

Comportamiento Mecánico de un Premolar Humano Sano Sometido a Fuerzas Funcionales y Disfuncionales en un MEF

Mechanical Behavior of a Healthy Human Premolar Subjected to Functional and Dysfunctional Forces in a FEM

Liliana Yamile Franco Londoño¹; Ana María Maya Giraldo¹;
Juan Gustavo Diossa Peña² & Luis Miguel Ramírez Aristeguieta³

FRANCO, L. Y.; MAYA, A. M.; DIOSA, J. G. & RAMÍREZ, L. M. Comportamiento mecánico de un premolar humano sano sometido a fuerzas funcionales y disfuncionales en un MEF. *Int. J. Morphol.*, 41(5):1288-1296, 2023.

RESUMEN: El propósito de este estudio fue analizar el comportamiento mecánico de la estructura dental sana de un primer premolar inferior humano sometido a fuerzas funcionales y disfuncionales en diferentes direcciones. Se buscó comprender, bajo las variables contempladas, las zonas de concentración de esfuerzos que conllevan al daño estructural de sus constituyentes y tejidos adyacentes. Se realizó el modelo 3D de la reconstrucción de un archivo TAC de un primer premolar inferior, que incluyó esmalte, dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar considerando tres variables: dirección, magnitud y área de la fuerza aplicada. La dirección fue dirigida en tres vectores (vertical, tangencial y horizontal) bajo cuatro magnitudes, una funcional de 35 N y tres disfuncionales de 170, 310 y 445 N, aplicadas sobre un área de la cara oclusal y/o vestibular del premolar que involucró tres contactos estabilizadores (A, B y C) y dos paradores de cierre. Los resultados obtenidos explican el fenómeno de combinar tres vectores, cuatro magnitudes y un área de aplicación de la fuerza, donde los valores de esfuerzo efectivo equivalente Von Mises muestran valores máximos a partir de los 60 MPa. Los valores de tensión máximos se localizan, bajo la carga horizontal a 170 N y en el proceso masticatorio en la zona cervical, cuando la fuerza pasa del 60 %. Sobre la base de los hallazgos de este estudio, se puede concluir que la reacción de los tejidos a fuerzas funcionales y disfuncionales varía de acuerdo con la magnitud, dirección y área de aplicación de la fuerza. Los valores de tensión resultan ser más altos bajo la aplicación de fuerzas disfuncionales tanto en magnitud como en dirección, produciendo esfuerzos tensiles significativos para la estructura dental y periodontal cervical, mientras que, bajo las cargas funcionales aplicadas en cualquier dirección, no se generan esfuerzos lesivos. Esto supone el reconocimiento del poder de detrimento estructural del diente y periodonto frente al bruxismo céntrico y excéntrico.

PALABRAS CLAVE: Modelo de elementos finitos; Diente; Masticación; Fuerzas oclusales; Bruxismo céntrico; Bruxismo excéntrico; Abfracción; Solidez estructural; Módulo de elasticidad.

INTRODUCCIÓN

El comportamiento mecánico y la estructura anatómica e histológica de los tejidos dentales están intrincadamente relacionadas y la comprensión de su comportamiento multidimensional en el que hay interacción de las particularidades morfológicas, mecánicas, de sustrato, las condiciones fisiológicas y parafuncionales, así como su ubicación espacial en el entorno estomatognático, son de vital importancia para la interpretación de fenómenos mecano biológicos. El modelamiento matemático de elementos finitos (MEFs), permite este nivel de complejidad en el que se pue-

de registrar bajo una considerable cantidad de variables, el comportamiento del sujeto de estudio.

El MEFs es útil para estudiar de forma integral dicho comportamiento de las estructuras dentales ante la aplicación de fuerzas, al presentar el estado aproximado del comportamiento de una estructura anatómica compleja, incluyendo en este análisis el comportamiento mecánico al interior de las estructuras y puede involucrar tantas variables como se quiera entender la complejidad del modelo.

¹ Residentes Postgrado Rehabilitación Oral. Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín-Colombia.

² Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín-Colombia.

³ Centro Biotecnológico (LAB QST). Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín-Colombia.

Este método numérico implica la construcción geométrica de un modelo a partir de un prototipo bi o tridimensional y el cálculo y la resolución de sistemas de ecuaciones. Se divide en subdominios llamados elementos, los cuales se conectan entre sí por puntos (nodos) que a su vez forman en conjunto, el enmallado; al cual se le proporcionan unas condiciones de frontera con el fin de simular las propiedades mecánicas de cada interfase. Generalmente, a mayor número de elementos en una malla, mayor probabilidad en la exactitud de los resultados (Röhrle *et al.*, 2018).

El esmalte debido a su gran mineralización y dureza, tiene la capacidad de resistir el desgaste al que está sometida la corona de un diente. La dentina es cuatro veces más blanda que el esmalte, pero hasta dos veces más dura que el hueso (Nikolaus *et al.*, 2017) y su naturaleza elástica, la convierte de forma complementaria en el soporte ideal para el esmalte. Estos dos tejidos biomecánicamente tan diferentes, están asociados y unidos por una interface anatómica, la unión amelo dentinaria, que funciona como protectora ante esfuerzos, al desviar e impedir la propagación de grietas hacia la dentina (Arola *et al.*, 2017). El ligamento periodontal por su parte, es un tejido que hace de receptáculo fuerte pero flexible del diente en su alveolo (gonfosis) que igualmente, disipa las fuerzas oclusales fisiológicas aplicadas al hueso, además, de contener terminaciones especializadas en el dolor, y la mecanorecepción (Beertsen *et al.*, 1997).

