

# **Influencia de la forma y ubicación de los contactos proximales sobre los niveles de tensión generados en prótesis fija implantosoportada. Análisis de elementos finitos**

**Influence of shape and location of proximal contacts on strain levels in fixed implant prostheses.  
A finite element analysis.**

## **Ana María Echeverry Hoyos**

\*Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana

\*Residente posgrado de rehabilitación oral Pontificia Universidad Javeriana

## **Roberto Pachas Macuar**

\*Odontólogo, Universidad de Los Andes. Venezuela

\*Residente posgrado de rehabilitación oral Pontificia Universidad Javeriana

## **Camilo Durán Correa**

\*Odontólogo, Pontificia Universidad Javeriana

\*Especialización y magister en prostodoncia Indiana University

\*Docente posgrado de rehabilitación oral, cátedra de instrumentación

\*Centro de investigaciones odontológicas, universidad Javeriana

## **Adriana Rodríguez Ciodaro**

\*Bacterióloga, Pontificia Universidad Javeriana

\*Magister en Microbiología, Pontificia Universidad Javeriana

## **RESUMEN**

**Introducción:** El contacto existente entre dientes adyacentes de un mismo arco dental (contactos proximales) juega un papel importante en el mantenimiento del estado de salud dental y periodontal. Poco se ha estudiado sobre el comportamiento mecánico de los contactos proximales entre dientes y restauraciones implanto soportadas.

**Objetivo:** El objetivo de la presente investigación es determinar la relación existente entre distintas formas y ubicaciones de contactos proximales y la magnitud y concentración de tensión experimentada por los tejidos de soporte en una corona implanto soportada posterior mediante un análisis de elementos finitos.

**Materiales y métodos:** Para ello se realizó un modelado tridimensional de una corona cerámica implanto soportada y sus dientes adyacentes, y se calculó en un análisis de elementos finitos el patrón de distribución de tensión en los tejidos de soporte, dientes y componentes protésicos, al ser aplicadas cargas mecánicas sobre el sistema.

**Resultados:** Se observó mayor concentración de tensión mecánica a nivel de la conexión en las superficies mesial y palatina de la corona implantosoportada. Sin embargo se observó un comportamiento mecánico similar indistintamente de la configuración de contacto proximal utilizada.

**Conclusión:** El análisis de elementos finitos no mostró relación entre la configuración de los contactos proximales y los niveles de tensión mecánica experimentados por una restauración implantosoportada, sus dientes adyacentes y sus tejidos de soporte.

**Palabras clave:** Contactos proximales interdentes, prótesis implanto soportadas, tensión dental, tejidos de soporte, análisis de elementos finitos.

## ABSTRACT

**Introduction:** Contact between adjacent teeth in a single arch (proximal contacts) plays an important role in the maintenance of tooth and periodontal health. Little is known about the mechanical behavior of proximal contacts between tooth and implant supported restorations.

**Objective:** The aim of this study was to determine the relationship among different shapes and locations of proximal contacts and the strength and concentration of strain in the support tissues in a posterior implant-supported crown by means of a finite element analysis.

**Materials and methods:** A 3-D model of a full ceramic implant supported crown and the adjacent teeth was performed, and the pattern of strain distribution in the support tissues, teeth and prosthetic components was assessed in a load situation.

**Results:** The highest concentration of mechanical stress was observed at the connection level in mesial and palatal surfaces of implant crown. However a similar mechanical behavior was observed regardless of proximal contact configuration used.

**Conclusion:** The finite element analysis showed no relationship between configuration of the proximal contacts and levels of mechanical stress experienced by an implant restoration, adjacent teeth and supporting tissues.

**Key words:** dental proximal contacts, implant-supported dental prosthesis, analysis; dental stress, tooth supporting structures, finite element analysis

## Introducción:

La presencia de contactos proximales adecuados ha sido reconocida como un factor importante para el correcto funcionamiento del diente y sus tejidos de soporte<sup>1</sup>. Los contactos proximales mantienen la contigüidad del arco tanto anatómica como funcionalmente, asegurando la estabilidad y posición de los dientes en sentido horizontal y facilitando la distribución mecánica de las fuerzas a lo largo del arco dentario. La presencia o ausencia de contactos proximales se ha asociado con distintos efectos negativos como la impactación de alimentos en zonas proximales o el desplazamiento de dientes fuera de su posición ideal<sup>2</sup>.

El término “contacto proximal” se puede definir como el área de un diente que se encuentra contacto con los dientes adyacentes en el mismo arco<sup>3</sup>. Al momento de la erupción dental el contacto entre dientes adyacentes tiene forma de punto y se va convirtiendo progresivamente en área de contacto a medida que las superficies proximales se desgastan por la fricción durante los movimientos fisiológicos del diente<sup>4</sup>.

