horizontal, con el proceso coronoides proyectado más arriba que el proceso condilar. El crecimiento mandibular ocurre principalmente por el mecanismo de aposición *periostal-endostal*, así como también por crecimiento endocondral, encontrado principalmente en el proceso condilar y en menor medida en la sínfisis mandibular (Proffit y cols., 2019; Sperber y cols., 2001). De todos los huesos faciales la mandíbula sufre las mayores variaciones

morfológicas después del nacimiento, este proceso se ve altamente afectado por factores ambientales y funcionales, por lo que se dice que es el hueso con mayor plasticidad morfofuncional (Von Cramon-Taubadel, 2011)

Para entender mejor el crecimiento mandibular Sperber y cols. (2001) dividieron a este hueso en subunidades esqueléticas, con el hueso basal formando una unidad a la que se unen los procesos alveolares, coronoides y condilar, ángulo mandibular y el mentón. Cada una de estas subunidades se ve influenciada por la acción de su propia matriz funcional.

El cartílago condilar de la cabeza del proceso condilar, funciona tanto como cartílago articular y como centro de crecimiento endocondral. La aposición ósea en los procesos condilares provoca un crecimiento de estos hacia atrás y arriba, lo que a su vez desplaza la mandíbula hacia abajo y adelante. El músculo pterigoideo lateral, la fuerza de la lengua y demás músculos de la masticación actuarían como matriz funcional de este proceso (Sperber y cols., 2001).

El principal proceso de crecimiento mandibular ocurre en la rama, en un proceso de remodelación ósea, por aposición en su borde posterior y consiguiente reabsorción en su reborde anterior, este patrón se extiende hasta el proceso coronoides. De esta forma el hueso que se ubicaba en la parte posterior de la rama, pasa a ubicarse en la zona anterior de la rama, creando así el espacio para la erupción de los molares permanentes, este tipo de crecimiento se conoce como deriva (Enlow & Hans, 1996). En síntesis, el crecimiento tendrá una dirección posterior y superior, que generará un desplazamiento hacia delante y abajo (Figura 2) (Nanci, 2017; Proffit y cols., 2019).

El proceso alveolar se desarrolla en función de la erupción dentaria, es decir, los dientes actúan como su matriz funcional, el crecimiento del reborde alveolar aporta al crecimiento vertical de la mandíbula (Sperber y cols., 2001). En el proceso coronoides la aposición ósea se produce principalmente en la cara lingual, pero teniendo en consideración la orientación de este proceso en sentido posterior, medial y superior, el vector de crecimiento resultante es superior (Enlow & Hans, 1996).

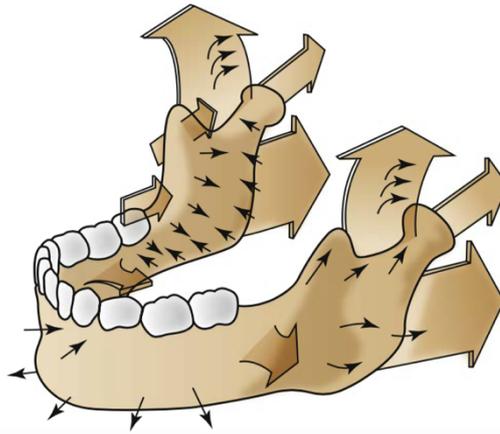


Figura 2. Síntesis de las zonas de crecimiento y remodelación mandibular

Las flechas negras y delgadas indican las zonas de aposición y reabsorción, las flechas de mayor tamaño indican la cantidad relativa de crecimiento. Extraído de Graber y cols. (2017).

Cabe destacar que el correcto desarrollo y funcionamiento de los músculos de la masticación, lengua y músculos periorales, así como la expansión de la cavidad faríngea, proveen estímulos para que el crecimiento mandibular se desarrolle de forma correcta (Sperber y cols., 2001)

2.3 Anatomía mandibular

La mandíbula es un hueso impar, ubicado en el tercio inferior de la cara, se articula con el cráneo a través de la articulación temporomandibular (ATM) y se divide en tres partes: el cuerpo mandibular y las dos ramas mandibulares, derecha e izquierda.

La definición clásica de la anatomía mandibular (Latarjet & Liard, 2004; Rouvière & Delmas, 2005) señala que el cuerpo de la mandíbula se caracteriza por tener forma de herradura, en su línea mediana presenta una cresta vertical, la sínfisis mentoniana. Tiene una cara anterior, una posterior, un borde superior y uno inferior.

En la cara anterior, justo bajo la sínfisis mentoniana surge una eminencia de forma triangular, la protuberancia mentoniana, a ambos lados de esta hacia atrás emerge la línea oblicua, que luego asciende hasta encontrarse con el borde

anterior de la rama mandibular, en la cual se insertan los músculos depresores del labio inferior. Superior a la línea oblicua, a la altura del segundo premolar se encuentra el agujero mentoniano, que da salida a los vasos y nervios mentonianos.

La cara interna del cuerpo presenta cuatro protuberancias, las espinas mentonianas, dos cada lado de la línea media, una arriba de la otra, estas espinas sirven como inserción a los músculos geniogloso y geniohiodeo. A cada lado de estas se observa la línea milohioidea, lugar de inserción para el músculo milohioideo, que asciende hasta unirse al borde anterior de la rama mandibular (Velayos, 2014). El borde superior del cuerpo corresponde al proceso alveolar, donde se encuentran múltiples cavidades, los alveolos dentarios que albergan las raíces de los dientes inferiores (Rouvière & Delmas, 2005).

Las ramas de la mandíbula son rectangulares, tienen cuatro bordes y dos caras. La mayor parte de la cara lateral de la rama sirve como inserción del músculo masetero y presenta rugosidades cercanas al ángulo mandibular que marcan la inserción del músculo ya mencionado y que pueden presentarse oblicuas hacia afuera debido a su tracción. La cara medial presenta rugosidades similares a las de la cara lateral debido a la inserción del músculo pterigoideo medial; cercano al centro de esta cara se encuentra el agujero mandibular, que es la abertura superior del conducto mandibular y entrada para los vasos y nervio alveolar inferior, anterior superior al agujero mandibular se encuentra una prominencia triangular, la línula, el lugar de inserción del ligamento esfenomandibular. La unión del borde inferior con el borde posterior forma el ángulo de la mandíbula, el borde inferior se continua hacia delante con el cuerpo mandibular (Drake y cols., 2010).

En el borde superior de la rama se encuentran de adelante hacia atrás, el proceso coronoides, la escotadura mandibular y el proceso condilar. El proceso coronoides es plano y triangular, sirve como inserción para el músculo temporal. El proceso condilar es una eminencia achatada, cuyo eje mayor se dirige de lateral a medial y de anterior a posterior, siendo más sobresaliente hacia medial si se toma como referencia la rama. En su extremo superior se encuentra la cabeza mandibular, que es el proceso que articula la mandíbula con el hueso

temporal del cráneo, inferior a ella se encuentra el cuello condilar que en su cara medial presenta una pequeña fosa que da inserción al músculo pterigoideo lateral (Figura 3) (Rouvière & Delmas, 2005).

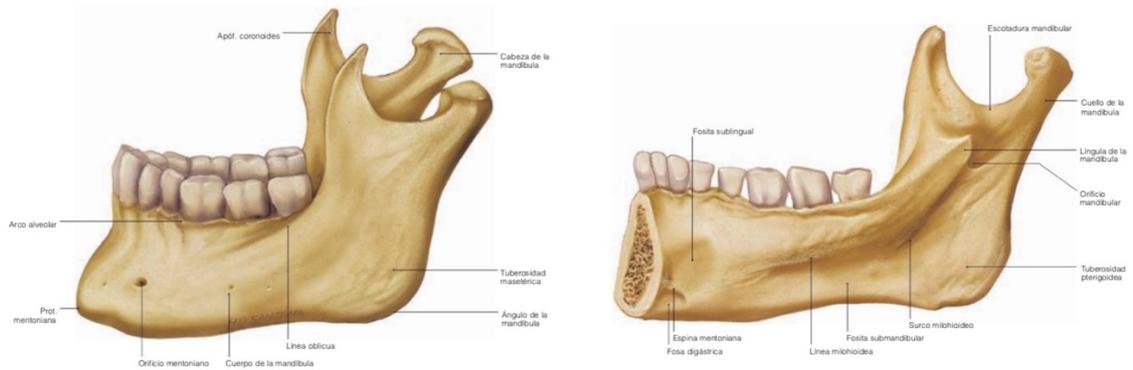


Figura 3. Anatomía mandibular

Vistas lateral y medial de la mandíbula, se indican los principales reparos anatómicos.

Modificado de Velayos (2014).

2.4 Mecánica de la masticación

La masticación es una función fisiológica del sistema estomatognático, que se describe como rítmica y altamente coordinada a nivel neuromuscular, cuya finalidad es triturar los alimentos y formar bolo alimenticio, para su deglución y digestión (Isola y cols., 2018).

Se han descrito dos tipos de masticación: la incisión con los dientes anteriores y la masticación propiamente tal, con los dientes posteriores. El objetivo de la incisión es reducir el tamaño de los alimentos lo suficiente para entrar en la cavidad oral, esta ocurre en ambos lados de la mandíbula al mismo tiempo, es decir, es bilateral. Por otro lado la masticación disminuye el tamaño de los alimentos hasta convertirlos en pequeños trozos, que al mezclarse con la saliva y sus enzimas forman el bolo alimenticio. La masticación a diferencia de la incisión es unilateral, el lado en se que interpone el alimento se denomina *lado de trabajo*, el contralateral se denomina *lado de balance* (Lieberman, 2011).

El proceso de la masticación puede ser comparado con una palanca de tercera clase, donde la ATM funciona como como punto de apoyo o *fulcrum*, el alimento

como resistencia y los músculos de la masticación como potencia, se genera entonces el brazo de resistencia entre la ATM y el alimento y el brazo de potencia entre la ATM y los músculos, por lo que mientras más anterior esté ubicada la resistencia, menor será la efectividad de la palanca, por otro lado al morder con los dientes posteriores la palanca será más efectiva (Cox, 2017). La fuerza masticatoria es principalmente ejercida por cinco músculos, los músculos de la masticación, la descripción de estos músculos en cuanto a su inserción, origen, inervación y función se encuentra detallada en la Tabla 1.

Tabla 1. Características anatómicas de los músculos de la masticación. Modificado de Okeson (2013)

Músculo	Origen	Inserción	Función	Inervación
Masetero	Proceso cigomático del maxilar y dos tercios anteriores del borde inferior del arco cigomático	Ángulo y mitad inferior de la superficie lateral de la rama de la mandíbula	Eleva la mandíbula, participa en la protrusión	Ramo maseterino del nervio mandibular del nervio trigémino
Temporal	Parte lateral del cráneo hasta toda la extensión de la línea temporal superior	Borde anterior del proceso coronoides y borde anterior de la rama de la mandíbula hasta el último molar	Eleva la mandíbula, participa en la retrusión	Nervio temporal profundo desde el ramo mandibular del nervio trigémino
Pterigoideo Medial	Superficie medial de la lámina pterigoidea lateral y superficie hendida del proceso piramidal del hueso palatino	Parte inferior y posterior de la superficie medial de la rama y el ángulo de la mandíbula, a la altura del agujero mandibular	Eleva la mandíbula, participa en la protrusión	Ramo mandibular del nervio trigémino
Pterigoideo Lateral Superior	Parte inferior de la superficie lateral del ala mayor del esfenoides y cresta infratemporal	Cuello del proceso condilar mandibular y margen frontal del disco articular	Estabiliza el cóndilo y el disco durante la carga mandibular (es decir, masticación unilateral)	Ramo pterigoideo del nervio trigémino
Pterigoideo Lateral Inferior	Superficie lateral de la lámina pterigoidea lateral	Cuello del cóndilo mandibular	Protruye la mandíbula, participa en los movimientos laterales y en la apertura de la cavidad oral	Ramo pterigoideo del nervio trigémino
Digástrico anterior	Depresión en la superficie interna del borde inferior de la mandíbula, cerca de la sínfisis	Tendón que atraviesa una polea tendinosa insertada en el hueso hioides. El digástrico anterior se inserta en el tendón del músculo digástrico posterior	Deprime la mandíbula y eleva el hueso hioides	Ramo mandibular del nervio trigémino y nervio milohioideo

2.4.1 Estrés y deformación

Las fuerzas antes mencionadas se aplican en el hueso mediante un tipo de presión conocido como estrés, que se describe como la fuerza por unidad de área y se mide en pascales (Pa); el estrés produce a la vez deformación en el hueso, la deformación es una unidad adimensional (es decir, no tiene unidad de medida), se define como el cambio de longitud de un objeto en relación a su longitud inicial (van Eijden, 2000).

Al cargar la mandíbula ocurre microdeformación que es imperceptible en el día a día, pero que juega un rol fundamental en los patrones de remodelación ósea y en la forma mandibular en general. La deformación que sufra un objeto, en este caso el hueso, va a depender sus propiedades elásticas intrínsecas, como también de su forma y tamaño relativo, así como del tipo y cantidad de carga aplicada. Los tipos básicos de estrés a los que puede ser sometido un cuerpo (Figura 4) se describen a continuación en función de la deformación que provocan en el cuerpo:

- Compresión: El cambio de forma producido en el cuerpo se expresa como un acortamiento de la longitud en la misma dirección en que se aplicó la carga.
- Tensión o tracción: El estrés induce aumento de la longitud del cuerpo en el eje de aplicación de la carga.
- Cizalladura: La carga aplicada provoca el corte del cuerpo en la misma dirección en que se aplicó.
- Flexión: Resulta de la combinación de cargas que ejercen tensión por una cara del cuerpo y compresión por la otra.
- Torsión: El estrés se aplica en un extremo del cuerpo y genera torque en el sentido de aplicación de la fuerza.

