

Evaluation of effort zones between custom implant sinterized and the prefabricated implant though photoelasticity¹

Evaluación de zonas de esfuerzo entre implante personalizado sinterizado e implante prefabricado mediante fotoelasticidad¹

BYRON VELASQUEZ-RON², LUIS PACHECO³, PABLO QUINTANA⁴, ALEXANDRA MENA⁵

- ¹ La Universidad de Las Américas –UDLA– financió los costos para la publicación de este manuscrito
- ² PhD. Msc en Investigación Clínica, Departamento de Investigación de Prótesis Dental, Facultad de Odontología, Universidad de las Américas –UDLA, Quito, Ecuador.  0000-0001-5660-3941
- ³ Dr. en Rehabilitación Oral. Departamento de Investigación de Prótesis Dental, Facultad de Odontología, Universidad de las Américas –UDLA, Quito, Ecuador.  0000-0003-4182-9870
- ⁴ Dr. en Implantología y Periodoncia, Departamento de Investigación de Implantología, Facultad de Odontología, Universidad de las Américas –UDLA. Quito, Ecuador.  0000-0001-8716-8938
- ⁵ PhD. Msc Doctora en Odontología, Departamento de Investigación de Prótesis Dental, Facultad de Odontología, Universidad de las Américas –UDLA, Quito, Ecuador.  0000-0001-6358-8145

Abstract

Introduction: the use of custom implants is a very common treatment; we assess and compare their behavior against that of conventional implants. This study aimed to make sure that the stress zones of the custom implant are different from those presented by the conventional prefabricated implant by photoelasticity.

Methods: we subjected samples of n=10 bicuspid teeth, n=10 sintered custom implants, and n=10 conventional prefabricated implants to 3 fixed and controlled forces and observed the samples through a polariscope to analyze the distributions of effort generated. The effort zones present in the different samples were analyzed under 3 different forces. **Results:** the amounts of effort in the two types of implants under force 1 (chi-square test, $p=0.596$) are different, as is also the case under force 2 (chi-square test, $p=0.407$). Under force 3 (Levene test, $p=0.899$), there is no difference in the distributions of effort between the two types of implants. **Conclusions:** it was determined that the conventional prefabricated implant distributes and concentrates the effort generated under different forces better than the sintered custom implant.

Keywords: dental stress analysis, prostheses and implants, bicuspid

Resumen

Introducción: el uso de implantes personalizados es un tratamiento utilizado con mayor frecuencia, valorando y comparando su comportamiento frente a implantes convencionales. Este estudio tuvo como objetivo analizar si las zonas de esfuerzo del implante personalizado son diferentes a las que presenta el implante prefabricado convencional mediante fotoelasticidad. **Métodos:** muestra n=10 dientes premolares superiores, n=10 implantes personalizados sinterizados y n=10 implantes prefabricados convencionales, sometidos a 3 presiones fijas y controladas, observados a través de un polariscopio para analizar la distribución del esfuerzo generados. **Resultados:** zonas de esfuerzo presentes en las diferentes muestras analizadas aplicando 3 presiones. La cantidad de esfuerzo en la presión 1 (test de Chi-cuadrado, $p=0,596$) es diferente entre los dos tipos de implantes al igual que con la presión 2 (test de Chi-cuadrado, $p=0,407$), al aplicar la presión 3 (test de Levene, $p=0,899$) no hay diferencia en la distribución de fuerzas entre los dos tipos de implantes. **Conclusiones:** se determinó que el implante prefabricado convencional distribuye y concentra mejor el esfuerzo generado bajo diferentes presiones en comparación con el implante personalizado sinterizado.

