





Strain generated in the TMJ with class II malocclusions, treated with extraction of premolars and orthodontics: analysis with the finite element method

Esfuerzos generados en la ATM en maloclusión clase II, tratada con exodoncias de premolares y ortodoncia: análisis mediante el método de elementos finitos

SANDRA PATRICIA CASTAÑO-DUQUE¹, ALEJANDRA HOYOS-DAZA², ANGÉLICA MARÍA VARGAS-ROMERO³, LUIS EDUARDO LUNA-ÁNGEL⁴

- ¹ Odontóloga, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Especialista en Ortodoncia, Universidad El Bosque. Especialista en Epidemiología Clínica, Universidad El Bosque. Especialista en Docencia Universitaria, Universidad El Bosque, Docente investigadora Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia.  0000-0003-2687-7065
- ² Odontóloga, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Ortodoncia, Universidad El Bosque, Bogotá Colombia.  0000-0003-4888-2148
- ³ Odontóloga, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Ortodoncia, Universidad El Bosque, Bogotá Colombia.  0000-0002-2972-5019
- ⁴ Odontólogo, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. Maestría en Biología con énfasis en Biofísica, Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Prostopodancia, Universidad El Bosque, Docente investigador Universidad El Bosque, Bogotá Colombia.  0000-0003-2204-3506

Abstract

Introduction: premolar extraction is an alternative for the treatment of class II malocclusion. A change in biomechanics can generate alterations in the Temporomandibular Joint (TMJ), which produces greater dental wear and the appearance of joint dysfunctions. The objective was to assess the effort concentration in the TMJ by means of finite element analysis in class II malocclusions treated with premolar extraction and orthodontics. **Method:** two 3D simulation models each with bone structures of the 2 jaws, complete dentition and disc in the TMJ. One corresponds to the patient without recurrence (WR) treated with extraction of first premolars and orthodontics, where class I dental stability is maintained. The other model with recurrence (R) treated with extraction of first premolars and orthodontics, increased overjet and overbite and canine class II; the load was applied to the mandibular ramus. **Results:** loads of 900N triplicated on all structures compared to 300N in both models. However, there were considerable differences between the left and right glenoid cavities in the WR model, at 300N of 19.9 MPa and 900N at 59.3 MPa. Most tensions of the disc occur in the lateral part. **Conclusions:** due to the asymmetry in the TMJ structures, the stresses and stress concentration differ between the right and left sides in the two models.

Keywords: dental extraction, malocclusion, class II of Angle, temporomandibular joint, disc, premolar, finite element analysis

Resumen

Introducción: la exodoncia de premolares es una alternativa para el tratamiento de la maloclusión clase II. Un cambio en la biomecánica puede generar alteraciones en la Articulación Temporomandibular (ATM) lo que produce mayor desgaste dental y aparición de patologías articulares. El objetivo fue analizar mediante el método de elementos finitos la concentración de esfuerzos en la ATM, en maloclusión clase II, tratados con exodoncia de premolares y Ortodoncia. **Métodos:** dos modelos de simulación en 3D cada uno con estructuras óseas de los 2 maxilares, dentición completa y disco en la ATM. Uno corresponde al paciente sin recidiva (SR) tratado con exodoncia de primeros premolares y ortodoncia, donde se mantiene la estabilidad dental clase I. El otro modelo con recidiva (CR) tratada con exodoncia de primeros premolares y ortodoncia, aumento de overjet y overbite y clase II canina; la carga se aplicó sobre la rama mandibular. **Resultados:** con una carga de 900N los esfuerzos se triplicaron en todas las estructuras de los dos modelos al ser comparados con una carga de 300N; sin embargo, se dieron diferencias considerables en el modelo CR entre las cavidades glenoideas, a 300N de 19.9 MPa y a 900N de 59.3 MPa. La mayor concentración del disco se da en la parte lateral. **Conclusiones:** dada la asimetría en las estructuras de la ATM, los esfuerzos y la concentración de tensiones difieren entre el lado derecho e izquierdo en los dos modelos.

Palabras claves: exodoncia dental, maloclusión, clase II de Angle, Articulación temporomandibular, análisis de elementos finitos

Enviado: septiembre 07/2020 - Aceptado: abril 27/2021



Cómo citar este artículo: Castaño-Duque SP, Hoyos-Daza A, Vargas-Romero AM, Luna-Ángel LE. Strain generated in the TMJ with class II malocclusions, treated with extraction of premolars and orthodontics: analysis with the finite element method. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2021; 33(1): 69-82. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v33n1a6>

INTRODUCCIÓN

Existe una estrecha relación entre la oclusión y el funcionamiento de la Articulación Temporomandibular (ATM) ya que cualquier cambio que se origine a nivel dental va a producir alteración en la ATM.¹ Mecánicamente el maxilar inferior es una barra rígida que se mueve sobre un punto fijo, el fulcro; en normalidad el sistema estomatognático funciona como una palanca de tercer género, en donde el fulcro se ubica en la ATM, la potencia la proporciona los músculos masticatorios y la resistencia está dada por los dientes. Cuando se cambia la relación oclusal y aparecen contactos prematuros o interferencias, ese punto se convierte en el nuevo fulcro, originando una palanca que es de primer género y se caracteriza por un gran beneficio mecánico que se traduce en desgaste a nivel dental y alteraciones en la ATM.²

En el tratamiento ortodóntico para la corrección de la maloclusión dental y /o esquelética clase II, una de las alternativas más usadas son las exodoncias de premolares, la prevalencia de exodoncia de los cuatro primeros premolares es de 42,9%, seguido por las exodoncias de premolares maxilares en 20,2%.³ Al realizar exodoncias la relación oclusal cambia y clínicamente se puede observar facetas y líneas de desgaste, recidivas y alteraciones en la articulación temporomandibular como: dolor, brincos o ruidos articulares.^{4,5} Por otra parte, Luecke y Johnston no identificaron diferencia en la posición del cóndilo, mediante el uso de puntos de referencia cefalométricos, en los casos Clase II División I tratados con exodoncias de premolares maxilares; sin embargo, notaron una aparente asociación entre los sonidos de las articulaciones y la posición posterior del cóndilo.⁶ Del mismo modo, Gianelly et al., concluyeron que la exodoncia del premolar no se asoció con la ubicación posterior de los cóndilos.⁷