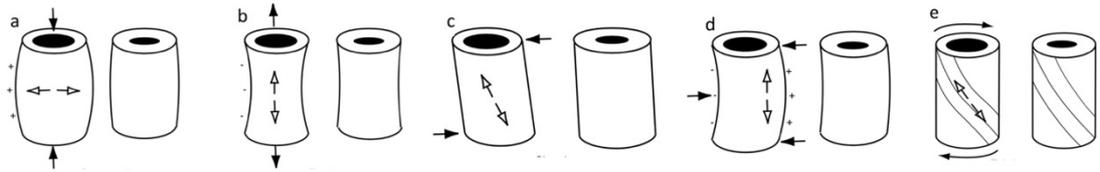


Figura 4. Tipos básicos de estrés que sufre un cuerpo

Las flechas negras representan la fuerza y las flechas blancas representan la forma en que el cuerpo se deforma. **a.** Compresión **b.** Tensión **c.** Cizalladura **d.** Flexión **e.**

Torsión. Modificado de Lieberman (2011)

Si extrapolamos los tipos básicos de estrés al escenario real de la masticación, encontraremos que la mandíbula sufre distintos tipos de deformación a lo largo del cuerpo y rama mandibular (Figura 5). Durante la mordida incisal o molar la mandíbula se flexiona en el eje sagital, esa flexión es el resultado de los componentes verticales de los vectores de fuerza de los músculos de la masticación y de las fuerzas de reacción del cóndilo y los puntos de mordida. Como consecuencia de la flexión sagital se observa compresión en el borde basilar mandibular.

Los componentes laterales de los vectores de fuerza generan que la mandíbula se flexione en el eje transversal. La flexión transversal produce estrés compresivo en la cara vestibular de la mandíbula y tensión, como contraparte, en la cara lingual, teniendo su máximo valor de deformación, tanto de tensión como de compresión, a lo largo de la sínfisis mentoniana. Los componentes mediales de la fuerza resultante en el punto de mordida, sumando a los mismos componentes laterales de fuerza de los músculos de la masticación que provocan la flexión transversal, generan que la base del cuerpo mandibular se desplace hacia lateral, mientras que el proceso alveolar se desplaza hacia medial, como resultado se observa una torsión mandibular a lo largo de su eje transversal (van Eijden, 2000).

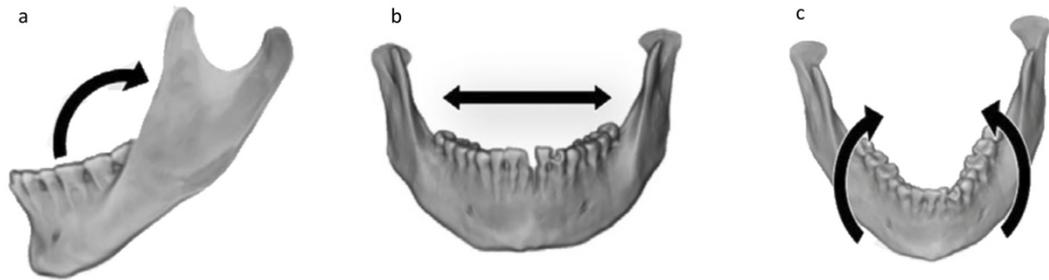


Figura 5. Tipos de deformación en la mandíbula durante la masticación

En la figura se observan los distintos tipos de deformación que sufre la mandíbula ante la carga masticatoria. **a.** Flexión sagital **b.** Flexión transversal **c.** Torsión del cuerpo mandibular. Modificado de Buvinic y cols. (2020)

2.5 Mecanotransducción

Cuando el hueso sufre algún grado de estrés y/o deformación como la descrita en la sección previa, se produce una respuesta a nivel celular que puede tener tres resultados: aposición, reabsorción o mantenimiento de la masa ósea. Este proceso denominado mecanotransducción se inicia cuando las células óseas sensan la microdeformación; los osteocitos son osteoblastos que quedaron embebidos en matriz extracelular mineralizada, estos se conectan con otros osteocitos a través de canaliculos formando una red celular interconectada, esta red celular sería la responsable de sensar los cambios que produce el estrés en el hueso (Lieberman, 2011). La deformación del espacio intertrabecular o el movimiento de fluido a través de los canaliculos son estímulos que estas células pueden sensar a través de mecanoreceptores. Los mecanoreceptores, que pueden ser por ejemplo canales iónicos o integrinas, a su vez activan segundos mensajeros, para finalizar con la expresión de genes y síntesis de proteínas que regularán las homeostasis del hueso, como RANKL, osteoponina, factor de crecimiento fibroblástico 23, entre otros (Buvinic y cols., 2020).

Otros estudios en el área, han descrito que la relación entre el músculo y el hueso no es meramente mecánica, si no que existiría una interacción a través de moléculas de señalización, como describen Buvinic y cols. (2020) podríamos definir la relación del músculo y el hueso como un verdadero sistema endocrino, donde las moléculas viajan a través de los vasos sanguíneos existentes en el músculo y el hueso.

2.5.1 Relación entre la intensidad de carga masticatoria y la forma mandibular

Como se mencionó anteriormente el proceso de la masticación requiere de la aplicación de cargas, que a su vez producen microdeformación en la mandíbula, como respuesta a esta microdeformación se genera un proceso conocido como mecanotransducción, en que el hueso se remodela en función de las cargas recibidas. Frente a esto cabe destacar que se han evidenciado diferencias en la respuesta mecánica y la morfología mandibular entre individuos que presentan dietas de consistencia dura e individuos con dietas que sufren mayor procesamiento extraoral que intraoral. Caorsi (2018) estudió las diferencias en la respuesta ante la carga masticatoria de individuos arqueológicos e individuos de poblaciones actuales, incluyendo en su estudio además a individuos con relaciones maxilomandibulares alteradas, los individuos fueron clasificados según su estrategia de subsistencia en carga intensa, moderada, baja y alterada para los individuos de relación maxilomandibular clase II y III. En el estudio se encontraron diferencias en la respuesta mecánica, siendo los individuos de carga intensa y carga moderada los que tuvieron una mejor respuesta mecánica, presentando menor microdeformación, a diferencia de los individuos de carga baja y clase II que presentaron mayor microdeformación, por otro lado el individuo de clase III se acercó más a la respuesta de la carga intensa y moderada. Este trabajo nos habla entonces sobre la capacidad de respuesta a la carga que la mandíbula tendrá de acuerdo a su morfología.

En otro estudio del mismo proyecto Ugarte (2017) estudió en esos individuos, la morfología mandibular de acuerdo al tipo de carga, encontrando que los individuos de carga masticatoria intensa y moderada tienden a tener morfologías mandibulares más robustas y de mayor eficiencia mecánica, cuando se comparan con individuos con dietas actuales de mayor procesamiento extraoral. Este estudio muestra como podemos relacionar la carga masticatoria con la morfología mandibular.

2.6 Alteraciones del plano oclusal

El plano oclusal (PO) se define como el plano promedio establecido entre las superficies oclusales e incisivas de los dientes, que geoméricamente no es un plano, pero que representa la media plana de la curvatura de las superficies oclusales (The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition, 2017). Existen diferentes referencias que pueden ser utilizadas para determinar la correcta ubicación del plano oclusal, el plano horizontal de Frankfort (comprendido entre Porion y Orbital, Po-Or) se ha utilizado ampliamente como referencia para establecer la correcta ubicación del plano oclusal, debido a su alto valor diagnóstico (Ardani y cols., 2020; Oh y cols., 2013) y como norma se ha establecido que ambos planos deben formar un ángulo de $8^\circ \pm 4^\circ$ (Wolford y cols., 1994).

Las alteraciones en la inclinación del plano oclusal pueden darse en diversos contextos, en el plano sagital las más frecuentes son las maloclusiones de clase II y III (Castro y cols., 2013; Pincheira y cols., 2016). Las maloclusiones de clase II o distoclusiones se caracterizan por presentar una relación distal de la mandíbula en relación al maxilar, debido a una retrusión de la mandíbula, protrusión del maxilar, o a una combinación de ambas. Habitualmente las distoclusiones se asocian a biotipos faciales dolicofaciales con patrones hiperdivergentes, que presentan un ángulo del plano oclusal aumentado, usualmente acompañado de ángulo de plano mandibular y ángulo goniaco aumentados; pero las clases II también se pueden presentar con un ángulo de plano oclusal disminuido (Wolford y cols., 1994). Se ha reportado que el aumento de la angulación del plano oclusal podría generar distintos problemas, tales como interferencia oclusal en los dientes posteriores y mordida abierta anterior (Park y cols., 2012). Además, se ha estudiado la relación que este biotipo facial podría tener con el desarrollo de trastornos temporomandibulares (TTM), Ballero (2017) estudió la relación entre las relaciones maxilomandibulares, el biotipo facial y el desarrollo de TTM, se encontró que el biotipo dolicofacial con clase II esquelética tenía una asociación con el desarrollo de TTM, pero sin relevancia estadística.

Ramírez y Espinosa (2015) analizaron la relación que podría existir entre diferentes medidas cefalométricas, el patrón de crecimiento facial y el

diagnóstico de trastornos temporomandibulares en adolescentes. Para ello realizaron un estudio de casos y controles según el diagnóstico de TTM. Dentro de las medidas cefalométricas, encontraron que el ángulo de plano mandibular disminuido se asoció a TTM, pero sin diferencias estadísticamente significativas. También encontraron que los pacientes con TTM presentaron un perfil convexo y una tendencia a la clase II, así como también un patrón de crecimiento leptoprosopo (o dolicofacial).

Por otro lado Iwasaki y cols. (2017) analizaron las diferencias en la carga mecánica de la ATM en pacientes dolicofaciales y braquifaciales, para ello utilizaron el ángulo de plano mandibular (APM, comprendido entre plano mandibular y plano horizontal de Frankfort) medido en cefalometría 2D, para dividir a los pacientes entre 10 dolicofaciales ($APM \geq 30^\circ$) y 10 braquifaciales ($APM \leq 22^\circ$), cuyas radiografías fueron tomadas a edades promedio de 6, 12 y 18 años. A partir de cefalogramas de perfil y frontales se aproximó la morfología tridimensional de la mandíbula de los pacientes; para predecir las cargas mecánicas se utilizó un modelo matemático. Dentro de los hallazgos más relevantes se observa que el grupo dolicofacial produce mayores cargas a nivel del proceso condilar en comparación el grupo braquifacial, con diferencias estadísticamente significativas entre los 12 y 18 años.

Por otro lado, las maloclusiones de clase III o mesioclusiones se caracterizan por una relación mesial de la mandíbula en relación al maxilar, esta relación puede deberse a la presencia de un maxilar retruido con una mandíbula de tamaño normal o protruida, o a una mandíbula protruida con una maxilar normal o retruido, estas relaciones sagitales pueden además estar acompañadas de deficiencias o excesos en la relación vertical que alteren la dimensión vertical del tercio inferior del rostro (Moreno y cols., 2013). Al igual que las distoclusiones, las relaciones de clase III se pueden dar con un ángulo de plano oclusal aumentado o disminuido dependiendo del patrón de crecimiento. Se ha reportado que reducir el ángulo de PO podría generar un aumento de la presión ejercida en la ATM, hasta que la neuromusculatura se adapte (Reyneke y Evans, 1990, citado en Park y cols., 2012)

Iwase y cols. (2006) estudiaron el efecto de la cirugía ortognática en pacientes con prognatismo mandibular en cuanto a su fuerza masticatoria, área de contacto oclusal y eficiencia masticatoria. Dentro de sus hallazgos encontraron que los pacientes con prognatismo tienen valores significativamente menores de área de contacto oclusal y fuerza masticatoria, comparados con los controles y que la cirugía ortognática ayuda a mejorar estos parámetros, pero sin lograr ser iguales a los parámetros del grupo control a dos años de la cirugía.

Park y cols. (2012) estudiaron el efecto que la corrección del plano oclusal mediante cirugía ortognática tiene en la fuerza masticatoria y actividad electromiográfica (EMG) de los músculos de la masticación. Para ello dividieron a los pacientes entre quienes presentaban plano oclusal elevado y aquellos que presentaron un ángulo disminuido, usando como referencia el plano S-N (Silla – Nasion). En cuanto a la actividad electromiográfica se encontró que previo a la cirugía los pacientes con un ángulo elevado presentaron menor actividad comparado con controles, el grupo con ángulo reducido tuvo mejor actividad EMG que el grupo con mayor inclinación; posterior a la cirugía el grupo con ángulo reducido mostró mejorías en este parámetro, no así el grupo con ángulo elevado. Los autores también encontraron una correlación positiva entre la corrección de la orientación del plano oclusal y el aumento de la eficiencia masticatoria. Analizando todos los parámetros es que los autores concluyen que se requieren más estudios para establecer un ángulo de plano oclusal adecuado de acuerdo al tipo de paciente que se debe someter a cirugía.

2.7 Análisis de elementos finitos

El análisis de elementos finitos (AEF) es una técnica de ingeniería desarrollada a inicios del siglo XX, que busca establecer, a través de la reconstrucción digital de modelos, la forma en que un cuerpo responde ante la carga mecánica en términos de estrés y deformación (Toro-Ibacache, 2013). El AEF es una técnica de análisis numérico, que se basa en el principio de dividir el cuerpo de estudio en un número finito de elementos, estos elementos pueden tener diversas formas y el análisis puede ser realizado en base a elementos tridimensionales o bidimensionales (3D o 2D, Figura 6), así este conjunto de elementos formará una

red de elementos de pequeño tamaño y forma definida, unidos por sus vértices o nodos, que podrán ser analizados (Kupczik, 2008).