Aunque la morfología del diente le permite absorber importantes cargas estáticas y dinámicas en normalidad, es necesario estudiar el comportamiento de las estructuras dentales ante condiciones extremas o disfuncionales, discriminando las propiedades mecánicas individuales del sustrato histológico con sus particularidades diferenciales.

Existen varios tipos de fuerzas aplicadas a los dientes durante la masticación normal y la disfuncional (Wood *et al.*, 2009), Las tensiones resultantes en los sustratos dependen de la magnitud, dirección, frecuencia, sitio de aplicación y duración de la fuerza. Las fuerzas disfuncionales, causan fatiga de la estructura dental (Grippio *et al.*, 2012), sobrepasan el límite de tolerancia fisiológica de los tejidos y conllevan a la formación de diferentes tipos de lesiones como lesiones abfractales, fracturas, facetas de desgaste, pérdida ósea, entre otras condiciones que coadyuvan a la enfermedad periodontal sostenida (por trauma secundario) y síntomas temporomandibulares relacionados a desordenes musculares, articulares y referidos.

El conocimiento de los valores aproximados de fuerzas máximas y masticatorias es importante para tener una

visión más acertada de las fuerzas que se inducirán a los dientes durante el estudio por MEFs. El rango de fuerzas oclusales varía de acuerdo al método de medición utilizado, edad, sexo, tipo de alimentación, presencia de hábitos disfuncionales, uso de prótesis, o predominio unilateral de la masticación (Röhrle *et al.*, 2018).

La fuerza de mordida generalmente es mayor para los hombres que para las mujeres y mayor para los adultos que para los niños. Raadsheer *et al.* (1999) encontraron que las fuerzas de cierre masticatorio fueron de 545.7 N en hombres y 383.6 N en las mujeres; y la máxima fuerza alcanzada fue de 888 N en los hombres y 576 N en las mujeres. Las fuerzas fisiológicas para el sector anterior se encuentran en un rango de 22 a 222 N y para la zona de premolares se ha propuesto de 31 a 453 N (Ericsson & Lindhe, 1982). Las fuerzas de mordida máximas varían de 400 a 890 N para los molares; de 222 a 445 N para premolares; de 133 a 334 N para caninos; y de 89 a 111 N para incisivos (Anusavice *et al.*, 2012). Sakaguchi & Powers, 2012, reportan fuerzas de 228 N en bicúspides, 208 N en caninos, y 155 N en incisivos y para van Eijden (1991), las fuerzas máximas que se generan por el mayor esfuerzo de apretamiento están en un rango de 723 N \pm 138 en la zona de molares, 583 N \pm 99 en zona de premolares y 469 N \pm 85 en la zona de caninos (Tabla I).

Los dientes están sometidos a cargas variables cuando realizan la función masticatoria (Shimada *et al.*, 2012) o entran en contacto durante la parafunción. Por lo tanto, el propósito de este estudio es analizar el comportamiento mecánico de la estructura dental sana sometida a diferentes tipos de cargas oclusales funcionales y disfuncionales en diferentes direcciones, así como intentar comprender las zonas de concentración de esfuerzos generados por fuerzas disfuncionales y que conllevan al daño de sus constituyentes y tejidos adyacentes.

MATERIAL Y MÉTODO

Mediante el programa 3D Slicer 4 (Fedorov *et al.*, 2012) se realizó el modelado 3D de un archivo DICOM de una tomografía computarizada de haz cónico en un primer premolar inferior humano joven con integridad periodontal y estructural en condiciones normales para una boca sana. Las diferentes capas que componen el diente se segmentaron usando las técnicas de “thresholding” a partir de los archivos para simular formas y dimensiones reales, tomando secciones a intervalos de 125 μ m entre cada una de las capas. Las capas de esmalte y dentina, se pusieron en contacto a lo largo de toda la unión dentino-esmalte. Las interfases de

Tabla I. Valores de fuerzas fisiológicas, masticatorias y fuerza máxima según grupo de dientes y/o sexo.

Tipo de fuerza		Magnitud (N)	Ref
Fuerza fisiológica	Según grupo de dientes		
	Anteriores	22 – 222	Ericsson & Lindhe, 1982.
	Premolares	31 – 453	
Fuerza masticatoria	Según genero		
	Hombres	545,7	Raadsheer <i>et al.</i> , 1999.
	Mujeres	383,6	
Fuerza máxima	Según genero		
	Hombres	888	Raadsheer <i>et al.</i> , 1999.
	Mujeres	576	
	Según grupo de dientes		
	Incisivos	89 – 111	Anusavice <i>et al.</i> , 2012.
		155	Sakaguchi & Powers, 2012.
	Caninos	133 – 334	Anusavice <i>et al.</i> , 2012.
		208	Sakaguchi & Powers, 2012.
		384 – 554	van Eijden, 1991.
	Premolares	222 – 445	Anusavice <i>et al.</i> , 2012.
		228	Sakaguchi & Powers, 2012.
	Molares	484 - 682	van Eijden, 1991.
		400 – 890	Anusavice <i>et al.</i> , 2012.
		585 - 861	van Eijden, 1991.

los diferentes sustratos, que bajo condiciones fisiológicas se comportan como una unidad funcional, se simularon con contactos tipo “bounded” para asumir un encastre general sin ningún tipo de movimiento entre las superficies en la interface de contacto (Oladapo *et al.*, 2018).

