

Gélvez MA, Velosa J, Pérez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. Univ Odontol. 2016 Ene-Jun; 35(74). <http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.uo35-74.efop>

SECCIÓN: Ciencias básicas, biotecnología y bioinformática

TITULILLO: Fuerzas sobre periodonto normal

Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos

Effect of occlusal forces over periodontium analyzed through finite elements

María Alejandra Gélvez Vera

Odontóloga, docente, Pontificia Universidad Javeriana. Especialista en Implantología Oral y Reconstructiva, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia.

Juliana Velosa Porras

Odontóloga, magistra en Epidemiología Clínica, docente, Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá, Colombia.

Byron Pérez Gutiérrez

Ingeniero mecatrónico, especialista en diagramación 3D elementos finitos, docente, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia.

CÓMO CITAR ESTE ARTÍCULO

Gélvez MA, Velosa J, Pérez B. Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. Univ Odontol. 2016 Ene-Jun; 35(74).

<http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.uo35-74.efop>

Recibido para publicación: 04/06/2015

Aceptado para publicación: 06/16/2016

Disponible en: <http://www.javeriana.edu.co/universitasodontologica>

RESUMEN

Antecedentes: Los efectos biomecánicos de las cargas oclusales en los dientes se han evaluado tanto en el apretamiento como en la masticación. Un efecto nocivo de la sobrecarga oclusal es la fractura dental, que se ha analizado mediante métodos como pruebas eléctricas de resistencia, fotoelasticidad y elementos finitos. Pese a que existen numerosos estudios que relacionan la oclusión con la enfermedad periodontal, aún no se ha sido estudiado suficientemente el papel biomecánico de las fuerzas sobre el periodonto. **Objetivo:** Evaluar el efecto que tienen las fuerzas oclusales normales, nocivas y fisiológicas en el periodonto normal por medio de elementos finitos. **Métodos:** El análisis de elementos finitos tuvo los siguientes pasos: especificación de la geometría, tipo de elemento y propiedades del material, aplicación de magnitudes de fuerzas en unidades Newton (de 150 N a 675 N con incrementos de 25 N) sobre el eje longitudinal del diente. **Resultados:** Se encontró una diferencia significativa entre la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, la dentina y hueso cortical de acuerdo con el tipo de diente ($p = 0,000$),

pero no hubo una diferencia significativa en el hueso esponjoso ($p = 0,166$). **Conclusión:** la concentración de estrés se localizó en los tres dientes, incisivo, premolar y molar, en la zona cervical vestibular, donde se evidenció la mayor distribución de esfuerzos en todas las magnitudes de fuerza aplicada.

PALABRAS CLAVE

Cemento dental; dentina; elementos finitos; esmalte; fuerzas oclusales; ligamento periodontal; periodonto.

ÁREAS TEMÁTICAS

Oclusión dental; periodoncia

ABSTRACT

Background: Biomechanical effects of occlusal loads on teeth during clenching and in mastication have been evaluated. A harmful consequence of occlusal overload is tooth fracture, which has been analyzed through methods such as electrical tests, photo elasticity, and finite elements. Although there are numerous studies linking periodontal disease and occlusion, the biomechanical role of the forces exerted on the periodontium has not been studied enough. **Objective:** To evaluate the effect of normal and harmful occlusal forces on the periodontium through finite elements. **Methods:** The finite element analysis included the following steps: specification of geometry,

element type, and material properties and force magnitudes in Newton's (from 150 N to 675 N using 25 N increments) on the longitudinal axis of the tooth. **Results:** There was a statistically significant difference between the stress distribution in periodontal ligament, cortical bone, and dentine according to tooth type ($p = 0.000$), but not significant differences were observed in cancellous bone ($p = 0.166$). **Conclusion:** The concentration of stress was located in the three teeth, incisor, premolar, and molar, in the buccal cervical area where most stress distribution was evident in all magnitudes of force applied.