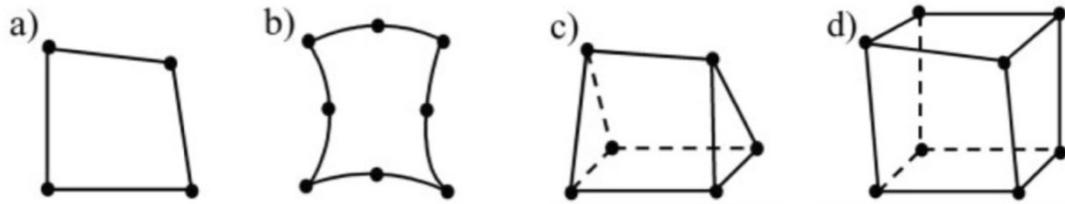


Figura 6. Ejemplos de tipos de elementos finitos

a y **b** representan elementos bidimensionales (2D), **c** y **d** representan elementos tridimensionales (3D), los nodos se representan con puntos negros. Una mayor densidad de elementos genera un modelo de mayor precisión. Adaptado de Richmond y cols. (2005)

El AEF ha cobrado relevancia en los últimos años debido a que es una técnica que ofrece precisión en la representación de la dirección, distribución, gradientes y magnitudes del estrés y la microdeformación, con aplicaciones en diversas áreas de las ciencias de la salud (Choi y cols., 2015). En odontología ha tenido aplicaciones en distintas especialidades, desde la antropología física evaluando las diversas adaptaciones funcionales y evolutivas que han sufrido los huesos de la cara en muestras arqueológicas (Caorsi, 2018; Toro-Ibacache y cols., 2019), aplicándose también en implantología (Wu y cols., 2020), ortodoncia (Roberts y cols., 2015) y cirugía maxilofacial (Stringhini y cols., 2016). Además, presenta una ventaja comparativa con respecto a otros modelos de estudio de la mecánica mandibular, ya que el AEF es un método no invasivo de análisis del comportamiento del hueso ante la carga, por lo que se presenta útil en momentos en que el análisis experimental directo no es posible.

El AEF consta de tres etapas para su desarrollo, el pre-procesamiento, procesamiento y post-procesamiento (Kupczik, 2008; Toro-Ibacache, 2013), que a continuación se describen:

- *Pre-procesamiento*: Para iniciar la ejecución de un AEF se requiere un modelo digital de la estructura a estudiar. En el caso de la mandíbula y otros huesos este modelo se puede obtener a través de la reconstrucción tridimensional de imágenes obtenidas mediante tomografías computadas. La geometría del modelo reconstruido puede ser convertida directamente

en un modelo de elementos finitos. Una vez obtenida la malla de elementos finitos, es necesario indicar las propiedades elásticas del cuerpo a estudiar, en el caso de las estructuras modeladas como cuerpos elásticos lineales e isotrópicos en su totalidad, solo es necesario ingresar un valor de módulo de Young y coeficiente de Poisson para todo el cuerpo. Para finalizar se deben ingresar las cargas que serán aplicadas en el cuerpo, en el ejemplo de la mandíbula estas representarán la fuerza de los músculos de la masticación, también se deben ingresar las restricciones cinemáticas. El pre-procesamiento es una etapa esencial del AEF, ya que una reproducción lo más cercana posible a la realidad del escenario que se quiere evaluar, será clave para obtener resultados que puedan ser extrapolados a la realidad clínica.

- *Procesamiento*: El procesamiento consiste en la resolución del sistema de ecuaciones. Se calcula el desplazamiento nodal y a partir de este se obtiene el estrés y microdeformación.
- *Post-procesamiento*: Los resultados se presentan para su interpretación de forma numérica y/o como mapas de contornos de colores, estos mapas indican las zonas donde se genera la microdeformación y el estrés, indicando también las gradientes entre las zonas de mayor y menor microdeformación.

2.8 Justificación y relevancia actual

La inclinación plano oclusal es un parámetro relevante en la planificación de cualquier tratamiento odontológico, esta inclinación puede estar aumentada o disminuida debido a distintos factores, entre ellos las maloclusiones.

Como se revisó en los puntos anteriores las alteraciones en la angulación del plano oclusal generan a su vez alteraciones en la funcionalidad del sistema, estomatognático. Por ejemplo se ha evidenciado la disminución en la actividad EMG de los músculos masticatorios, en la fuerza masticatoria, eficiencia masticatoria y área de contacto oclusal (Iwase y cols., 2006; Park y cols., 2012; Throckmorton y cols., 1996); además se ha estudiado relación de estas

maloclusiones como factor de riesgo para el desarrollo de trastornos en la ATM (Ballero y cols., 2018; Ramirez & Espinosa, 2015). Estos ejemplos dan cuenta de las alteraciones funcionales que ocurren al variar, entre otros parámetros, el plano oclusal. Dentro de los estudios revisados, ninguno ha aislado únicamente la variable de inclinación del plano oclusal, ya que estos en su mayoría han sido estudios clínicos. Al realizar estudios con pacientes existen otras variables que pueden alterar los resultados, como el tiempo de recuperación post quirúrgico (Throckmorton y cols., 1996); además las maloclusiones usualmente no se dan sólo en un sentido del espacio, es decir, que si hay una variación en el plano sagital, es posible que también exista una alteración en el plano frontal o transversal (Gateno y cols., 2011). Es por esto que entre las ventajas que nos ofrecen los estudios experimentales en base a AEF es que existe la posibilidad de eliminar las otras formas de maloclusión que pueden estar coexistiendo en conjunto con la variación en sentido sagital, además de la variabilidad entre pacientes (por ejemplo, la referencia craneal puede no ser estable entre pacientes).

Todos los estudios que utilizan AEF presentan limitaciones propias de la metodología, como la necesidad de realizar simplificaciones en la etapa de pre-procesamiento y el reducido número de individuos a analizar, por lo que se hace necesario realizar un análisis de validación posterior. Sin embargo, AEF es una herramienta que puede aportar ampliamente al campo de la odontología en todas sus ramas. En concreto este estudio pretende analizar cómo la variación del plano oclusal, en sentido sagital, puede afectar la forma en que la mandíbula responde a la carga mecánica y analizar las posibles implicancias clínicas.

3. HIPÓTESIS

Cambios en la inclinación del plano oclusal generan cambios en la magnitud y localización de las microdeformaciones óseas mandibulares en respuesta las fuerzas oclusales.

4. OBJETIVO GENERAL

Estudiar el efecto que la variación de la inclinación del plano oclusal tiene en la respuesta mecánica a la carga masticatoria en la mandíbula.

5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir y resolver modelos de elementos finitos, en base a reconstrucciones tridimensionales de una mandíbula a la que se ha alterado el plano oclusal en seis orientaciones diferentes.
- Describir y comparar la distribución y magnitud de las microdeformaciones en la mandíbula, en los seis modelos.
- Discutir acerca de las diferencias observadas y la relevancia clínica de éstas.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

El diseño de este proyecto de investigación corresponde a un estudio transversal experimental, con análisis cualitativo y cuantitativo, sin puesta a prueba estadística de la hipótesis de nulidad debido al reducido tamaño de muestra propio de los estudios mediante análisis de elementos finitos (Caorsi, 2018). Este estudio se enmarca en un proyecto “Estudio morfológico y funcional de las anomalías cráneo faciales”, autorizado por el Comité Ético Científico del Servicio de Salud Metropolitano Sur Oriente (Anexo 1) y la Dirección de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, con código DIFO 2020/004 (Anexo 2).

6.1 Muestra

La muestra se compone de seis modelos de elementos finitos, construidos a partir de seis formas faciales teóricas de un mismo individuo. La tomografía computada (TC) utilizada como base para las reconstrucciones tridimensionales corresponde a un paciente que acudió al servicio de Cirugía Máxilo Facial del Hospital Dr. Sótero del Río por razones ajenas al estudio. Es un paciente de sexo masculino, de 20 años de edad cuyo diagnóstico fue clase II esquelética, con relación oclusal clase I (bi-retrusión), dentición definitiva completa, biotipo facial dolicofacial (la importancia del biotipo del individuo será discutida en la sección 8. Discusión) y ángulo de inclinación del plano oclusal en relación al plano horizontal de Frankfort de 6°; otros parámetros clínicos (por ejemplo, guías de desoclusión, coincidencia de las líneas medianas dentarias) no son conocidos, pero no fueron considerados relevantes para este estudio, ya que se trabajó con modelos simulados, que corresponden a modelos modificados de la TC original del paciente.

En una etapa previa a esta tesis, en base a la TC original se modificó la forma maxilar y mandibular para modificar la orientación del plano mandibular utilizando el programa de planificación quirúrgica Proplan 3.0 (Materialise, Belgium), para obtener inclinaciones del plano oclusal en 0°, 4°, 8°, 12°, 14° y 16° con respecto al plano horizontal de Frankfort. Como se detallará más adelante de

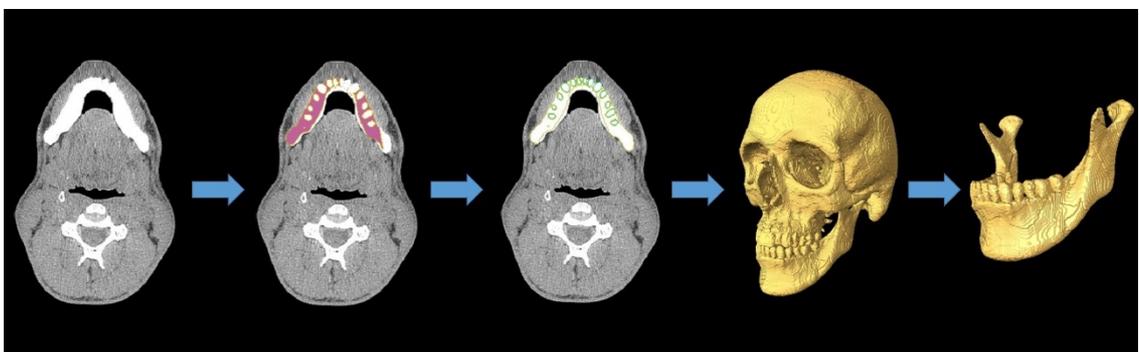
cada uno de los seis modelos se obtuvieron tres casos de estudio (es decir, tres modos de carga) , uno para mordida incisiva y dos para mordida molar derecha e izquierda, por lo que la muestra final está compuesta de seis modelos y tres modos de carga cada uno.

6.2 Reconstrucción tridimensional

La reconstrucción tridimensional de los cráneos y mandíbulas en base a las TCs modificadas con anterioridad se hizo mediante el uso del programa de visualización y análisis virtual tridimensional Avizo (versión 9.1, visualization Sciences Group, USA). La segmentación semiautomática se realizó con el uso de umbrales basados en escalas de grises para la separación de hueso y dientes del aire circundante, posterior a esto se realizó un proceso detallado de segmentación manual para replicar la morfología mandibular de la forma más precisa posible (Figura 7). No fue necesario separar el tejido óseo trabecular del cortical ya que en estudios anteriores se ha demostrado que no se generarían diferencias significativas en la distribución de la microdeformación (Godinho, 2016).

Posterior a esto los modelos fueron remuestreados, es decir, se cambió el tamaño de los voxels para obtener voxels isométricos cúbicos. Luego se separó la mandíbula segmentada del resto del cráneo y se obtuvo un set de imágenes de formato .bmp para poder ser utilizadas en la siguiente etapa.

Figura 7. Proceso de segmentación semiautomática en software Avizo.



6.3 Análisis de elementos finitos

Los sets de imágenes obtenidos en formato .bmp fueron exportados y transformados en mallas de elementos cúbicos de 8 nodos, mediante la conversión directa (un voxel, un elemento) en el software VOX-FE (Liu y cols., 2012). A los modelos les fue asignado un módulo de elasticidad (de Young) de 17 GPa para hueso y 50 GPa para dientes, y un coeficiente de Poisson de 0,3 (Fitton y cols., 2012; Toro-Ibacache y cols., 2016), el módulo de Young representa la rigidez de un material, a mayor módulo, mayor rigidez; el coeficiente de Poisson por otro lado es la relación entre la deformación axial y longitudinal de un cuerpo ante una carga axial (Lourenço y cols., 2020); un valor de 0,3 corresponde a un material isotrópico. Así, los dos materiales (hueso y diente) fueron modelados homogéneamente como un material elástico lineal e isotrópico, ya que se ha demostrado que al realizar AEF con modelos con estas características, se pueden obtener resultados de microdeformación lo suficientemente precisos (Gröning y cols., 2011).

Para simular el escenario de la masticación se replicaron las inserciones de los principales músculos de la elevación mandibular, el masetero con sus porciones superficial y profunda, temporal en sus tres porciones anterior, medio y posterior, y pterigoideo medial. Esta réplica se realizó de forma manual de acuerdo a la posición anatómica de cada músculo, para ello en el software Avizo se trazaron hitos que delimitaron las zonas de inserción en la mandíbula, también hitos que definieron los centros de masa de los orígenes craneales de cada músculo, posteriormente estos hitos fueron exportados al software VOX-FE donde manualmente se determinó la posición de cada músculo de acuerdo a los hitos, se ingresó el valor de fuerza muscular de cada uno y la dirección que tendrían (hacia su respectivo origen).

Para definir los valores de fuerza de cada músculo, se utilizaron los valores obtenidos por Toro-Ibacache y O'Higgins (2016). Este trabajo sin embargo no considera la división en sus respectivas porciones de los músculos masetero y temporal, los que si son considerados en esta tesis. Para obtener los valores de cada porción muscular se utilizaron los valores del trabajo de Gröning y cols.

(2011), obteniendo de ese trabajo la proporción del valor de fuerza muscular que fue aplicado a cada porción muscular en el caso de los músculos masetero y temporal. El resumen del mecanismo de obtención de los valores de fuerza muscular se encuentra en la tabla 2.

Tabla 2. Valores de fuerza muscular utilizados para realizar el análisis de elementos finitos

Músculo		Valor Gröning y cols., 2011 (N)	Porcentaje de la fuerza muscular	Valor Toro-Ibacache y O'Higgins, 2016 (N)	Valor de fuerza muscular utilizado (N)
Masetero	Masetero superficial	218,2	66%	135	89,1
	Masetero profundo	111,7	34%		45,9
Temporal	Temporal Anterior	168	40%	170	68
	Temporal Medio	137,3	32%		54,4
	Temporal Profundo	118,7	28%		47,6
Pterigoideo medial		N/A	N/A	125	125

Se utilizaron los valores del trabajo de Toro-ibacache y O'Higgins (2016) debido a que son valores calculados en individuos de población chilena en base al área transversal de cada músculo; las proporciones de dichas fuerzas ejercidas por cada porción muscular se calcularon en base al trabajo de Gröning y cols. (2011) debido a que es un trabajo que utiliza una metodología similar y que distingue las porciones de los principales músculos de la masticación. Para finalizar la etapa de pre-procesamiento se aplicaron restricciones cinemáticas a las cabezas de los procesos condilares en los ejes X, Y y Z, además para simular el escenario de la masticación se aplicaron restricciones en el eje vertical en las cinco cúspides de los primeros molares inferiores, como también a los dos incisivos centrales inferiores (Figura 8). Se escogieron estos puntos para aplicar las constricciones porque se ha estudiado previamente que tratar de simular la masticación con mayor cantidad de puntos puede sobre-restringir el movimiento del modelo (Toro-Ibacache & O'Higgins, 2016). De esta forma de cada uno de los seis modelos originales se obtuvo tres modelos para el procesamiento,

mordida molar izquierda y derecha e incisión, obteniendo un total de 18 modelos para procesar.