Este tipo de desgaste atricional existente entre dientes contiguos produce un acortamiento de la corona clínica en sentido mesodistal y es compensado por la presión constante en sentido posteroanterior que mantiene los contactos cerrados entre dientes adyacentes naturales gracias a la acción remodeladora del ligamento

periodontal<sup>5</sup>. La fuerza postero anterior capaz de mantener cerrados los contactos ha sido descrita como el “*componente anterior de fuerza*”<sup>6</sup>.

En el caso de las restauraciones implanto soportadas este mecanismo de compensación no es posible, debido principalmente a diferencias en el comportamiento mecánico y biológico del diente y el implante. En el caso de prótesis fija soportada sobre dientes naturales la presencia del ligamento periodontal interpuesto entre el cemento radicular y la cortical alveolar brinda un grado de resiliencia que le permite al diente un movimiento horizontal y vertical durante la función. La existencia de ligamento periodontal facilita los complejos procesos de remodelación ósea que experimentan los tejidos periodontales ante cualquier cambio en las fuerzas que inciden sobre los diente. En el caso de la prótesis fija implantosoportada, el implante oseointegrado no tiene ligamento periodontal interpuesto entre la superficie del implante y el hueso que lo circunda, es decir que la superficie ósea y la superficie implantar se encuentran en contacto íntimo, lo que confiere diferencias biomecánicas apreciables cuando se compara con un diente natural. La falta de resiliencia que existe en ausencia del ligamento periodontal determina la escasa o casi nula capacidad de movimiento que tiene el implante bajo función que está determinada únicamente por el grado de elasticidad ósea. En resumen se puede afirmar que mientras los dientes naturales y prótesis dentosoportadas experimentan movimientos micrométricos durante la función, las prótesis implantosoportadas carecen de ellos<sup>7</sup>. El promedio reportado de movimiento que experimenta el diente natural durante la masticación es de 56 micras en sentido vertical y 75 micras en sentido horizontal, mientras que el mismo promedio en el caso de un implante bajo función es en promedio de 5 micras en sentido vertical y de 17 a 66 micras en sentido horizontal. Este hecho obliga al rehabilitador a tomar precauciones al momento de manejar la oclusión en los casos donde se encuentren presentes dientes naturales e implantes<sup>8</sup>.

Utilizando técnicas de microscopia CCD (Charge Coupled Device), se ha mostrado que existe un espacio microscópico de separación en el área interproximal de dientes adyacentes el cual desaparece cuando entran en contacto oclusal<sup>9</sup>. Esto significa que bajo función, se incrementa el esfuerzo que se ejerce entre dientes adyacentes y sobre los tejidos de soporte<sup>10</sup>.

El establecimiento de un estado de equilibrio biomecánico, es de especial interés en prótesis implantosoportadas en las cuales la ausencia de ligamento periodontal modifica la manera en que se comporta el complejo implante-prótesis-hueso y los efectos biológicos que el desequilibrio funcional puede causarle. Lograr contactos proximales adecuados podría minimizar las complicaciones mecánicas y biológicas, sin embargo no se sabe cuáles factores relacionados con dichos contactos podrían contribuir a que esto suceda. Características como la forma y posición de los contactos

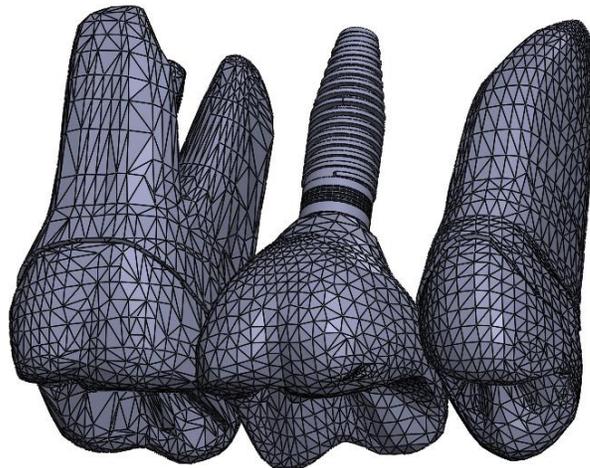
proximales podrían ser manejadas por el clínico para mejorar los resultados en protocolos de carga, en la rehabilitación definitiva de prótesis implanto soportadas para aumentar la longevidad clínica de las restauraciones.

En la presente investigación se estudiará mediante análisis de elementos finitos, el comportamiento mecánico de distintas configuraciones de contactos proximales en una restauración implanto soportada unitaria en el sector posterior y su relación con la concentración de tensión en los tejidos de soporte, dientes, implante y componentes protésicos.

