

Confección de Prótesis de Carga Inmediata Mediante Barras Articuladas. Componentes, Modo de Uso y Longitud de la Barra en Función de la Localización

Fabrication of Immediately Loaded Prosthesis Using Articulated Bars. Components, Method of Use and Bar Length Depending on the Location

Recibido: 30/01/2023

Aceptado: 31/03/2023

Anitua E

**Instituto Universitario de Medicina Regenerativa
e Implantología Oral
Fundación Eduardo Anitua
Vitoria, España**

RESUMEN

En la implantología actual, la confección de prótesis de carga inmediata se ha convertido en un procedimiento de rutina. Contar con elementos pre-formados con un correcto ajuste al implante o transepitelial sobre el que se trabaja, minimiza el tiempo de trabajo sin renunciar a la eficiencia. En el presente trabajo se muestran elementos preformados articulados para la realización de prótesis de carga inmediata y su forma de uso, así como un análisis biomecánico de las estructuras para conocer su repercusión en las distintas fuerzas recibidas durante la masticación. Resultados: Al aplicar la carga en la zona central de la barra (paralela a los implantes), la tensión máxima recibida en la zona correspondiente al extremo de la barra sufre variaciones importantes, desde 128 Mpa en la longitud de 13 mm hasta un máximo de 391 Mpa (megapascales) en la longitud de 5 mm, siendo la tensión máxima, media para todas las medidas, de 242 Mpa (+/-96,76). En el ensayo de las diferentes medidas de la barra se observa también una tensión creciente para longitudes de barra a partir de 7 mm, al aplicar la tensión en la zona media de la estructura, por lo que longitudes entre 5 y 7 mm pueden considerarse prácticamente con la misma distribución de tensiones hacia los extremos y en la zona de unión. En conclusión, las barras articuladas son un elemento de confección de prótesis provisionales de carga inmediata de gran utilidad, que pueden confeccionarse de forma rápida y generan un comportamiento biomecánico predecible.

Palabras clave: implantes, prótesis de carga inmediata, barras articuladas.

ABSTRACT

In current implantology, the fabrication of immediately loaded prostheses has become a routine procedure.

Being able to have pre-formed elements with a correct fit to the implant or transepithelial on which we are working minimizes working time without sacrificing efficiency. Material and methods: We show articulated preformed elements for immediate loading prostheses and how they are used, as well as a biomechanical analysis of the structures to determine their repercussion on the different forces received during mastication. Results: When the load is applied in the central area of the bar (parallel to the implants) the maximum stress received in the area corresponding to the end of the bar undergoes significant variations, from 128 Mpa in the 13 mm length to a maximum of 391 Mpa in the 5 mm length, the average maximum stress for all the measurements being 242 Mpa (+/- 96.76). In the test of the different bar sizes we can also observe an increasing stress for bar lengths from 7 mm onwards when applying the stress in the middle zone of the structure, so that lengths between 5 and 7 mm can be considered to have practically the same stress distribution towards the ends and in the joint zone. Conclusions: Hinged bars are a very useful fabrication element for immediately loaded provisional prostheses, which can be fabricated quickly and generate a predictable biomechanical behavior.

Keywords: implants, immediate load prosthesis, hinged bars.

INTRODUCCIÓN

La carga inmediata se ha convertido en una técnica prácticamente de rutina en los implantes dentales. Desde las primeras publicaciones a cargo de Schnitman y cols en el año 1990, hasta los últimos protocolos empleados hoy en día, esta técnica ha evolucionado ganando en predictibilidad (Schnitman et al., 1990; De Bruyn et al., 2014; Chrcanovic et al., 2014; Esposito et al., 2014; Joshi et al., 2011).

Los protocolos quirúrgicos han evolucionado en los últimos años, estandarizándose para la mayoría de las situaciones donde esta carga puede ser aplicada (implantes unitarios, puentes o rehabilitaciones completas).