Se integró la pulpa a la dentina, debido a que su aporte mecánico no es significativo respecto a las otras estructuras adyacentes. El ligamento periodontal (LP) que rodea la raíz del diente fue modelado como una membrana de 0.2 mm de espesor (Nikolaus *et al.*, 2017), valor que se referencia con frecuencia en la literatura de estudios de MEFs. Adicionalmente se modela el hueso alveolar, 3 mm por debajo de la línea cervical del diente como punto de referencia habitual en un periodonto sano (Fig. 1). Usando la técnica “decimation” se realizó el proceso de simplificación de la mallas de cada bioestructura en “MeshLab 2020.12” (Cignoni *et al.*, 2008) para ser utilizadas en el análisis numérico.

Modelo Numérico

Para modelar el comportamiento del premolar bajo las diferentes cargas se utilizó FEBio Suite 1.5, discreteando las bioestructuras usando elementos tetrahédricos de 4 nodos tomando un tamaño máximo de 0.5 mm para todas las estructuras excepto el LP de 0.25mm, teniendo 86.177 nodos y 393.112 elementos para todo el modelo (Fig. 2), con un remallado previo usando el Mmg Platform (Dapogny *et al.*, 2014).

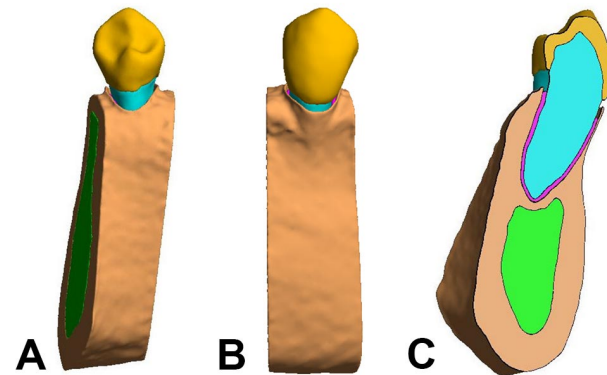


Fig. 1. Modelo tridimensional de la estructura dental (esmalte en naranja, dentina en azul) y tejidos adyacentes (ligamento periodontal en fucsia, hueso cortical en café, hueso trabecular en verde) de un primer premolar inferior reconstruido a partir de imágenes μ CT, visto desde lingual (a), vestibular (b) y proximal (c).

Las propiedades mecánicas diferenciales usadas, se presentan en la Tabla II. Para el propósito del análisis, se asumió que todos los materiales excepto el ligamento

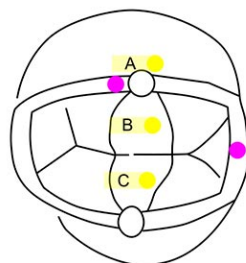
Tabla II. Propiedades mecánicas de las capas del diente (Nikolaus *et al.*, 2017).

Material	Módulo de elasticidad (GPa)	Relación de Poisson
Esmalte	60	0,31
Dentina Coronal	20	0,31
Dentina cervical	15	0,31
Dentina radicular	10	0,31
Ligamento periodontal	0,05	0,49
Hueso alveolar	13	0,3

periodontal son isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. Para el caso del ligamento periodontal se asume un comportamiento hiperelástico (Vukicevic *et al.*, 2021).



Fig. 2. Malla de elementos finitos



● Estabilizadores
● Paradores de cierre

Las tres direcciones de fuerza (vertical, tangencial y horizontal) se evaluaron bajo dos tipos de carga (funcional y disfuncional), con valores mínimos de 35 N (Ericsson & Lindhe, 1982) y máximos de 445 N (Anusavice *et al.*, 2012) sobre un área de la cara oclusal o vestibular del premolar que involucró los tres contactos estabilizadores (A, B y C) y dos paradores de cierre (Fig. 4). El vector de fuerza vertical y tangencial involucró dos contactos estabilizadores (B y C) y un freno (Figs. 4 a y b); y el vector de fuerza horizontal involucró dos contactos estabilizadores (A y C) y el segundo freno (Fig. 4c).

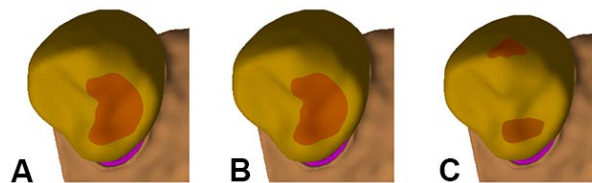


Fig. 4. Área de aplicación de la fuerza. (a) Para el vector de fuerza vertical con dos contactos estabilizadores (B y C) y un parador de cierre, (b) para el vector de fuerza tangencial con dos contactos estabilizadores (B y C) y un parador de cierre, (c) para el vector de fuerza horizontal con dos contactos estabilizadores (A y C) y un parador de cierre.