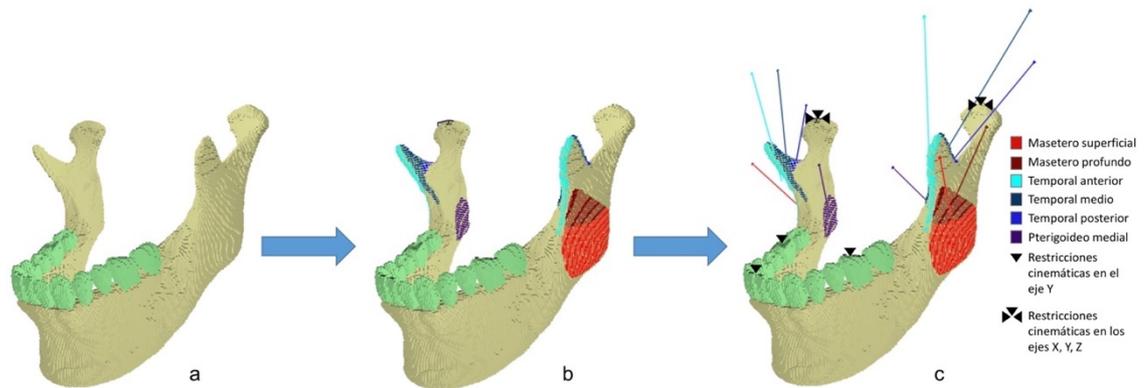


Figura 8. Zonas de inserción muscular

- a.** Modelo convertido en una malla de elementos finitos. **b.** Demarcación de las zonas de inserción muscular. **c.** Dirección del vector de fuerza muscular hacia su origen craneal, las flechas negras indican las zonas en las que fueron aplicadas restricciones cinemáticas.

La solución de los modelos se realizó a través de un servidor remoto de alto procesamiento facilitado por el Laboratorio Nacional de Computación de Alto Rendimiento, Chile (www.nlhpc.cl). Este servidor procesa los datos enviados en formato .txt y entrega los resultados de desplazamiento nodal para ser visualizados en el formato deseado (en este caso, microdeformaciones) en el software VOX-FE.

6.4 Cuantificación de la microdeformación

Para medir cuantitativamente la magnitud de la microdeformación en puntos de interés de los modelos, fue necesario fijar hitos o *landmarks* que fueron importados al software VOX-FE, posteriormente desde el mismo software se pueden exportar los valores de microdeformación indicados en los landmarks. La descripción de los hitos seleccionados y su número se encuentran en la Tabla 3, los hitos anatómicos se observan en la Figura 9. Los valores exportados fueron tabulados y graficados, como se observa en los gráficos de las Figuras 11 y 13.

Tabla 3. Landmarks para obtener valores de microdeformación

Número	Nombre	Descripción
Proceso condilar (bilaterales):		
1-6	PC1	Punto más superior de la cabeza mandibular
2-7	PC2	Punto más anterior de la cabeza mandibular
3-8	PC3	Punto ubicado en la vertiente posterior de la cabeza mandibular, en el punto medio de entre los polos.
4-9	PC4	Punto de unión de la incisura mandibular con la cara anterior del cuello del proceso condilar
5-10	PC5	Punto medio de la unión del cuello condilar con la rama mandibular, en su cara posterior
Proceso coronoides – Línea oblicua (bilaterales):		
11-15	PL1	Punto más prominente de la convexidad del borde anterior del proceso coronoides
12-16	PL2	Punto más cóncavo del borde anterior de la rama mandibular
13-17	PL3	Punto ubicado en la línea oblicua a la altura de la cara distal del segundo molar
14-18	PL4	Punto medio entre PL 2 y PL 3 en la línea oblicua
Borde basilar (bilaterales):		
19-22	BB1	Punto más inferior del ángulo mandibular
20-23	BB2	Punto más cóncavo de la incisura facial del borde basilar mandibular
21-24	BB3	Punto medio entre BB 1 y BB 2
Sífnfisis mandibular (únicos):		
25	SM1	Cresta del proceso alveolar entre los dos incisivos centrales
26	SM2	Punto B de Downs (cefalométrico), punto de mayor concavidad de la sínfisis mandibular
27	SM3	Pogonion (cefalométrico), punto más prominente de la sínfisis mandibular
28	SM4	Mentón (cefalométrico), punto más inferior del contorno de la sínfisis mandibular
29	SM5	Punto más posterior del borde inferior de la sínfisis mandibular
30	SM6	Punto más prominente de la cara posterior de la mandíbula en el plano mediano

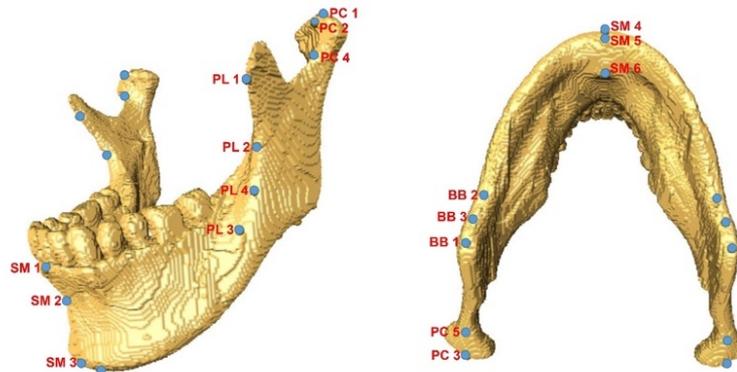


Figura 9. Landmarks para obtener valores de microdeformación.

En la figura se observa la ubicación en los modelos de los hitos que se utilizaron para obtener los valores de microdeformación.

7. RESULTADOS

Para analizar los resultados se obtuvieron mapas de contornos que muestran las zonas de microdeformación en términos de tensión o *principal strain 1* (PS1) y para compresión o *principal strain 3* (PS3). En general podemos observar que la respuesta mecánica es similar en todos los modelos, es decir, las zonas de microdeformación tienen la misma ubicación, variando la intensidad de la microdeformación y la extensión de las zonas.

Independiente del ángulo de inclinación del plano oclusal, las principales zonas de microdeformación fueron el borde anterior de la rama mandibular y zona retromolar, el borde posterior de la rama mandibular, la incisura mandibular, el borde basilar, las zonas cercanas a los puntos de aplicación de las fuerzas y las cabezas de los procesos condilares.

7.1 Escenario de Incisión

Como se observa en la Figura 10, en la zona de los incisivos centrales inferiores y la cresta alveolar correspondiente, se observa un aumento en la magnitud y distribución de la zona de microdeformación a medida que aumenta el ángulo de plano oclusal, tanto para los mapas de contorno de tensión (PS1), como de compresión (PS3). En el borde basilar (visible en vista inferior) se observa que existe un área de marcada compresión en ambos lados de la mandíbula, que

disminuye a medida que aumenta el ángulo del plano oclusal, teniendo mayor intensidad en el modelo de 4° de angulación.

El área del borde anterior de la rama y la zona retromolar presenta una marcada tensión que es similar en intensidad en todos los modelos, se observa que a medida que aumenta el ángulo de inclinación del plano mandibular, el área de microdeformación “se desplaza” hacia arriba, uniéndose con la zona de microdeformación de la incisura mandibular en el modelo de 16° en el lado derecho. En la incisura mandibular se observa que el área de microdeformación en los mapas de tensión es asimétrica, es decir, es más extensa en el lado derecho que en el izquierdo (no observable en las vistas escogidas para la Figura 10), también se observa que esta área aumenta levemente a medida que aumenta el ángulo de inclinación del plano oclusal.

En el caso de los procesos condilares no se observan diferencias marcadas entre las distintas angulaciones; se observan áreas de tensión y compresión cercanas a la zona donde se aplicaron las restricciones cinemáticas en todos los modelos.

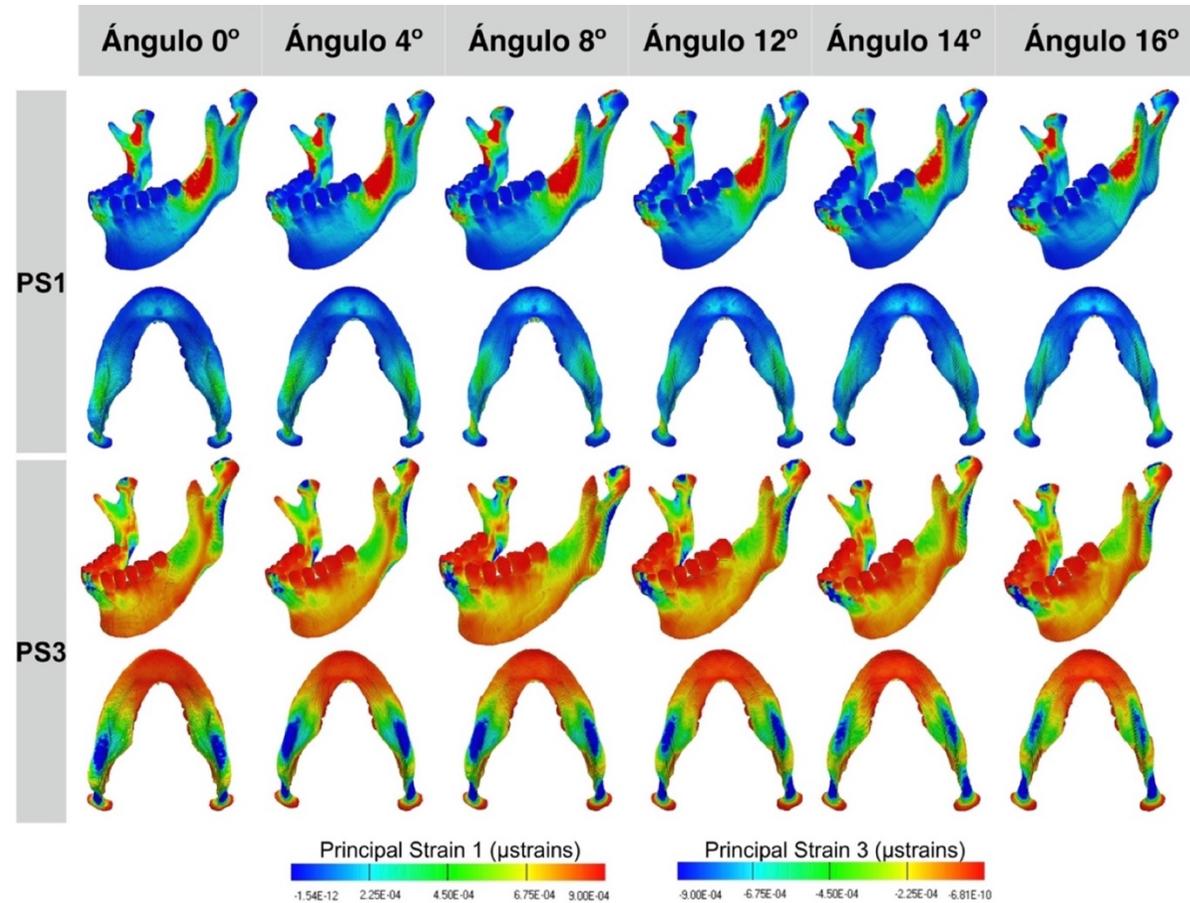


Figura 10. Mapas de contorno para la Incisión

Los modelos se aprecian en una vista oblicua e inferior, tanto para tensión o *Principal Strain 1* (PS1), como para compresión o *Principal Strain 3* (PS3). Para PS1 las zonas de mayor microdeformación se muestran en color rojo, las de mediana intensidad en color verde y las de menor intensidad en azul, para PS3 las zonas de mayor microdeformación se muestran en color azul, las de mediana intensidad en color verde y las de menor intensidad en rojo. Las escalas fluctúan entre 0 y 900 microstrains (μstrains) para PS1 y -900 y 0 μstrains para PS3

7.1.1 Escenario de la Incisión: valores de microdeformación

Como primera observación en la Figura 11 podemos ver que los valores de microdeformación de gran parte de los landmarks (LMs) no son perfectamente simétricos, es decir, no alcanzan magnitudes idénticas en los lados derecho e izquierdo, tanto para PS1 como para PS3. Otra observación general es que los valores no siguen una gradiente a medida que aumenta o disminuye el ángulo del plano oclusal, es decir, no se observa un patrón de aumento del valor de microdeformación a medida que aumenta el ángulo de inclinación del plano oclusal, ni tampoco un patrón de disminución del valor a medida que aumenta el ángulo.

En el caso de los procesos condilares se destacan los valores para el hito PC2 (LMs 2 y 7) por presentar valores muy elevados en los modelos de 12°, 14° y 16° en tensión (valores positivos altos), que son asimétricos, ya que sólo son elevados al lado derecho, mientras los valores de todos los modelos son bajos para el lado izquierdo. Los valores para el hito PC3 que es la vertiente posterior de la cabeza condilar son simétricos y tienden a cero, tanto para tensión como para deformación. En el landmark PC4 también encontramos ciertos valores de tensión más elevados que el resto (Figura 11), en el caso de los modelos con ángulo 0° y 8°, que se encuentran más elevados en el lado derecho que en el izquierdo. En el hito PC5 se observa mayor deformación para compresión, siendo alta en ambos lados, para todos los modelos, pero mayor en el lado derecho.