### **Materiales y métodos:**

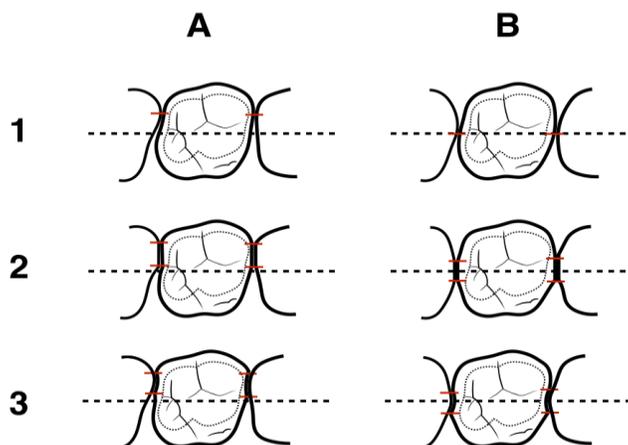
Se realizó un estudio experimental en el cual se utilizó la metodología de elementos finitos 3D mediante el software ANSYS research versión 14.5 con licencia a nombre de la Universidad Militar Nueva Granada. La geometría del modelo fue realizada inicialmente utilizando el software solidWorks, cuya información fue exportada a el software ansys para la simulación de elementos finitos. El modelo comprendió 321.482 nodos y 178.352 elementos y simuló el comportamiento de los materiales de una manera isotrópica lineal. El elemento utilizado para reproducir la geometría del modelo fue el elemento tipo SOLID 187.

Para el modelado se utilizaron los módulos elásticos de diferentes estructuras de los tejidos dentales y de soporte del diente, como son: dentina, cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar (ver tabla 1), reportados en la literatura científica. El modelado incluyó un implante único de titanio (Nobel Replace®) de 4.3mm por 10mm centrado en la cresta alveolar, rehabilitado con una corona cerámica en el espacio correspondiente al diente 26 y sus tejidos de soporte. Como dientes adyacentes naturales se modelaron: 25 y 27, con los cuales se manejaron las variables de los contactos proximales adyacentes al implante. (Ver Fig. 1)



**Figura 1.** Modelado 3D de una corona Implanto soportada cerámica en zona de 26 y sus dientes adyacentes 25 y 27.

Para el modelado de la prótesis, se utilizó el módulo elástico del material del implante y se alimentó el sistema con los datos referentes a su forma y ubicación. Para la simulación se modificaron las variables de forma y ubicación de los contactos proximales sobre los dientes adyacentes a la prótesis. Se analizaron 3 formas y 2 ubicaciones. Las formas sometidas a estudio fueron: el contacto en punto; definido como aquel punto de contacto existente entre dos superficies proximales adyacentes perfectamente convexas (grupo 1), el contacto en faceta; definido como el contacto resultante entre dos superficies planas (grupo 2) con un tamaño de 2mm de ancho por 1mm de alto, y el contacto cóncavo resultante entre una superficie convexa ubicada siempre en el diente adyacente y una cóncava ubicada en la superficie de la corona implantosoportada (grupo 3). Se modelaron las posibles combinaciones de estas tres formas exceptuando la combinación de faceta y contacto cóncavo y cualquier combinación que implicara un contacto cóncavo en dientes naturales. Para evaluar el efecto de la ubicación sobre la tensión absorbida por los tejidos de soporte, se modelaron dos ubicaciones diferentes. La ubicación vestibular (ubicación A) se definió como el contacto ubicado en el tercio vestibular del diámetro vestibulo palatino de los dientes y la ubicación central (ubicación B) se definió como el contacto existente en el centro de los dientes adyacentes en sentido vestibulo palatino (Ver Fig.2). Se evaluaron las posibles combinaciones entre el tipo de contacto y las dos ubicaciones. Adicionalmente se modeló el grupo control sin ningún tipo de contacto (grupo control). En cada experimento se le aplicó al sistema una fuerza oblicua estática a 30° inclinación en sentido postero-anterior de 350 N. Todas las interfases fueron asumidas como “adheridas” exceptuando el engranaje de la corona en la conexión del implante y la cabeza del tornillo en la superficie de asentamiento del pilar; el cual fué asumido como “contacto deslizante con fricción”. El contacto entre la cabeza del tornillo y el pilar fué programado con un coeficiente de fricción de 0.4.



**Figura 2.** Representación esquemática de los tipos de contacto proximal estudiados (tres) y sus diferentes ubicaciones (dos). A: Ubicación vestibular, B: Ubicación central. 1: contacto en punto. 2: contacto facetado. 3: contacto cóncavo.