Estudios reportan que los sujetos que presentan maloclusiones dentales y/o esqueléticas clase II, parecen tener una mayor prevalencia de signos y síntomas de desórdenes temporomandibulares (DTM) que la población general, esto se ve reflejado en el cambio de posición del cóndilo, alteración del movimiento mandibular, limitación de la apertura, dolor, ruidos en la articulación en función y bloqueo de la mandíbula con boca abierta y cerrada.⁸ Witzig y Stahl, argumentaron que la exodoncia de premolares con la retracción de los dientes anteriores desplaza la mandíbula y los cóndilos mandibulares posteriormente, generando problemas en la ATM, principalmente en pacientes clase II división 2.⁹ Sin embargo, Mohlin et al., demostraron que el 25% de los pacientes después de finalizado el tratamiento de ortodoncia y tras 19 años de seguimiento, tenían una remisión completa de los signos y síntomas de DTM, estos parecen mejorar con el tiempo, a excepción de los ruidos.¹ Las superficies articulares de la ATM (fosa mandibular y cóndilo mandibular) son altamente incongruentes, si estas estuvieran en contacto directo, el área sería muy pequeña para recibir la fuerza y fricción, y por consiguiente al someterse a una carga oclusal, se causarían daños a las capas de cartílago en las superficies articulares. El disco fibrocartilaginoso es capaz de deformarse y adaptarse a la de las superficies articulares y estas deformaciones aseguran que las cargas se absorban y se extiendan en áreas de contacto más grandes,¹⁰ ya que a mayor área menor tensión; adicional a esto el líquido sinovial disminuye la fricción y desgaste del cartílago debido a que se comporta como una fina película de gel viscoso que lubrica la superficie articular.¹¹

Una dificultad con la ortodoncia es el mantenimiento de la estabilidad oclusal, la cual puede relacionarse con recidiva,¹² ya que existen múltiples factores que la puedan causar como

la memoria de las fibras gingivales, cambios producidos por el crecimiento, curva de Spee pronunciada, ancho intercanino, la erupción de terceros molares, la maloclusión inicial y oclusión funcional inestable.¹³ Sin embargo, el apiñamiento no es la única manifestación, también se puede presentar inestabilidad de la ATM, desórdenes musculares, compromisos periodontales, desgaste de las superficies dentales.¹⁴ Lo anterior explicaría la variación en la prevalencia de recidiva reportada en la literatura; Al Yami de 31%, Wheeler en 32% y Janson de 33% dónde se reportó aumento del overjet y overbite, y recidiva a relaciones dentales clase II e inclinaciones dentales.¹⁵⁻¹⁷

El propósito de este artículo es analizar la concentración de esfuerzos en la ATM, en maloclusión clase II, tratados con exodoncia de premolares y Ortodoncia; por medio del método de elementos finitos.

MÉTODOS

Es un estudio experimental in sílico, la muestra se obtuvo de trabajos previos de maloclusión clase II dental y esquelética con exodoncia de primeros premolares superiores e inferiores y posterior tratamiento de Ortodoncia; obtenidos de archivos STL a través de internet en la página Grabcad y 3D Cad Browser, donde se encuentran modelos escaneados de cráneos. Se simularon dos modelos en 3D con las características que se mencionaran a continuación:

1. *Modelo Sin Recidiva (SR)*: en oclusión estática con las seis llaves de oclusión (relación canina y molar clase I, angulación de la corona, inclinación de la corona, ausencia de rotaciones, contactos interproximales precisos y curva de spee) (Figura 1A).
2. *Modelo Con Recidiva (CR)*: en oclusión estática, no presenta estabilidad del tratamiento y recidivaron las relaciones molares y caninas clase II con aumento de sobremordida vertical y horizontal (Figura 1B).

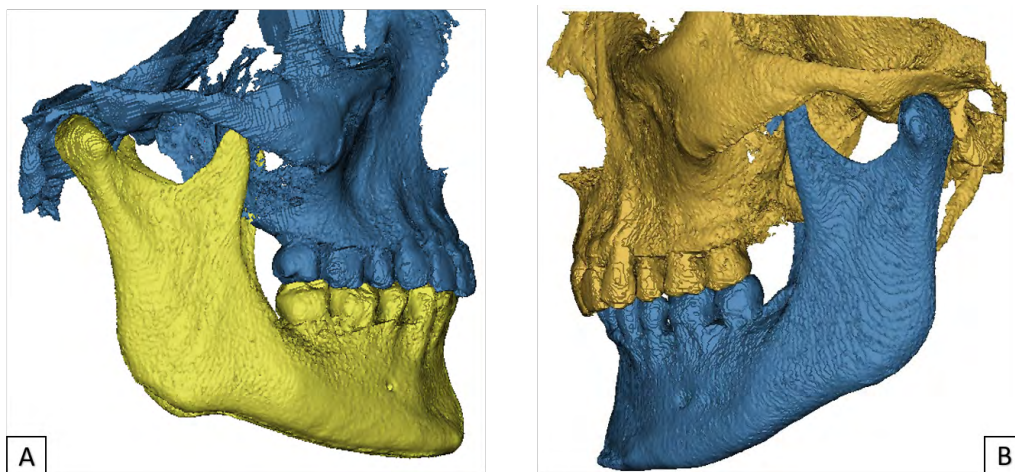


Figura 1. Modelos de simulación. A. Modelo sin recidiva (SR). B. Modelo con recidiva (CR)

Fuente: por los autores

En los modelos se diseñó el maxilar superior e inferior con arco dental completo, cavidad glenoidea, disco articular y cóndilo mandibular de ambos lados; se simularon cargas oclusales de 300N, 450N, 600N, 750N y 900N sobre la rama mandibular, representando diferentes cantidades de fuerza máxima teórica ejercida por los músculos masticatorios de la mandíbula, a nivel de la región molar; teniendo en cuenta que estos valores dependen de variables biológicas de cada individuo como edad, género, características morfológicas de los músculos y condiciones parafuncionales, así mismo, la fuerza de cierre de la mandíbula aumenta con la edad y el crecimiento y se mantiene bastante constante de aproximadamente 20, 40 o 50 años, luego disminuye¹⁸; la literatura reporta que la fuerza máxima de oclusión en la región molar promedia esta entre 300 y 900 Newtons (N) en adultos sanos con dientes naturales¹⁹.

Se utilizó el software libre IMAGE J 1.44p Y ALGOLAB RASTER TO VECTOR CONVERSION TOOLKIT 2.97.72 para la edición de las imágenes, software Académico SolidWorks 2010 para la geometría y Ansys-19 del año 2019 (licencia académica) para el enmallado de las estructuras individuales y del conjunto.

