

ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS Y DEFORMACIONES A NIVEL DEL TORNILLO DE FIJACIÓN Y EL TEJIDO OSEO PERIIMPLANTAR, VARIANDO LA RELACIÓN CORONA / IMPLANTE Y DIAMETRO DEL IMPLANTE.

ANALYSIS OF STRESSES AND DEFORMATIONS IN THE IMPLANT FIXATION SCREW AND PERIIMPLANT BONE, VARYING THE CROWN /IMPLANT RATIO AND IMPLANT DIAMETER

Basto Lizcano LM¹, Beltrán Díaz NY¹, González Morales CJ¹, Meneses E², Parra D³.

RESUMEN

Antecedentes: El comportamiento biomecánico y estructural de restauraciones implantosoportadas depende de factores como la longitud de las coronas y de los implantes, diámetro del implante y la densidad ósea. El uso de implantes cortos es común en pacientes con poco remanente óseo, en los cuales por costos o complicaciones no es posible realizar cirugías adicionales. Sin embargo, la altura de la corona puede ser un factor de riesgo para la supervivencia de las restauraciones individuales. De acuerdo a esto, el presente estudio tiene como propósito determinar la relación corona/implante y diámetro que presenta mejor comportamiento biomecánico a nivel del tornillo de fijación y el tejido óseo perimplantar. **Materiales y métodos:** Estudio experimental in vitro con elementos finitos, se realizaron 32 Modelos 3 D, se simuló un primer molar inferior, se dividieron en 2 grupos de 6 mm y 8 mm de longitud del implante, los cuales se dividieron en subgrupos de acuerdo a la relación corona / implante 1:1, 1,5:1, 2:1, 2.5:1, cada uno con diámetro de 4.2, y 5, a cada modelo se le aplicó carga axial de 200N en cada cúspide y 100 N en carga oblicua sobre las cúspides linguales, 50 N cada una. **Resultados:** para el análisis estadístico se utilizó la prueba Shapiro Wilk, Levene, Anova a 3 Vías y 2 Vías. Se encontró mayor concentración de esfuerzos en el tornillo en el modelo 8x4.2 con relación C/I de 2.5:1 ante cargas oblicuas con valor P (0.00). En el hueso cortical se observó mayor esfuerzo también en el mismo modelo. Se evidenció que los esfuerzos de la carga oblicua aumentaban en la misma proporción que la altura de la corona. Los esfuerzos y deformaciones corticales linguales fueron mayores a los vestibulares con valor P (9,8e-06). **Conclusiones:** La relación C/I que tuvo mejor comportamiento biomecánico fue la 1:1 y 1.5:1 este comportamiento mejoró con el aumento del diámetro del implante, los esfuerzos y deformaciones sobre el tornillo, hueso cortical y trabecular se mantenían en una deformación elástica en estos modelos a diferencia de los modelos 2:1 y 2.5:1 que mostraron deformación plástica. Es necesario realizar estudios in vivo para poder validar los resultados de la prueba de elementos finitos. **Palabras clave:** implantes cortos, análisis de elementos finitos, biomecánica, relación corona/implante, corona implantosoportada.

ABSTRACT

Background: The biomechanical and structural behavior of implant-supported restorations depends on factors, such as, crown and implant length, implant diameter and bone density. Use of short implants is common in patients with limited bone remnant, by whom costs or complications are reason for not performing additional surgeries. However, crown height may be a risk factor for survival of individual restorations. According to this, the purpose of the present study is to determine the crown / implant ratio and diameter that presents better biomechanical behavior at the fixation screw level and perimplantar bone tissue. **Materials and Methods:** In vitro experimental study with finite elements. 32 3D cast models were fabricated and a first lower molar was simulated. They were divided into 2 groups of 6 mm and 8 mm implant length, which were subdivided into subgroups according to the crown/implant ratio 1:1, 1,5:1, 2:1, 2.5:1. Each one with a diameter of 4.2, and 5. An axial load of 200N was applied on each cusp of each model, and an oblique load of 100N over the lingual cusps, 50N to each one. **Results:** For the statistical analysis was performed the Shapiro Wilk test, Levene, Anova for 3 and 2-way. The greater concentration of stresses in the screw was found in the 8x4.2 cast model with C/I ratio 2.5:1 faced to oblique loads with value P (0.00). Regarding to the cortical bone more stress was observed in the same cast model. It was evidenced that the efforts of the oblique load increased in the same proportion as the height of the crown. The lingual cortical stresses and deformations were greater than the vestibulars with a value P(9,8e-06). **Conclusions:** The C/I ratio with better biomechanical behavior was 1:1 y 1.5:1. This behavior got better with the incensement of the implant diameter. In this cast models the stress and deformations over the screw, cortical and trabecular bone were kept in a elastic deformation, different from the 2:1 and 2.5:1 models that showed plastic deformation. It is necessary to perform in vivo studies in order to validate results of the finite element test. **Keywords:** Short implants, finite element analysis, biomechanics, crown/implant ratio, implant-supported crown.

¹Odontólogo, Estudiante postgrado de Prosthodontia, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá.

² Odontólogo, Especialista en Rehabilitación Oral – Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesor Científico.

³ Odontóloga, Especialista en Epidemiología – Docente de postgrado, Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Bogotá D.C. – Asesora Metodológica.

INTRODUCCION

Las restauraciones con implantes dentales han presentado un adecuado comportamiento en la rehabilitación de pacientes parcial y completamente edéntulos. Sin embargo, siguen estando propensos a presentar complicaciones mecánicas, técnicas y biológicas. ⁽¹⁾ Se ha demostrado que el comportamiento biomecánico y estructural de la restauración implantosoportada depende de factores como la longitud de las coronas e implantes, diámetro del implante y la densidad ósea, siendo factores que influyen en la tasa de éxito de la restauración. ⁽²⁾

El uso de implantes para rehabilitar la región posterior de los maxilares, puede ser un reto debido a la reabsorción de la cresta alveolar, neumatización del seno maxilar y/o la ubicación relativa del nervio dentario inferior. ⁽³⁾

Cuando se presentan estas limitaciones anatómicas, el uso de implantes cortos es una alternativa terapéutica cuando no se puede colocar un implante de longitud convencional, evitando así procedimientos quirúrgicos mayores como la elevación de seno, la transposición del nervio dentario, la regeneración ósea guiada, injertos óseos o incluso el uso de los implantes inclinados, implicando aumento de tiempo, costos y posibles complicaciones postoperatorias.