**Tabla 1. Propiedades de los materiales modelados**

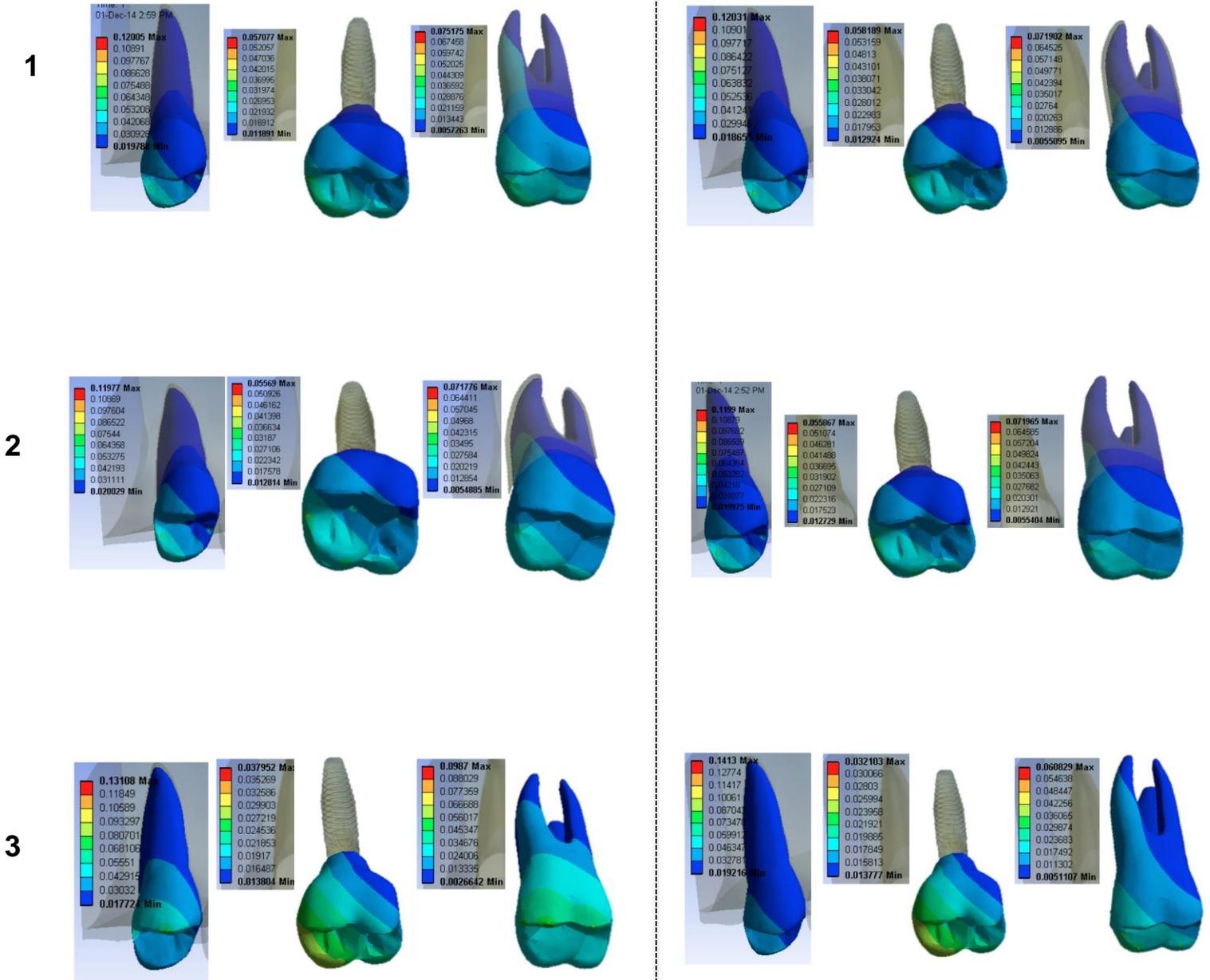
<b>Material</b>	<b>Módulo Elástico (E)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (v)</b>
Dentina <sup>11</sup>	17,2 GPa	0.32
Hueso cortical <sup>12</sup>	13.700 MPa	0.30
Hueso medular <sup>12</sup>	1370 MPa	0.30
Ligamento periodontal <sup>13</sup>	0,07 MPa	0.45
Pulpa dental	2,07 MPa	0.45
Titanio <sup>12</sup>	110.000 MPa	0.33
Cerámica <sup>12</sup>	82.800 MPa	0.28