Palabras claves: análisis del estrés dental, prótesis e implantes, diente premolar

Enviado: noviembre 24/2020 – Aceptado: mayo 03/2022



Cómo citar este artículo: Velasquez-Ron B, Pacheco L, Quintana P, Mena A. Evaluation of effort zones between custom implant sinterized and the prefabricated implant though photoelasticity. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2022; 33(2): 31-41. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v33n2a4>

INTRODUCCIÓN

El uso de los implantes dentales para reemplazar dientes naturales cada vez es más implementado. El perfeccionamiento del material biocompatible del que están compuestos los implantes, el tratamiento de su superficie, así como sus diferentes diseños estructurales, intervienen en la transmisión de cargas biomecánicas con el objetivo de mejorar la distribución de fuerzas en la interfase hueso-implante-tejidos biológicos adjuntos¹. El ingreso al mercado del implante personalizado basado en la anatomía propia del paciente busca preservar el tejido, reduciendo el tiempo de su rehabilitación.¹⁻² Estos son realizados mediante sinterización por láser². La distribución de las fuerzas y tensiones de carga producidas sobre un elemento anatómico no es de fácil medición, pues la resistencia ósea individual es variable. Estudios de laboratorio son indispensables para analizar estas situaciones evaluando sus posibles efectos clínicos³.

El análisis fotoelástico, es un método experimental que permite visualizar tensiones y deformaciones a través del polariscopio, entregando información con colores en forma de franjas, observando la posibilidad de determinar la dirección e intensidad de las tensiones⁴. En el estudio "Análisis fotoelástico descriptivo de dos diferentes diseños de implantes endoóseos sometidos a carga de compresión vertical"⁵ se determinó que los implantes de configuración cónica y hexágono interno largo concentraron las tensiones a nivel apical sin distribuirlas a la región media y cervical; el implante de configuración cilíndrica presentó distribución de tensiones en los tercios apical, medio y cervical.⁶

Giato et al., concluyen en su estudio que el sistema Mini Pilar de hexágono interno tuvo la mayor distribución de tensiones durante la carga oblicua, produciendo una mayor concentración e intensidad de tensión que la carga axial en todos los modelos; y la longitud del cantiléver influyó directamente en la distribución del esfuerzo⁷.

El objetivo del estudio fue analizar si las zonas de esfuerzo del implante personalizado son diferentes a las que presenta el implante prefabricado convencional mediante fotoelasticidad.

Oseointegración

El término oseointegración refiere al "tejido óseo que se encuentra cerca del implante, contiene todos los elementos del hueso, espacios médula-vasculares, tejido hematopoyético, tejido adiposo y tejido conectivo. Para definirlo de una forma más simple: hueso calcificado y todos los elementos de tejido blando adjunto". Múltiples factores, como un traumatismo quirúrgico excesivo, infección, disfunción metabólica y una sobrecarga, pueden llevar a la falla o a la pérdida del implante⁸.

La ausencia de oseointegración se debe a:

- El recalentamiento del hueso durante la preparación quirúrgica (más de 47°C)
- Carga prematura sobre los implantes (antes de los 3 meses en mandíbula y antes de 6 meses en maxilar)
- Implante con falta de ingreso dentro del alvéolo

- La invaginación del epitelio
- Colocación del implante con exceso de torque (necrosis ósea)

Las mejoras en el tratamiento de superficie de los implantes estimulan la proliferación y diferenciación celular, mejorando la osteointegración y reduciendo el tiempo de cicatrización⁶. Con el aumento de la hidrofiliidad de la superficie del biomaterial es beneficioso para minimizar la biopelícula y, de esta manera, mejorar la osteointegración del implante⁹.

Fotoelasticidad

La fotoelasticidad es un método experimental utilizado para el análisis de esfuerzos y estrés donde se utilizan las propiedades de la luz polarizada y la birrefringencia que presentan los materiales fotoelásticos cuando son sometidos a esfuerzos. Los materiales como las resinas epóxicas, el poliéster, los poliuretanos, son los utilizados para los modelos a escala en un estudio fotoelástico¹⁰. Al pasar un rayo de luz polarizada a través de materiales transparentes sometidos a esfuerzos y observar el material por medio de un analizador (polarizador), el resultado es una gama de colores, los cuales varían según las tensiones y esfuerzo presentes en el cuerpo¹¹. Ventajas del sistema de análisis fotoelástico son:

- Se obtiene un panorama total de la distribución de los esfuerzos a través de todo el elemento
- Proporciona resultados cualitativos para ubicar los lugares de esfuerzos mínimos y máximos, o para determinar los cambios en la distribución de esfuerzos originados por alteraciones menores en la forma del modelo, que conducen a la obtención de un diseño apropiado, es decir, proporciona una forma rápida de determinar concentración de esfuerzos¹²
- Permite determinar la diferencia de esfuerzos en cualquier punto
- Brinda una determinación aproximada de los esfuerzos en cuerpos irregulares, comparables con los resultados que se obtienen con técnicas precisas de extensometría eléctrica.