El concepto de un implante corto es variable en la literatura, algunos autores Das Neves y col, 2006 los definen con longitud de <10 mm, Morand & Irinakis 2007 los definen con 10 mm, 8mm para Renouard & Nisand 2006, Telleman y col. 2011 los define con una longitud de 8 mm o menos, sin embargo el uso de este tipo de implantes puede inducir al aumento de estrés en los componentes protésicos y a nivel de tejido óseo, además de posibles complicaciones biomecánicas como aflojamiento o fractura del tonillo, fractura de la restauración protésica, movilidad y fractura del implante. Estas se dan por la necesidad de aumentar la altura de la corona para lograr un contacto oclusal, generando una relación corona implante desfavorable, poniendo en peligro la eficacia de la restauración.

Una corona sobre implante no tiene el mismo comportamiento de un diente natural, esto debido a la ausencia del ligamento periodontal y la falta de propiocepción, por lo cual las intensidades de las fuerzas serán más difíciles de identificar. En este caso, se debe considerar la intensidad de las cargas oclusales y la dirección de estas fuerzas debido a que influyen en la sobrecarga del sistema. ⁽⁴⁾

La relación corona/raíz ha sido un punto de relevancia para la restauración con prótesis fija dentosoportada, en comparación con la relación corona-implante donde aún no se han establecido pautas que determinen una proporción ideal, por lo tanto, no debe considerarse del mismo modo que una proporción corona/raíz. ⁽⁵⁾

Si en la planeación de las restauraciones con implantes no se tiene en cuenta la relación existente entre el diámetro, longitud del implante y tipo óseo con respecto a la altura coronal, es posible que se presenten fallas en la restauración y aditamentos protésicos disminuyendo la longevidad de esta. ⁽⁶⁾

Teniendo en cuenta todas las complicaciones que se presentan, los estudios han concluido que el aumento del diámetro en implantes cortos mejora la distribución de esfuerzos en los tejidos circundantes y puede llegar a garantizar la estabilidad en la restauración final. Sin embargo, no se ha definido un diámetro ideal en las relaciones corono implantes desfavorables. ⁽⁵⁾

Esposito y col informaron que los implantes cortos (6mm de longitud) con un diámetro convencional de 4 mm lograron resultados similares a los implantes más largos colocados en la zona posterior de la mandíbula. También señalaron que un implante corto con un diámetro ≥ 4 mm es preferible que una regeneración ósea vertical, especialmente en la mandíbula posterior, porque el tratamiento es más rápido, económico y asociado con menos fracasos. ⁽⁷⁾ En un estudio similar de Fugazzotto y col, revelaron que cuando los implantes de 6 a 9 mm de longitud se utilizaron con un apropiado diámetro,

las tasas de supervivencia bajo la función fueron similares en comparación con los implantes más largos. ⁽⁸⁾

El estudio de los esfuerzos y deformaciones de implantes cortos con diferentes longitudes coronales expuesto a cargas, es posible realizarse mediante técnicas de simulación como elementos finitos, técnica utilizada por diversos autores. Este tipo de estudio es comúnmente utilizado en odontología para estimar las características biomecánicas de las prótesis dentales y los tejidos orales de soporte que son difíciles de medir in vivo mediante el modelamiento de estructuras a través de un software que permite, por medio de una escala de valores, determinar el sitio que posiblemente presenta estrés y deformación. ⁽⁹⁾

Es necesario plantear de manera racional y científica, nuevos conocimientos para el mejor entendimiento del comportamiento biomecánico de los posibles riesgos y la aplicación de las precauciones necesarias que puedan mejorar la planeación del tratamiento protésico con implantes para mejorar la supervivencia de las restauraciones. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es determinar la relación corona implante y diámetro que proporciona un mejor comportamiento en la distribución del esfuerzo y deformación a nivel del tornillo de fijación del implante y el tejido óseo periimplatar, mediante elementos finitos.

MATERIALES Y METODOS

Este estudio se llevó a cabo en las instalaciones de UNICOC y Universidad Santo Tomas, mediante el convenio que dichas instituciones presentan, con la participación del grupo de ingeniería mecánica tanto de profesores como de estudiantes. La investigación fue un estudio experimental por simulación con elementos finitos. Para el inicio de la fase experimental de este proyecto se elaboraron 32 modelos de simulación 3-D divididos en 2 grupos, **A** implantes de 8mm y **B** implante de 6mm de longitud y estos divididos a su vez en subgrupos de acuerdo a la relación corona implante 1:1, 1.5:1, 2:1 y 2.5:1 con sus respectivos diámetros 4.2, y 5mm ver Tabla 1 y 2 .

TABLA 1. Grupo A implantes de 8mm

| subgrupo | A1 | A2 | A3 | A4 |
|-----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|
| Relación C/I | 1:1 6mm: 6mm | 1.5:1 9mm: 6mm | 2: 1 12mm: 6mm | 2.5:1 15mm: 6mm |
| Diámetro del implante | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm |

TABLA 2. Grupo B implantes de 6mm

| subgrupo | B1 | B2 | B3 | B4 |
|-----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|
| Relación C/I | 1:1 6mm: 6mm | 1.5:1 9mm: 6mm | 2: 1 12mm: 6mm | 2.5:1 15mm: 6mm |
| Diámetro del implante | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm | 4.2mm 5 mm |

Construcción modelos CAD

Se utilizaron 6 implantes de conexión interna 3 implantes con longitud de 8mm y 3 implantes con longitud de 6mm con diámetros 4,2, y 5mm. Para que las medidas del implante y el tornillo de fijación tengan unos resultados consecuentes a la realidad, se realizó la metrología del implante y el tornillo de fijación mediante el proyector de perfiles horizontal (MITUTOYO PH-3515 F), en donde se toman las medidas necesarias para que permita realizar el modelo CAD en Solid Edge.(figura 1,2)



a. b.

Figura 1. Metrología tornillo de fijación. a. Tornillo de fijación b. Imagen del tornillo de fijación en el proyector de perfiles. c. CAD del tornillo de fijación



a. b. c.

Figura 2. Metrología implante. a. Implante b. Imagen del implante en el proyector de perfiles. c. CAD del tornillo del implante

Para obtener el modelo CAD de las coronas, se escaneo la plataforma de los implantes 4,2 y 5mm con su respectivo bodyscan, mediante el escáner *3shape D700*, en el software *3shape dental system*, se realizó el diseño de las coronas simulando el primer molar inferior izquierdo con sus respectivas dimensiones teniendo en cuenta la longitud de las coronas y conseguir la relación corona/ implante deseadas. Se obtuvo el diseño de la estructura metálica de las coronas y el diseño full contorno de tal manera que al ensamblar las dos estructuras se obtenga el espesor de la cerámica de recubrimiento (2mm), se realizó la conversión de extensión STL a STP, para poder transferir las estructuras a Solid Edge.(figura 1)

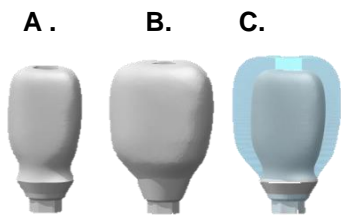
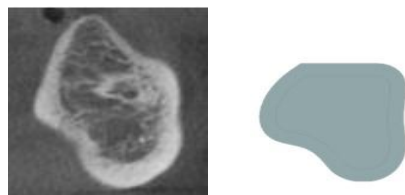


FIG 3. A. CAD de la estructura metálica. B. CAD corona full contorno. C. Espacio de la cerámica de recubrimiento.