El análisis realizado fue estático, simulando un estado de equilibrio a partir del momento en que se mantiene el cierre durante la mordida, sin variaciones en las cargas aplicadas a la estructura. Las cargas fueron aplicadas en las ramas del maxilar simulando las fuerzas masticatorias en cada simulación. Las restricciones se aplicaron en la parte superior de las cavidades, dejándolas completamente restringidas, de manera que se evitara su desplazamiento.

En la etapa de digitalización se elaboró el modelo geométrico de las estructuras de la ATM y maxilar inferior. Se vectorizó cada figura y se guardó como un archivo DXF. El hueso temporal, el cóndilo mandibular y el disco articular se modelaron como cuerpos deformables usando elementos bidimensionales de deformación plana. Cada archivo DXF se importó a un programa CAD para generar los diferentes contornos de la figura.

En la etapa de enmallado se importó el conjunto final realizado en SolidWorks y se hizo un análisis nuevo en el programa Ansys generando de forma automática el enmallado para cada una de las estructuras del conjunto. En la etapa de simulación, se asignaron las propiedades físicas y mecánicas de las estructuras de la ATM y mandíbula, dicha información se basó en los estudios previos.²⁰

Teniendo en cuenta que el estudio se enfocó al análisis de la interacción Cavidad-Disco-Cóndilo, se asumió que la estructura del maxilar y de la cavidad tuvieran las propiedades del hueso cortical bajo comportamiento lineal, las cuales son: Módulo de Elasticidad: 14.000.000.000 Pa y Relación de Poisson: 0,3. Por otro lado, el Disco contó con las siguientes propiedades, asumiendo también un comportamiento lineal: Módulo de Elasticidad: 4.400.000 Pa y Relación de Poisson: 0,4.¹⁸

El tipo de elemento utilizado fue tetraédrico en todas las estructuras ya que los elementos analizados son tridimensionales, con geometrías muy variables debido a su morfología. En el modelo SR, el número de nodos fue de 812.446 y el de elementos de 565.142; mientras que para el modelo CR fue de 596.520 y de 410.211 respectivamente.

En la simulación del modelo se establecieron límites de frontera: parte externa o superior de la cavidad glenoidea, contacto entre la cavidad glenoidea y cóndilo, contacto entre cóndilo y disco, restricciones musculares que limitan el movimiento del maxilar inferior en máxima Intercuspidación. Los contactos establecidos entre los componentes se definieron como contactos sin separación, los cuales permiten el deslizamiento de las superficies que se encuentran en contacto, sin permitirles la penetración entre estructuras. De esta manera se simuló el acomodamiento del disco entre las superficies que ejercen compresión, recreando el comportamiento que presenta el disco en la realidad.

El análisis se llevó a cabo generando una malla por defecto, la cual fue posteriormente refinada en las zonas de contacto entre los discos, los cóndilos y sus respectivas cavidades. En cuanto al estudio de convergencia, se realizaron incrementos de malla en las zonas antes mencionadas hasta llegar al límite computacional del equipo utilizado para el análisis.

En la etapa de solución con el programa Ansys 19 se realizaron los cálculos algorítmicos de acuerdo con el enmallado obtenido de los datos suministrados, para determinar los esfuerzos que se generaron en los modelos en cada una de las cargas. El modelo de elementos finitos no fue validado mediante técnicas experimentales y por lo tanto los resultados obtenidos son una aproximación al efecto de las variables independientes.

Estadística descriptiva

La estadística se desarrolló a través de algoritmos calculados por el software ANSYS 19 en forma descriptiva, por medio de una distribución de esfuerzos de Von Mises, la cual es una variable escalar que define todas las tensiones del conjunto, por lo que crea la mejor representación posible de las tensiones en estudios biomecánicos que incluyan tejidos óseos. En este proceso se muestra un análisis cualitativo, basado en una escala progresiva de color que va desde el azul al rojo, correspondiente a la escala de la mínima a la máxima tensión, respectivamente.²¹

RESULTADOS

*Modelo Sin Recidiva (SR)

Cavidad Glenoidea

Con la carga de 300N, el esfuerzo máximo en la cavidad glenoidea derecha fue de 15,6MPa en la zona anterior y medial y en la izquierda fue de 13,8 MPa en la zona anterior hacia medial; con 450 N se obtuvo 23,4 MPa en la cavidad derecha y de 20,7 MPa en la zona anterior hacia medial de la cavidad izquierda. Con una carga de 600 N en la derecha fue de 31,2 MPa en la zona anterior y en la izquierda fue de 27,7 MPa en la zona medial y anterior, mientras que con 750 N en la derecha arrojó 39,0 MPa en la zona anterior y en la izquierda de 34,6 MPa en la zona medial, finalmente con 900N fue donde se dio la mayor diferencia entre las cavidades glenoideas siendo 5,3 MPa (Figura 2).