Para observar el comportamiento de los esfuerzos generados sobre el modelado, se restringió el movimiento en los extremos del hueso cortical y esponjoso (Fig. 3a). El vector de fuerzas vertical (cierre masticatorio y contacto interdental) simuló un movimiento en dirección axial desde la superficie oclusal (Fig. 3b) y las direcciones de fuerza tangencial y horizontal simularon un movimiento transtrusivo (medio y laterotrusivo) con un ángulo de 15° desde la superficie oclusal y a 0° desde la cúspide vestibular respectivamente (Figs. 3c y 3d).

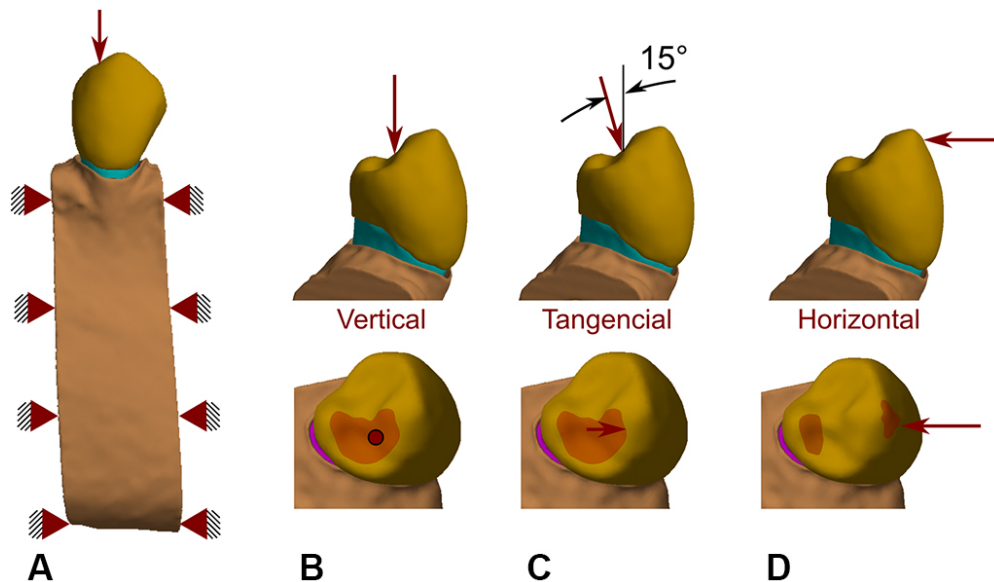


Fig. 3. Direcciones y área de aplicación de la fuerza sobre el modelo tridimensional del primer premolar inferior. (a) Restricción del movimiento en los extremos del hueso alveolar, (b) dirección de fuerza vertical desde la superficie oclusal (c) dirección de fuerza tangencial con un ángulo de 15° desde la superficie oclusal, (d) dirección de fuerza horizontal desde la cúspide vestibular.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se representan en la Figura 5, donde se explica la generalidad del fenómeno, consecuencia de la combinación de tres vectores; vertical (1), tangencial (2), horizontal (3) y cuatro magnitudes de fuerza, funcional de 35 N y disfuncionales de 170, 310 y 445 N. Los valores de esfuerzo efectivo equivalente Von Mises muestran valores máximos a partir de los 60 MPa. Este indicador fue utilizado para predecir el rendimiento de cada uno de los sustratos heterogéneos (esmalte, dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar) funcionando como una unidad bajo cargas complejas y poder determinar si estaban sometidos a esfuerzos mínimos o máximos, de tensión o compresión y su deformación resultante, elástica o plástica hasta la fractura (Murakami & Wakabayashi, 2014). La carga axial y oblicua bajo fuerza funcional (1a y 2a) producen esfuerzos compresivos. La carga oblicua disfuncional a partir de 310 N (2c) y la horizontal a partir de 170 N (3b), generan esfuerzos que se distribuyen alrededor de toda la zona cervical.

Los valores de tensión máximos se localizan bajo la carga horizontal a 170 N (3b) con la mayor área obtenida, que se extiende desde oclusal hasta el tercio cervical.

DISCUSIÓN

Debido a que la intensidad, localización y dirección de las fuerzas masticatorias, así como la superficie de contacto entre los dientes es variable, este estudio presentó un modelado computacional de cargas funcionales y disfuncionales, bajo tres direcciones diferentes, aplicadas sobre un área de contacto de un premolar sano, para analizar su comportamiento mecánico y mostrar los efectos sobre el diente y los tejidos circundantes.

El premolar fue tomado como punto intermedio, dentro de la dinámica estomatognática entre la zona anterior (de formas incisivas y delgadas) y la zona posterior (con zonas de tabla oclusal molar). Consideramos importante matizar que en un estudio de oclusión y distribución de esfuerzos sobre dientes, el ciclo masticatorio debe comprenderse a cabalidad y en tal sentido la Figura 6, permite la comprensión de un solo ciclo masticatorio; lo que simula parte del proceso masticatorio como lo hizo Strózyk & Bachanowsk (2018), incluyendo un eje horizontal de tiempo que va desde 0 a 0.8 s y un eje vertical de fuerza entre 0 y 100 % equivalente a una aplicación de fuerza en dirección vertical con 445N de carga.