La geometría y dimensiones del hueso trabecular y cortical se obtuvieron de un corte transversal de una tomografía computarizada a nivel del primer molar inferior izquierdo, simulando hueso tipo II con grosor de hueso cortical de 2mm. (Figura 4) ⁽¹⁰⁾ Finalmente se realiza el ensamble en conjunto de las estructuras (corona, tornillo de fijación, hueso cortical y hueso trabecular) y se obtienen los 32 modelos CAD.(figura5)



a. b.

Figura 4. **a.** Tomografías del hueso cortical y trabecular **b.** Modelo CAD del hueso cortical y trabecular



Figura 5. Modelo CAD del ensamble

Análisis de elementos finitos

Se importó cada una de las estructuras CAD al programa ANSYS WORKBENCH, se asignaron las propiedades de los diferentes materiales utilizando valores de la literatura para dar solución a los modelos de elementos finitos. Las condiciones necesarias a conocer para un material son el módulo de Young y el número de Poisson.

(Tabla 3)^(3, 11)

| Material | Módulo de Young(M Pa) | Relación de Poisson | Esfuerzo de fluencia (MPa) | Módulo tangente (MPa) |
|------------------|-----------------------|---------------------|----------------------------|-----------------------|
| Hueso cortical | 12100 | 0,26 | 133,1 | 80 |
| Hueso trabecular | 282 | 0,3 | 1,902 | 10,88 |
| Titanio | 1,02E+05 | 0,35 | 485 | Material lineal |
| Cr-Co | 2,18E+0,5 | 0,33 | 530 | Material lineal |
| porcelana | 6,89E+4 | 0,28 | Material lineal | Material lineal |

TABLA 3. Propiedades de los materiales.

El enmallado se realizó con elementos tridimensionales tetraédricos con énfasis en la zona roscada entre el implante y el hueso, la interfaz tornillo de fijación y el implante. El tamaño del elemento en el hueso fue de 0,3mm-0,5mm y en el tornillo de fijación de 0,3mm.

Para la definición de las zonas de frontera se tomaron las superficies mesial y distal como soporte fijo del modelo, la superficie vestibular y lingual estaban sometidas a restricciones libres.

En las condiciones de contacto en la interfaz hueso cortical – trabecular, hueso cortical – implante, cerámica de recubrimiento y pilar se seleccionó un contacto tipo bonded, dado que en esta zona el material no sufre desplazamiento. En la interfaz pilar – implante y pilar – tronillo de fijación se determinó un contacto por fricción de 0,17 y en la interfaz implante – tornillo de fijación 0,4.

Aplicación de la carga

La fuerza aplicada fue de 200 N axialmente, con 50 N en cada vértice cuspeado, y 100 N oblicuamente 45°, con 50 N en cada vértice de la cúspide lingual, para simular una situación clínica real. (11, 12, 13).(figura 6)

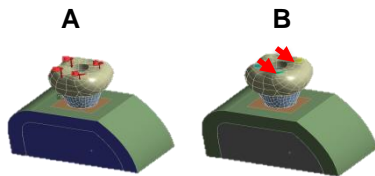


FIG 6. Aplicación de la carga. A. carga axial 200 N con 50 N en cada vértice de la cúspide. B. carga oblicua 100 N con 50 N en cada vértice de la cúspide lingual.

Para la recolección de datos Se determinaron las zonas de interés basados en el comportamiento de los materiales de acuerdo a las cargas aplicadas. En las zonas de interés se seleccionaron diferentes puntos con el objetivo de hacer seguimiento al comportamiento estructural de los componentes mecánicos y el tejido biológico como se observa en la (Figura 7).

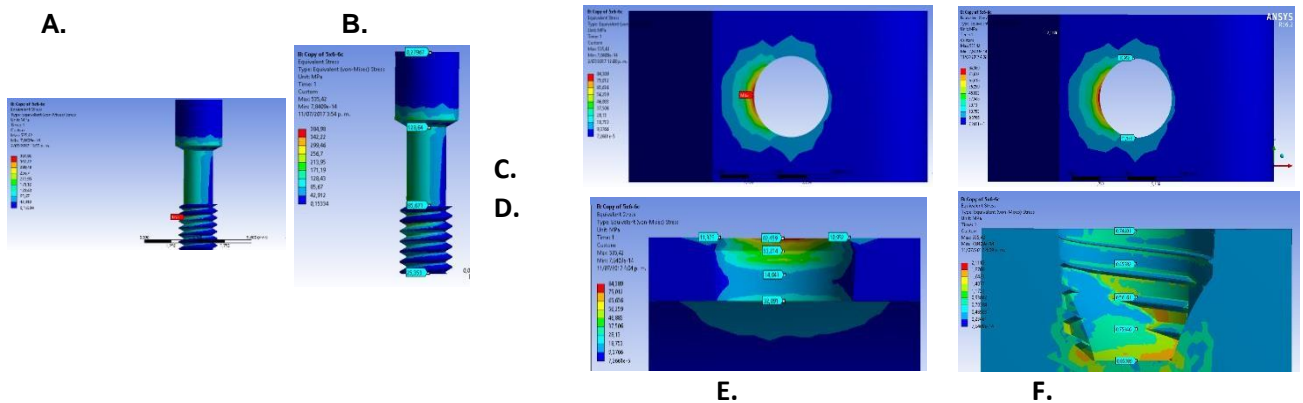


FIG 7. A. Punto de máximo esfuerzo del tornillo, B. puntos a lo largo del tornillo, C. esfuerzo máximo cortical, D. Cortical mesial y distal, E. punto cortical vestibular, F. puntos esfuerzos del hueso cortical

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Todos los datos se diligenciaron en formato Microsoft Excel versión Windows 2007. Los análisis estadísticos se realizaron con el software RV3.3 2016 y real Statistics V5.5 2017. Se utilizó la prueba Shapiro Wilk y a prueba de Levene. Además, se realiza un análisis de varianza robusto: Anova a 3 vías y a 2 vías. También se usó el teorema central del límite cuando fue necesario.