Para los hitos del borde anterior de la rama y línea oblicua se observa que los valores de compresión son en general bajos y homogéneos, los valores de tensión para estos landmarks son los más altos de todo el gráfico, tienen un comportamiento más simétrico. En el hito PL2 que corresponde a los LMs 12 y 16 se observa que el valor de tensión para el modelo de angulación 16° es mucho menor en el lado izquierdo (diferencia de 900 μ strains), siendo todos los demás valores altos en el lado izquierdo. En el hito PL4, correspondiente a los LMs 14 y 18, se observa el valor más alto de microdeformación en tensión de todo el gráfico en el lado derecho de 1810 μ strains (Figura 11).

Las diferencias considerables entre ambos lados de la mandíbula se pueden explicar debido a una asimetría en la morfología de la rama mandibular o a una

asimetría en la ubicación de los hitos con respecto a la zona de microdeformación, es decir, que en el caso del LM PL2 los hitos izquierdo y derecho pueden haber quedado en la misma zona anatómica, pero como la distribución de la microdeformación se da en gradientes, el hito del lado izquierdo puede haber quedado en una zona donde la microdeformación no fue tan considerable (si lo observáramos en el mapa de contorno de colores, el lado izquierdo podría estar en una zona naranja y el derecho en una zona roja).

En los hitos del borde basilar (LMs del 19 al 24) se observa en general mayores valores para compresión (valores altos negativos), en tensión se observan valores menores y homogéneos. El hito BB2 (LMs 20 y 23) presenta el valor más alto de microdeformación para compresión de todo el gráfico, siendo 1520 μ strains en el lado derecho del modelo de ángulo 8° (Figura 11). En general estos landmarks presentan valores altos para compresión en todos los modelos en ambos lados derecho e izquierdo.

Para los landmarks de la sínfisis mandibular, se observa que en general los mayores valores de tensión están en el hito SM1 que corresponde a la cresta alveolar adyacente a los incisivos centrales inferiores, los demás valores se observan bajos y homogéneos. En el hito SM1 se observan altos valores particularmente en los modelos de 14° y 16°.

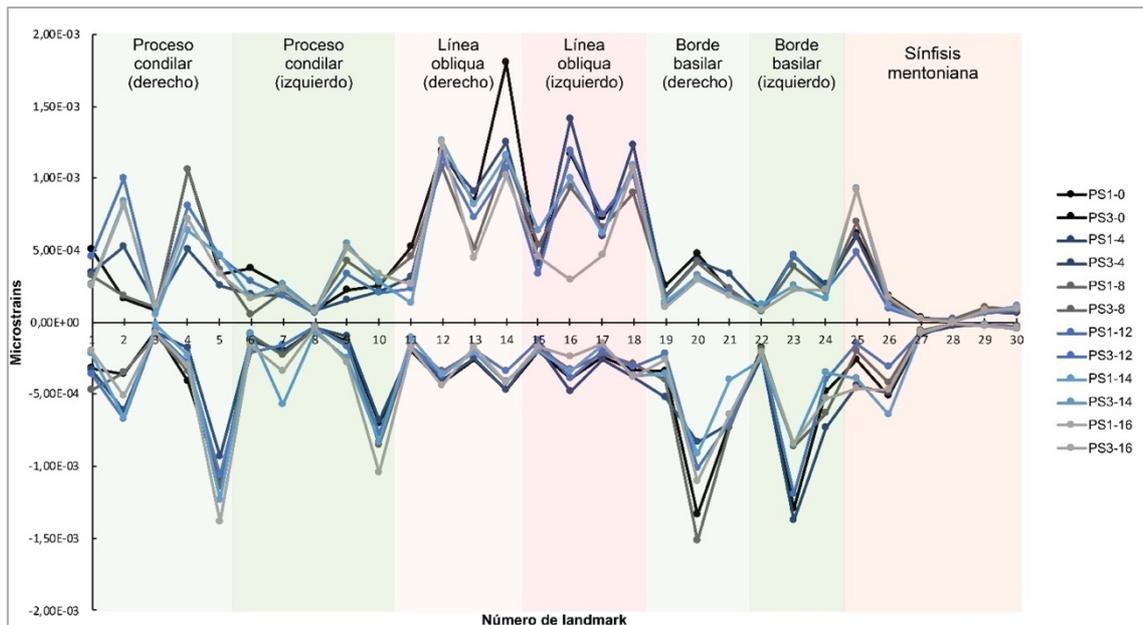


Figura 11. Gráfico valores de tensión y compresión durante la incisión

En el gráfico se observan en el eje horizontal los números de los landmarks utilizados como referencia para obtener los valores de microdeformación, en el eje vertical los valores de microstrains (microdeformación). *Leyenda:* PS1 hace referencia a los valores de tensión (positivos), PS3 se refiere a los valores de compresión (negativos), el número siguiente se refiere al ángulo del modelo del cual fueron obtenidos los valores, ejemplo: PS1-0 valores de tensión para el modelo de ángulo 0°, PS3-0 valores de compresión para modelo de ángulo 0°.

Las columnas de colores indican a qué área anatómica corresponden los landmarks.

7.2 Escenario de Masticación

Para efectos de la redacción de este trabajo de investigación sólo se mostrarán los resultados obtenidos para el lado izquierdo, con el fin de no sobre extender este documento. Los resultados para el lado derecho se adjuntan como anexos (Anexos 3 y 4).

En la Figura 12 se observan los mapas de contornos para la mordida molar izquierda, a modo general podemos ver que las áreas de microdeformación del lado derecho son más extensas y más homogéneas que en el lado izquierdo. En cuanto a los procesos condilares se observa en todos los modelos que el derecho tiene mayor distribución de microdeformación, tanto para tensión como para compresión, además entre los modelos el de inclinación 0° es el que presenta menor área de deformación en la cabeza del proceso condilar derecho, para PS1 y PS3, para el proceso condilar izquierdo el modelo de inclinación 12°

es el que presenta menor área de tensión y compresión, en el resto de los modelos no se observan diferencias significativas en el proceso condilar.

En la zona retromolar y borde anterior de la rama del lado derecho se observa, en los mapas de tensión, que a medida que aumenta el ángulo de inclinación del plano mandibular, el área de microdeformación “se desplaza” hacia arriba, uniéndose con la zona de microdeformación de la incisura mandibular en el modelo de 16°. En el caso de la incisura mandibular se observa un área de tensión de alta intensidad, cuya área de distribución aumenta a medida que aumenta el ángulo de inclinación.

En cuanto al borde basilar podemos ver que, en todos los modelos la compresión es mayor en el lado derecho que en el izquierdo, además, al igual que en el caso de la incisión, el modelo de 16° inclinación presenta menor intensidad de compresión, además vemos que el modelo de 8° de inclinación presenta mayor distribución y homogeneidad de compresión. El área circundante al primer molar izquierdo presenta zonas de microdeformación de baja intensidad en todas las angulaciones.

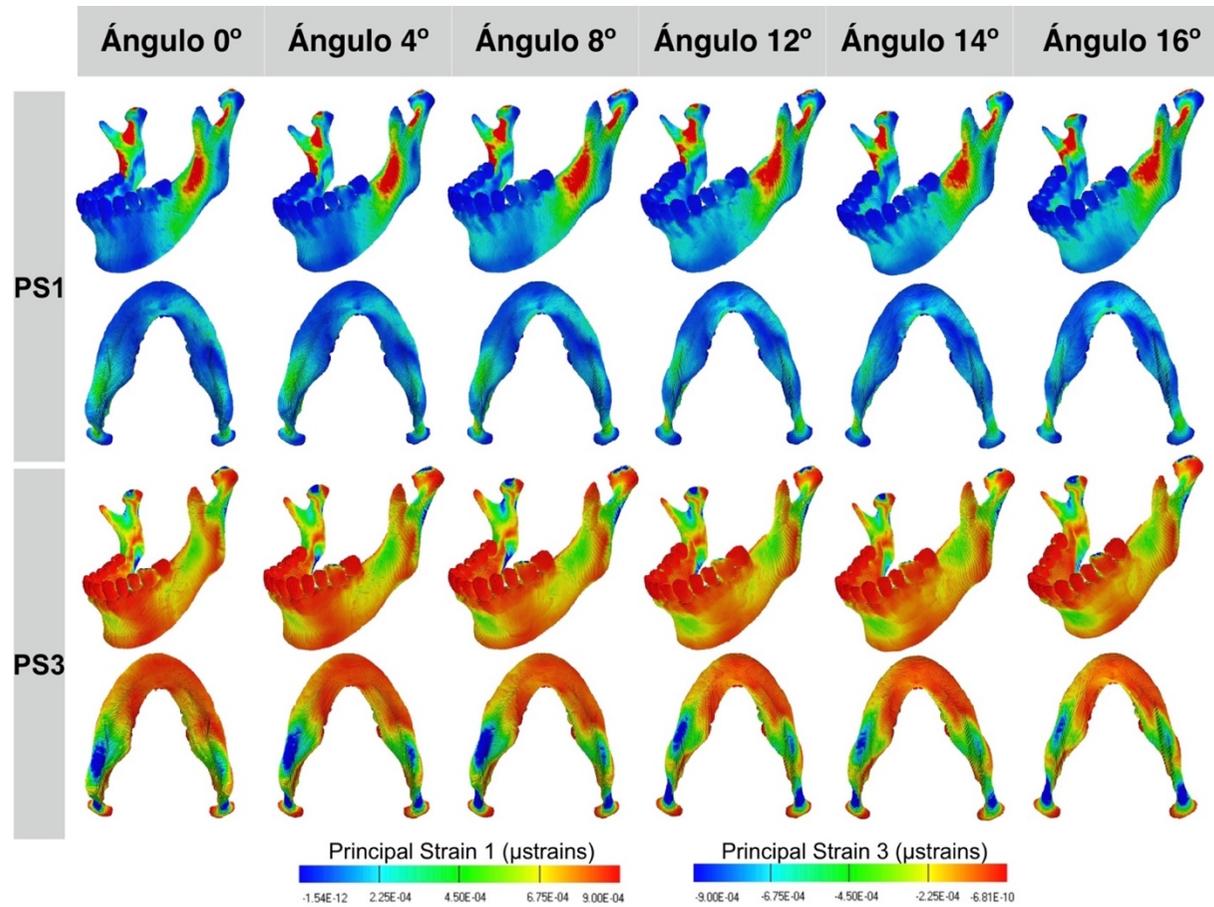


Figura 12. Mapas de contorno para la masticación en el lado izquierdo

Los modelos se aprecian en una vista oblicua e inferior, tanto para tensión o *Principal Strain 1* (PS1), como para compresión o *Principal Strain 3* (PS3). Para PS1 las zonas de mayor microdeformación se muestran en color rojo, las de mediana intensidad en color verde y las de menor intensidad en azul, para PS3 las zonas de mayor microdeformación se muestran en color azul, las de mediana intensidad en color verde y las de menor intensidad en rojo. Las escalas fluctúan entre 0 y 900 μ strains para PS1 y -900 y 0 μ strains para PS3.

7.2.1 Escenario de Masticación: valores de microdeformación

Como observación general en la Figura 13 podemos ver que los valores de microdeformación no siguen una gradiente a medida que aumenta o disminuye el ángulo de inclinación del plano oclusal, es decir, no se observa un patrón de aumento del valor de microdeformación a medida que aumenta el ángulo de inclinación del plano oclusal, ni tampoco un patrón de disminución del valor a medida que aumenta el ángulo.

En el caso de los hitos correspondientes al proceso condilar, podemos observar que los dos primeros -PC1 y PC2- tienen un comportamiento asimétrico, es decir, presentan valores altos para el lado derecho y valores bajos para el lado izquierdo, mientras que los siguientes 3 hitos presentan valores similares para ambos lados; este comportamiento se replica para los valores de tensión y compresión. Los hitos que presentaron mayores valores de tensión fueron PC2 y PC4, en el caso de compresión fueron PC2 y PC5. En general no hubo diferencias marcadas en cuanto a los valores entre los distintos modelos, salvo algunos casos como el landmark 2 que presentó un valor de tensión elevado para el modelo de 12° y valores bajos para los modelos de 0° y 8° (diferencia de 1000 μ strains). El landmark 4 tuvo los valores de PS1 más altos para los modelos de 0° y 8°, mientras que el menor valor estuvo en el modelo de 4° (diferencia de 500 μ strains) (Figura 13). En el lado de PS3 se observa una diferencia en el hito número 5, donde el valor más elevado corresponde al modelo de ángulo 16° y el valor más bajo al modelo de 4° (diferencia de 500 μ strains).

Para los hitos del borde anterior de la rama y línea oblicua se observa que los valores de compresión son en general bajos y homogéneos, por lo que se detallarán los valores más sobresalientes para tensión. Para el hito PL1 se observa que no hay mayor diferencia de valores entre los modelos, tampoco entre el lado derecho e izquierdo. En el hito PL2 correspondiente a los landmarks 12 y 16 se observa poca diferencia de valores entre los modelos y entre un lado derecho e izquierdo, salvo en el modelo de angulación 16°, en que el valor del lado izquierdo es considerablemente menor al del lado derecho y menor también al resto de los valores de los modelos en el mismo lado (950 μ strains de diferencia con el lado derecho) (Figura 13). En el hito PL3 se observa que la diferencia de valores entre modelos se da de forma gradual, con un comportamiento similar para ambos lados, en el landmark 13 el mayor valor lo

tiene el modelo de ángulo 4° y el menor el de 16° con una diferencia entre ambos de 450 μ strains, para el lado izquierdo (LM 17) el mayor valor fue del modelo de 12° y el menor en el modelo de 4°, con una diferencia de 300 μ strains. En el hito PL4 observamos que en el lado derecho el modelo de ángulo 0° presenta un valor de microdeformación de 1680 μ strains, el cual es considerablemente mayor que el de los demás modelos, teniendo una diferencia de 540 μ strains con el modelo que sigue en cantidad de microdeformación que corresponde al de ángulo 4° y una diferencia de 734 μ strains con su contralateral, el resto de los valores para este hito no presentan grandes diferencias en los valores de microdeformación (Figura 13).