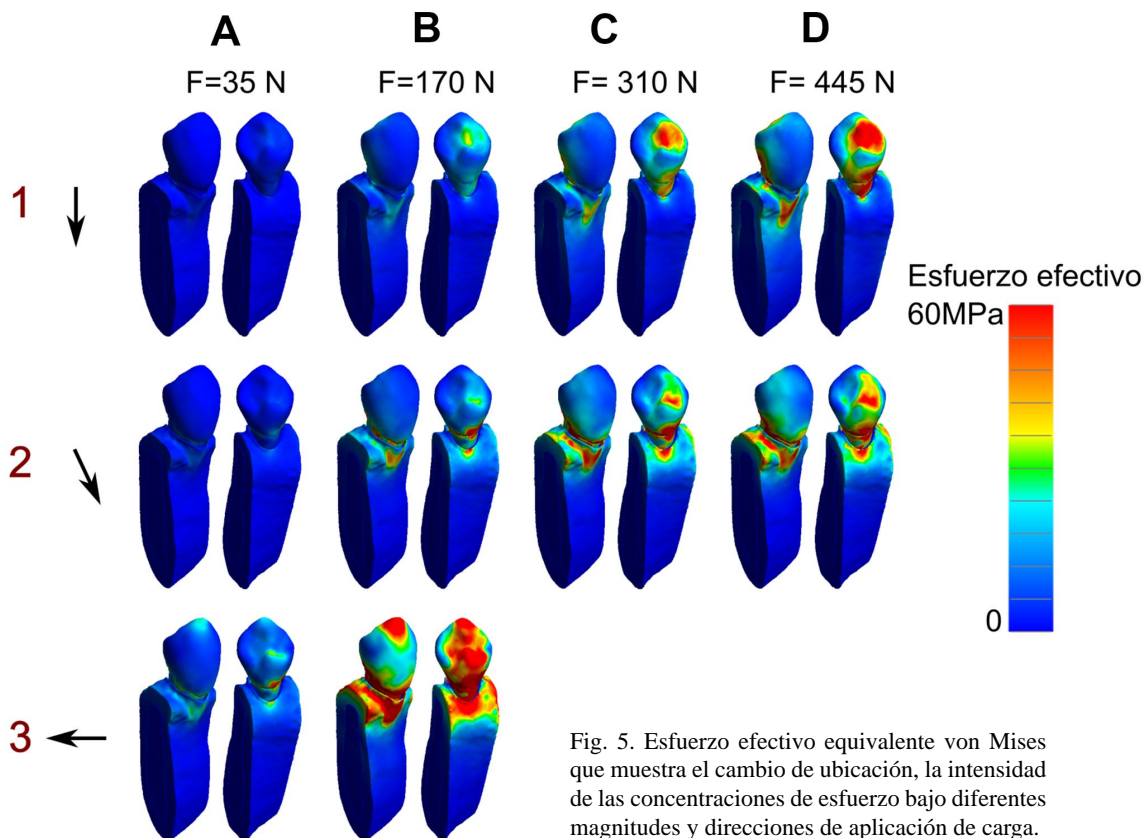


Fig. 5. Esfuerzo efectivo equivalente von Mises que muestra el cambio de ubicación de las concentraciones de esfuerzo bajo diferentes magnitudes y direcciones de aplicación de carga.

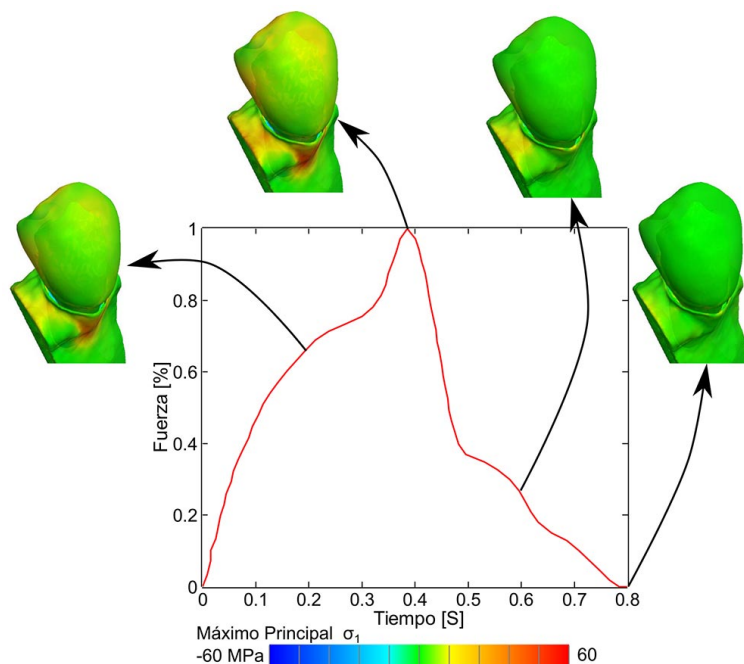


Fig. 6. Máximo principal del proceso masticatorio.

El ciclo masticatorio utiliza sólo un modesto intervalo de esfuerzo mecánico durante una dinámica masticatoria en normalidad, sin embargo, este esfuerzo estaría exponenciado en etapas disfuncionales de bruxismo. Se debe recordar que en circunstancias normales, los dientes están en contacto funcional en un rango que va de 2-7 minutos hasta de 15-40 minutos por día y si se tiene esto en cuenta, se ocluye solamente cuando se deglute o bruxa, pero también en los últimos golpes antes de la deglución, luego en la mayoría del tiempo la relación intermaxilar es de inoclusión postural y de libertad espacial (Ramírez & Ballesteros, 2012). Así, la concentración de esfuerzos tensiles encontrados, se expresa en la Figura 6 en la zona cervical, cuando la fuerza masticatoria pasa del 60 %, aproximadamente a los 0.2 s, de un solo ciclo masticatorio. La máxima tensión se da a mitad del ciclo, descendiendo y se distribuye rápidamente de manera homogénea por toda la estructura dental.