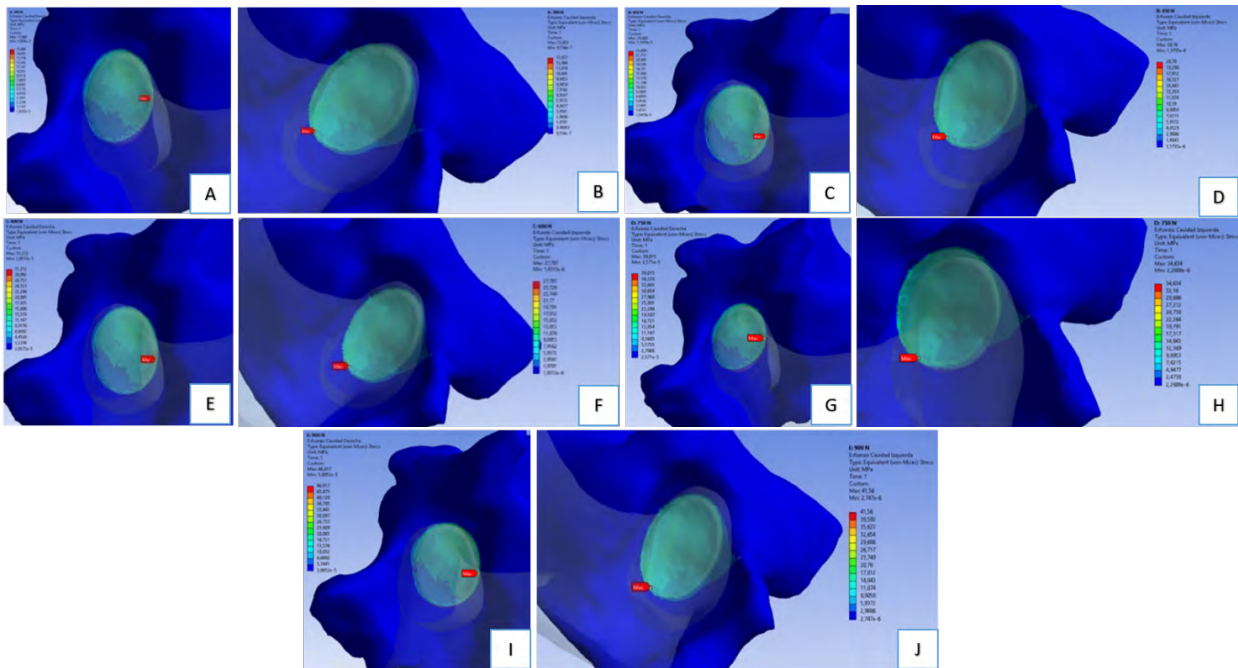


Figura 2. Esfuerzos en la cavidad glenoidea derecha e izquierda en el modelo sin recidiva (SR). A. Cavidad Glenoidea Derecha 300N. B. Cavidad Glenoidea Izquierda 300N. C. Cavidad Glenoidea Derecha 450N. D. Cavidad Glenoidea Izquierda 450N. E. Cavidad Glenoidea Derecha 600N. F. Cavidad Glenoidea Izquierda 600N. G. Cavidad Glenoidea Derecha 750N. H. Cavidad Glenoidea Izquierda 750N. I. Cavidad Glenoidea Derecha 900N. J. Cavidad Glenoidea Izquierda 900N

Fuente: por los autores

Disco articular

A una carga de 300 N en el disco articular derecho se obtuvo un esfuerzo máximo de 7,7 MPa en la zona anterior y externa y el izquierdo arrojó 8,1 MPa en la zona anterior y medial. Con 600 N en el lado derecho se presentó un esfuerzo de 15,4 MPa y en el izquierdo de 16,3 MPa, mientras que con 750 N en el lado derecho se logra un esfuerzo de 19,4 MPa en la zona anterior hacia la parte externa y en el izquierdo se obtuvo un esfuerzo de 20,4 MPa en la zona anterior hacia medial, por consiguiente, con 900N se dio la mayor diferencia entre los dos discos de 1,3 MPa.

Cóndilo mandibular

Ante una carga de 300 N, en el lado derecho se consigue un esfuerzo máximo de 14,2 MPa en la zona anterior lateral hacia la parte externa y en el cóndilo mandibular izquierdo de 12,4 MPa en la zona anterior lateral hacia medial, a 450 N el cóndilo derecho presentó un esfuerzo máximo de 21,4 y en el izquierdo de 18,7 MPa hacia la zona anterior, así mismo, con 750N, el esfuerzo máximo en el cóndilo derecho fue de 35,7 MPa y en el izquierdo de 31,2 MPa; por último al aplicar 900N se observó las mayores diferencias entre el derecho e izquierdo de 5,4 MPa (Figura 3).

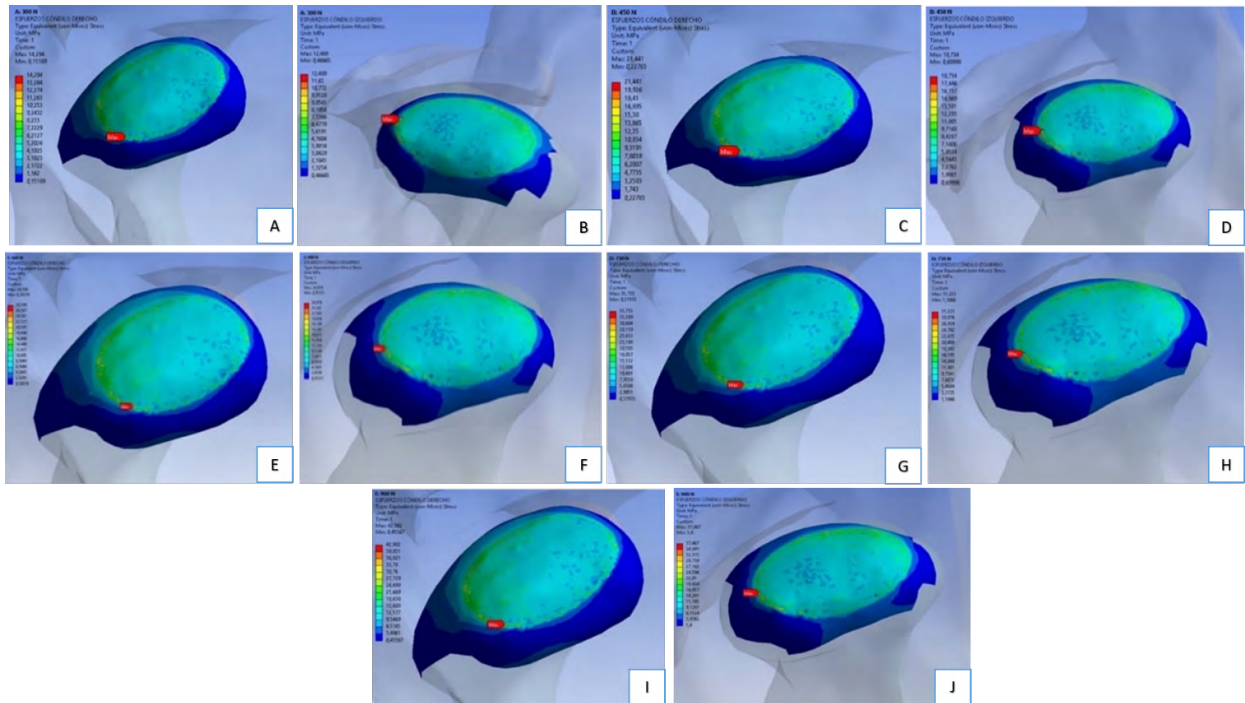


Figura 3. Esfuerzos en el cóndilo mandibular derecho e izquierda en el modelo sin recidiva (SR). A. Cóndilo mandibular Derecho 300N. B. Cóndilo mandibular Izquierdo 300N. C. Cóndilo mandibular Derecho 450N. D. Cóndilo mandibular Izquierdo 450N. E. Cóndilo mandibular Derecho 600N. F. Cóndilo mandibular Izquierdo 600N. G. Cóndilo mandibular Derecho 750N. H. Cóndilo mandibular Izquierdo 750N. I. Cóndilo mandibular Derecho 900N. J. Cóndilo mandibular Izquierdo 900N

Fuente: por los autores

*Modelo Con Recidiva (CR)

Cavidad Glenoidea

Ante una carga de 300 N en la cavidad glenoidea derecha se observa un esfuerzo máximo de 19,1 MPa en la zona anterior desplazado hacia medial y en la izquierda se observó un esfuerzo máximo de 39 MPa en la zona anterior desplazado hacia medial, con 450 N se presentó en la cavidad derecha 28,6 MPa e izquierda 58,3 MPa, al aplicar una carga de 600 N en la derecha se observó 38,2 MPa y en la izquierda 77,7 MPa; con una carga de 900 N, se observó una diferencia notoria entre las dos de 59,3 MPa (Figura 4).