## **Resultados**

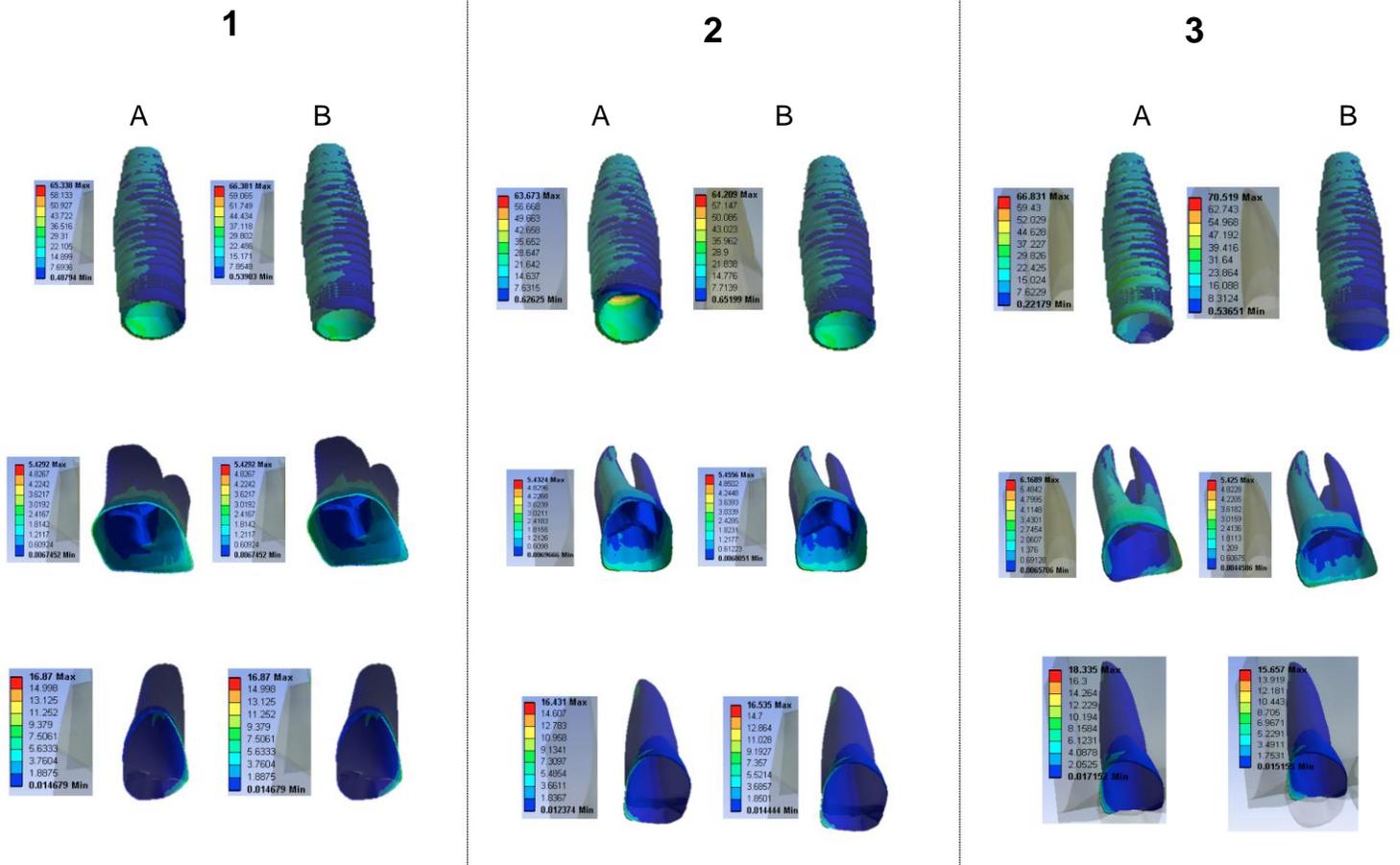
La distribución de tensión mecánica en Mpa en los dientes y la corona implantosoportada se muestran en la figura 3, los mismo valores obtenidos en el implante y el ligamento periodontal para cada uno de los grupos experimentales se muestran en la figura 4, finalmente los resultados obtenidos en la conexión protésica se representan en la figura 5, visualizados en un corte vestíbulo-palatino y meso-distal para cada uno de los grupos.

La figura 3 muestra una mayor concentración de tensión mecánica en el grupo 3a y 3b comparado con el resto de los grupos.

La distribución de la tensión mecánica en el implante y el ligamento periodontal fue similar para todos los grupos con excepción del grupo 3A (contacto cóncavo de ubicación central) el cual mostró una menor concentración a nivel del cuello y el tercio medio del implante. A nivel de la conexión, la mayor concentración de tensión mecánica ocurrió a nivel de la cara mesial y vestibular en la porción mas delgada del cuello del implante en todos los grupos. Los valores máximos y mínimos de tensión mecánica para cada una de las estructuras modeladas se muestran en las tablas 2, 3 y 4.

**A****B**

**Figura 3.** Concentración de tensión mecánica en el premolar, el molar y la corona implanto-soportada de acuerdo al tipo de contacto En punto (1), Faceta (2), Cóncavo (3). Ubicación vestibular(A), Ubicación central (B).



**Figura 4.** La concentración de tensión mecánica en Mpa se muestra en los diferentes componentes del modelado (implante y ligamento periodontal según los distintos grupos experimentales: contacto puntual vestibular (1A), contacto puntual central (1B), contacto facetado vestibular(2A), contacto facetado central (2B), contacto cóncavo vestibular(3A) y contacto cóncavo central (3B).