KEYWORDS

Dental cementum; dentine; enamel; finite element analysis; occlusal forces; periodontal ligament; periodontium

THEMATIC FIELDS

Dental occlusion; periodontics

INTRODUCCIÓN

La aplicación de fuerzas oclusales en cavidad oral se relaciona con la morfología dental, esto es, la anatomía de los molares se adapta a los movimientos excéntricos, guiándolos y distribuyendo la carga en la superficie oclusal y la zona anterior para constituir una oclusión mutuamente protegida. Una vez algunas de las condiciones fisiológicas como magnitud de fuerza, movimientos

excéntricos, cambios musculares o anatómicos se alteran, se modifica el equilibrio biomecánico (1).

Los efectos biomecánicos de las cargas oclusales en los dientes se han evaluado tanto en el apretamiento como en la masticación. Por razones funcionales, la arquitectura externa e interna de los dientes debe poder distribuir los altos grados de estrés producidos durante la masticación en los dientes y en las estructuras de soporte. La sobrecarga oclusal y sus efectos, como posibles fracturas, se han analizado mediante pruebas eléctricas de resistencia, fotoelasticidad y elementos finitos (2). Se da gran importancia a los efectos de las fuerzas oclusales por la posible relación con fracturas de restauraciones y de dientes tratados endodónticamente, pero no en un modelo del sistema estomatognático donde se evalúe el estrés generado tanto en la zona anterior como la posterior. Se da por hecho, como una conclusión clínica comentada por los odontólogos, pero no tiene suficiente apoyo en la literatura, con respecto al control de los factores que puedan sesgar los resultados.

Algunos estudios que simulan el comportamiento mecánico de las estructuras de la cavidad oral connotan un análisis complejo, debido a las características de los elementos que constituyen el sistema estomatognático (3). Frecuentemente, dichos estudios aplican fuerzas en unidades Newton similares a las generadas en la masticación entre 133 N y 727 N. Sin embargo, no se han determinado en conjunto con la magnitud, naturaleza y dirección de las fuerzas masticatorias en un modelo tridimensional en la cavidad oral. El método de elementos finitos es una alternativa para evaluar las propiedades físicas de las fuerzas oclusales y los tejidos, y como se distribuyen, en los tejidos duros y blandos (4). Pero la mayoría de estudios se basa en la observación clínica y

no necesariamente en las propiedades físicas como la magnitud de las fuerzas oclusales (5).

Una variedad de análisis que se han utilizado para estudiar las reacciones biológicas en el ligamento periodontal y el hueso alveolar circundante a la zona de aplicación de la fuerza, con elementos finitos, ha revolucionado la investigación biomecánica dental. No obstante, debido a la complejidad anatómica y al material de soporte del periodonto (hueso alveolar, ligamento periodontal y cemento), no es fácil determinar cuantitativamente las respuestas mecánicas a las cargas (6). La importancia de evaluar el comportamiento biomecánico en cavidad oral está relacionada con la generación de estrés en las estructuras, que se puede presentar durante la masticación y parafunción, con fuerzas compresivas, de cizalla y tracción. Además, es posiblemente un factor etiológico de lesiones cervicales (2).

La aplicación de una carga, incluso dentro de los rangos funcionales por un tiempo prolongado, puede llegar a tener efectos deletéreos en el sistema estomatognático. Por ejemplo, los pacientes al bruxar pueden llegar a aumentar casi 6 veces la magnitud de la fuerza generada (alrededor de 4337 N) (7). La reacción de los tejidos a fuerzas excesivas está relacionada directamente con la magnitud y se ve representada en alteraciones vasculares, del tejido conectivo y como reabsorción ósea (4-6,8).