En los hitos correspondientes al borde basilar se observan valores bajos y similares entre modelos para la tensión, por lo que se detallarán los valores más sobresalientes para compresión. En el hito BB1 se observa que el lado derecho presenta valores levemente más elevados que el lado izquierdo, siendo estos valores similares entre modelos de cada lado. En el caso del hito BB2 se observa un aumento considerable en los valores de microdeformación, también una clara diferencia de valores entre el lado derecho e izquierdo, para este hito en el lado derecho los modelos que mayor valor obtuvieron fueron los de ángulo 8° y 0°, el menor lo obtuvo el modelo de 14°, con una diferencia de 600 μ strains entre el mayor y menor valor, la diferencia con el hito contralateral fue de 1000 μ strains para el modelo de 8°. Para el hito BB3 los valores del lado derecho se presentan muy similares entre modelos y también con sus contralaterales (Figura 13).

Los valores para los hitos ubicados en la sínfisis mandibular tienden a ser bajos tanto para tensión como para compresión, sin tener gran diferencia entre modelos. Por ejemplo, en el hito SM2 (LM 26) se observan los valores más elevados de esta zona, específicamente para compresión, y la diferencia entre el modelo que obtuvo el mayor valor (14°) y el de menor valor (4°) fue de 190 μ strains.

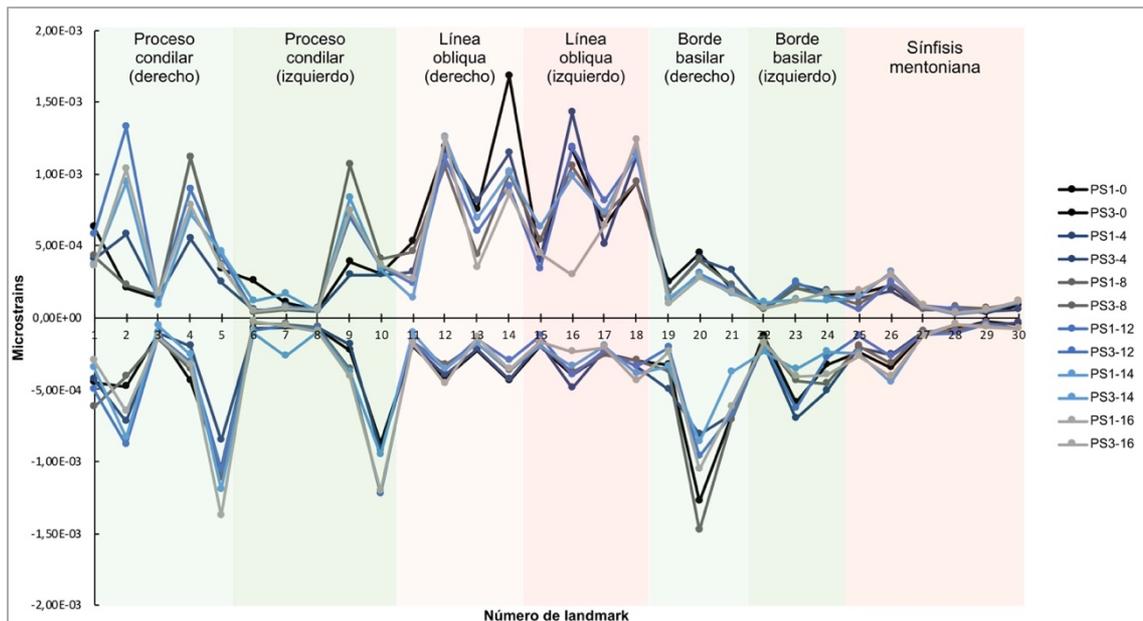


Figura 13. Gráfico valores de tensión y compresión durante la masticación izquierda

En el gráfico se observan en el eje horizontal los números de los landmarks utilizados como referencia para obtener los valores de microdeformación, en el eje vertical los valores de microstrains (microdeformación). *Leyenda:* PS1 hace referencia a los valores de tensión (positivos), PS3 se refiere a los valores de compresión (negativos), el número siguiente se refiere al ángulo del modelo del cual fueron obtenidos los valores, ejemplo: PS1-0 valores de tensión para el modelo de ángulo 0°, PS3-0 valores de compresión para modelo de ángulo 0°.

Las columnas de colores indican a qué área anatómica corresponden los landmarks.

7.2.2 Diferencias en la respuesta mecánica durante la masticación en el lado derecho e izquierdo

Como se explicó anteriormente en este documento no se describirán en detalle los resultados para la masticación en el lado derecho, considerando que lo esperado es que el lado derecho tuviese resultados similares al lado izquierdo pero invertidos en su ubicación con respecto al plano mediano, dado que en los resultados de ciertas zonas el comportamiento es otro, aquellas zonas se describirán a continuación.

En el Anexo 3 se observan los mapas de contornos para la mordida molar derecha. Al comparar estos resultados con los del lado izquierdo (Figura 12) vemos que para la mordida izquierda en la zona de la incisura mandibular las zonas de tensión fueron más amplias e intensas en el lado derecho, por lo que se esperaría que en la mordida derecha la zona de la incisura izquierda tuviese mayor área de distribución, pero en todos los modelos se observa que el área de

tensión es mayor en el lado derecho. Es decir, a diferencia de lo que se esperaría la incisura del lado derecho sufre mayor deformación que su contralateral en ambas mordidas (derecha e izquierda). Un resultado similar al que se observa en la zona de la incisura, ocurre en la zona retromolar y borde anterior de la rama, donde en lugar de haber mayor área de tensión en el lado izquierdo las zonas de tensión se aprecian más bien simétricas entre ambos lados (Anexo 3). Lo mismo ocurre para la cabeza del proceso condilar: en las figuras de la mordida derecha las zonas de compresión se observan similares entre ambos lados.

En el caso de la cuantificación de los valores de microdeformación los resultados para la masticación del lado derecho se observan en el Anexo 4. En este gráfico podemos observar las principales diferencias en los landmarks correspondientes al proceso condilar, en específico en el LM 4 para tensión se observan valores muy altos en comparación con el LM 9 (contralateral), para los mismos LMs del gráfico de la masticación izquierda (Figura 13) se observan valores similares en ambos lados de la mandíbula. Lo mismo sucede al observar el LM 5, para compresión, donde se observan valores muy altos y en el lado izquierdo el LM 10 presenta valores bajos (Anexo 4).

Para los landmarks correspondientes a la línea oblicua se observa un comportamiento similar a la masticación izquierda, en lugar de un comportamiento inverso.

En resumen, las mordidas derecha e izquierda no generan respuestas completamente inversas. Las mayores diferencias se encuentran a nivel de cabeza de proceso condilar, incisura mandibular y zona retromolar, con diferencias son en magnitud y tamaño del área de tensión o compresión, pero no en el tipo de respuesta.

8. DISCUSIÓN

El presente estudio tuvo como objetivo principal analizar la respuesta a la carga masticatoria en la mandíbula, de acuerdo al cambio en la inclinación del plano oclusal. Para ello fueron generados seis modelos tridimensionales a partir de una CT original, a la cual se modificó el plano oclusal en seis angulaciones distintas en el sentido sagital. Cada modelo fue cargado de tres formas distintas: incisión, masticación izquierda y masticación derecha, para obtener un total de 18 modelos de elementos finitos para ser resueltos, los que fueron además analizados de forma cualitativa, mediante mapas de contornos, y de manera cuantitativa evaluando magnitudes de tensión y compresión y su distribución anatómica.

La hipótesis planteada, que hace referencia a que dicha variación en el plano oclusal generaría un cambio en la respuesta mandibular a la carga, en cuanto a la magnitud y ubicación de la microdeformación se comprueba parcialmente, ya que podemos observar que existe diferencia en la intensidad y distribución de la microdeformación en las distintas angulaciones analizadas. Estas diferencias sin embargo no son de gran envergadura; es decir, el patrón general es conservado en gran parte. Este patrón general de deformación observado en los mapas de contornos coincide con lo expuesto en la literatura que describe que producto de la flexión sagital se generarían áreas de tensión en la zona retromolar y borde anterior de la rama, así como zonas de compresión en el borde basilar, también se observa, pero en menor medida el efecto de flexión y torsión transversal (van Eijden, 2000). Si bien el patrón de deformación general coincide con lo expuesto en la literatura, se hace necesario mencionar que la extrapolación de estos resultados a escenarios clínicos debe ser realizada con cautela, considerando que estos resultados corresponden a modelos que representan la variación individual de este individuo en particular, por lo que el patrón de deformación no necesariamente será idéntico en otros modelos.

8.1 Evaluación cualitativa de la respuesta mecánica mandibular mediante mapas de contornos

Al analizar los mapas de contornos para incisión y mordida molar se pueden desprender ciertos patrones de acuerdo a la intensidad y distribución de la microdeformación a medida que aumenta el ángulo del plano oclusal. El primero es que el área de compresión que se observa en el borde basilar de la mandíbula disminuye en intensidad y homogeneidad, es decir, el área de compresión se vuelve más difusa a medida que el ángulo (inclinación) de PO aumenta (Figuras 10 y 12), esto podría estar relacionado al desplazamiento y aparente disminución de la intensidad que sufre el área de tensión de la zona retromolar y borde anterior de la rama, ya que como se discutió previamente ambos fenómenos están relacionados. Estos resultados se presentan tanto para para incisión como para mordida molar. Este resultado podría relacionarse con los hallazgos realizados por Park y cols. (2012), en su estudio donde encontraron que los pacientes con mayor ángulo de PO presentaron menor actividad electromiográfica en los músculos de la masticación, por lo que podríamos inferir que la morfología alterada en pacientes con mayor angulación del PO produce una desventaja desde el punto de vista biomecánico, lo que provocaría la respuesta a la carga que se observa en el presente estudio.

También desde el punto de vista netamente mecánico al analizar a la mandíbula y sus principales músculos como una palanca de tercer orden, encontramos que, en un plano oclusal paralelo al plano de Frankfort, la fuerza muscular es aproximadamente perpendicular a la mandíbula. Al aumentar el ángulo de inclinación de la palanca en relación al plano de referencia (plano de Frankfort para este caso), se necesitaría mayor fuerza para elevar la resistencia; dicho de otra forma, la misma fuerza aplicada con un ángulo mayor será menos efectiva, ya que el componente vertical de la fuerza muscular disminuye y la fuerza se vuelve más horizontal, por lo que el sistema de palanca se vuelve más ineficiente (Beer y cols., 2010).

Otro patrón observado fue el aumento del área de microdeformación (tensión y compresión) en la incisión, en la cresta alveolar correspondiente a los incisivos centrales inferiores, por bucal y lingual, a medida que la inclinación del plano

oclusal aumentó (Figura 10). Este fenómeno se podría explicar debido a que al aumentar la inclinación del plano oclusal la dirección de aplicación de la fuerza cambia, lo que produce flexión de esa zona, observándose un aumento de la compresión y tensión.

En la zona de la incisura mandibular se observó un aumento en la intensidad y distribución del área de tensión para ambos tipos de mordida a medida que aumentó el ángulo de inclinación del PO (Figuras 10 y 12). En esta zona además se observó asimetría entre ambos lados de la mandíbula para la incisión, viéndose en el lado derecho un área de mayor intensidad y distribución (Figura 10). En el caso de las cargas molares, se observó que estas no eran una imagen inversa una de la otra, la mordida molar izquierda se comportó como se hubiese esperado, generando más tensión en el lado derecho de la mandíbula (lado de balance), mientras que en la mordida molar derecha la distribución de la microdeformación fue más bien simétrica (Figura 12 y Anexo 3). La situación descrita en la carga molar para la zona de la incisura mandibular se repite de forma similar en la zona retromolar, borde anterior de la rama y proceso condilar.

De la situación anteriormente descrita, lo esperado sería que en la incisión la microdeformación (áreas de tensión y compresión) se comportara de forma relativamente simétrica en ambos lados de la mandíbula, sin diferencias notables. En la mordida molar, lo esperable sería que el lado de trabajo sufriera menos deformación que el lado de balance, particularmente en los procesos condilares y rama mandibular. Esta norma, sin embargo, es observable en el caso de la mordida izquierda, pero no lo es en el caso de la mordida derecha. Una explicación posible para este fenómeno podría ser la leve asimetría anatómica intrínseca de los procesos condilares de los modelos, siendo el derecho (20,12 x 9,82 mm, medido en software Avizo) de mayor tamaño que el izquierdo (19,2 x 9,53 mm). Al medir la altura de la rama (de cabeza de proceso condilar a gonion, de coronoides a gonion y de coronoides a escotadura antegonial) no se encontraron mayores diferencias en el tamaño de ambas ramas (no mayores a 1 mm) siendo la rama izquierda ligeramente de mayor tamaño. También se midió el grosor de la rama en su punto medio encontrándose que la rama izquierda (8,27 mm) presentó un mayor grosor que la rama derecha (7,35 mm). Si bien desde el punto de vista clínico estas medidas

no necesariamente implican patología o la necesidad de una intervención, sí podrían explicar en cierta medida el hecho de que la rama del lado derecho sufra mayor microdeformación que en el lado izquierdo.

Por otro lado, los resultados se vuelven contradictorios en el caso de la cabeza del proceso condilar, ya que no corresponde a lo que se esperaría desde el punto de vista de la mecánica. Se esperaría que en un área mayor, la presión ejercida (estrés) fuese menor y por ende existiese menor microdeformación; además se ha observado en estudios anteriores que, al comparar mandíbulas más gráciles, con mandíbulas más robustas, las de forma más grácil sufrieron mayor deformación al aplicar igual carga (Caorsi, 2018), por lo que se esperaría que entre ambos procesos condilares, el de menor tamaño fuera el que sufriese mayor microdeformación, lo que sí ocurre en el caso de las ramas.