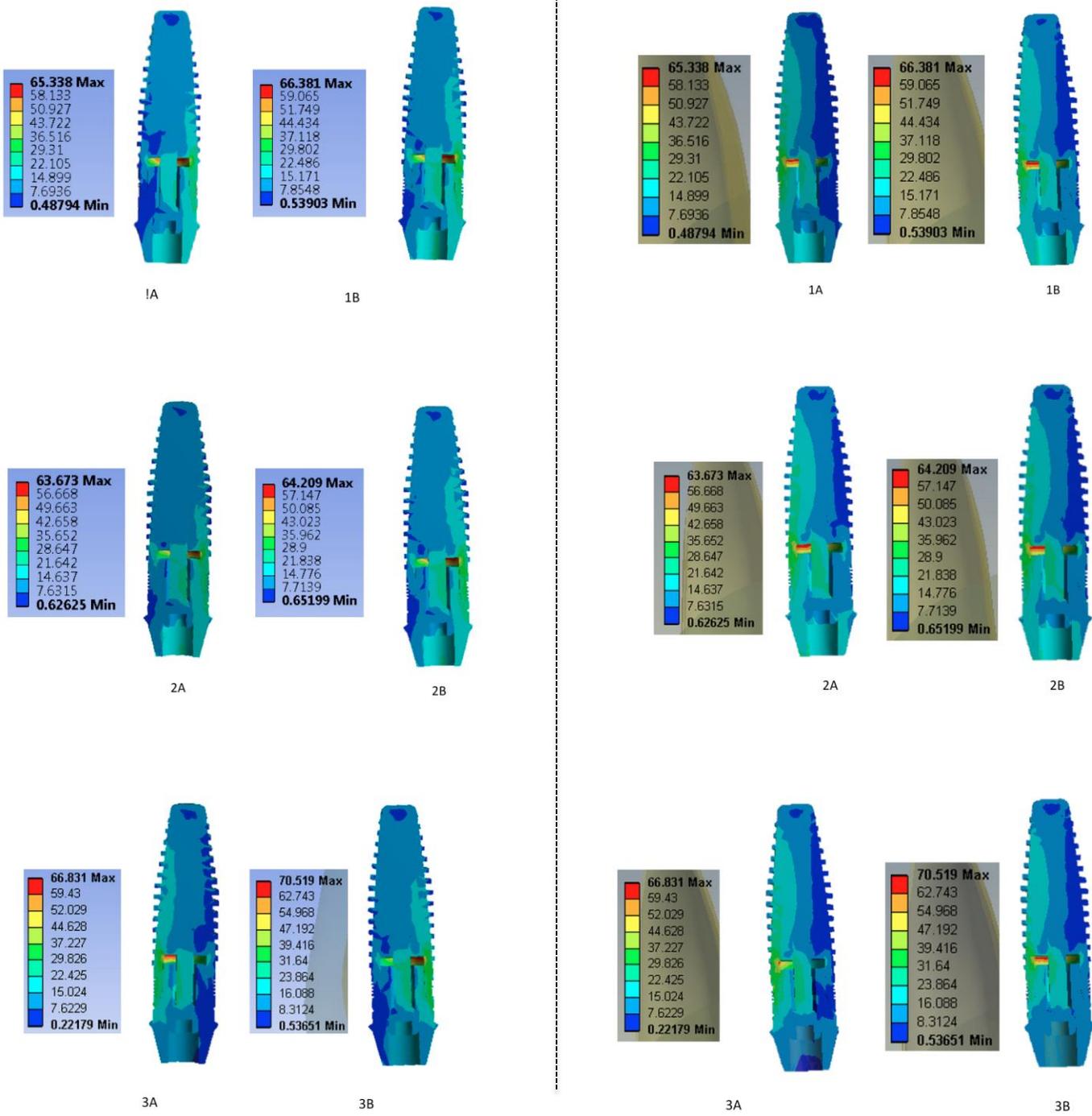


Figura 5. Concentración de tensión mecánica en las conexiones vistas en cortes vestibulo palatino (izquierda) y corte meso distal (derecha)

**Tabla 2.** Conexiones corte vestibulo-palatino

<b>Contacto</b>	<b>Esfuerzo mínimo (MPa)</b>	<b>Esfuerzo máximo (MPa)</b>
1A	0.48	65.13
1B	0.53	66.38
2A	0.62	63.67
2B	0.65	64.20
3A	0.22	66.83
3B	0.53	70.51

**Tabla 3.** Conexiones corte meso-distal

<b>Contacto</b>	<b>Esfuerzo mínimo (MPa)</b>	<b>Esfuerzo máximo (MPa)</b>
1A	0.48	65.33
1B	0.53	66.38
2A	0.62	63.67
2B	0.65	64.20
3A	0.22	66.83
3B	0.52	70.51

**Tabla 4.** Resultados del molar, premolar y corona implanto-soportada

<b>PREMOLAR</b>	<b>Esfuerzo mínimo (MPa)</b>	<b>Esfuerzo máximo (MPa)</b>
1A	0.01	0.12
1B	0.01	0.12
2A	0.02	0.11
2B	0.01	0.11
3A	0.01	0.13
3B	0.01	0.14

<b>CORONA IMPLANTOSOPORTADA</b>	<b>Esfuerzo mínimo (MPa)</b>	<b>Esfuerzo máximo (MPa)</b>
1A	0.01	0.05
1B	0.01	0.05
2A	0.01	0.05
2B	0.01	0.05
3A	0.01	0.03
3B	0.01	0.03