Otro factor que se debe considerar es la morfología oclusal que podría influenciar los patrones de carga. Esto se explica en la relación cúspide-fisura de la corona y los ángulos de las cúspides en la tabla oclusal, que muestran un amplio rango de variación de las fuerzas masticatorias que actúan en el diente antagonista (9). Así, las fuerzas actúan en las áreas de contacto, aunque no es tan claro

calcular la magnitud de fuerzas por cada punto, pero sí que existen cargas en toda la tabla oclusal. El contacto en los lomos de las cúspides se relaciona con angulaciones más marcadas que actúan incrementando la magnitud de fuerza en la superficie oclusal. Las cargas de las fuerzas oclusales dependen de la morfología oclusal individual. Los dientes que tienen contactos con antagonistas con cúspides más inclinadas presentan mayores puntos de contacto que las cúspides planas. Aun así, los estudios no son claros con respecto a las zonas en las que se aplican las cargas y normalmente el modelo de simulación se realiza con un solo diente (9).

Algunos estudios (10,11) han revelado la presencia de tensión significativa en la región cervical vestibular de los dientes, lo que podría dañar los prismas del esmalte (11). Según Rees y Hammadeh (12), el mecanismo de formación de la lesión cervical se basa en el socavamiento del esmalte en la unión dentina-esmalte. La discontinuidad del esmalte y la dentina puede causar un aumento de la tensión en el esmalte y daños a la dentina.

El funcionamiento masticatorio, los músculos masticatorios y los factores craneofaciales pueden también influenciar la magnitud de la fuerza oclusal. Adicionalmente, la fuerza oclusal puede variar en diferentes regiones del arco. Entre tanto, no es sorprendente que los datos de los valores de las fuerzas oclusales sea variable, ya que el complejo de la oclusión se encuentra en un movimiento dinámico (12-17). Se consideró entonces necesario realizar un estudio para analizar la anatomía, magnitud y dirección dentro del sistema estomatognático a fin de sugerir los posibles efectos deletéreos relacionados con las fuerzas excesivas generadas en parafunción en la cavidad oral. Se estandarizaron los factores intervinientes y se hizo un análisis biomecánico para indicar la concentración de estrés en estructuras como el hueso, la dentina y el ligamento periodontal por

medio de la simulación con elementos finitos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Especificación de la geometría

Se realizó para tomar las imágenes de un diente, hueso, mandíbula. El modelo geométrico del diente, tejidos circundantes en el maxilar inferior se creó por medio del programa de diseño asistido por computador CAD de Solidworks®, versión 2013, a partir de imágenes médicas y de medidas tomadas con calibrador de un diente real, tejidos blandos y hueso.

Tipo de elemento y propiedades del material

En el maxilar inferior se empleó una porción de hueso, en las zonas anterior, media y posterior, para simular hueso tipo I. Se asignaron características como módulo de Poisson y modulo elástico típicas de ese hueso.

No se especificaron movimientos excéntricos de la mandíbula (18). Se tomó como referencia anatómica pero las cargas se asignaron en el modelo tridimensional, puntuales en las zonas programadas. Se aclara que no se simuló el movimiento masticatorio, que hubiera hecho necesario especificar su relación con los dientes opuestos.

Se ubicaron los dientes así: uno en la zona anterior, uno en la zona de premolares y uno en la zona de molares.

Se superpuso el hueso cortical sobre el esponjoso asignando a cada uno las propiedades indicadas. El periodonto tiene dos porciones fibrosas, el ligamento periodontal y la unión cemento-dentina, estructuras que soportan y distribuyen las cargas (6,12,13,16). Se seleccionó la dentina como estructura del modelo a analizar, debido a que hace parte de las estructuras de apoyo de las fuerzas oclusales.

Enmallado del objeto

Se realizó con el fin de proporcionar al modelo un movimiento de libertad en tres ejes. Se proporcionaron también contornos curvos más precisos a los modelos.