Uno de los puntos más complejos de este tipo de procedimientos sigue siendo la confección de una prótesis tras la inserción del implante en las primeras 24-48 horas. En la carga inmediata, lograr realizar una prótesis estética y funcionalmente aceptable en un tiempo tan reducido, y con un correcto sellado y hermetismo, es uno de los principales impedimentos para muchos clínicos (Joshi et al., 2011; Gallucci et al., 2018).

En prótesis unitarias o de pocos elementos, la confección mediante resina y cilindros de peek ha sido una de las técnicas más empleadas (Agustín-Panadero et al., 2015; Kwan y Kwan, 2021). A pesar de no ser una

de las más indicadas, por no lograr el hermetismo implante-prótesis, pueden realizarse provisionales en un corto espacio de tiempo (Anitua, 2017; Schwitalla et al., 2018).

Los mayores retos se dan al enfrentar una carga inmediata de todo un maxilar o mandíbula. La infraestructura necesaria en la clínica y el laboratorio asociado a la misma, para la realización de este tipo de trabajos, es costosa y por ello se idearon diferentes técnicas para facilitar este proceso, siendo una de las más empleadas la transformación de las prótesis removibles de los pacientes en prótesis de carga inmediata, mediante la adición de cilindros de titanio recaptados con resina (Bidra, 2019; Michalakis et al., 2014). Este tipo de prótesis presenta una gran limitación, dado que no tiene una estructura que ferulice todos los implantes. Además, cuando los implantes no se encuentran correctamente paralelizados, la adaptación en boca del paciente puede generar tensiones y desadaptaciones de la prótesis, así como incrementar las tensiones en el hueso a través de la precarga (Al Dosari et al., 2018; Baig, 2019). Para estos casos de mayor complejidad, el uso de estructuras preformadas que permitan un correcto ensamblaje, rápido y eficaz, y a la vez resistente y con una correcta transmisión de carga al hueso y al implante, es un avance en la confección de este tipo de prótesis. Si estas estructuras se trabajan, además, a través de una pieza intermedia (transepitelial) como el caso del Multi-im, se mejora el ajuste pasivo y el hermetismo, generándose una unión a nivel del implante-prótesis de carga inmediata estanca y pasiva (Anitua et al., 2016; 2019; 2020).

En el presente artículo se describe la técnica de confección de prótesis de carga inmediata mediante elementos pre-formados articulados que pueden unirse mediante soldadura en frío y que se trabajan sobre transepitelial. Se analiza además la distribución de tensiones que generan estas estructuras sobre el hueso con el uso de elementos finitos para conocer la biomecánica de la prótesis una vez finalizada, así como si existe limitación en cuanto a la longitud de la barra que une los segmentos y, por lo tanto, la distancia entre los implantes.

MATERIALES Y MÉTODOS

ELEMENTOS Y FORMA DE CONFECCIÓN DE LA PRÓTESIS

Los elementos de las barras articuladas están pensados para trabajar sobre transepitelial Multi-im, por lo que debemos insertar estos transepiteliales durante la cirugía de colocación de los implantes para realizar la carga inmediata. Una vez insertados, se toman los registros necesarios sobre estos transepiteliales, no retirándose en ningún momento lo que mantiene la estanqueidad lograda implante-prótesis desde el momento de la cirugía inicial. Para ello existen copings

de impresión específicos para este tipo de aditamento y réplicas de laboratorio adaptadas. Una vez tomada la impresión se trabaja en el laboratorio con los diferentes postes y tramos de barra articulada. Existen diferentes postes que permiten encaje por fricción (BAP1 y BAP3), y tramos que pueden generar un punto de anclaje roscado y otro de fricción, a izquierda o derecha, según las necesidades (Figura 1).

Los elementos de unión entre los postes pueden tener diferentes longitudes, por lo que las barras horizontales que unen los postes pueden ser cortadas para adaptarse a las diferentes situaciones clínicas. Los cilindros también pueden ser cortados, y de este modo ajustarlos a la altura necesaria (Figuras 2 y 3).