<b>MOLAR</b>	<b>Esfuerzo mínimo (MPa)</b>	<b>Esfuerzo máximo (MPa)</b>
1A	0.005	0.07
1B	0.005	0.07
2A	0.005	0.07
2B	0.005	0.07
3A	0.002	0.09
3B	0.005	0.06

## Discusión

En el presente estudio, la técnica de análisis de elementos finitos permitió evaluar en conjunto los niveles de tensión mecánica generados en una corona implantosoportada, los dientes naturales adyacentes y los tejidos de soporte, al programar distintas configuraciones de contactos proximales. El comportamiento del ligamento periodontal, hueso alveolar y dientes adyacentes mostró un patrón similar entre los distintos grupos experimentales, por el contrario si se apreciaron diferencias en la distribución de tensión mecánica a nivel de la corona implantosoportada y diferencias de magnitud de tensión mecánica a nivel de la conexión protésica entre los distintos grupos. Para establecer las diferencias entre el comportamiento mecánico de cada una de las estructuras modeladas se tomo como referencia la escala de magnitud de esfuerzos en MPa expresada en escala de colores; donde el color rojo representó el valor máximo de esfuerzo mecánico y el color azul el mínimo. Dicha escala permitió comparar los resultados obtenidos entre grupos y además permitió detectar las zonas de mayor y menor esfuerzo dentro de cada modelado y así hacer comparaciones entre los distintos grupos. Dado que el análisis de elementos finitos valora los resultados de una muestra única; las diferencias obtenidas entre grupos no obedecen a diferenciales significativos desde el punto de vista estadístico, sino que representan las diferencias en el comportamiento apreciables en las condiciones bajo las cuales fue realizada la(s) simulación(es), sin la posibilidad de hacer inferencia estadística sobre una población. Como el numero de variables intervinientes en la ecuación de la simulación computarizada es finito, es decir, esta limitado por los valores de comportamiento establecidos por el operador; el comportamiento de una simulación de elementos finitos no necesariamente refleja la realidad de un sistema en el cual el numero de posibilidades intervinientes es infinita. Esta situación que podría ser asumida como una desventaja, es a su vez una ventaja desde el punto de vista experimental, ya que permite analizar de manera aislada el efecto de las variables escogidas; situación que no siempre es posible controlar en estudios experimentales convencionales.

En el análisis de los resultados, los mayores niveles de concentración de tensión mecánica fueron encontrados en la conexión pilar-implante. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Chang HS y cols<sup>14</sup> y Tang CB<sup>15</sup> donde también hallaron altas concentraciones de tensión mecánica en el cuello del implante y las conexiones, sin embargo en un estudio<sup>14</sup>, distintos tipos de conexiones tuvieron diferentes comportamientos dependiendo del las propiedades del hueso modelado, parámetro que no fue analizado en el presente estudio. Los valores máximos de estrés a nivel de la conexión se registraron en el grupo 3B (ver tablas 2 y 3) con un valor de 70.519 MPa. La distribución de los valores máximos de tensión mecánica

presentados en este estudio son resultado no solo de la magnitud y la dirección de la carga oclusal aplicada sino también de la interacción entre ésta y las relaciones de contacto proximal existentes en el modelado, interacción que ya había sido sugerida por Aguiar Jr y cols<sup>17</sup> mediante una evaluación fotoelástica al demostrar la influencia que tiene un contacto distal en la distribución de tensión mecánica en restauraciones implanto-soportadas.

Los resultados obtenidos que muestran una zona mayor de tensión mecánica en la región mesial y vestibular de la conexión son el resultado de la fuerza aplicada sobre la corona implantosoportada en sentido mesial y palatino, lo cual podría confirmar los resultados de investigaciones previas<sup>9-11</sup>, que demuestran una mayor fuerza de contacto en las caras distales de restauraciones implantosoportadas en comparación con las encontradas en los contactos mesiales, lo que se traduce en un micro desplazamiento del componente protésico en sentido postero-anterior. Sin embargo en este estudio no fue posible comprobar una mayor influencia de la ubicación y configuración de los contactos proximales en los patrones de distribución de tensión mecánica, por lo cual se acepta la hipótesis nula de investigación; que rechaza la influencia de la configuración de los contactos proximales en los patrones de distribución de tensión mecánica.