Condiciones de frontera

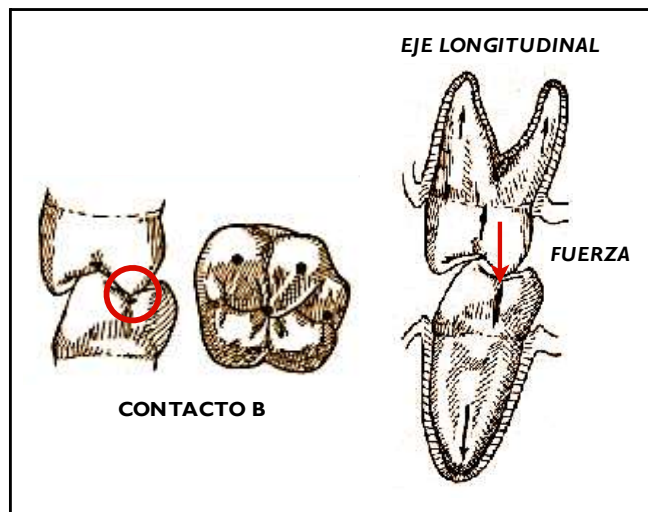
Proporcionó las relaciones dadas a la geometría para que el modelo se encontrara en equilibrio frente a la aplicación de cargas. A la simulación por elementos finitos del diente dentro del ensamblaje se le aplicaron diferentes cargas según cada zona. La magnitud de las fuerzas se dio en unidades Newton (entre 150 N y 675 N, con incrementos de 25 N), que representan la aplicación *in vivo* en libras, según la equivalencia de 1 libra de fuerza: $1 \text{ lb}_f \equiv 4,448222 \text{ Newton (Kg}\cdot\text{m/s}^2)$. En la literatura los valores de las fuerzas oclusales inician específicamente, para la zona anterior, en 22 N y hasta 222N (5). Se propuso aplicar un rango de 150 N a 675 N, ya que se estarían

aplicando fuerzas dentro del rango y fuera de él, pues el objetivo del estudio era aplicar fuerzas tanto fisiológicas como nocivas. De igual forma, para la zona de los premolares, en la literatura el rango va de 31 N a 453 N. Se propuso aplicar de 150 N a 675 N, para cubrir el rango fisiológico y sobrepasarlo. En la zona de los molares la fuerza estuvo dentro del límite fisiológico de 450 N (13), que se sobrepasa al aplicar 675 N. Esta carga fue dirigida sobre el eje longitudinal del diente.

La fuerza generada sobre el modelo, se aplicó en dirección al eje longitudinal del diente, es decir, un vector vertical, cuya magnitud de fuerza fue de 150 N a 675 N, con incrementos de 25 N).

La fuerza aplicada se dirigió al punto B, justo en el punto de contacto en el surco central del diente que coincidía con el eje longitudinal del mismo (figura 1).

FIGURA 1
DIRECCIÓN DE LA FUERZA APLICADA



Generación de una solución

Se realizó una simulación utilizando el método de los elementos finitos para determinar las zonas donde ocurren los mayores esfuerzos y desplazamientos en el complejo diente-tejidos-hueso (Se sometieron a cargas de 150 N a 675 N con incrementos de 25 N). Para la simulación con elementos finitos se utilizó el programa de Ingeniería Asistida por Computador CAE® ANSYS 14,5. Para el desarrollo de las simulaciones se utilizó un equipo de cómputo con las siguientes características: procesador Intel Core i7, memoria RAM 4GB y sistema operativo Windows 7 de 64 bits.

Visualización y refinación de la malla

Los datos resultantes se visualizaron a través de gráficas y dibujos del modelado, enmallado y posterior modelo tridimensional y distribución según tabla colorimétrica. Se asignó color rojo al mayor esfuerzo y azul al menor.

El método de elementos finitos es un aproximado y, en general, la precisión de la solución (resultado final tras aplicar al modelo de diente, periodonto en mandíbula y distribución de esfuerzos) se incrementa con el número de elementos usados. Esto significa que se asignaron propiedades a cada modelo de forma individual del diente, hueso y periodonto, antes de unirlos.