Con esto en mente, la concentración y modo de transmisión de los esfuerzos bajo diferentes fuerzas oclusales céntricas y excéntricas contempladas en los ciclos masticatorios, pueden ser interpretados en nuestros resultados. Estos esfuerzos, expresados en megapascuales (MPa), se definen como valores de tensión y son calculados a partir de la fuerza por unidad de área que actúa en un plano dado de un material. Cuando se ejerce una fuerza sobre un sólido, en este caso el diente, éste responde en el

área de aplicación de la carga y debajo de ella, pero la fuerza aplicada también tiene una reacción opuesta en algún otro punto de la estructura.

Este concepto Newtoniano, concuerda con los resultados de nuestra investigación, en donde efectivamente, los valores de tensión, mostraron ser más altos en la zona de aplicación de la fuerza, debajo y opuesta a ésta, en la zona cervical del tejido dental y periodontal; convirtiéndose en el área más susceptible a la deformación permanente, fallas, fracturas o inflamación (trauma oclusal secundario o pulpitis). Finalmente, la tensión se reduce progresivamente hacia la zona apical, ya que disminuye en función de la distancia desde el área de la fuerza aplicada y la presencia del LP en su gonfosis.

Los valores de tensión mayores a nivel cervical son una constante en estudios de MEFs relacionados con lesiones cervicales (Ichim *et al.*, 2007; Jakupovic *et al.*, 2016; Ahmic Vukovic *et al.*, 2019), y esta concentración de tensiones a nivel cervical concuerda con nuestros resultados.

Las cargas oclusales en dirección no axial, inducen una concentración de esfuerzos de tensión tanto en el diente como en los tejidos adyacentes, mientras que la carga vertical, implica esfuerzos mínimos para el hueso. De los tres tipos de dirección de fuerza simulados, la fuerza horizontal produjo los efectos más lesivos para la estructura dental, inclusive bajo carga funcional, posiblemente porque representa el vector de fuerza que se opone al eje longitudinal del diente, que de producirse como una fuerza neta y pura, produciría un daño catastrófico para la estructura dental y periodontal.

El vector de fuerza tangencial se acerca más al rango de movimientos mandibulares y podría catalogarse como un vector de fuerza de efectos lesivos intermedios entre el vector vertical y el horizontal. Con respecto a las fuerzas horizontales, éstas son la representación del bruxismo excéntrico, que tendrá diferentes grados de intensidad cuanto más se aplique simultáneamente el vector de mayor fuerzas verticales (bruxismo céntrico) y que explica por qué el modelo excéntrico es responsable del mayor daño mecánico y morfofisiológico en la patofisiología del desgaste dental y los síntomas primarios y referidos en el sistema estomatognático (Ramírez & Ballesteros, 2012). Con esto en mente, cuando se aplicó la carga funcional, bajo carga vertical y tangencial, su baja magnitud, produjo que la tensión se distribuyera adecuadamente y no se presentaran concentración de tensiones.

Dada la gran variedad de características anatómicas de los dientes y la forma como se relacionan con ambos maxilares durante los movimientos mandibulares; las cargas aplicadas en este estudio, fueron simuladas de manera más realista a partir de un área (y no un único punto), delimitada por los puntos de contacto más representativos de un primer premolar inferior, considerando además, varias magnitudes y direcciones de fuerza, si bien la complejización de los MEFs simulan con menor sesgo la traducción que se hace de las ciencias básicas a las ciencias aplicadas.

Conforme el diseño planeado, el estudio de simulación de Saini *et al.* 2020, demuestra cómo la elección de las condiciones de carga a través de un único punto, varios puntos o con algún tipo de material interpuesto, influye en la distribución de tensiones en el diente y por ende en su integridad estructural. El uso de fuerzas puntuales para modelar la carga oclusal, puede llegar a sobrestimar la magnitud y distribución de la tensión en el esmalte. Por el contrario, un área de contacto mayor contribuye a una mejor distribución de la fuerza.

En este orden de ideas, los molares, a pesar de estar sometidos a mayor cantidad de carga, al tener una tabla oclusal más grande, presentan un área mayor que los premolares para la distribución de los esfuerzos, por lo que se esperaría que los efectos deletéreos se expresen en menor medida, a diferencia de los caninos, que si bien se encuentran en un punto intermedio estratégico, la aplicación de la fuerza sobre ellos es más puntual, por lo que podría llegar a explicar los frecuentes daños estructurales en estos dientes, presentados en forma de facetas de desgaste, fracturas o lesiones abfractionales de mayor magnitud, curiosa condición que va en contravía de la doctrinaria “oclusión canina” o teorías como la “oclusión mutuamente protegida” (Ramírez & Ballesteros, 2012).