Las desventajas del sistema de análisis fotoelástico son: la fotoelasticidad es un método indirecto que requiere, para ciertos estudios, el empleo de modelos a escala y la subsiguiente interpretación de los resultados con el prototipo¹³. La separación de los esfuerzos principales individuales en puntos internos del modelo se hace por medio de técnicas laboriosas y cuidadosamente desarrolladas. Para su correcta aplicación se tiene que seguir un procedimiento experimental desarrollado con cuidado, incluyendo la necesidad de preparar modelos libres de esfuerzos¹⁴. Al aplicar esfuerzos a ciertos materiales transparentes y observarlos a través de luz polarizada, se puede observar un mapa de colores¹⁵, que guardan ciertas características: se dividen en franjas continuas y ordenadas. Las franjas nunca se cruzan ni se combinan con otra. Siempre mantienen su lugar en la secuencia ordenada, al aparecer una nueva franja, las anteriores se desplazan sin perder su secuencia. La región de un color representa el mismo nivel de esfuerzo en toda su área.¹⁶

MÉTODOS

El diseño del estudio fue in vitro de corte comparativo, autorizado por el Comité de Bioética de la Universidad de las Américas, 2019-0703.

La muestra total está conformada por $n = 30$ dientes premolares que cumplieron con los criterios de inclusión, tales como dientes libres de caries, sin reabsorción radicular, raíces de longitud estándar, sin dilaceraciones, formando el grupo de control ($G_c=10$); grupo 1 ($G_1 n=10$) implantes personalizados impresos después de escaneo de diente premolar seleccionado, grupo 2 ($G_2 n= 10$) implantes convencionales que cumplen criterios de inclusión de conexión interna, superficie integra sin fisuras o fracturas.

El implante personalizado fue elaborado en aleación de cromo-cobalto mediante un proceso de sinterización laser (impresión). El escaneo de piezas premolares, talladas con un escáner extraoral Idéntica Hybrid (Resycam – España), luego en el software se modifica las imágenes en STL, en la superficie externa del diente, se realiza un trabeculado con espesor aproximado de 500 micras (Figura 1). Con la imagen tridimensional del implante personalizado se procedió a la sinterización (impresión) realizada por máquina MYSINT 100 (SISMA-España) (Figura 2).

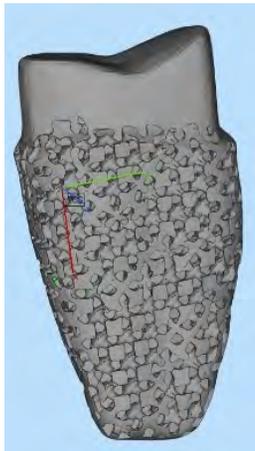


Figura 1. Escaneo de pieza

Fuente: por los autores



Figura 2. Impresión de Piezas sinterizadas

Fuente: por los autores

Se fabricaron 30 modelos en material fotoelástico, compuestos por 30 bloques individuales de 3 cm x 3cm de resina de poliuretano. Se mezcló el líquido base con el catalizador en proporción 1:1, jeringa de 20 ml resina, jeringa de 20 ml de reactivo mezclando en forma circular, evitando la formación de burbujas de aire. Se vertieron en los bloques dejando reposar por 48 horas aislado completamente de todo tipo de luz y partículas de polvo. Bloques formados $n=10$ dientes naturales (premolar superior), $n=10$ implantes personalizados, $n=10$ implantes convencionales y (Figura 3 y 4).