RESULTADOS

En el presente estudio se evaluaron 32 modelos 3 D a través del método de elementos finitos utilizando el software ANSYS Workbench versión 16.2. El esfuerzo máximo del tornillo aumentó a

medida que aumentó la altura de la corona, se mostró diferencia estadísticamente significativa en el modelo 8x4.2 con relación C/I 2.5/1 mostró el mayor esfuerzo, con un valor P (0,013) al igual que la carga oblicua valor P (0,000). Se observó que el diámetro de 5mm disminuyó el esfuerzo durante cargas oblicuas (Figura 8)

El esfuerzo a lo largo del tornillo se vio influenciado por la dirección de la carga oblicua valor P (0,000). El punto 1 ubicado en el cuello del tornillo y el punto 2 en el inicio de las roscas mostraron mayores esfuerzos. La deformación máxima del tornillo se vio influenciada por el diámetro y longitud del implante, mostrando diferencias estadísticamente significativas en los implantes de longitud 6mm y 8mm con diámetro 4,2mm con valor P (0,01), por la relación corona/implante de 2.5/1 con valor P (0,008), y la dirección oblicua con valor P (0,000).

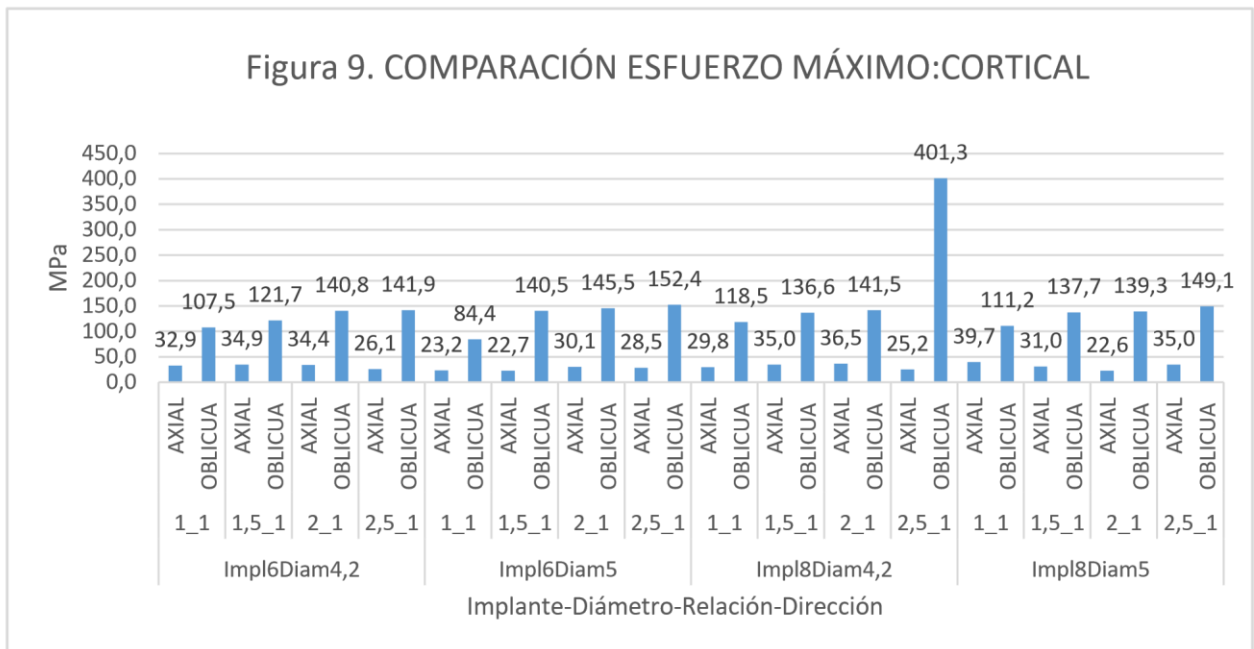
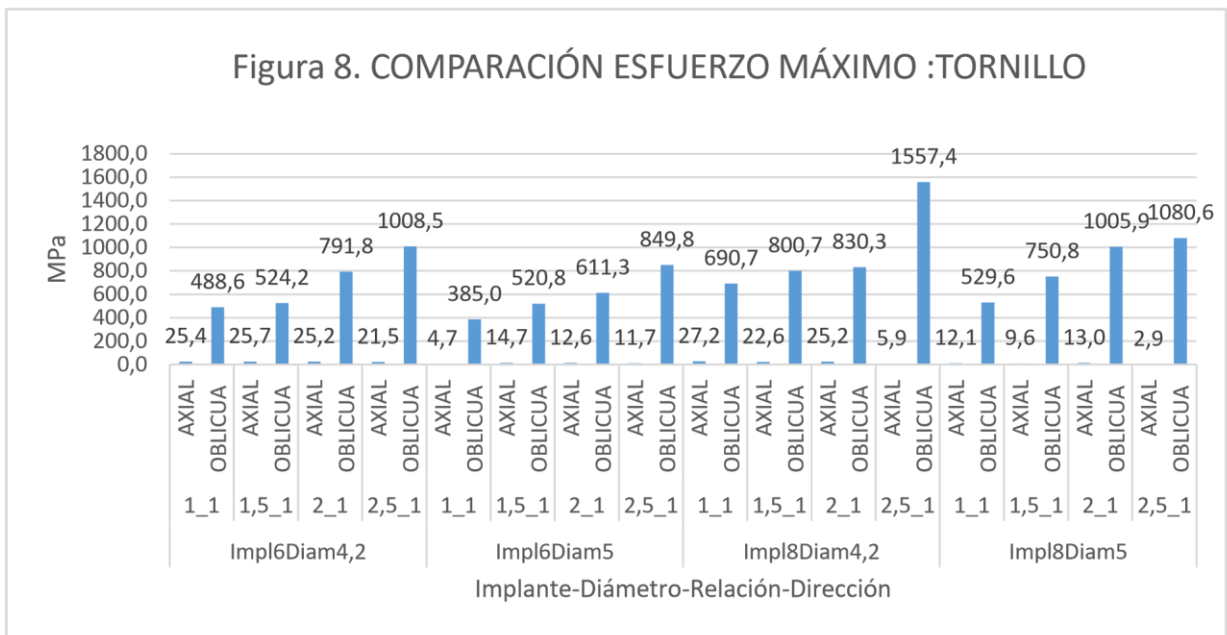
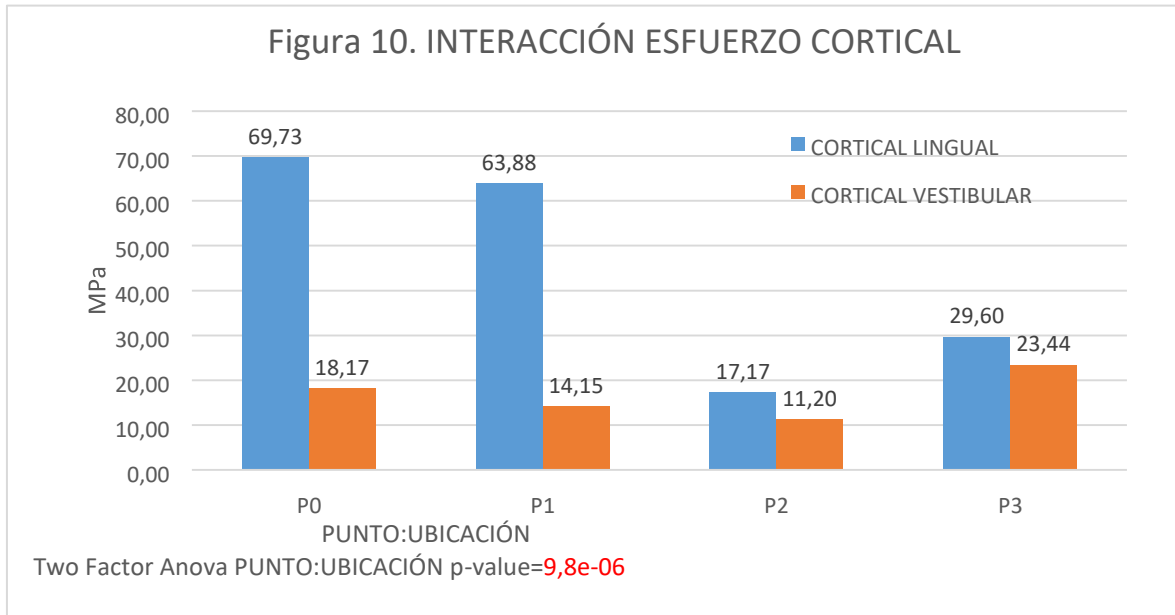