Como se mencionó anteriormente el paciente del que se obtuvo la CT base para este estudio presentaba un biotipo facial dolicofacial, con relación sagital clase 2. Cabe mencionar que en la literatura se ha discutido ampliamente la relación entre este patrón esquelético y una menor función muscular, medida según la actividad EMG, así como una menor sección transversal de los músculos maseteros y temporal (Lione y cols., 2013; Ueda y cols., 2000; van Spronsen, 2010); también se ha discutido que biotipos más gráciles tendrían tendencia a presentar menor resistencia a la carga, la evidencia sobre este punto es controversial (Toro-Ibacache y cols., 2019). Por otro lado, en el modelo base de nuestro estudio se observó, al examinar el detalle de la dirección de los vectores de deformación, que la cabeza de ambos procesos condilares se deformó en distintas direcciones entre el lado derecho e izquierdo, teniendo el lado derecho una tendencia mucho mayor al desplazamiento de los nodos hacia lateral, mientras que este desplazamiento fue menor en el lado izquierdo (Figura 14); también se observó que, además de tener diferencias leves de tamaño, la geometría de ambos procesos condilares es distinta, por lo que la asimetría observada en la microdeformación (para tensión y compresión) se podría atribuir a este fenómeno. Por lo que se abre la interrogante sobre si este fenómeno corresponde a una variante individual aislada o responde a una consecuencia del biotipo facial presente en este paciente, que genera un patrón facial más propenso a variaciones, tales como asimetrías, debido a una hipofunción

muscular y mayor gracilidad, que genera menor resistencia a la carga masticatoria. Asumiendo que estas premisas efectivamente hayan influido en los resultados obtenidos, se abre también el cuestionamiento sobre si realizar este estudio en una CT base de un individuo con un biotipo mesofacial o braquifacial, podría ser útil para aislar de mejor forma la variable de estudio, disminuyendo potenciales variaciones anatómicas que puedan resultar confundentes.

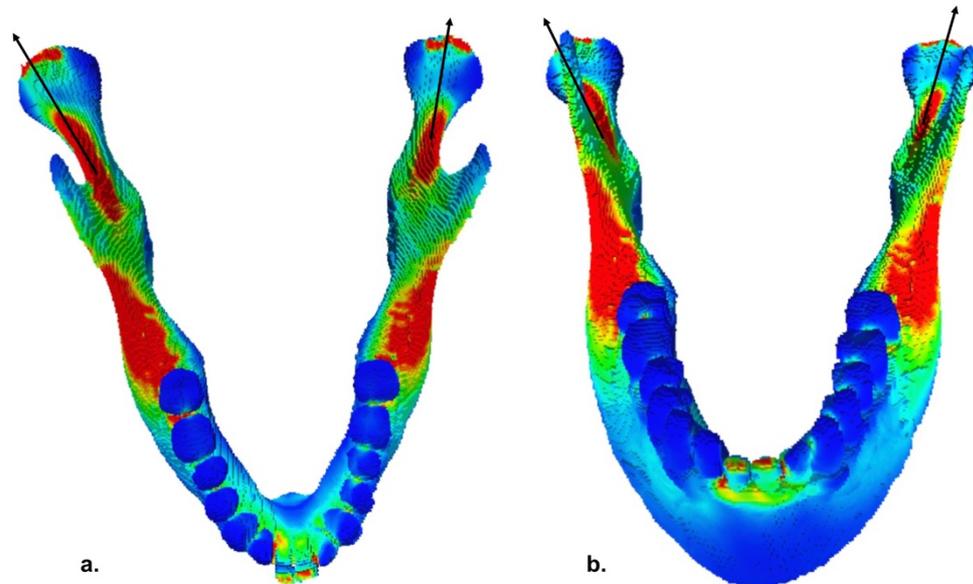


Figura 14. Deformación mandibular e inclinación de los procesos condilares

En la figura se observa la mandíbula de inclinación 0° (que fue tomada como ejemplo para esta figura) en **a.** vista superior y **b.** vista frontal, sometida a la carga incisiva. Con el fin de demostrar de forma evidente la respuesta a la carga el software VOX-FE cuenta con una herramienta que distorsiona el cuerpo según los vectores de desplazamiento generados. Con flechas negras se indica la dirección en que los procesos condilares se desplazaron, se observa que el proceso condilar derecho sufre un mayor desplazamiento hacia lateral comparado con el izquierdo.

8.2 Cuantificación de la microdeformación

La cuantificación realizada a los modelos también muestra la existencia de variación en la magnitud de la microdeformación (en μ strains) entre las distintas angulaciones, pero sin la posibilidad de lograr identificar un patrón o gradiente de acuerdo a la angulación del PO, estos resultados son además altamente variables dependiendo del punto anatómico (landmark) a analizar, por lo que

podemos decir que no existe un efecto determinístico respecto a la variación del plano oclusal para la cuantificación realizada en este estudio.

Los resultados expuestos en los gráficos pueden ser explicados por distintas razones. Una de las posibles explicaciones es que las áreas de microdeformación que se observan en los modelos no tienen exactamente la misma ubicación, es decir, si bien la ubicación anatómica se mantiene relativamente estable, se observó que en ciertos sectores como la zona retromolar y la incisura mandibular las zonas de microdeformación presentaron un leve desplazamiento.

Por otro lado, todos los landmarks fueron ubicados de acuerdo a hitos anatómicos y no necesariamente quedaron ubicados en el punto de mayor microdeformación de cada zona, cabe notar que en los mapas de contornos de colores podría observarse que los LM están ubicados en zonas de alta microdeformación (áreas rojas para tensión, azules para compresión), pero estas zonas adoptan ese color cuando existen valores sobre $900\mu\text{strains}$ o menores a $-900\mu\text{strains}$ (para compresión), por lo que el valor que observamos podría o no corresponder al valor más alto del área analizada. La dificultad reside en que para tener certeza de aquello debiésemos evaluar una cantidad muy elevada de nodos por área para acercarnos a identificar el nodo que presenta el mayor valor, y de esa forma realizar la comparación entre modelos. Aún así, este valor de un nodo puede no ser representativo de la zona anatómica estudiada. Por este motivo para realizar un análisis comparativo más acabado se hace necesario seleccionar un área anatómica de interés acotada en extensión, por ejemplo, el presente proyecto tiene como proyección realizar ese análisis en los procesos condilares.

La desventaja metodológica mencionada antes no quiere decir que los resultados obtenidos debiesen ser descartados, ya que existe una correlación entre la intensidad de la microdeformación y la respuesta biológica del hueso.

En 1987 Frost propuso la teoría del mecanostato, de acuerdo a esta habrían ciertos valores umbrales de microdeformación sobre el cual se produciría aposición ósea, bajo este umbral existiría reabsorción. Los valores propuestos

entonces fueron 50 a 100 μ strains como valor mínimo y \sim 1000 μ strains como valor que iniciaría el proceso de aposición ósea (Frost, 1987; Frost, 1998). Actualmente estudios han demostrado que la intensidad no es el único factor relacionado a la microdeformación a considerar cuando se estudia la respuesta biológica del hueso, ya que la frecuencia de los ciclos de carga, el tiempo de descanso entre los ciclos y la distribución de la microdeformación en el hueso también jugarían roles fundamentales en la adaptación del hueso a la carga (Hughes y Petit, 2010). Por ejemplo, en los resultados para la incisión vemos que el modelo de 0° de angulación en el hito 14 (correspondiente al LM PL4) tuvo un valor de tensión de 1810 μ strains; si trasladáramos este valor al escenario clínico real donde la carga estuviera siendo aplicada de forma reiterada y constante, en ese lugar se podría generar remodelación ósea. Otro ejemplo se encuentra en los valores obtenidos en la cuantificación de la mordida molar izquierda en el hito 2 (LM PC2) del modelo de 12°, que presentó un valor de 1330 μ strains; si este valor de microdeformación estuviese ocurriendo en el escenario clínico real ocurriría remodelación ósea y podría actuar como un factor de riesgo para la generación de daño en el proceso condilar y el desarrollo de TTM de tipo articular, ya que hoy en día los estudios apuntan a que los TTM tienen una etiología multifactorial y no centrada únicamente en la carga recibida por la ATM (Slade y cols., 2016).

Si bien resulta complejo realizar comparaciones o conclusiones ya que los resultados no son determinísticos, resulta interesante realizar estos análisis y plantear el presente estudio como un estudio exploratorio, con proyección a ser realizado en áreas anatómicas de interés clínico.

Como se mencionó anteriormente el plano oclusal es un elemento anatómico importante a considerar al momento de realizar la planificación de un tratamiento odontológico, en el caso de este estudio se simuló digitalmente cómo sería la modificación de este plano a través de cirugía ortognática, para simular el comportamiento mecánico de la mandíbula. Dentro de los resultados encontramos que en distintos casos la microdeformación resultante fue mayor al umbral propuesto de 1000 μ strains para iniciar el proceso de remodelación ósea, por lo que se podría inferir que en ciertos casos (ejemplos: modelos de 0° y 12°, mencionados previamente) la nueva disposición física de la mandíbula generaría

un cambio en la mecánica mandibular, lo que podría inducir remodelación ósea, si extrapolamos estos resultados al escenario clínico real. De esta forma, esta tesis desea ser un aporte a generar evidencia en torno a cómo responde la mandíbula a cambios inducidos terapéuticamente y conocer nuevas metodologías para producir dicha evidencia.

9. CONCLUSIONES

- La hipótesis del presente trabajo de investigación “Cambios en la inclinación del plano oclusal generan cambios en la magnitud y localización de las microdeformaciones óseas mandibulares en respuesta las fuerzas oclusales” se comprueba parcialmente, ya que se generan cambios en magnitud, pero no en localización de las zonas de microdeformación.
- El aumento de la inclinación del plano oclusal desde 0° a 16° genera patrones como: aumento en la tensión y compresión de la cresta alveolar de los incisivos centrales inferiores durante la incisión, disminución de la compresión del borde basilar para incisión y masticación, aumento del área de tensión en la incisura mandibular para incisión.
- El AEF es una herramienta útil para el área de investigación en odontología, ya que presenta suficiente sensibilidad para detectar cambios en la respuesta mecánica a la carga, en escenarios de simulación clínica.
- Variaciones en la geometría del proceso condilar pueden llevar a cambios en la respuesta mecánica a la carga, en modelos de AEF.
- La cuantificación de la microdeformación por hitos en AEF debe realizarse en áreas anatómicas acotadas en extensión, con el fin de obtener resultados que puedan ser fácilmente comparables.
- Es necesario profundizar la investigación en este tema, con el fin de llegar a conclusiones que puedan ser de utilidad clínica.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ardani, I., Wicaksono, A., & Hamid, T. (2020). The Occlusal Plane Inclination Analysis for Determining Skeletal Class III Malocclusion Diagnosis. *Clin Cosmet Investig Dent*, 12, 163-171.
- Ballero, S. (2018). *Asociación entre clase esquelética y biotipo facial en pacientes con trastornos temporomandibulares examinados en el Postítulo de Ortodoncia y Ortopedia Dento Maxilo Facial de la FOUCH en el año 2016*. Tesis (Cirujano Dentista) Universidad de Chile, 2018., Santiago.
- Beer, F., Johnston, E., Mazurek, D. & Eisenberg, E. (2010). *Mecánica Vectorial para Ingenieros: Estática* (9ª ed.). McGraw-Hill Interamericana, México.
- Buvinic, S., Balanta-Melo, J., Kupczik, K., Vásquez, W., Beato, C., y cols. (2020). Muscle-Bone Crosstalk in the Masticatory System: From Biomechanical to Molecular Interactions. *Front Endocrinol (Lausanne)*, 11, 606947.
- Caorsi, C. (2018). *Diferencias en la respuesta mecánica mandibular de individuos que ejercen cargas masticatorias de distinto tipo e intensidad : Estudio mediante análisis de elementos finitos*. Tesis (Cirujano Dentista) Universidad de Chile, 2018., Santiago.
- Carlson, B. M. (2012). *Human Embryology and Developmental Biology E-Book: with STUDENT CONSULT Online Access*: Elsevier Health Sciences.
- Castro, M., Hurtado, M., & Oyonarte, R. (2013). Rendimiento de la evaluación cefalométrica para el diagnóstico sagital intermaxilar: Revisión narrativa. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 6, 99-104.
- Choi, A., Conway, R., Taraschi, V., & Ben-Nissan, B. (2015). Biomechanics and functional distortion of the human mandible. *J Investig Clin Dent*, 6(4), 241-251.
- Cox, P. (2017). The jaw is a second-class lever in *Pedetes capensis* (Rodentia: Pedetidae). *PeerJ*, 5, e3741.

- Drake, R., Mitchell, A., & Vogl, A. (2010). *Gray. Anatomía para estudiantes*: Elsevier Health Sciences Spain.
- Enlow, D., & Hans, M.(1996). *Essentials of Facial Growth*: Saunders.
- Fitton, L., Shi, J., Fagan, M. & O'Higgins, P. (2012). Masticatory loadings and cranial deformation in *Macaca fascicularis*: a finite element analysis sensitivity study. *J Anat*, 221(1), 55-68. doi:10.1111/j.1469-7580.2012.01516.x
- Frost, H. (1987). Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec*; 219(1):1-9. doi:10.1002/ar.1092190104
- Frost, H. (1998). A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci*; 3(5), 272–281. doi:10.1007/s007760050053
- Gateno, J., Xia, J., & Teichgraber, J. (2011). New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 69(3), 606-622. doi:10.1016/j.joms.2010.09.010
- Godinho, R. (2016). *Recent Hominin Cranial Form and Function* (PhD in Human Sciences Doctoral). The University of Hull and The University of York England.
- Graber, L., Vanarsdall, R., Vig, K., & Huang, G. (2017). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*: Elsevier.
- Gröning, F., Liu, J., Fagan, M., & O'Higgins, P. (2011). Why do humans have chins? Testing the mechanical significance of modern human symphyseal morphology with finite element analysis. *Am J Phys Anthropol*, 144(4), 593-606. doi:10.1002/ajpa.21447
- Hughes, J., & Petit, M. (2010). Biological underpinnings of Frost's mechanostat thresholds: the important role of osteocytes. *J Musculoskelet Neuronal Interact*; 10(2):128-35.