Figura 3. Piezas talladas para escaneo

Fuente: por los autores



Figura 4. Modelo fotoelástico

Fuente: por los autores

Cada bloque se colocó en una máquina de ensayos para materiales isotópos, transparentes y continuos mediante análisis de imágenes fotoelásticas que presenta dos gabinetes, el primero se encuentra en la parte posterior y alberga un filtro polarizador y la fuente de iluminación, en el otro gabinete se encuentra el panel analizador. Se aplicaron cargas verticales en puntos fijos en la superficie oclusal de los dientes (Figura 5), también en los implantes (Figuras 6 y 7), con máquina Chatillon forcé gauge que generó presión fija y controlada, transmitiendo carga de 7,5N 100N 150N por un periodo de 5 segundos de intervalo.¹⁷

Diente premolar

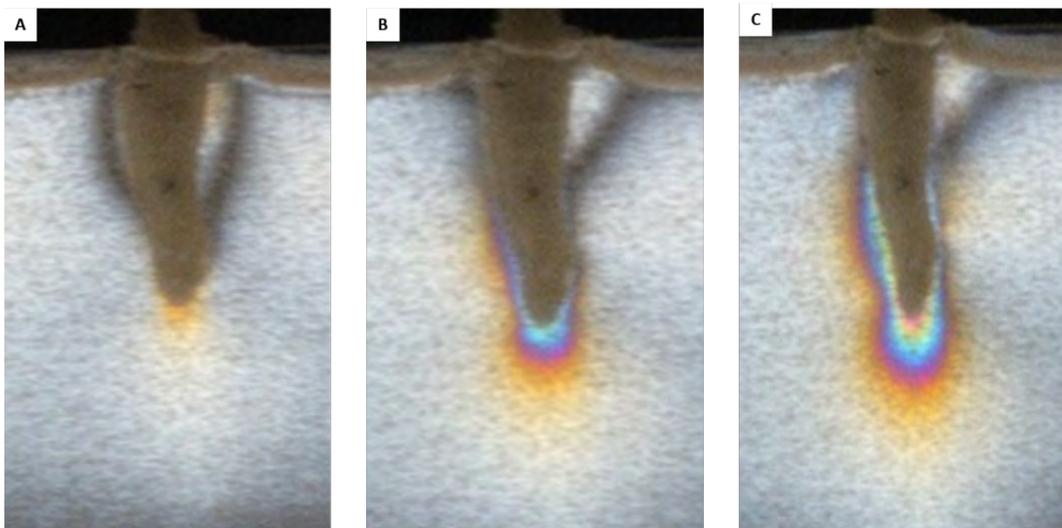


Figura 5. Imágenes a través del polariscopio, diente premolar. A. Presión 7,5N. B. Presión 100N. C. Presión 150N