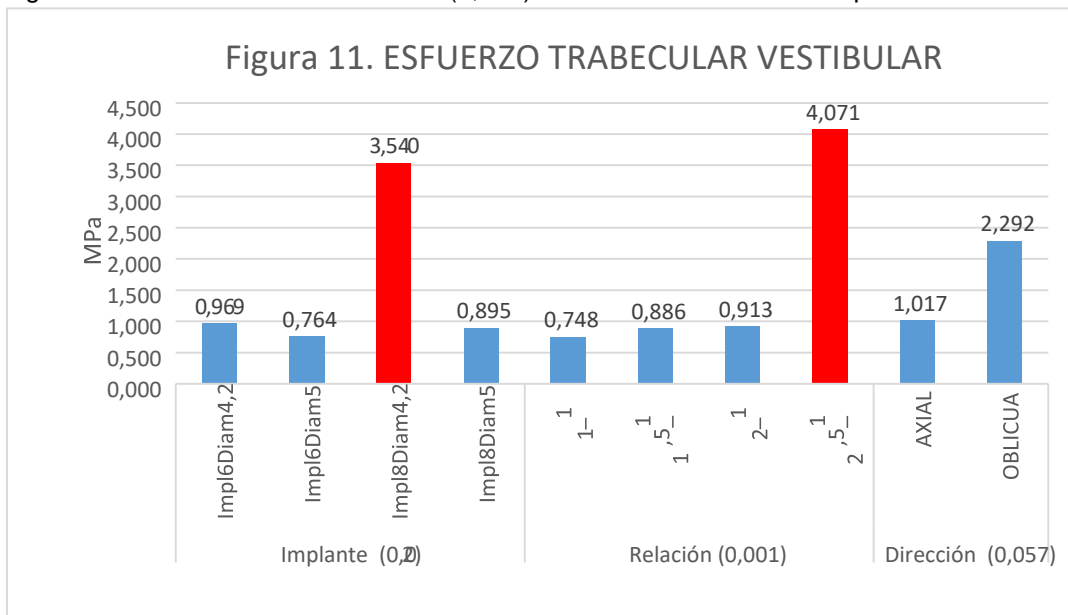
Figura 10. INTERACCIÓN ESFUERZO CORTICAL



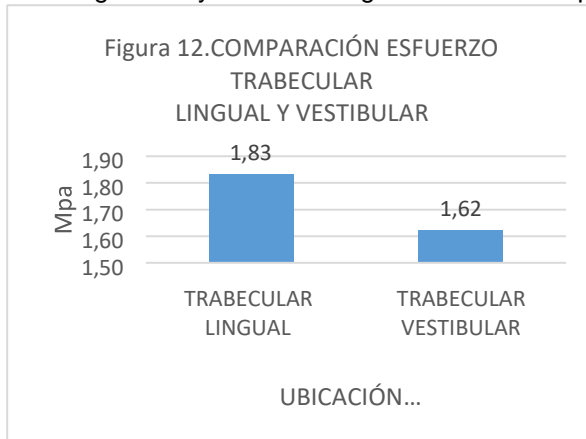
El esfuerzo máximo del hueso cortical aumenta proporcional al aumento de la altura de la corona, el modelo 8x4.2 mostró los mayores esfuerzos en relación 2.5/1 durante la carga oblicua con una diferencia estadísticamente significativa valor P (0,00), no se mostró diferencia entre los diámetros del implante y las longitudes. (Figura 9). Sin embargo, las deformaciones disminuyeron en los modelos de diámetro 5mm. El implante de longitud 8 y diámetro 4.2 mm y relación 2.5/1 valor P (0,009) fue el que presentó diferencia significativa. El esfuerzo cortical vestibular se vio influenciado por los implantes de longitud 6 y 8mm y diámetro de 4,2 mostrando mayores esfuerzos con un valor p (0,016), en la relación 2.5/1 valor P(0,03) seguida de la 2/1 y la carga oblicua valor P(0,000). El esfuerzo cortical lingual estuvo únicamente influenciado por la dirección de la carga, la oblicua se mostró con diferencia estadísticamente significativa con valor P(0,000). Al comprar el esfuerzo lingual y vestibular se observó los linguales con mayores esfuerzos mostrando valor P (1,9e10). (Figura10). Al comparar los puntos mesial y distal de esfuerzos y deformaciones del hueso cortical no se observaron diferencias estadísticamente significativas. En la deformación cortical máxima se presentó diferencia estadísticamente significativa valor P (0,009) en la relación 2.5/1, y en la carga oblicua con valor P (0,000).