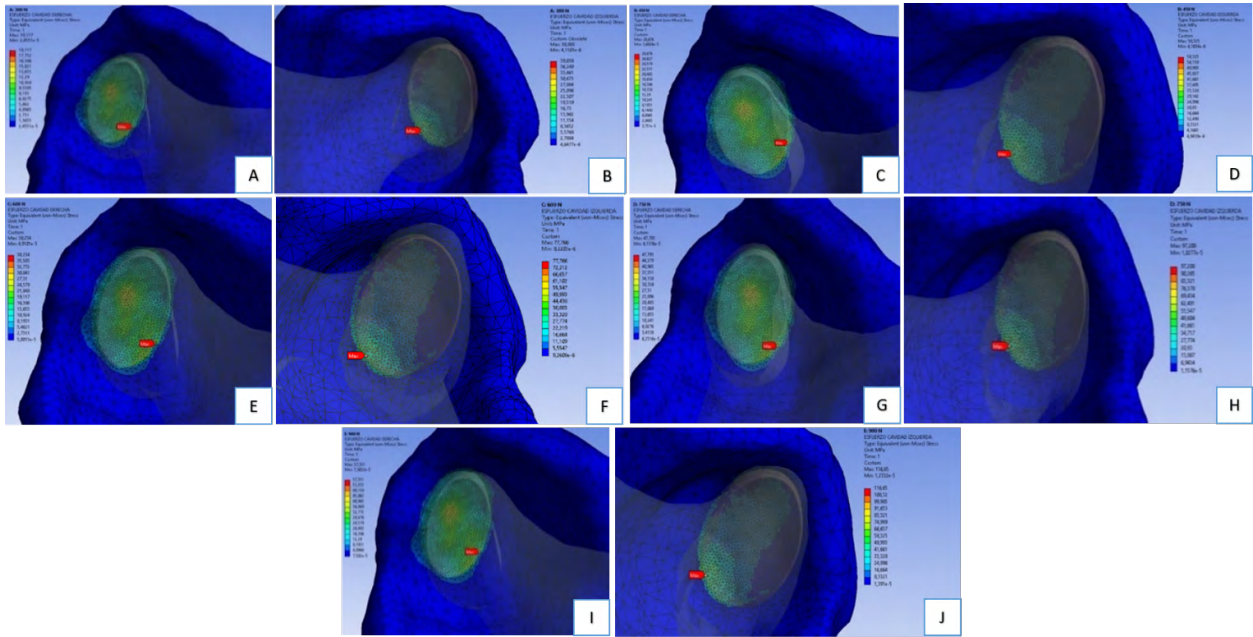


Figura 4. Esfuerzos en la cavidad glenoidea derecho e izquierda en el modelo con recidiva (CR). A. Cavidad Glenoidea Derecha 300N. B. Cavidad Glenoidea Izquierda 300N. C. Cavidad Glenoidea Derecha 450N. D. Cavidad Glenoidea Izquierda 450N. E. Cavidad Glenoidea Derecha 600N. F. Cavidad Glenoidea Izquierda 600N. G. Cavidad Glenoidea Derecha 750N. H. Cavidad Glenoidea Izquierda 750N. I. Cavidad Glenoidea Derecha 900N. J. Cavidad Glenoidea Izquierda 900N

Fuente: por los autores

Disco articular

Con la carga de 300 N en el disco articular derecho se observa un esfuerzo máximo de 18,3 MPa en la zona anterior hacia medial y en el disco articular izquierdo se observa un esfuerzo máximo de 19,7 MPa en la zona anterior hacia medial; al aplicar 600 N en el disco derecho se presentó 36,7 MPa y en el izquierdo de 39,5 MPa; así mismo, con 750 N en el disco articular derecho se observó un esfuerzo máximo de 45,9 MPa y en el izquierdo un esfuerzo máximo de 49,4 MPa; finalmente con 900 N se presentó una diferencia entre los dos de 4,3 Mpa (Figura 5).