Fuente: por los autores

Implante personalizado

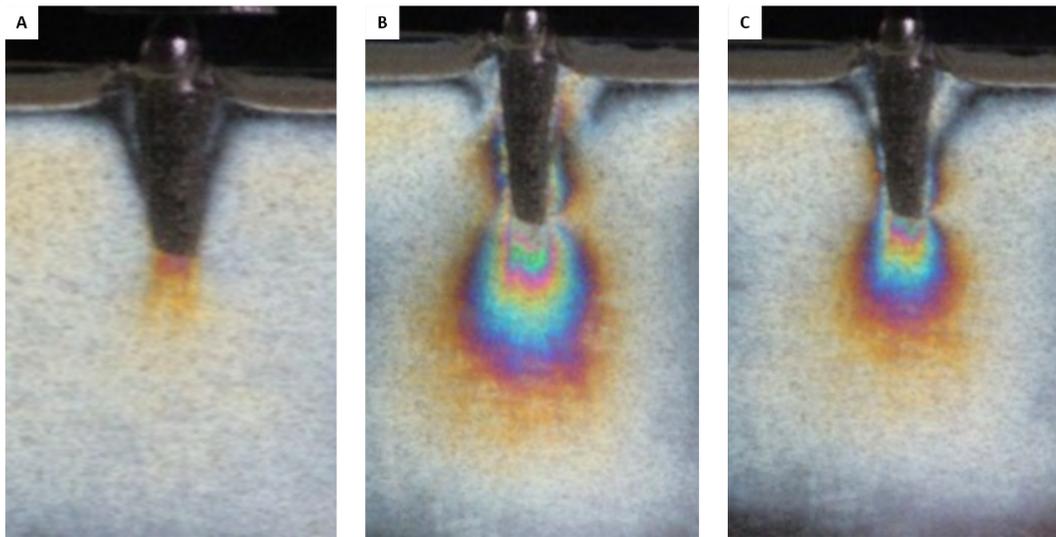


Figura 6. Imágenes a través del polariscopio, implante personalizado. A. Presión 7,5N. B. Presión 100N. C. Presión 150N

Fuente: por los autores

Implante prefabricado

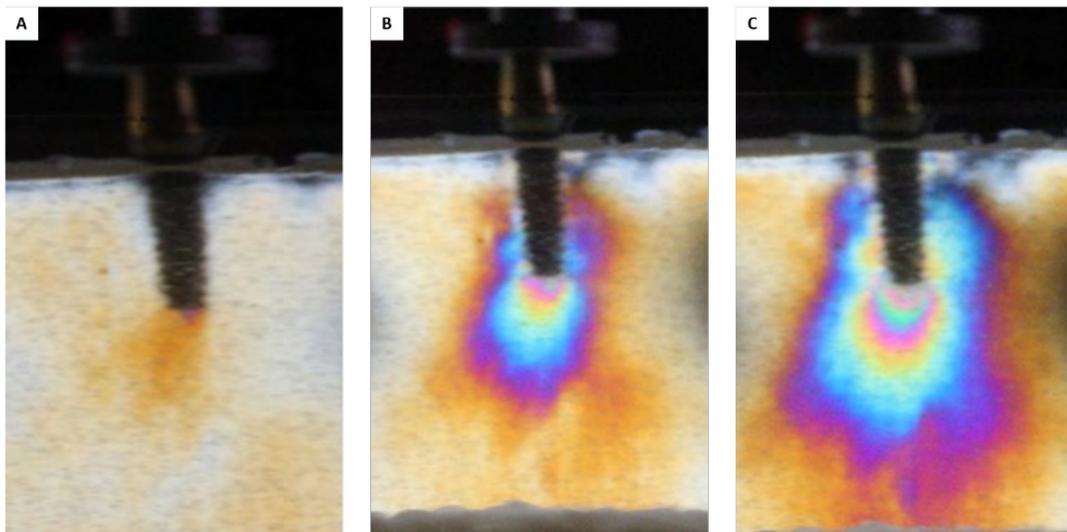


Figura 7. Imágenes a través del polariscopio, implante prefabricado. A. Presión 7,5N. B. Presión 10N. C. Presión 150N

Fuente: por los autores

RESULTADOS

El número de franjas producidas sobre las 3 diferentes muestras $m=1$ dientes naturales, $m=2$ implante personalizado, $m=3$ implante convencional, con la presión 1 y 2 presentaron diferencia estadísticamente significativa ($\chi^2=1.035$; $gL= 2$; $p>0,05$) y ($\chi^2=1.800$; $gL= 2$; $p>0,05$) (Tabla 1).

El número de franjas producidas sobre las 3 muestras: $m=1$ dientes naturales, $m=2$ implante personalizado, $m=3$ implante convencional, a tercera presión, no presenta diferencia estadísticamente significativa ($F= 0,107$; $df1= 2$; $df2 = 27$; $p>0,05$) (Tabla 2).