Por otro lado, si un diente está bajo fuerzas oclusales fisiológicas, el hueso de soporte presentará trabéculas más gruesas y numerosas, que ante altas demandas funcionales con altas concentraciones de esfuerzos resultantes, el hueso experimenta reabsorción. Es así como, el hueso denso y de buena calidad principalmente a nivel cervical es importante para resistir las tensiones máximas. Una tabla ósea cervical delgada con o sin enfermedad periodontal, es más propensa a concentración de fuerzas detrimentosas, las cuales superan la capacidad adaptativa del hueso y pueden crear reabsorción ósea (Ahmic Vukovic *et al.*, 2019).

Los análisis de nuestros resultados también debe entenderse desde un enfoque morfofisiológico. En con-

secuencia, la mecanocepción individual de la gonfosis en la que están inmersos los dientes es solo una parte de la información periférica que llega al SNC, así como la propiocepción que brindan los ligamentos y músculos acompañantes del ciclo masticatorio; y que en conjunto generarían un mayor o menor reclutamiento de fibras esqueléticas, que se verán reflejadas en las diferencias encontradas en la fuerza usada en los ciclos masticatorios normales como disfuncionales.

El impacto de la morfología dental resulta importante porque determina las áreas de contacto donde se concentran las fuerzas masticatorias. Para efectos de este estudio donde se aplicó la máxima magnitud en sentido vertical durante la simulación del proceso masticatorio, también coincide una concentración de esfuerzos en la zona cervical, aunque por un periodo de tiempo despreciable bajo el modelo, como se mostró en la Figura 6, pero bajo condiciones de parafunción sostenida pueden en efecto generar toda la destrucción estructural y la agudización de la sintomatología que se evidencia en bruxómanos. Es importante mencionar que variables adicionales como el tipo de alimento, cantidad de ciclos, tiempo real, temperatura, sexo y morfología mandibular no fueron medidas de momento, pero si consideradas para futuros análisis.

Con todas las limitaciones de un modelamiento matemático, este estudio aporta un paradigma de simulación integral, que acerca las condiciones mecánicas y fisiológicas reales de un diente sano, y que permite un mayor entendimiento de los fenómenos biomecánicos asociados a la fisiopatología del daño dental, así como inferencias comparativas que se podrían desprender de estructuras dentales bajo condiciones no tan saludables. La confiabilidad del modelo constituye una buena base para su traducción a la realidad clínica, pero así mismo como aporte incremental a investigaciones posteriores que incluyan la simulación de materiales restauradores que pretendan imitar el comportamiento mecánico de las estructuras dentales bajo fenómenos de cargas oclusales variables y que responden de forma no determinista a condiciones dinámicas muy complejas en la realidad.

CONCLUSIONES

Sobre la base de los hallazgos de este estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones:

1. La reacción de los tejidos a fuerzas funcionales y disfuncionales varía de acuerdo con la magnitud, dirección y área de aplicación de la fuerza

2. La carga oclusal, además de producir una tensión significativa en la zona de aplicación de la fuerza, también produce esfuerzos tensiles referidos a la zona cervical del tejido dental y periodontal
3. Los valores de tensión resultan ser más altos bajo la aplicación de fuerzas disfuncionales tanto en magnitud como en dirección.
4. La fuerza disfuncional aplicada en dirección horizontal produjo esfuerzos extremos para la estructura dental y periodontal cervical
5. Bajo las cargas funcionales en cualquier dirección, no se produjeron esfuerzos lesivos para la estructura dental ni periodontal.

FRANCO, L. Y.; MAYA, A. M.; DIOSA, J. G. & RAMÍREZ, L. M. Mechanical behavior of a healthy human premolar subjected to functional and dysfunctional forces in a FEM. *Int. J. Morphol.*, 41(5):1288-1296, 2023.

SUMMARY: The purpose of this study was to analyze the mechanical behavior of the healthy dental structure of a human mandibular first premolar subjected to functional and dysfunctional forces in different directions. It was sought to understand, under the contemplated variables, the areas of stress concentration that lead to structural damage of its constituents and adjacent tissues. The 3D model of the reconstruction of a CT file of a lower first premolar was made, which included enamel, dentin, periodontal ligament and alveolar bone considering three variables: direction, magnitude and area of the applied force. The direction was directed in three vectors (vertical, tangential and horizontal) under four magnitudes, one functional of 35 N and three dysfunctional of 170, 310 and 445 N, applied to an area of the occlusal and/or buccal face of the premolar that involved three stabilizing contacts (A, B and C) and two closing stops. The results obtained explain the phenomenon of combining three vectors, four magnitudes and an area of force application, where the values of effective equivalent Von Mises stress show maximum values from 60 MPa. The maximum tension values are located under the horizontal load at 170 N and in the masticatory process in the cervical area, when the force exceeds 60%. Based on the findings of this study, it can be concluded that the reaction of tissues to functional and dysfunctional forces varies according to the magnitude, direction, and area of application of the force. The stress values turn out to be higher under the application of dysfunctional forces both in magnitude and in direction, producing significant tensile stresses for the dental and cervical periodontal structure, while under functional loads applied in any direction, no damaging stresses are generated. This supposes the recognition of the power of structural detriment of the tooth and periodontium against centric and eccentric bruxism.