En cuanto a magnitud y distribución de estrés en el sistema modelado, los resultados obtenidos pueden estar fuertemente influenciados por las limitantes técnicas bajo las cuales se ejecutó el estudio. El no modelado de la capa de esmalte correspondiente a los dientes naturales adyacentes a la prótesis implantosoportada, pudo reflejarse tanto en el comportamiento individual de cada diente como en la manera en que los esfuerzos fueron transmitidos a los dientes adyacentes durante la descomposición vectorial de las cargas. Además el hecho de que cada diente fuese modelado únicamente en dentina pudo haber generado un efecto amortiguador en las interfases de contactos interproximales, limitando la aplicabilidad de los resultados obtenidos, sin embargo a la fecha no se han publicado estudios que comparen las variables analizadas en la presente investigación. Algunos estudios como los de Ikeda A<sup>18</sup>, OH S<sup>9</sup>, Miura H<sup>10</sup>, Kasahara K<sup>16</sup>, han evaluado el comportamiento de los contactos proximales durante la función masticatoria *in vivo* en contactos ocurridos exclusivamente en dientes naturales. Otro estudio publicado por Koori y cols.<sup>19</sup> analizó el comportamiento de contactos proximales en restauraciones implanto-soportadas relativo al desgaste producido entre la restauración y sus dientes adyacentes; sin embargo no existe en la literatura antecedentes directos que evalúen la relación entre la tensión mecánica experimentada por restauraciones implantosoportadas con los dientes adyacentes, y su relación con el tipo de contacto proximal existente entre estos.

Las características del modelado del implante, su corona y la conexión entre estos contó con un nivel de reproducción óptimo capaz de simular el comportamiento mecánico de estos componentes bajo función. Las propiedades de contacto asignadas al modelo del pilar protésico, tornillo y conexión del implante permitieron simular no solo las relaciones de contacto entre ellos sino también propiedades más avanzadas como la precarga del tornillo de fijación. Sin embargo, con miras a realizar una evaluación más profunda y precisa de las variables analizadas en esta investigación, se podría recomendar la realización de un modelado más realista que incluya la reproducción de cada uno de los tejidos constituyentes del diente, como espesores de esmalte, dentina y tejido pulpar.

## **Conclusión**

Dentro de las limitaciones del presente estudio podemos concluir que no existe una relación directa entre las diferentes configuraciones de contactos proximales analizadas en este estudio y la distribución de tensión mecánica mostrada por una restauración implantosoportada posterior unitaria, sus dientes adyacentes y tejidos de soporte.

## Bibliografía

1. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol*. Dec 1992; 63(12):995-6.
2. Novak J. Chapter 64: Classification of diseases and conditions affecting the periodontal. en Newman M, Takei H, Klokkevold P, Fermin A. Carranza's Clinical Periodontology 11 edition. 2012 Elsevier Saunders
3. The glossary of prosthodontic terms. *The journal of prosthetic dentistry*. 2005. volume 94 number 1.
4. Boushell L, Stuvervant J. Cap 2: clinical significance of dental anatomy, histology, phisyology and occlusion en Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturdevant`s art and science operative dentistry. Fourth edition. 2002. Mosby.
5. Dawson P. Functional occlusion from TMJ to smile design. Mosby ELSEVIER. 2007. Cap 35. Solving occlusal wear problems. Pag 432-433
6. Southard TE, Southard KA, Stiles RN. Factors influencing the anterior component of occlusal force. *J Biomech*. 1990; 23(12):1199-207.
7. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:97-113.
8. Wat PY, Wong AT, Leung KC, Pow EH. Proximal contact loss between implant-supported prostheses and adjacent natural teeth: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011 Jan; 105(1): 1-4.
9. Oh S, Nakano M, Bando E, Shigemoto S, Kori M: Evaluation of proximal tooth contact tightness at rest and during clenching. *J oral Rehabil* 2004; 31: 538-545
10. Miura H. behavior of interdental proximal contact relation during function. *J med dent sci*. 2000; 47: 117-122
11. De Santis R, Ambrosio L, Nicolais L. Mechanical Properties of Tooth Structures en Barbucci R. *Integrated Biomaterials Science* (2002). Springer ebooks.
12. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Da Silva LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24 (3):391-403
13. Mejía F, Calle M. Estudio de una patología dental por medio de elementos finitos. *revista ingeniería e investigación* , abril de 2005. (57) 15-21.
14. Chang HS, Chen Y, Hsieh Y, Hsu M. Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis, *Journal of Dental Sciences*, September 2013, Volume 8, Issue 3 Pages 261-271
15. Tang CB, Liu SY, Zhou GX, Yu J, Zhang GD, Bao YD, Wang QJ. Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *International Journal of Oral Science* (2012) 4, 101–108.

16. Kasahara K, Miura H, Kuriyama M, Kato H, Hasegawa S. Observations of Interproximal Contact Relations During Clenching. *International Journal Of Prosthodontics*, 2000. 13(4), 289-294.
17. De Aguiar júnior FA, Tiossi R, Macedo AP, De Mattos M, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. *Journal of Applied Oral Science*, 21(5), 397–402. 2013.
18. Ikeda A, Miura H, Okada D, Tokuda A, Shinogaya T: The effect of occlusal contacts on adjacent tooth. *J med dent sci*. 2005; 52: 195-202.
19. Koori H. Morimoto K, Tsukiyama Y & Koyano K. (2010). Statistical analysis of the diachronic loss of Interproximal contact between fixed implant prostheses and adjacent teeth. *International Journal Of Prosthodontics*, 23(6), 535-540.