Tabla 1. Estadística de prueba^{a,b}

	Número de franjas presión 1 (1,7lb – 7,5N)	Número de franjas presión 2 (22,5lb -100N)
Chi-cuadrado	1.035	1.800
gL	2	2
Sig. Asintótica	0,596	0,407

a Prueba de Kruskal Wallis

b Variable de agrupación: Tipo de Diente

Fuente: por los autores

Tabla 2. Prueba de homogeneidad de varianzas

Número de franjas presión 3 (33.6lb – 150N)			
Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
0,107	2	27	0,899

Fuente: por los autores

En las zonas de esfuerzo presentadas al aplicar las 3 presiones se obtuvieron diferencias estadísticas significativas ($\chi^2 = 4.143$; $gL= 2$; $p>0,05$); ($\chi^2 = 3.005$; $gL= 2$; $p>0,05$); ($\chi^2 = 3.588$; $gL= 2$; $p>0,05$) (Tabla 3).

Tabla 3. Estadísticas de prueba^{a,b}

	Zonas de esfuerzo presión 1 (1,7lb – 5N)	Zonas de esfuerzo presión 2 (22.5lb – 100N)	Zonas de esfuerzo presión 3 (33.6lb – 150N)
Chi-cuadrado	4,143	3,005	3,588
gl	2	2	2
Sig. asintótica	0,126	0,223	0,166

a Prueba de Kruskal Wallis

b Variable de agrupación: Tipo de Diente

Fuente: por los autores

En la tabla 4 observamos una comparación entre las diferentes muestras, demostrando de la misma manera que entre el implante personalizado y el implante prefabricado, el segundo distribuye de mejor manera las fuerzas y el esfuerzo y por ende generar menor número de franjas.

Tabla 4. HSD Tukey

(I) Tipo de muestra	(J) Tipo de muestra	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	-.100	0,700	0,989	-1,83	1,63
	3	1.100	0,700	0,275	-0,63	2,83
2	1	0.100	0,700	0,989	-1,63	1,83
	3	1.200	0,700	0,218	-0,53	2,93
3	1	-1.100	0,700	0,275	-2,83	0,63
	2	-1.200	0,700	0,218	-2,93	0,53

Fuente: por los autores

Los implantes personalizados se sometieron a una tensión de 100N y 150N. Distribuyeron el esfuerzo en apical, medio y cervical. Los implantes prefabricados convencionales al haberse sometido a tensión de 100N y 150N distribuyeron el esfuerzo en apical y medio, indicando que los implantes sí presentaron diferencia entre las zonas de esfuerzo.

Analizados los dos diseños de implantes, se pudo observar que el implante prefabricado convencional distribuyó de mejor manera el esfuerzo generado con las tensiones de 7,5N y 100N, presentó un menor número de franjas alrededor de su silueta versus el implante personalizado.

Al haber sometido los dos tipos de implantes a tensión de 150N, presentaron el mismo número de franjas alrededor de su silueta, concluyendo que distribuyen el esfuerzo igual.

DISCUSIÓN

Se analizó la distribución de tensiones en los diferentes tipos de implantes, personalizados y prefabricados convencionales, sometidos a cargas verticales de 7,5N, 100N y 150N, mediante estudio de fotoelasticidad¹⁰. De manera descriptiva los dos tipos de implantes sometidos a tensión de 7,5N presentaron concentración de esfuerzo en el tercio apical, los implantes no presentan diferencia entre sus zonas de esfuerzo.

Existió diferencias entre implantes en la distribución de esfuerzo, al ser sometidos a las mismas cargas, el diseño de los implantes es distinto, indicando relación del diseño superficial con la distribución de tensiones¹¹. El objetivo de minimizar las tensiones originadas en los tejidos vecinos al implante, la elección clínica más favorable es la de un implante prefabricado convencional de hexágono interno¹².