KEY WORDS: Finite element model; Tooth; Chewing; Occlusal forces; centric bruxism; eccentric bruxism; abfraction; Structural strength; Modulus of elasticity.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ahmic Vukovic, A.; Jakupovic, S.; Zukic, S.; Bajsmán, A.; Gavranovic Glamoc, A. & Secic, S. Occlusal stress distribution on the mandibular first premolar - FEM analysis. *Acta Med. Acad.*, 48(3):255-61, 2019.
- Anusavice, K. J.; Shen, C. & Rawls, H. R. *Phillips' Science of Dental Materials*. Amsterdam, Elsevier Health Sciences, 2012.
- Arola, D. D.; Gao, S.; Zhang, H. & Masri, R. The tooth: its structure and properties. *Dent. Clin. North Am.*, 61(4):651-68, 2017.
- Beertsen, W.; McCulloch, C. A. & Sodek, J. The periodontal ligament: A unique, multifunctional connective tissue. *Periodontol.* 2000, 13:20-40, 1997.
- Cignoni, P.; Callieri, M.; Corsini, M.; Dellepiane, M.; Ganovelli, F. & Ranzuglia, G. *Meshlab: An open-source mesh processing tool*. Eurographics Italian Chapter Conference 2008. pp.129-36. Doi: <http://dx.doi.org/10.2312/LocalChapterEvents/ItalChap/ItalianChapConf2008/129-136>
- Dapogny, C.; Dobrzynski, C. & Frey, P. Three-dimensional adaptive domain remeshing, implicit domain meshing, and applications to free and moving boundary problems. *J. Comput. Phys.*, 262:358-78, 2014.
- Ericsson, I. & Lindhe, J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J. Clin. Periodontol.*, 9(6):497-503, 1982.
- Fedorov, A.; Beichel, R.; Kalpathy-Cramer, J.; Finet, J.; Fillion-Robin, J. C.; Pujol, S.; Bauer, C.; Jennings, D.; Fennessy, F.; Sonka, M.; et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn. Reson. Imaging*, 30(9):1323-41, 2012.
- Grippio, J. O.; Simring, M. & Coleman, T. A. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *J. Esthet. Restor. Dent.*, 24(1):10-23, 2012.
- Ichim, I.; Schmidlin, P. R.; Kieser, J. A. & Swain, M. V. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J. Dent.*, 35(1):28-35, 2007.
- Jakupovic, S.; Anic, I.; Ajanovic, M.; Korac, S.; Konjhodzic, A.; Dzankovic, A. & Vukovic, A. Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis. *Eur. J. Dent.*, 10(3):413-8, 2016.
- Murakami, N. & Wakabayashi, N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: A review. *J. Prosthodont. Res.*, 58(2):92-101, 2014.
- Nikolaus, A.; Currey, J. D.; Lindtner, T.; Fleck, C. & Zaslansky, P. Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 67:61-73, 2017.
- Oladapo, B. I.; Abolfazl Zahedi, S.; Vahidnia, F.; Ikumapayi, O. M. & Farooq, M. U. Three-dimensional finite element analysis of a porcelain crowned tooth. *Beni-Suef Univ. J. Basic Appl. Sci.*, 7(4):461-4, 2018.
- Raadsheer, M. C.; van Eijden, T. M.; van Ginkel, F. C. & Prahl-Andersen, B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J. Dent. Res.*, 78(1):31-42, 1999.
- Ramírez L. M. & Ballesteros, L. E. Oclusión dental: ¿Doctrina Mecanicista o Lógica Morfofisiológica? *Int. J. Odontostomat.*, 6(2):205-20, 2012.
- Röhrle, O.; Saini, H.; Lee, P. V. S. & Ackland, D. C. A novel computational method to determine subject-specific bite force and occlusal loading during mastication. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 21(6):453-60, 2018.
- Saini, H.; Ackland, D. C.; Gong, L.; Cheng & Röhrle, O. Occlusal load modelling significantly impacts the predicted tooth stress response during biting: a simulation study. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 23(7):261-70, 2020.
- Sakaguchi, R. L. & Powers, J. M. *Craigs Restorative Dental Materials*. 13th ed. Amsterdam, Elsevier Mosby, 2012.

- Shimada, A.; Yamabe, Y.; Torisu, T.; Baad-Hansen, L.; Murata, H. & Svensson, P. Measurement of bite force. *J. Oral Rehabil.*, 39(5):349-56, 2012.
- Strózyk, P. & Bachanowski, J. Modelling of the forces acting on the human stomatognathic system during dynamic symmetric incisal biting of foodstuffs. *J. Biomech.*, 79:58-66, 2018.
- van Eijden, T. M. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch. Oral Biol.*, 36(7):535-9, 1991.
- Vukicevic, A. M.; Zelic, K.; Milasinovic, D.; Sarrami-Foroushani, A.; Jovicic, G.; Milovanovic, P.; Djuric, M.; Filipovic, N. & Frangi, A. F. OpenMandible: An open-source framework for highly realistic numerical modelling of lower mandible physiology. *Dent. Mater.*, 37(4):612-24, 2021.
- Wood, I. D.; Kassir, A. S. A. & Brunton, P. A. Effect of lateral excursive movements on the progression of abfraction lesions. *Oper. Dent.*, 34(3):273-9, 2009.

Dirección para Correspondencia:
Luis Miguel Ramírez Aristeguieta
Facultad de odontología
Universidad de Antioquia
Cl. 64 #52 - 59, Lab QST (225)
Medellín, Antioquia
COLOMBIA

E-mail: miguelramon.ramirez@udea.edu.co