RESULTADOS

Después de realizar el enmallado los dientes incisivo anterior, premolar y molar (figura 2), proceso por medio del cual se asignan los límites y movimientos en los tres ejes, se definieron los bordes

del modelo y se aplicaron respectivamente fuerzas en el eje longitudinal de los dientes sobre el punto B. Se inició con una carga de 150 N hasta 675 N como se ha descrito antes (figura 3).

FIGURA 2
ENMALLADO

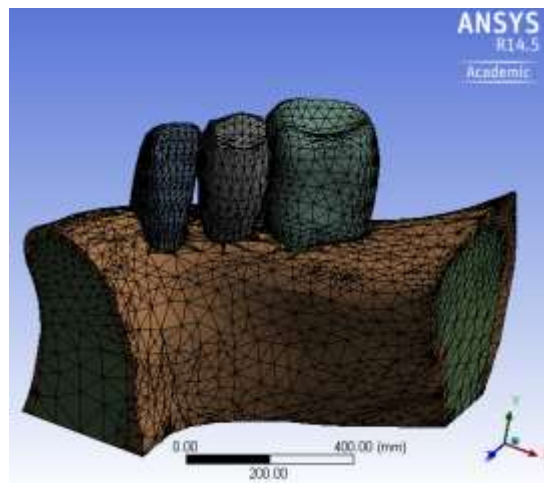
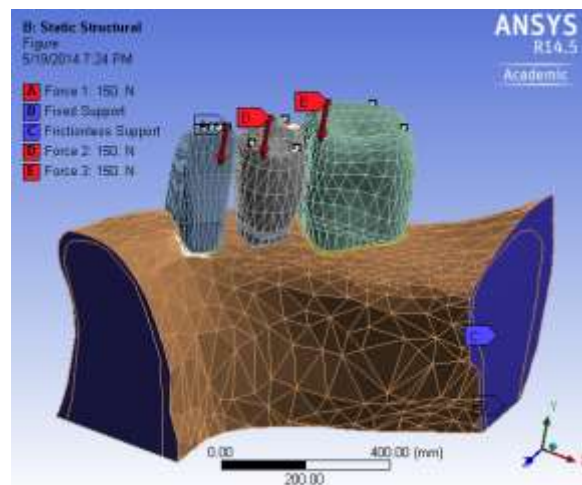
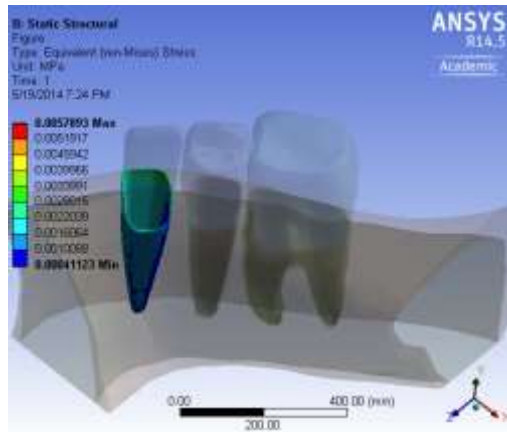


FIGURA 3
APLICACIÓN DE LA FUERZA



Se observó que la máxima distribución de esfuerzos se concentró en la zona cervical de los dientes, con un valor máximo de estrés de 0,0057893 MPa para el incisivo, en el punto medio de la zona vestibular, en la unión amelo cementaria (figura 4).

FIGURA 4
ZONA DE INCISIVOS



El premolar tuvo un máximo valor de estrés de 0,0063877 MPa, que se ubicó en vestibulomesial y lingual (figura 5). Resultados similares al incisivo se observaron en el molar que tuvo un máximo de distribución de esfuerzos de 0,00032676 MPa y cuyo punto de estrés se ubicó en la zona cervical vestibular, en la zona medio (figura 6).