Steingeinga et al. describió modificaciones en el diseño y la superficie del implante para aumentar la oseointegración y mejorar la distribución de cargas hacia el hueso.¹³ El objetivo

de los diseños funcionales es transferir las cargas biomecánicas a través de una mejor distribución de esas fuerzas. En revisión sistemática, Annibali et al., informaron que la razón biomecánica detrás del uso de implantes fue que los valores altos de esfuerzo ocurren en la porción crestral, en piezas dentarias el esfuerzo es mínimo, mientras que se transmite muy poco esfuerzo a la región apical. Este hallazgo estuvo de acuerdo con lo observado en el estudio, considerando el implante personalizado, mostraron valores de tensión más altos en su porción cervical, las imágenes muestran claramente más formación de franjas en los implantes. Las cargas axiales, en implantes prefabricados presentan concentración de esfuerzo hasta el tercio medio. Biomecánicamente, el esfuerzo en el implante a nivel cervical minimizará las posibilidades de formarse una concavidad alrededor del implante, lo que es biológicamente ventajoso para la reducción de la pérdida ósea marginal y el éxito a largo plazo.¹⁵ Las cantidades de presión en el estudio, fueron definidas de acuerdo a estudios publicados previamente^{4,18,19}; Los implantes cortos aumentan los niveles de esfuerzo en el área periimplantaria, las piezas dentarias toleran el esfuerzo generado cuando se usan para sostener una prótesis fija en la mandíbula atrófica. Sin embargo, el comportamiento de esfuerzo fue diferente entre las longitudes de los implantes^{15,16}. No se ha alcanzado un consenso absoluto frente a estudios que etiquetaron implantes de hasta 10 mm de longitud como “cortos”¹⁶. Los factores que implican tasas de supervivencia parecen ser independientes de la longitud y superficie tratada del implante, el pronóstico de los implantes personalizados es consistente en coronas individuales o restauraciones parciales¹⁷. Este estudio retrospectivo comparó piezas dentarias endodonciadas, implantes prefabricados de 8 y 10 mm de longitud, e implantes personalizados replicados en base a tomografías Cone beam¹⁸. El estudio fotoelástico tiene la capacidad de analizar la muestra sometida a tensión. El contacto del material fotoelástico con el implante y las condiciones de tensión fueron una limitación del estudio. Piza et al., mencionaron que la condición del contacto entre el implante y la resina fotoelástica simula el tejido óseo, no lo hace con precisión a la situación real de la osteointegración, situación simulada alrededor del implante que no se considera una condición biológica real¹⁹. El uso de implantes puede ampliar las opciones, incrementando la aceptación del paciente al tratamiento rehabilitador, sin embargo, hay puntos relevantes que no se analizaron en este estudio, como el comportamiento de los componentes protésicos (pilares y tornillo de retención), concentración de esfuerzo en el cuerpo del implante y la calidad del hueso restante²⁰. No se consideró, el tipo de hueso, en algunos casos nos indicaría utilizar implantes largos, teniendo mejor pronóstico los implantes personalizados en mandíbula^{19,20} también en el hueso tipo I-III, teniendo especial cuidado con el tipo de hueso IV²⁰.

CONCLUSIONES

El implante prefabricado convencional concentró menor cantidad de esfuerzo a nivel cervical que el implante personalizado, distribuyendo el esfuerzo alrededor de toda su estructura minimizando el esfuerzo que se presentó en el implante personalizado.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su agradecimiento especial a la UDLA.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

AUTOR DE CORRESPONDENCIA

Byron Velásquez-Ron
Universidad de las Américas
(+59) 302981000 ext. 3060
byron.velasquez@udla.edu.ec
Av. Colón y 6 de diciembre, Zip 170523
Quito, Ecuador

REFERENCIAS

1. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Dos Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral Rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014; 40(2): 217–28. DOI: <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-11-00066>
2. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Zhewu, et al. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(5): 1088-95. e1. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.04.026>
3. Ramaglia L, Toti P, Sbordone C, Guidetti F, Martuscelli R, Sbordone L. Implant angulation: 2-year retrospective analysis on the influence of dental implant angle insertion on marginal bone resorption in maxillary and mandibular osseous onlay grafts. *Clin Oral Investig.* 2015; 19(4): 769-79. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1275-5>
4. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Md Abusaad. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* 2014; 8(10): ZE 16-9. DOI: <https://dx.doi.org/10.7860%2FJCDR%2F2014%2F9648.5020>
5. Goiato Mc, Sarauza GS, Medeiros RA, Alves AP, Guiotti AM, dos Santos DM. Stress distribution in bone simulation model with pre-angled implants. *J Med Eng Technol.* 2015;39(6):322-7. doi: 10.3109/03091902.2015.1054525.
6. He W, Yin X, Xie L, Liu Z, Li J, Zou S, et al. Enhancing osseointegration of titanium implants through large-grit sandblasting combined with micro-arc oxidation surface modification. *J Mater Sci Mater Med.* 2019; 30(6): 73. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10856-019-6276-0>
7. Chappuis V, Ferrín Maestre L, Bürki A, Barré SF, Buser D, Zysset P, et al. Osseointegration of ultrafine-grained titanium with a hydrophilic nano-patterned surface: an in vivo examination in miniature pigs. *Biomater Sci.* 2018; 9: 2448-59. DOI: <https://doi.org/10.1039/C8BM00671G>