- Isola, G., Anastasi, G., Matarese, G., Williams, R., Cutroneo, G., y cols. (2018). Functional and molecular outcomes of the human masticatory muscles. *Oral Dis*, 24(8), 1428-1441. doi:10.1111/odi.12806
- Iwasaki, L., Liu, Y., Liu, H., & Nickel, J. (2017). Jaw mechanics in dolichofacial and brachyfacial phenotypes: A longitudinal cephalometric-based study. *Orthod Craniofac Res*, 20 Suppl 1, 145-150. doi:10.1111/ocr.12174
- Iwase, M., Ohashi, M., Tachibana, H., Toyoshima, T., & Nagumo, M. (2006). Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 35(12), 1102-1107. doi:10.1016/j.ijom.2006.08.014
- Kupczik, K. (2008). Virtual biomechanics: basic concepts and technical aspects of finite element analysis in vertebrate morphology. *J Anthropol Sci*, 86, 193-198.
- Latarjet, M., & Liard, A. R. (2004). *Anatomía Humana*: Editorial Médica Panamericana.
- Lieberman, D. (2011). *The Evolution of the Human Head*: Harvard University Press.
- Lione, R., Franchi, L., Noviello, A., Bollero, P., Fanucci, E. y cols. (2013). Three-dimensional evaluation of masseter muscle in different vertical facial patterns: a cross-sectional study in growing children. *Ultrason Imaging*. 35(4):307-317. doi:10.1177/0161734613502468
- Liu, J., Shi, J., Fitton, L. C., Phillips, R., O'Higgins, P., y cols. (2012). The application of muscle wrapping to voxel-based finite element models of skeletal structures. *Biomech Model Mechanobiol*, 11(1-2), 35-47. doi:10.1007/s10237-011-0291-5
- Lourenço, A., Jager, N., Prochnow, C., Milbrandt Dutra, D., & Kleverlaan, C. (2020). Young's modulus and Poisson ratio of composite materials: Influence of wet and dry storage. *Dent Mater J*, 39(4), 657-663. doi:10.4012/dmj.2019-165

- Meruane, M., Smok, C., & Rojas, M. (2012). Face and Neck Development in Vertebrates. *International Journal of Morphology*, 30, 1373-1388.
- Moore, K., Persaud, T., & Torchia, M. (2013). *Embriología clínica + StudentConsult*: Elsevier Health Sciences Spain.
- Moreno, L., Vela, K., Kummet, C., Dawson, D., & Southard, T. (2013). Phenotypic diversity in white adults with moderate to severe Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(1), 32-42. doi:10.1016/j.ajodo.2013.02.019
- Nanci, A. (2017). *Ten Cate's Oral Histology - E-Book: Development, Structure, and Function*: Elsevier Health Sciences.
- Oh, S., Ahn, J., Nam, K., Paeng, J., & Hong, J. (2013). Frankfort horizontal plane is an appropriate three-dimensional reference in the evaluation of clinical and skeletal cant. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 39(2), 71-76. doi:10.5125/jkaoms.2013.39.2.71
- Okeson, J. (2013). *Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares + Evolve*: Elsevier Health Sciences, España.
- Parada, C., & Chai, Y. (2015). Mandible and Tongue Development. *Curr Top Dev Biol*, 115, 31-58. doi:10.1016/bs.ctdb.2015.07.023
- Park, M., Cho, S., Yun, K., & Park, J. (2012). Change in bite force and electromyographic activity of masticatory muscle in accordance with change of occlusal plane. *J Oral Maxillofac Surg*, 70(8), 1960-1967. doi:10.1016/j.joms.2011.07.022
- Pincheira, C., Thiers, S., Bravo, E., & Olave, H. (2016). Prevalence of Malocclusion in 6 and 12 Year-old Schoolchildren from Choshuenco – Neltume, Chile. *International Journal of Medical and Surgical Sciences*, 3(2), 829-837. doi:<https://doi.org/10.32457/ijmss.2016.013>
- Proffit, W., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. (2019). *Ortodoncia Contemporánea*: Elsevier Health Sciences.

- Ramirez, S., & Espinosa, I. (2015). Asociación entre estructuras craneofaciales de adolescentes y los trastornos temporomandibulares. *Revista de Salud Pública*, 17(6), 938-950. doi:10.15446/rsap.v17n6.34833
- Richmond, B., Wright, B., Grosse, I., Dechow, P., Ross, C., y cols. (2005). Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 283(2), 259-274. doi:10.1002/ar.a.20169
- Roberts, W., Vecilli, R., Chang, C., Katona, T., & Paydar, N. (2015). Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 148(6), 943-955. doi:10.1016/j.ajodo.2015.10.002
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Rouvière, H., Anatomía Humana Descriptiva, topográfica y funcional, 11a ed. ©2005 Últ. Reimpr. 2006: Masson.*
- Sadler, T. W. (2019). *Embriología Médica: Lippincott Williams & Wilkins.*
- Slade, G., Ohrbach, R., Greenspan, J., Fillingim, R., Bair, E. y cols. (2016). Painful Temporomandibular Disorder: Decade of Discovery from OPPERA Studies. *J Dent Res*; 95(10):1084-1092. doi:10.1177/0022034516653743
- Sperber, G., Geoffrey H. Sperber, G., Wald, J., Gutterman, G., & Sperber, S. (2001). *Craniofacial Development B C Decker.*
- Stringhini, D., Sommerfeld, R., Uetanabaro, L., Leonardi, D., Araújo, M., y cols. (2016). Resistance and Stress Finite Element Analysis of Different Types of Fixation for Mandibular Orthognathic Surgery. *Braz Dent J*, 27(3), 284-291. doi:10.1590/0103-6440201600336
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017). *J Prosthet Dent*, 117(5s), e1-e105. doi:10.1016/j.prosdent.2016.12.001
- Throckmorton, G., Buschang, P., & Ellis, E. (1996). Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 54(9), 1080-1086. doi:10.1016/s0278-2391(96)90165-2

- Toro-Ibacache, V. (2013). *A finite element study of the human cranium : the impact of morphological variation on biting performance.*
- Toro-Ibacache, V., Muñoz, V., & O Higgins, P. (2016). The relationship between skull morphology, masticatory muscle force and cranial skeletal deformation during biting. *Annals of anatomy* 203, 59-68.
- Toro-Ibacache, V., & O'Higgins, P. (2016). The Effect of Varying Jaw-elevator Muscle Forces on a Finite Element Model of a Human Cranium. *The Anatomical Record*, 299(7), 828-839. doi:<https://doi.org/10.1002/ar.23358>
- Toro-Ibacache, V., Ugarte, F., Morales, C., Eyquem, A., Aguilera, J., y cols. (2019). Dental malocclusions are not just about small and weak bones: assessing the morphology of the mandible with cross-section analysis and geometric morphometrics. *Clin Oral Investig*, 23(9), 3479-3490. doi:10.1007/s00784-018-2766-6
- Ueda, H., Miyamoto, K., Saifuddin, M., Ishizuka, Y., Tanne, K. (2000). Masticatory muscle activity in children and adults with different facial types. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 118(1):63-68. doi:10.1067/mod.2000.99142
- Ugarte , F. (2017). *Morfología mandibular en poblaciones actuales y arqueológicas que ejercen distintas intensidades de cargas masticatorias de acuerdo a su dieta.* (Cirujano Dentista). Universidad de Chile, Santiago, Chile.
- van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 11(1), 123-136. doi:10.1177/10454411000110010101
- van Spronsen, P. (2010). Long-face craniofacial morphology: cause or effect of weak masticatory musculature? *Semin Orthod.* 16:99– 117. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2010.02.001>
- Velayos, J. (2014). *Anatomía de la Cabeza:* Editorial Médica Panamericana S.A.
- Von Cramon-Taubadel, N. (2011). Global human mandibular variation reflects differences in agricultural and hunter-gatherer subsistence strategies.

Proceedings of the National Academy of Sciences, 108(49), 19546-19551.
doi:10.1073/pnas.1113050108

Wolford, L., Chemello, P., & Hilliard, F. (1994). Occlusal plane alteration in orthognathic surgery-Part I: Effects on function and esthetics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106(3), 304-316. doi:10.1016/s0889-5406(94)70051-6

Wu, A., Hsu, J., Fuh, L., & Huang, H. (2020). Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc*, 119(10), 1514-1523. doi:10.1016/j.jfma.2019.12.001

11. ANEXOS

11.1 Anexo 1

SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO SUR ORIENTE
COMITE ETICO CIENTIFICO

Santiago, 26 de marzo del 2020

APROBACIÓN EJECUTIVA

Este Comité ha revisado el trabajo del Dr. Sebastian Espinosa. Centro Hospital Dr. Sótero del Río: " **Estudio Morfológico y Funcional en Desarmonías y Malformaciones Craneofaciales** " Se trata de un trabajo retrospectivo., pero se mantiene la confidencialidad de los datos sensibles; y no se muestran fotos que permitieran identificar al paciente.

Teniendo presente lo anterior, este Comité considera que no hay objeciones éticas para su presentación a Reuniones o Congresos, como también para su comunicación en Revistas de carácter científico.



Dr. Patricio Michaud Cn
Presidente
Comité de Evaluación Ético científico
S.S.M.S.O.



CC. Archivo

11.2 Anexo 2



Santiago, 23 de abril de 2020

CÓDIGO DIFO N° 2020/004

MAT.: Asigna Código DIFO - Proyecto PRI-ODO.

Profesora
Dra. Viviana Toro I.
 Investigadora Alternativa PRI-ODO
 Instituto de Investigación en Ciencias Odontológicas
 Facultad de Odontología
P R E S E N T E

Estimada Dra. Toro:

Informo a usted que con fecha de Registro de Inscripción **23 de abril de 2020**, la Dirección de Investigación ha Asignado Código DIFO a su Proyecto de Investigación titulado: **“Estudio Morfológico y Funcional en Anomalías y Malformaciones Cráneo Faciales”**, cuyo Investigador Principal es el Dr. Sebastián Espinoza Sánchez, del Hospital Sótero del Río

Código de Inscripción en la Dirección de Investigación:

PRI-ODO 2020 PRI-ODO CÓDIGO DIFO: 2020/004

Este proyecto cuenta con:

1. Carta del Director de Departamento (Inv. Responsable o Alternativo).	Si	No	N/A
2. Certificado de Aprobación del Comité de Ética de la Facultad o Externo.	Si	No	N/A
3. Certificado de Aprobación del Comité de Bioseguridad.	Si	No	N/A

A partir de la fecha de registro de este proyecto, deberá considerar el periodo de duración de 18 meses del mismo, con extensión de 6 meses más si así lo requiriera, en carta formal dirigida a la DIFO, por lo tanto, la:

Fecha Entrega Informe Final:	23 de octubre 2021
------------------------------	---------------------------

Usted deberá hacer llegar a la Dirección de Investigación el Informe Final del Proyecto en el Formulario ad-hoc, que encontrará en la página Web de la Facultad, en el enlace de INVESTIGACIÓN:
<http://odontologia.uchile.cl/investigación/formularios>

Saluda atentamente a usted,

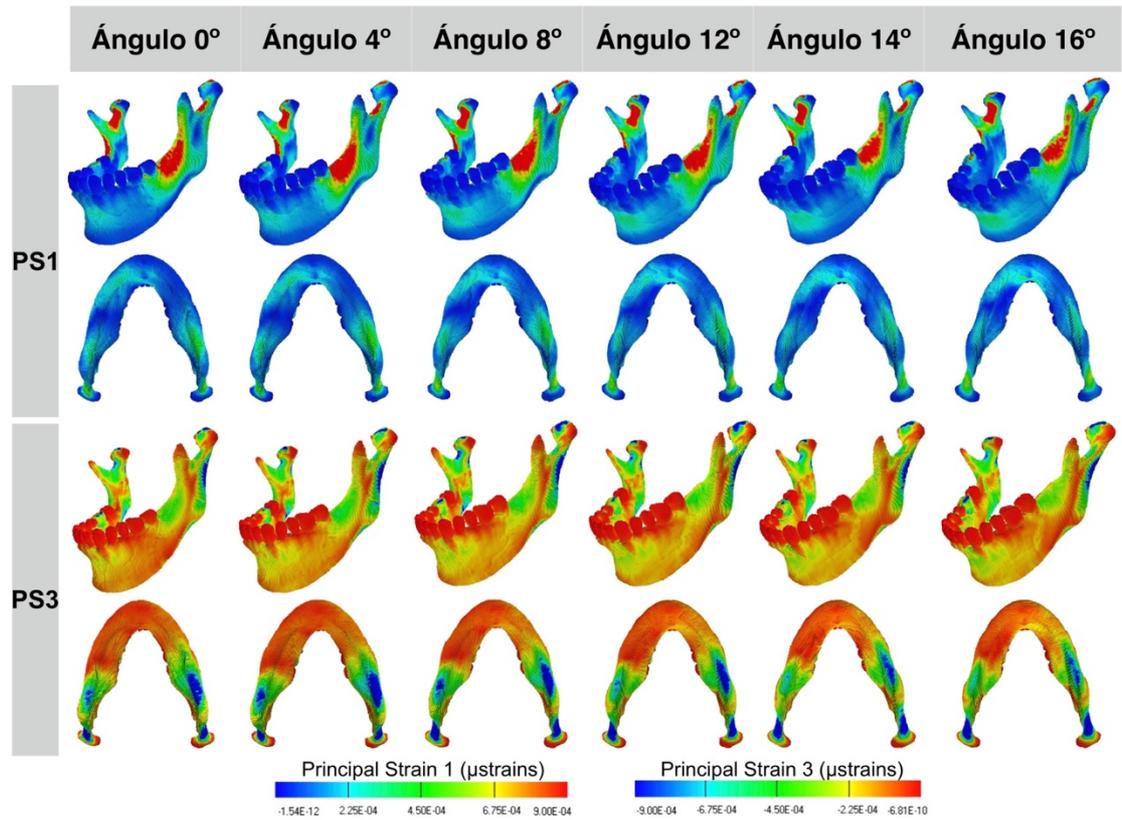


Dr. Alfredo Molina Berríos
 Director de Investigación
 Facultad de Odontología - Universidad de Chile

AMB/rcm.

11.3 Anexo 3

Anexo 3. Mapas de contorno para la masticación en el lado derecho



11.4 Anexo 4

Anexo 4. Gráfico valores de tensión y compresión durante la masticación derecha.