FIGURA 5
ZONA DE PREMOLAR

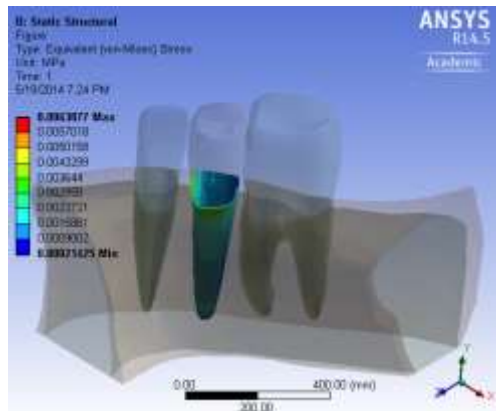
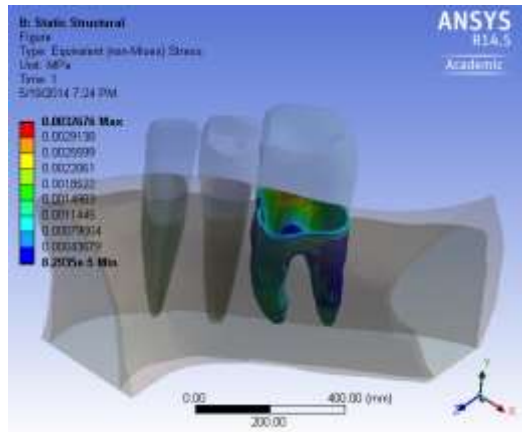


FIGURA 6
ZONA DE MOLAR



Se obtuvieron mayores valores de concentración de estrés en la dentina de la zona del premolar. En cuanto al ligamento periodontal, la zona anterior mostró la mayor concentración de estrés. El hueso cortical presentó valores más altos de estrés en la zona de molar y en el hueso esponjoso. Tanto el molar como el premolar tuvieron el mismo comportamiento y fueron los que más esfuerzos concentraron (tabla 1).

TABLA 1
COMPORTAMIENTO DE LA ESTRUCTURAS DEL DIENTE POR TIPO DE DIENTE

Estructura		Media	Error estándar	Mínimo	Máximo
Incisivo	Ligamento periodontal	0,0183	0,00147	0,0057	0,0300
	Dentina	2,6280	0,21100	0,8299	4,4260
	Hueso esponjoso	25,6820	2,33080	0,8299	44,2640
	Hueso cortical	0,0496	0,00390	0,0156	0,0836
Premolar	Ligamento periodontal	0,0200	0,00160	0,0063	0,0340
	Dentina	3,2306	0,25970	1,0202	5,4411
	Hueso esponjoso	32,3060	2,59730	10,2020	54,4110
	Hueso cortical	0,1592	0,01270	0,0502	0,2681
Molar	Ligamento periodontal	0,0103	0,00083	0,0032	0,0170
	Dentina	1,1676	0,09380	0,3687	1,9660
	Hueso esponjoso	32,3060	2,59730	10,2020	54,4110
	Hueso cortical	9,1978	1,45040	0,3687	19,6600

Se encontró una diferencia significativa entre la distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, la dentina y el hueso cortical de acuerdo con el tipo de diente ($p = 0,000$). Sin embargo, no se hallaron diferencias significativas en el hueso esponjoso ($p = 0,166$) (figuras 7-10).

DISCUSIÓN

En los ciclos masticatorios normales, las fuerzas oclusales se generan generalmente de forma bilateral (10). Durante el cierre cíclico de la mandíbula, los dientes opuestos son los que hacen resistencia a la fuerza generada desde la mandíbula. Los molares inferiores se deslizan a lo largo de las superficies oclusales opuestas de los dientes superiores, aplastando el bocado de comida hasta que los dientes alcanzan máxima intercuspidación (10). En un estudio dinámico se podría realizar un análisis más completo de todo el sistema estomatognático. Algunos estudios indican que la magnitud de la fuerza es mayor en el lado de trabajo y, en algunos casos, el movimiento realizado por los dientes inferiores sobre los superiores influye en la distribución de estrés (14). Sin embargo, en este estudio se seleccionó la mandíbula debido a la asignación de propiedades por el tipo de hueso tipo I, que es más denso que el maxilar superior y más no debido a su comportamiento dinámico.