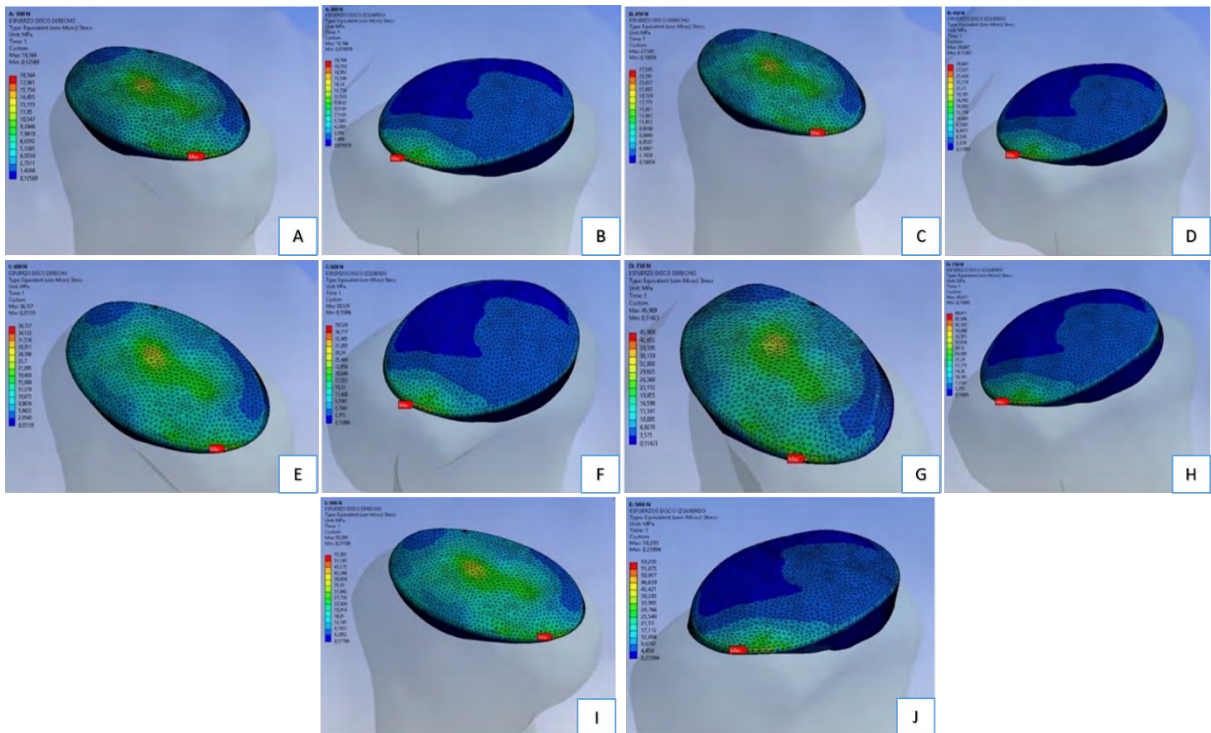


Figura 5. Esfuerzos en el cóndilo mandibular derecho e izquierda en el modelo sin recidiva (SR). A. Disco Articular Derecho 300N. B. Disco Articular Izquierdo 300N. C. Disco Articular Derecho 450N. D. Disco Articular Izquierdo 450N. E. Disco Articular Derecho 600N. F. Disco Articular Izquierdo 600N. G. Disco Articular Derecho 750N. H. Disco Articular Izquierdo 750N. I. Disco Articular Derecho 900N. J. Disco Articular Izquierdo 900N

Fuente: por los autores

Cóndilo mandibular

Con 300 N en el cóndilo mandibular derecho se consiguió un esfuerzo máximo de 16,9 MPa en la zona superior y central y en el izquierdo de 20,8 MPa en la zona superior y medial, con 450 N los esfuerzos fueron de 25,3 en el lado derecho y de 31,2 MPa en el lado izquierdo, con 600 N en el cóndilo derecho arrojó 33,8 MPa y en el izquierdo 41,6 MPa, así mismo, al aplicar 900 N, la diferencia entre los dos de cóndilos fue de 11,8 MPa.

En el modelo SR se encontró que los esfuerzos máximos fueron aumentando de manera proporcional a medida que la carga se incrementaba, sin diferencias marcadas entre estructuras derechas e izquierdas, los mayores esfuerzos se dieron en la cavidad glenoidea derecha, llegando hasta 47 MPa y la menor en el disco articular derecho.

En el modelo CR los esfuerzos aumentaron de manera similar en cada una de las estructuras al incrementar las diferentes cargas siendo la mayor tensión en la cavidad glenoidea izquierda, la cual arrojó tres veces más esfuerzos máximos que en el resto de las estructuras, hasta alcanzar un esfuerzo de 120 MPa, y la menor en el cóndilo derecho con 51MPa.

Por consiguiente, cuando se aumentan las cargas, los esfuerzos en el modelo SR se mantienen estables, sin cambios notorios; mientras que en el modelo CR, se observaron mayores

esfuerzos en cada estructura comparado con el modelo anterior, siendo siempre mayor en la cavidad glenoidea izquierda (Figura 6).

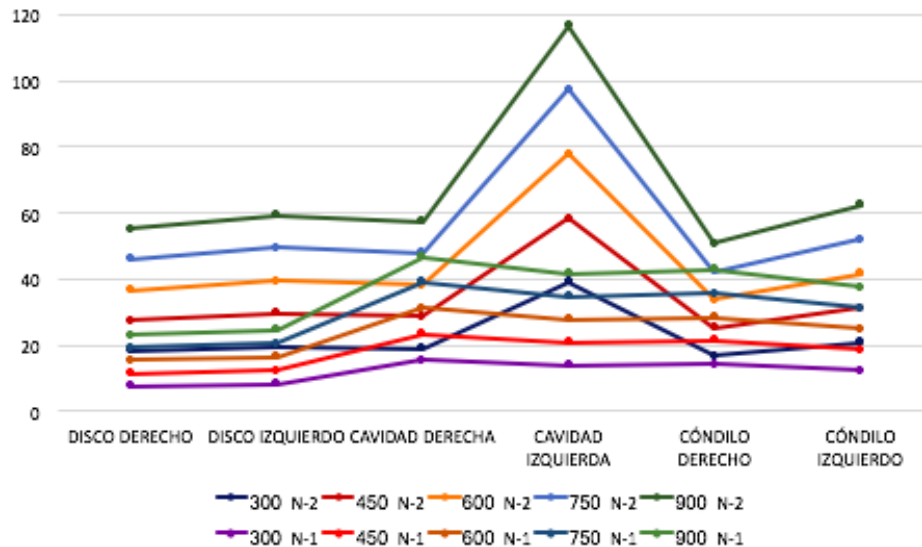


Figura 6. Análisis de esfuerzos de los modelos SR y CR

Fuente: por los autores

DISCUSIÓN

El cóndilo mandibular tiene un patrón de crecimiento asimétrico entre el nacimiento y la edad adulta, la dimensión anteroposterior aumenta en una cantidad relativamente pequeña, mientras que la dimensión medio lateral aproximadamente se duplica, versus dimensiones medio laterales del cartílago.²² En este estudio se encontró que tanto para el modelo SR como para el modelo CR existen asimetrías entre los cóndilos derecho e izquierdo.

El disco es una estructura importante en la mecánica de la articulación, cuyos bordes interno y externo se hallan unidos por firmes inserciones a los polos interno y externo del cóndilo mandibular, con el que deben guardar una relación que les permite acompañarlo en todas sus excursiones.