Una vez configurada la estructura inicial, pueden fijarse los elementos de varios modos: mediante adhesión o cementado en frío con un adhesivo de base de

cianocrilato, mediante soldadura láser, o en tramos cortos con pocos elementos, incluso con la estructura de resina de la prótesis que asentará sobre ellos, aunque este último punto es el menos recomendado. Con la estructura preparada, se podrá posicionar los dientes según el encerado inicial, mediante una llave de silicona, tal como se trabaja para la confección de una prótesis híbrida de resina convencional. En casos de menos unidades puede utilizarse un modelado de resina sobre la barra, directamente o guiado por una férula de vacío. Las barras pueden ser opacadas para una mejor estética en los casos en que sea necesario (Figuras 4 y 5). Posteriormente se realiza la carga de resina, se pule la prótesis y puede ser colocada en el paciente (Figuras 6 y 7). En las imágenes radiográficas las Figuras 8 a 10 se observan algunas de las estructuras confeccionadas con esta técnica.

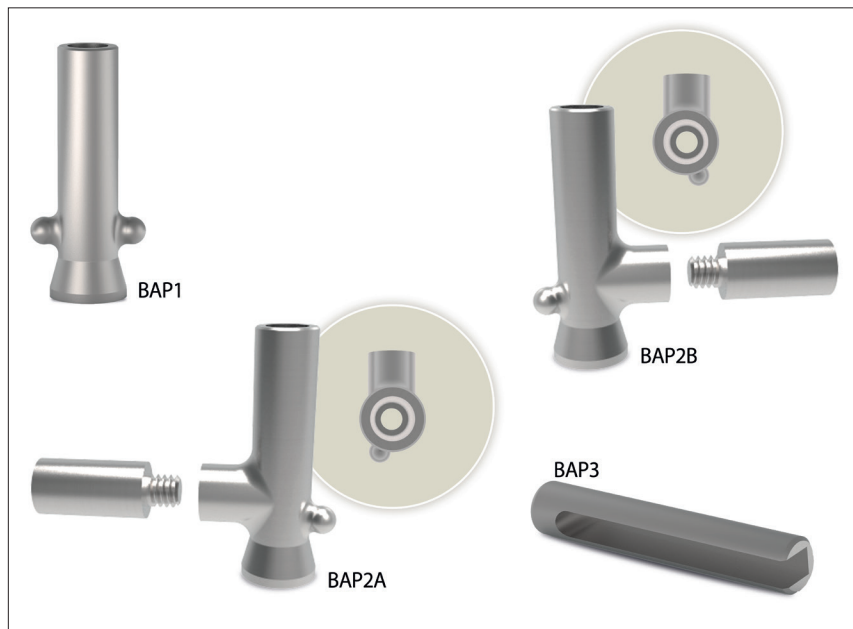
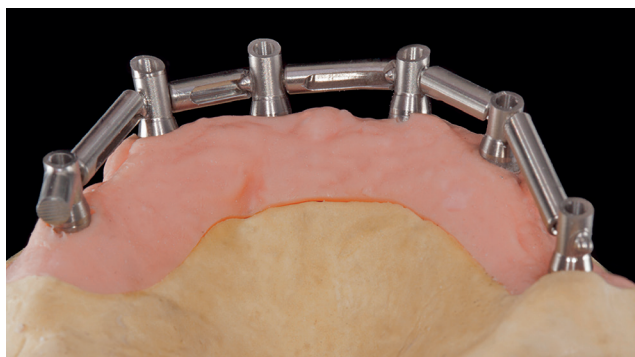
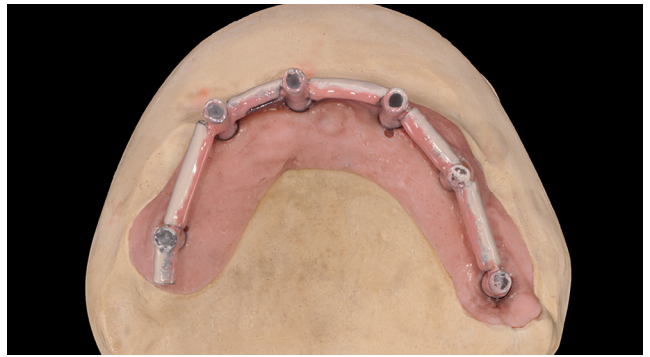