El esfuerzo trabecular vestibular no se vio afectado por la dirección de la carga, pero si se presentaron esfuerzos con diferencias estadísticamente significativas en la longitud del implante 8 con diámetro 4,2 con valor P (0,002), con relación corona/implante 2.5/1 con valor P (0,001). (Figura11) En cuanto al esfuerzo trabecular lingual se muestra que la altura coronal influye significativamente mostrando valor P (0,006) en una relación corona/ implante de 2.5/1. Se observó

Figura 11. ESFUERZO TRABECULAR VESTIBULAR



también diferencia estadísticamente significativa en la carga oblicua con un valor P (0,039). A lo largo del hueso trabecular se observa diferencia estadísticamente significativa en el implante de longitud 8mm y diámetro 4,2 con valor P (0,02). Al comparar los esfuerzos trabeculares linguales y vestibulares se observaron mayores esfuerzos a lo largo de los puntos trabeculares linguales sin embargo no hay diferencia significativa con los puntos vestibulares valor P (0,74). (Figura 12).



DISCUSIÓN

Este estudio se realizó con el objetivo de determinar los esfuerzos y deformaciones que se presentan en el tejido óseo perimplantar y el tornillo de fijación variando la relación corona implante, longitud y diámetro del implante mediante el análisis de elementos finitos.

De acuerdo con la 3ra ley de Newton, es indiscutible que las fuerzas de masticación se transmiten a la restauración y estas fuerzas no disminuyen, sino que se transforman en energía, que se distribuyen en ciertas cantidades a través de los componentes protésicos (porcelana, pilar, tornillo de fijación e implante) y hueso periimplantar. ⁽¹⁴⁾

La literatura ha demostrado que el aumento de la altura de la corona es un factor nocivo en la distribución de esfuerzos sobre prótesis implantosoportadas, siendo esto ratificado por estudios fotoelásticos y por análisis de elementos finitos. ⁽¹⁵⁾

Moraes S y col 2013 realizaron un estudio mediante elementos finitos, utilizando implantes de hexágono externo (3,75x10mm) con coronas de 10mm, 12,5mm y 15mm, estos demostraron una concentración de esfuerzos insignificantes cuando la altura de la corona aumentó de 10 – 15mm bajo carga axial. Sin embargo, para la carga oblicua, la concentración de tensión en la corona de 15mm era casi el doble que en la corona de 10mm. Estos autores sugirieron que el aumento de la altura de la corona aumenta la concentración de esfuerzo en el tejido óseo periimplantar y el aumento del desplazamiento en el tejido óseo, principalmente bajo carga oblicua. ⁽¹⁶⁾ Otro estudio realizado por el mismo autor, tuvo como objetivo medir la distribución de tensiones en los tornillos de fijación combinando diferentes alturas de la corona clínica, en este se usaron las mismas características de los modelos de la investigación anterior, se concluyó que el aumento de la corona era perjudicial para la distribución de esfuerzos en el tornillo y esto ocurría principalmente durante la carga oblicua. ⁽¹²⁾

Posteriormente Ramos Verri F y col 2014; utilizaron implantes 3,75 x 10 mm de hexágono interno con diferente relación C/I (10, 12,5 y 15 mm - relación C / I 1: 1, 1,25: 1, 1,5: 1, respectivamente) ⁽¹³⁾. Ramos Verri f y col en el 2015, en su estudio, demostraron que la carga oblicua indujo mayor estrés al tornillo de fijación, principalmente cuando la relación C / I fue de 1,5: 1, en este estudio se utilizaron 6 modelos con implantes 4,0 x 8,5 mm de hexágono interno y alturas coroneales 10, 12,5 y 15mm, en los cuales se aplicó la misma carga encontrando que el aumento de la altura de la corona no

influyó en la distribución de esfuerzos en el tornillo protésico ($p > 0,05$) esto bajo carga axial. Sin embargo, las alturas de la corona de 12,5 y 15 mm causaron daño estadísticamente significativo en la distribución de tensión de los tornillos y al hueso cortical ($p < 0,001$) bajo carga oblicua. La elevada relación corona / implante (C / I) perjudicó la distribución de deformaciones en el tejido óseo bajo cargas axiales y oblicuas ($p < 0,001$).⁽³⁾

Sotto Maior y col. .2012 realizaron un estudio de elementos finitos, en el que se investigó la influencia de las diferentes relaciones C / I y la distribución de los esfuerzos. Encontrando que el 22,47% de la tensión ósea cortical dependía de la relación C / I y la tensión se duplicó cuando hubo una relación C/I de

2.5:1⁽¹⁷⁾.

Los resultados de nuestro estudio coinciden con las investigaciones anteriores, ya que la carga oblicua indujo a mayores concentraciones de esfuerzos en el hueso cortical utilizando implantes con relación C/I 2.5:1, mostrando un valor P (0,00); el tornillo de fijación mostró mayores esfuerzos a medida que la relación C/I aumentaba, esto sucedió especialmente durante la aplicación de la carga oblicua con un valor P (0,00). La relación C/I que más afectó la distribución de los esfuerzos en el tornillo fue la 2.5:1 con un valor P (0,001).

Al analizar el tornillo de fijación se consideró evaluar la superficie vestibular ya que era la que presentaba mayores esfuerzos y deformaciones. Al aplicar la carga oblicua en dirección vestíbulo lingual en las cúspides linguales, el tornillo de fijación tiende a doblarse hacia lingual presentándose zonas de tensión en la superficie vestibular. Los valores máximos en el tornillo de fijación se evidenciaron en el modelo implante 8mm diámetro 4,2mm e implante 8mm diámetro 5 relación C/I 2,5:1 con un valor de esfuerzos de 1557,4Mpa y 1080,6 Mpa superando el esfuerzo ultimo de tensión (1070Mpa) produciéndose posiblemente fractura del tornillo. El modelo con implante 6mm y diámetro 4,2 relación C/I 2,5:1 e implante 8mm diámetro 5mm relación C/I 2:1 presentaron esfuerzos de 1008,5 Mpa y 1005,9 Mpa superando el módulo de fluencia (930 Mpa) presentando deformación plástica y posibles complicaciones a futuro, los demás modelos presentan esfuerzos que oscilan entre (385Mpa – 849,8Mpa) sin sobrepasar los límites de fluencia, garantizando la estabilidad del tornillo de fijación. Estos esfuerzos se concentraban a nivel del cuello y la primera rosca del tornillo, estando de acuerdo con Neumann E. y col. 2014,⁽¹⁸⁾ que indica que las fallas se presentan a nivel del cuello del tornillo.