8. Gasik M, Van Mellaert L, Pierron D, Braem A, Hofmans D, de Waelheyns E, et al. Reduction of biofilm infection risks and promotion of osteointegration for optimized surfaces of titanium implants. *Adv Healthc Mater.* 2012; 1(1): 117–27. DOI: <https://doi.org/10.1002/adhm.201100006>
9. Zanatta LCS, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg.* 2014; 25(3): 1068–71. DOI: <https://doi.org/10.1097/scs.0000000000000829>
10. Aalaei S, Naraki ZR, Nematollahi F, Beyabanaki E, Rad AS. Stress distribution pattern of screw-retained restorations with segmented vs. non-segmented abutments: a finite element analysis. *Dent Res Dent Clin Prospects.* 2017; 11(3): 149-55. DOI: <https://doi.org/10.15171/joddd.2017.027>
11. Velloso G, Moraschini V, Santos EPB. Hydrophilic modification of sandblasted and acid-etched implants improves stability during early healing: a human double-blind randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019; 48(5): 684–90. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.09.016>
12. Prados-Privado M, Gehrke SA, Rojo R, Prados-Frutos JC. Probability of failure of internal hexagon and morse taper implants with different bone levels: a mechanical test and probabilistic fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018; 33(6): 1266–73. DOI: <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.6426>
13. Gehrke S, Lourenço Frugis V, Awad Shibli J, Ramirez Fernandez M, Calvo Girardo J, Taschieri S, Corbella S. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. *Open Dent J.* 2016.30;10:522-530.
14. Valles C, Rodriguez-Ciurana X, Clementini M, Baglivo M, Paniagua B, Nart J. Influence of subcrestal implant placement compared with equicrestal position on the peri-implant hard and soft tissues around platform-switched implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(2): 555-70. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2301-1>
15. Irandoust S, Müftü S. The interplay between bone healing and remodeling around dental implants. *Sci Rep.* 2020; 10(1): 4335. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60735-7>
16. Piza Pellizzer E, Cantieri de Mello C, Santiago Junior JF, Batista VES, Almeida DAF, Verri FR, et al. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: the photo-elasticity method. *Mater. Sci Eng C mater Biol Appl.* 2015; 55: 187–92. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.05.024>
17. Cerea M, Dolcini GA. Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: a retrospective clinical study on 70 patients. *BioMed Res Int.* 2018; 2018: 1–11. DOI: <https://doi.org/10.1155/2018/5420391>
18. Eskandarloo A, Arabi R, Bidgoli M, Yousefi F, Poorolajal J. Association between marginal bone loss and bone quality at dental implant sites based on evidence from cone beam computed tomography and periapical radiographs. *Contemp Clin Dent.* 2019; 10(1): 36-41. DOI: https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_185_18
19. Goiato M, Coelho M, Shibayama R, Filho H, Medeiros R, Pesqueira A, Micheline D. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection system and cantilever lengths :digital photoelasticity *J Med Eng Technol.* 2016;40(2):35-42.
20. Novellino MM, Sesma N, Zanardi PR, Laganá DC. Resonance frequency analysis of dental implants placed at the posterior maxilla varying the surface treatment only: A randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Oct;19(5):770-775. doi: 10.1111/cid.12510.