FIGURA 1. Componentes de las barras articuladas (postes) y secciones de encaje por fricción o atornilladas



FIGURAS 2 Y 3. Ajuste de las barras articuladas en altura y en longitud para adaptarnos al caso clínico en cuestión



FIGURAS 4 Y 5. Presentación de los dientes mediante llave de silicona de encerado y opacado de la barra para lograr una mejor estética



FIGURAS 6 Y 7. Prótesis terminada, para ser colocada en el paciente

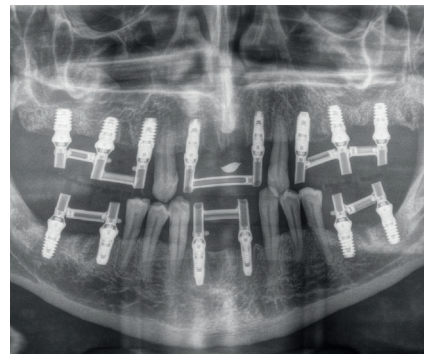
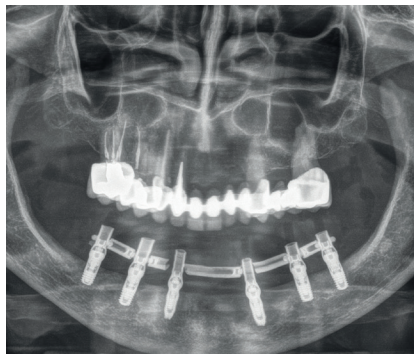


FIGURA 8. Caso con prótesis superior e inferior con barras articuladas y ambas prótesis de carga inmediata

FIGURA 9. Prótesis completa inferior de carga inmediata en un paciente desdentado total

FIGURA 10. Caso de varios tramos en los que se han empleado las barras articuladas para generar prótesis de carga inmediata en zonas independientes

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS ESTRUCTURAS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Para conocer desde un punto de vista biomecánico el comportamiento de las estructuras realizadas con estas barras, se analizaron por el método de elementos finitos, diferentes tipos de longitudes de barra entre postes. Los ensayos se realizaron con simulación de los postes sobre transepiteliales Multi-im, al igual

que se realiza en la técnica descrita anteriormente y con una prótesis de resina, tal como se realizaría la prótesis de carga provisional. Para ello, se analizaron segmentos desde 5 hasta 17 mm aumentando las secciones de 2 mm en 2 mm, para obtener resultados diferenciales en la distribución de las tensiones. Para conocer la repercusión de la tensión generada por la masticación sobre la estructura, se utilizó una carga en el centro de la barra y se midió la tensión máxima

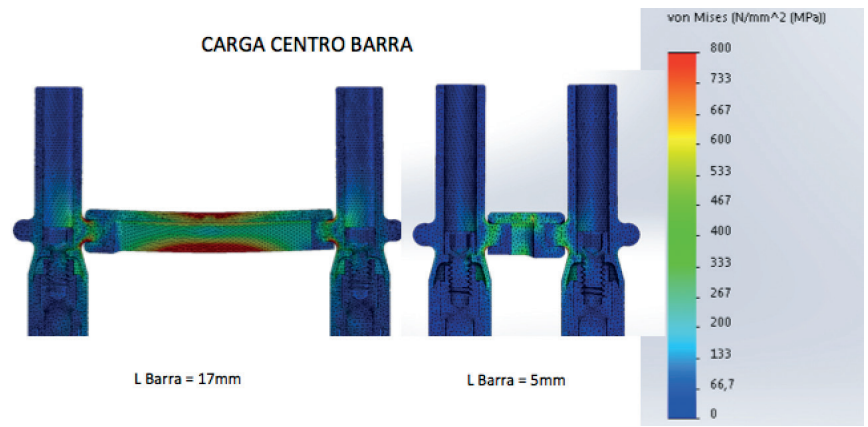
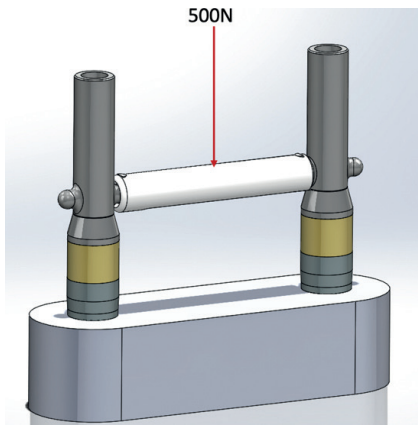