Al revisar los resultados del presente estudio se encontró que los valores de estrés fueron mayores en la zona cervical vestibular. En el caso de los molares, zona donde la magnitud de la fuerza aplicada fue mayor, pese a la distribución de las fuerzas en las superficies oclusales, se creó mayor estrés en la porción cervical (15). Esto muestra que existe una relación directamente proporcional entre el estrés en la zona cervical y la magnitud de fuerzas aplicada.

Lo anterior tiene mayor relevancia clínica al revisar la teoría biomecánica que sugiere que la sobrecarga mecánica en la zona cervical causada por la flexión de las cúspides puede contribuir a

la pérdida de tejido (16). La sobrecarga conduce inicialmente a la creación de grietas y posterior fractura.

Estudios de fotoelasticidad que proveen una visualización de la distribución de estrés en modelos dentales muestran que cuando las cúspides se cargan oblicuamente se concentra mayor estrés en las áreas cervicales. Cuando las cargas se aplican en los premolares maxilares hay una relación más estrecha con las lesiones cervicales no cariosas, debido a que se producen concentraciones de fuerza alrededor de la resistencia (cresta alveolar), lo que resulta en la flexión del diente. Asimismo, la resistencia entre las cúspides vestibulares y sus centros de resistencia es mayor que la de las cúspides linguales. Esto mismo ocurre con la fuerza aplicada en las cúspides cuya mayor concentración de estrés se ubica en las zonas vestibulares. Ello explica la mayor prevalencia de recesiones y lesiones cervicales vestibulares que linguales o palatinas (17):

Lo anterior se relaciona con lo encontrado en un estudio realizados por Spranger (14), quien propuso la etiología multifactorial de las lesiones cervicales y sugirió que la concentración de estrés estaba relacionada con la anatomía dental (18). En casos en que la fuerza se aplica en la cúspide vestibular del modelo del premolar, altos niveles de estrés se concentran a lo largo de la cúspide, pero menor estrés en la cúspide lingual (19). Debido a que existen diferencias morfológicas en las cúspides vestibulares y linguales, la distancia perpendicular del punto de carga al centro de resistencia es mayor en la cúspide vestibular que en la lingual, lo cual se ha comprobado en otros estudios (7). Por lo tanto, cuando se aplica la misma magnitud de fuerza al diente, hay mayor flexión en vestibular. Este mecanismo ayuda a explicar la concentración de

estrés en la zona cervical vestibular. Además, este mecanismo puede también contribuir a entender la mayor prevalencia de recesiones vestibulares.

Al analizar los resultados de este estudio, se observó una relación directamente proporcional entre la magnitud de la fuerza y la distribución de esfuerzos en la zona cervical. Teniendo en cuenta que se inició la aplicación de la fuerza en cada diente según los valores estándar de fuerza fisiológica, esto es, 150 N, 250 N y 450 N para los dientes incisivo, premolar y molar respectivamente, se explica que el límite de fuerzas aplicadas en el molar, al llegar a 675 N, evidenció la zona de concentración de estrés en la zona cervical. El propósito de aumentar los rangos fisiológicos fue imitar las fuerzas aplicadas durante los hábitos parafuncionales.

Se ha encontrado que durante la parafunción los pacientes pueden aplicar cargas oclusales excéntricas de aproximadamente 1001 N. En casos excepcionales se ha registrado que la fuerza mandibular puede ser de 443 Kg (4337 N) (14). Los daños en los puntos registrados en el estudio de mayor distribución de esfuerzos se verían mucho más afectados específicamente en la encía, la cual se retrae como respuesta a una lesión en el complejo periodontal.

Adicionalmente, al incrementar la carga en las fuerzas oclusales aparece el tiempo en que permanecen en contacto los dientes en los pacientes que bruxan, que es de aproximadamente 30 minutos por tres horas, en un periodo de 24 horas. Este, para los pacientes que no bruxan, es de 10 minutos. Ello se ha asociado a la mayor incidencia de lesiones cervicales y de recesiones gingivales (16).