La carga oblicua aumento la concentración de esfuerzos y deformaciones en el hueso periimplantar debido a la flexión. Esto se puede explicar ya que en una restauración implantosoportada individual el eje de rotación se localiza en la parte superior del hueso cortical⁽¹⁹⁾ Como consecuencia el estrés aumenta específicamente alrededor del cuello del implante en el hueso cortical, pero las diferentes calidades óseas son las que determinan el desplazamiento del cuerpo del implante. En restauraciones con coronas de una longitud mayor este aumento de tensión puede ser provocado por el mecanismo de palanca tipo I causando complicaciones biomecánicas tales como perdida de hueso crestal, aflojamiento o fractura del tornillo y del implante.⁽²⁰⁾

Debido a la alta incidencia de aflojamiento y fractura del tornillo protésico, el desarrollo de diferentes diseños de implantes es racional para ofrecer una mejor estabilidad biomecánica entre el implante y el componente protésico. Desde el punto de vista biomecánico, la principal diferencia entre los sistemas de implantes es el tipo de conexión, esta debe reducir la tensión sobre los componentes protésicos y la interfaz hueso implantes.

Se utilizó para la investigación una conexión hexágono interno, el cual presenta ventajas tales como menor aflojamiento y fractura del tornillo de fijación y mayor absorción de la carga. Su diseño promueve la homogeneidad de la distribución de esfuerzos lo que reduce la tensión, esto puede explicarse por la forma cónica del hexágono interno dentro del implante, la cual disminuye el brazo de palanca entre el implante y el pilar en el tercio medio del implante, esto da lugar a una mejor distribución del estrés en el hueso y promueve Mayor estabilidad del tornillo de retención de la prótesis, disminuyendo el riesgo de fractura de tornillo y fracaso de

prótesis. ⁽²¹⁾

Tanto el tejido trabecular como cortical, presentan un comportamiento visco-poroelástico, el cual permite que los dos tejidos tengan una deformación excesiva sin llegar a la plasticidad

Estas características, muestran que es necesario incluir en el modelo computacional el comportamiento plástico de los dos tejidos óseos, para esto, el modelo realizado incluyo para el hueso cortical y trabecular un comportamiento bilineal, esto indica que además de la zona elástica se incluye una zona plástica que presenta una pequeña variación en los esfuerzos y que permiten grandes deformaciones en el material.

El valor máximo de esfuerzo encontrado en el hueso cortical en este estudio fue de 401,3Mpa en el modelo con implante de diámetro 4,2mm y longitud 8mm, relación C/I 2,5:1 ante carga oblicua, superando el esfuerzo de fluencia (133,1 Mpa) lo que indica una deformación plástica, en los modelos de implante 6mm X5mm, 8mm x 4,2, 8mmx 5mm en relación C/I 1:1 y el modelo con implante 6mm x 4,2 ante carga oblicua, los esfuerzos máximos eran inferiores al esfuerzo de fluencia presentando una deformación elástica sin riesgo de presentar reabsorción ósea, en los demás modelos los valores máximos variaron desde 137,7Mpa - 149,1Mpa, superando el esfuerzo de fluencia pero en menor porcentaje 12,1% provocando a futuro posible reabsorciones óseas.

Ante carga axial los valores máximos de esfuerzo en hueso cortical presentaron una disminución y oscilaron de 22,6Mpa – 39,7 Mpa estando dentro de una deformación elástica.

Al comparar los esfuerzos presentes en el hueso cortical vestibular y lingual ante carga oblicua se observó una diferencia estadísticamente significativa P (1,9E-10) presentándose mayores esfuerzos en la superficie lingual que la vestibular. La carga se aplicó en sentido vestíbulo lingual en las cúspides linguales, el implante al comportarse como una palanca tipo I como se explicó anteriormente, tiende a rotar hacia lingual por lo cual se presenta mayor concentración de esfuerzos en esta zona.

Cuando se aplica carga axial, los esfuerzo y deformaciones se presentaron en el hueso trabecular a nivel de las roscas del implante, ya que la corona recibe la carga y esta se transmite al implante, a pesar que se encuentra oseointegrado este tiene un pequeño movimiento que oscila entre 3-5 micras en sentido vertical, produciendo esfuerzos y deformaciones por medio de las roscas ⁽²²⁾.

El aumento de altura de la corona fue más perjudicial para el hueso alrededor del implante bajo carga oblicua, como se indica en algunos estudios. Sin embargo, los estudios clínicos realizados por Urdaneta y col. 2010 y Birdi y col. 2010 relacionaron que el aumento de la relación C / I no aumentó el riesgo de pérdida de hueso crestal ($p = 0,37$) o fracasos de implantes. ^(23, 24)

El diámetro del implante afectó los valores de la tensión ósea bajo cargas oblicuas. Varios estudios han encontrado que el uso de implantes de mayor diámetro, reducen los valores de esfuerzo y deformación máxima y mejora la distribución. ^(25, 26)

Dingx X y Col 2009, realizo un estudio de elementos finitos donde los implantes se cargaron con carga axial de 150 N y los esfuerzos se concentraron en la superficie mesial y distal del hueso cortical alrededor del implante , con valores máximos de 25, 17,6 y 11,6 Mpa para diámetros 3,3 , 4,1 y 4,8mm respectivamente , mientras que la deformaciones máximas fueron de 5854, 4903, 4344 micras y se localizaron sobre el hueso trabecular vestibular en la zona inferior del implante y en las roscas del implante. El esfuerzo y la deformación fueron menores ($p < 0,05$) con el aumento del diámetro del implante. Cuando a los implantes se les impuso una carga en dirección vestibular lingual el pico de valores de tensión de von Mises ocurrió en la superficie lingual del hueso cortical alrededor del cuello del implante, con valores de 131,1, 78,7 y 68,1 MPa para 3,3, 4,1 y 4. 8 mm respectivamente, mientras que los esfuerzos máximos se produjeron en la superficie vestibular del hueso esponjoso adyacente al cuello del implante, con valores máximos de 14.218, 12.706 y 11.504

micras, respectivamente. La tensión de los implantes de 4,1 mm de diámetro fue significativamente menor ($p < 0,05$) que la de los implantes de 3,3 mm de diámetro, pero no fue estadísticamente diferente de la del implante de 4,8 mm ⁽²⁶⁾.

A diferencia de estos resultados en nuestro estudio se mostraron mayores esfuerzos y deformaciones en la zona del hueso cortical lingual durante la carga vestibulolingual mostrando valores de esfuerzo para el implante de 6mm de longitud 43,55, 38,58 MPa, para diámetro 4.2 y 5mm respectivamente y para implantes de 8mm de longitud de 56,39 y 41,87 MPa para 4.2 y 5 mm de diámetro respectivamente y valores de deformación de 10.054 micras para el implante 6x4.2, 8.493 micras para el implante 6x5, 227.628 micras para 8x4.2 y 8.864 micras para el implante 8x5. Los resultados de este estudio de simulación han demostrado que el diámetro del implante es más importante para una mejor distribución de estrés que la longitud del implante. Esto proviene del hecho de que la distribución del estrés en el interior de la cavidad ósea es desigual, los elementos expuestos al estrés máximo se localizan alrededor del cuello y, por lo tanto, el área más amplia en la porción cervical del implante puede disipar mejor las fuerzas masticatorias ⁽²⁷⁾.