La presencia del disco fibrocartilaginoso en la articulación disipa la carga en la ATM, ya que es capaz de deformarse y adaptarse a las superficies articulares. Las deformaciones aseguran que las cargas se absorban y se extiendan en áreas de contacto más grandes.²³ El disco es sometido a cargas de tipo compresivo y de tracción, las cuales acortan y elongan el disco en la dirección de la carga, por lo tanto, sufre una deformación, mientras se producen esfuerzos dentro del tejido.²⁴ Teng et al., refirieron que los esfuerzos mayores en normalidad, se observaban en las regiones anterior y posterior del disco (46,7 MPa y 69,7 MPa) en comparación con su región central (14,7 MPa).²⁴ Por el contrario, un estudio realizado por

Beatty et al. y Pérez del Palomar et al., describieron que el esfuerzo en normalidad, se verá reflejada en la zona intermedia.^{20,25} Lai et al., igualmente con un método de elementos finitos, concluyó que los esfuerzos se iban a concentrar en la parte lateral, siendo los más uniformes.²⁶

En este estudio, en el modelo SR se observaron los mayores esfuerzos con una carga de 900N en la superficie de la cavidad glenoidea derecha y disco articular derecho donde los esfuerzos coinciden en la zona anterior hacia medial con 46,8 MPa y 23,2 MPa respectivamente. A su vez, en el cóndilo mandibular derecho su mayor esfuerzo se observó en la zona anterior se distribuye hacia la zona externa con 42,8 MPa. En el lado izquierdo los esfuerzos se concentraron en la zona anterior hacia medial en todas las estructuras; cavidad glenoidea con 41,5 MPa, disco articular con 24,5 MPa, cóndilo mandibular 37,4 MPa y en una menor proporción con respecto al lado derecho.

Por el contrario, en el modelo CR a 900 N se presentaron zonas de esfuerzo más elevadas, donde se podría inferir el mayor riesgo para desarrollar DTM, las áreas de mayor contacto en el cóndilo mandibular, el disco articular y la cavidad glenoidea derechas se dieron en la zona superior anterior hacia medial con tensiones máximas de 50,7 MPa, 55 MPa y 57,3 MPa respectivamente. En el lado izquierdo, en la zona anterior desplazado hacia medial, en el cóndilo mandibular con 62,5 MPa, disco articular 59,2 MPa y cavidad glenoidea 116,6 MPa. Esta última en una mayor proporción con respecto al lado derecho, con una diferencia de 59,3 MPa.

Con relación a lo anterior Nickel et al., señalaron que el no tener una adecuada distribución de los esfuerzos y lubricación en la ATM lleva a falla mecánica del disco articular, que puede ser un factor predisponente para DTM.²⁷ En este estudio las mayores concentraciones se observaron en la cavidad glenoidea. La articulación temporomandibular a diferencia de las demás articulaciones del cuerpo humano está cubierta por una capa de tejido fibrocartilaginoso, capaz de soportar presión, debido que es avascular y tampoco presenta inervación, lo que indica que es un tejido que se adapta bien a la compresión.²⁸

El disco es flexible y puede adaptarse a las exigencias funcionales de las superficies articulares. Sin embargo, la flexibilidad y la adaptabilidad no implican que la morfología del disco no se altere de forma reversible durante la función. El disco conserva su morfología a menos que se produzcan fuerzas extremas o cambios estructurales en la articulación. En este caso, la morfología del disco puede alterarse de manera irreversible, lo que produce cambios biomecánicos durante su función^{29,30}, así mismo, M. Sing et al., observaron que el disco sufre un fenómeno de rigidez por deformación bajo compresión sostenida con cargas elevadas.³¹

Por las características clínicas de la oclusión en los pacientes con maloclusión de clase II división 2, el rango de movimiento mandibular está limitado debido a la excesiva sobremordida vertical y la posición palatinizada de los incisivos centrales superiores, que se relaciona con una probable posición de los cóndilos desplazados hacia atrás y arriba en la fosa glenoidea. Un desplazamiento más distal a este punto se ubicaría en el espacio retrodiscal, ricamente inervado y sin una estructura anatómica apta que permita aceptar fuerzas, lo que produce dolor temporomandibular retrodiscal. Esta posición distal condilar extrema sería causa de inflamación de los tejidos circundantes y afectación de la función de la articulación por elongación de los ligamentos discales y adelgazamiento del disco afectando el complejo cóndilo-disco.⁴

Cuando se presenta alguna alteración en la ATM se pueden desarrollar diferentes artropatías que pueden afectar el sistema estomatognático y generar diferentes DTM.³² Según el estudio de Lai, donde construyó un modelo en normalidad, se evidenció una concentración de esfuerzos en la zona media, concluyendo que cuando se presentaban esfuerzos elevados en el disco articular, se podía producir un adelgazamiento o perforación de este.²⁶ Por el contrario, en este estudio, la mayor concentración de esfuerzos se dio en la zona lateral desplazado hacia medial, lo que se según Pramanik et al. indica que las cargas funcionales y parafuncionales pueden causar cambios adaptativos y degenerativos en la carga del receptor, incluido el hueso condilar.³³

Se debe tener en cuenta que, al ser modelos de simulación, se presentaron diferentes variaciones en los resultados obtenidos entre los modelos SR y CR; esto puede deberse principalmente a las características morfológicas individuales de las estructuras de la ATM de cada uno.

CONCLUSIÓN

Dada la asimetría en las estructuras de la ATM, los valores difieren entre el lado derecho e izquierdo en cada uno de los modelos y por lo tanto los esfuerzos va a ser diferentes en cada una de las estructuras. La asimetría genera diferentes alturas entre la parte superior de los cóndilos y la superficie inferior de las cavidades, lo cual hace que los discos presenten diferentes espesores, influyendo a su vez en la distribución de los esfuerzos.

A pesar de que el disco tiene características de viscoelasticidad y sirve como amortiguador ante fuerzas compresivas, en este estudio los mayores esfuerzos se presentan en la zona de la cavidad glenoidea al aplicar la mayor carga. Lo que se observa es que el disco a esta magnitud ya no es un elemento disipador en los 2 modelos, especialmente en la cavidad glenoidea del lado izquierdo del modelo CR.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

AUTOR DE CORRESPONDENCIA

Sandra Patricia Castaño Duque
Universidad de Antioquia
(+57) 3102947282
scastano@unbosque.edu.co
Carrera 12 # 142 -31
Bogotá, Colombia