Se ha encontrado que se producen deflexiones cuspidas de 200 a 400 micras cuando se comparan con las deflexiones de solo 20 micras en las fuerzas oclusales en céntrica (7). En periodos cortos, las fuerzas oclusales verticales generalmente no producen efectos patológicos. En los pacientes que bruxan, sin embargo, el contacto oclusal puede ser traumático debido a su mayor duración, lo que hace más frecuente y constante el trauma sobre las cúspides de los dientes. Las fuerzas horizontales inducen tanto el esfuerzo de tracción como el compresivo en el área cervical, pero sería necesario un estudio que analice las fuerzas transversales para evaluar el efecto que tienen sobre el periodonto.

CONCLUSIONES

La mayor concentración de estrés se observó en zona cervical en los tres modelos de simulación, esto es, en las zonas anterior, premolar y molar. Los valores de mayor distribución de esfuerzos se observaron al aumentar la magnitud de la fuerza, particularmente en la zona anterior cervical en la dentina y el ligamento periodontal. El complejo encía-hueso esponjoso-cortical se comportaron como un solo elemento en los tres modelos simulados.

RECOMENDACIONES

Se sugiere realizar un modelo dinámico en el que se evalúe la distribución de esfuerzos en las zonas anterior, premolar y molar, en movimientos excéntricos y analizarlas en los maxilares superior e inferior.

REFERENCIAS

1. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 2006 Dec; 33(12): 874-80.
2. Benazzi S, Kullmer O, Grosse IR, Weber GW. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *J Anat.* 2011 Sep; 219(3): 259-72.
3. Albuquerque RC, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil.* 2003; 30: 936-43.
4. Karring T, Nyman S, Thilander B, Magnusson I. Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *J Periodontal Res.* 1982; 17: 309-15.
5. Ericsson I, Lindhe J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol.* 1982; 9: 497-503.
6. Ren LM, Wang WX, Takao Y, Chen ZX. Effects of cementum-dentin junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure. *J Dent.* 2010; 38(11): 882-91.
7. Litonjua LA, Andreana S, Patra AK, Cohen RE. An assessment of stress analyses in the theory of abfraction. *Biomed Mater Eng.* 2004; 14(3): 311-21.
8. Poiate IA, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol.* 2009; 80(11): 1859-67.
9. Rottner K, Richter EJ. Effect of occlusal morphology on the accuracy of bite force measurements using thin film transducers. *Int J Prosthodont.* 2004 Sep-Oct; 17(5): 518-23.

10. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111(2): 149-54.
11. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(6): 520-9.
12. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: A finite element study. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 347-52.
13. Borák L, Florian Z, Bartáková S, Prachár P, Murakami N, Ona M, Igarashi Y, Wakabayashi N. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model. *Dent Mater J.* 2011; 30(4): 448-54.
14. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. *Quintessence Int.* 1995 Feb; 26(2): 149-54.
15. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res.* 2006 Apr; 85(4): 306-12.
16. Consolaro A. Diagnosis of occlusal trauma: Extrapolations for peri-implant bone region can be done. *Dental Press Implantol.* 2012 Oct-Dec; 6(4): 22-37.
17. Rottner K, Richter EJ. Effect of occlusal morphology on the accuracy of bite force measurements using thin film transducers. *Int J Prosthodont.* 2004 Sep-Oct; 17(5): 518-23.
18. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function. A review of the literature. *J Oral Rehabil.* 1975; 2: 281-301.
19. Craig RG. Mechanical properties. In: Craig RG, editor. *Restorative dental materials*, 6th edition. St. Louis, MO: Mosby; 1980. pp. 76-8.

CORRESPONDENCIA

María Alejandra Gélvez Vera

malejacheer@gmail.com

Juliana Velosa Porras

juliana.velosa@javeriana.edu.co

Byron Pérez Gutiérrez

byron.perez@ieee.org