Kong y col 2009. Realizaron un FEA no lineal para investigar los efectos del diámetro y la longitud del implante en el hueso tipo IV con implantes diámetros de 3 y 5 mm, encontraron que el aumento del diámetro del implante podría reducir los valores de la tensión ósea de 20% a 21 % en cargas axiales y de 4% a 21% en cargas bucolinguales. Los autores concluyeron que la longitud del implante influenciaba más que el diámetro ante cargas axiales, mientras que el diámetro jugó un papel más importante en el aumento de su estabilidad bajo cargas vestibulolinguales, siendo estos datos similares a los encontrados en nuestro estudio ⁽²⁸⁾.

Se debe tener presente que estos estudios no tenían en cuenta la relación corona implante y solo aplicaban las cargas directamente al implante sin algún tipo de restauración.

La ubicación de la concentración de deformación máxima se localizó en las regiones cervicales en el hueso cortical, independientemente del diámetro del implante, y la condición de carga, concordando con Chang S y col, 2012 ⁽⁵⁾. Los esfuerzos se concentran en el hueso compacto, ya que el hueso cortical tiene un módulo de elasticidad más alto que el hueso esponjoso y por lo tanto presenta mayor resistencia a la deformación.

En este estudio se utilizó hueso tipo II ya que es la densidad ósea más frecuente en la región posterior mandibular. ⁽¹⁰⁾ Todos los modelos representaron primeros molares inferiores, ya que son los dientes más comúnmente perdidos. Con el fin de simplificar el modelo de elementos finitos, la simulación de solo un segmento de la mandíbula se consideró en nuestro análisis.

El método de elementos finitos se considera una herramienta que permite un análisis biomecánico que proporciona información sobre esfuerzos y deformaciones en el tejido óseo y los componentes protésicos, estos datos permiten un análisis crítico de la situación clínica. Por lo tanto, estos datos combinados con estudio clínicos, servirán como guía para mejorar la longevidad de las restauraciones implantosoportadas.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados de la investigación podemos concluir que el aumento de la altura coronal con una relación de 2:1 y 2.5:1 puede ser perjudicial para los componentes protésicos y el hueso periimplantar. Así mismo, que el diámetro del implante influye mucho más que la longitud sobre la biomecánica del complejo proporcionando una mejor distribución de esfuerzos y deformaciones. Se recomienda realizar estudios clínicos que nos permitan dar mayor evidencia científica en cuanto a la relación corona/ implante ideal y manejar de manera cautelosa las proporciones C/I desfavorables en restauraciones individuales en el sector posterior.

RECOMENDACIONES

El análisis recomendaría una planificación cuidadosa cuando se lleva a cabo la rehabilitación de una corona individual usando implantes cortos en donde el diámetro debe ser el parámetro de más importancia cuando se usan coronas con alturas que doblan la longitud del implante y realizar un ajuste oclusal para el control de las cargas oblicuas. Finalmente se deben realizar estudios clínicos controlados para verificar estos efectos biomecánicos

BIBLIOGRAFIA

1. Blanes RJ. To what extent does the crown implant ratio the survival and complications of implant- supported reconstruccions? A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(4) :67-72.
2. Kang N, Wu Y1, Gong P, Yue L, Ou G. A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2014; 118(5):519-23.
3. Ramos F, Santiago JF, Faria DA, Brandão GB, Souza VE, Marques H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant:3-D finite element analysis with statistical test. J Biomech. 2015; 48(1):138-45.
4. Arabi H, Mousavi M, Safari H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015;113 (6):548-5 7.
5. Chang S, Lin C, Hsue S, Lin Y, Huang S. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic Engineering, C 45 (2014) 234–240.
6. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2008;100(6):422-31.
7. Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 2012; 5:19–33.
8. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: Rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008; 23:487–496.
9. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. J Prosthodont Res.2014 ;58(2):92101.
10. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.
11. de Moraes SL, Verri FR, Santiago JF Jr 2, Almeida DA, de Mello CC, Pellizzer EP. A 3D finito elemento estudio de la influencia de la corona-implante relación en tensión de distribución. Braz Dent J. 2013; 24 (6): 63541.

12. Moraes S, Pellizzer E, Verri F, Santiago J, Silva J. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;18(7):689-96.
13. Verri F, Batista V, Santiago J, Almeida DA2, Pellizzer EP2. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 45:234-40.
14. Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016 Sep 9;7(3): e4.
15. J. Nissan, O. Ghelfan, O. Gross, I. Priel, M. Gross, G. Chaushu The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 69 (2011), pp. 1934-1939.
16. Moraes SL1, Verri FR2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, de Mello CC2, Pellizzer EP2. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* 2013 Nov-Dec;24(6):635-41.
17. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 MayJun;27(3):e13-8.
18. Neumann EA, Villar CC, França FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbonfiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.* 2014;28.
19. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Influencia de la pérdida ósea marginal en la biomecánica de las coronas de un solo implante. *J Craniofac Surg.* 2013 Jul; 24 (4): 1459-65.
20. L. Himmlova, T. Dostalova, A. Kacovsky, S. Konvickova Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis *J Prosthet Dent*, 91 (2004), pp. 20-25.
21. Pita MS1, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011 Nov;22(6):2327-31.
22. Sekine H, Komiyama Y, Potta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixtures supporting systems. In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Brånemark PI, Henry PJ, Holt R, Liden G, editors. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.* Amsterdam: Excerpta Medica; 1986. p. 326-32
23. H. Birdi, J. Schulte, A. Kovacs, M. Weed, S. K. Chuang Crown-to-implant ratios of sort length implants *J. Oral*

Implantol. , 36 (2010) , págs. 425 – 433.

24. R.A.Urdaneta, S.Rodriguez, D.C.McNeil, M.Weed, S.K.Chuang The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking taper implant Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 25 (2010), págs. 729 – 743.

25. C.S. Petrie, J.L. Williams Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite element analysis Clin Oral Implants Res, 16 (2005), pp. 486-494.

26. X. Ding, X.H. Zhu, S.H. Liao, X.H. Zhang, H. Chen Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis J Prosthodont, 18 (2009), pp. 393-402.

27. Lucie Himmlová MD, PhD ^a. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis ☆ Volumen 91, Número 1 , Enero 2004, Páginas 20-25.

28. L. Kong, Z. Gu, T. Li, J. Wu, K. Hu, Y. Liu, et al. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis Int J Prosthodont, 22 (2009), pp. 607-61.