REFERENCIAS

1. Mohlin BO, Derweduwen K, Pilley R, Kingdon A, Shaw WC, Kenealy P. Malocclusion and temporomandibular disorder: a comparison of adolescents with moderate to severe dysfunction with those without signs and symptoms of temporomandibular disorder their further development to 30 years of age. *Angle Orthod.* 2004; 74(3): 319-27. DOI: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074%3C0319:matdco%3E2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074%3C0319:matdco%3E2.0.co;2)
2. Manns-Freese AE, Biotti-Picaño JL. Manual práctico de oclusión dentaria. 2da ed. Venezuela: Amolca; 2006.
3. Seben MP, Valarelli FP, Freitas KMS, Cançado RH, Neto ACB. Cephalometric changes in Class II division 1 patients treated with two maxillary premolars extraction. *Dental Press J Orthod.* 2013; 18(4): 61-9.
4. García-Fajardo C, Cacho-Casado A, Fonte-Trigo A, Pérez-Varela JC. La oclusión como factor etiopatológico en los trastornos temporomandibulares. *RCOE.* 2007; 12(1-2): 37-47.
5. Ortiz M, Lugo V. Maloclusión clase II división 1: etiopatogenia, características clínicas y alternativa de tratamiento con un configurador reverso sostenido II (CRS II). *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría.* 2006.
6. Luecke PE 3rd, Johnston LE Jr. The effect of maxillary first premolar extraction and incisor retraction on mandibular position: testing the central dogma of "functional orthodontics". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992; 101(1): 4-12. DOI: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(92\)70075-1](https://doi.org/10.1016/0889-5406(92)70075-1)
7. Gianelly AA, Hughes HM, Wohlgenuth P, Gildea G. Condylar position and extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988; 93(3): 428-32. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(88\)80004-0](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(88)80004-0)
8. Ortega ACBA, Pozza DH, Rodrigues LLFR, Guimarães AS. Relationship between orthodontics and temporomandibular disorders: a prospective study. *J Oral Facial Pain Headache.* 2016; 30(2): 134-8. DOI: <https://doi.org/10.11607/ofph.1574>
9. Witzig JW, Spahl TJ. The clinical management of basic maxillofacial orthopedic appliances. United States: PSG Publishing; 1987.
10. Stanković S, Vlajković S, Bošković M, Radenković G, Antić V, Jevremović D. Morphological and biomechanical features of the temporomandibular joint disc: an overview of recent findings. *Arch Oral Biol.* 2013; 58(10): 1475-82. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2013.06.014>
11. Kogawa EM, Calderon PS, Laurus JRP, Araujo CRP, Conti PCR. Evaluation of maximal bite force in temporomandibular disorders patients. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(8): 559-65. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01619.x>
12. Maniewicz-Wins SM, Antonarakis GS, Kiliaridis S. Predictive factors of sagittal stability after treatment of Class II malocclusions. *Angle Orthod.* 2016; 86(6): 1033-41. DOI: <https://doi.org/10.2319/052415-350.1>
13. Balanzategui-Colina S, De La Cruz-Vigo S, De la cruz-Pérez J. Recidiva en ortodoncia: el apiñamiento anteroinferior postratamiento. *Científica Dent.* 2007; 4(2): 145-51.
14. Escobar-Parada LH. Estabilidad a largo plazo del tratamiento de ortodoncia. Madrid: Maxillaries; 2015.
15. Al Yami EA, Kuijpers-Jagtman AM, van 't Hof MA. Stability of orthodontic treatment outcome: follow-up until 10 years postretention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 115(3): 300-4. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70333-1](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70333-1)
16. Wheeler TT, Mc Gorry SP, Dolce C, Taylor MG, King GJ. Effectiveness of early treatment of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121(1): 9-17. DOI: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.120159>

17. Janson G, Araki J, Camardella LT. Posttreatment stability in class II nonextraction and maxillary premolar extraction protocols. *Orthodontics (Chic)*. 2012; 13(1): 12-21.
18. Pereira-Cenci T, Pereira LJ, Cenci MS, Bonachela WC, Del Bel Cury AA. Maximal bite force and its association with temporomandibular disorders. *Braz Dent J*. 2007; 18(1): 65-8. DOI: <https://doi.org/10.1590/s0103-64402007000100014>
19. Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod*. 2018; 12(2):120-6. DOI: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sodo.2006.01.005>
20. Pérez- del Palomar A, Cegoñino J, López-Arranz J, de Vicente JL, Doblaré M. Simulación por elementos finitos de la articulación temporomandibular. *Biomecánica*. 2003; 11: 10-22.
21. Merdji A, Bachir-Bouiadjra B, Achour T, Feng ZO, Serier B, Ould-Chikh B. Stress analysis in dental prosthesis. *Computational Materials Science*. 2010; 49(1): 126-33. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016%2Fj.commatsci.2010.04.035>
22. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero JA, Lorente M, Serra I et al. Anatomy of the temporomandibular joint. *Semin Ultrasound CT MR*. 2007;28(3): 170-83. DOI: <https://doi.org/10.1053/j.sult.2007.02.002>
23. Nickel JC, Iwasaki LR, Gonzalez YM, Gallo LM, Yao H. Mechanobehavior and ontogenesis of the temporomandibular joint. *J Dent Res*. 2018; 97(11): 1185-92. DOI: <https://doi.org/10.1177/0022034518786469>
24. Teng SY, Xu YH. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs. *J Craniomandibular Disord. Facial Oral Pain*. 1991; 5(1): 28-34.
25. Beatty MW, Bruno MJ, Iwasaki LR, Nickel JC. Strain rate dependent orthotropic properties of pristine and impulsively loaded porcine temporomandibular joint disk. *J Biomed Mater Res*. 2001; 57(1): 25-34. DOI: [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200110\)57:1%3C25::aid-jbm1137%3E3.0.co;2-h](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200110)57:1%3C25::aid-jbm1137%3E3.0.co;2-h)
26. Lai L, Huang C, Zhou F, Xia F, Xiong G. Finite elements analysis of the temporomandibular joint disc in patients with intra-articular disorders. *BMC Oral Health*. 2020; 2(1): 93. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01074-x>
27. Nickel JC, Iwasaki LR, Beatty MW, Marx DB. Laboratory stresses and tractional forces on the TMJ disc surface. *J Dent Res*. 2004; 83(8): 650-4. DOI: <https://doi.org/10.1177/154405910408300813>
28. Quijano-Blanco Y. Anatomía clínica de la articulación temporomandibular (ATM). *Morfología*. 2011; 3(4): 24-33.
29. Alonso AA, Albertini JS, Bechelli AH. Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral. Buenos Aires: Bogotá Editorial Médica Panamericana; 2005.
30. Okeson J. Tratamiento de Oclusión y afecciones temporomandibulares. 6ª ed. Barcelona: Elsevier Mosby; 2008.
31. Singh M, Detamore MS. Biomechanical properties of the mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc. *J Biomech*. 2009; 42(4): 405-17. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.12.012>
32. Ingawalé S, Goswami T. Temporomandibular joint: disorders, treatments, and biomechanics. *Ann Biomed Eng*. 2009; 37(5): 976-96. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9659-4>
33. Pramanik F, Firman RN, Sam B. Difference of temporomandibular joint condyle with and without clicking using digital panoramic radiograph. *Padjajaran Journal of Dentistry*. 2017; 29(2): 153-8.