FIGURA 11. Carga central en la barra de la prótesis de carga inmediata. Ejemplo de uno de los supuestos de longitud

FIGURA 12. Tensiones recibidas en el centro de la barra y los postes de fijación de la misma, así como en las zonas de unión en función de la longitud de la barra, escenificándose el supuesto menor y mayor de longitud

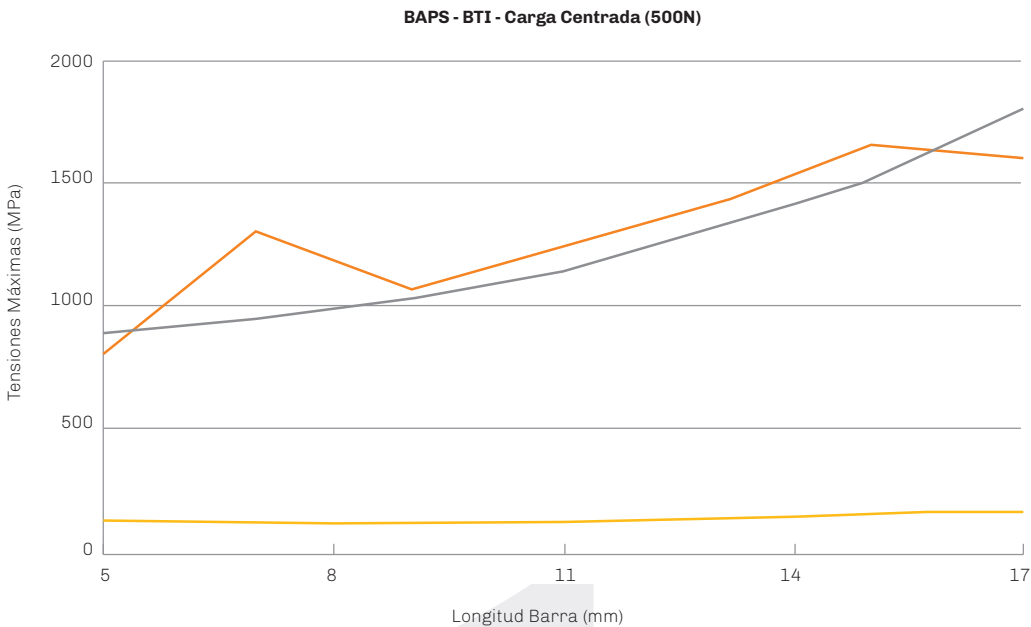


FIGURA 13. Distribución de tensiones en el centro de la barra, en la zona de unión (bola del poste) y en el implante con la carga centrada en la barra. Podemos observar como la tensión recibida por el implante permanece constante mientras que, al aumentar la longitud de barra, sobre todo por encima de 15 mm, aumenta la tensión en la zona de unión

alcanzada en megapascales (Mpa) en los diferentes elementos del conjunto. Para poner el conjunto en un límite que lleve a la estructura hasta una máxima tensión, se sometió el conjunto barra-pilares de barra a una fuerza de 250 Newtons (Nw) en la zona central de la barra en carga única (Figura 11). Esta fuerza es muy superior a la registrada por las fuerzas de masticación en los pacientes rehabilitados con implantes dentales que oscila entre 60 y

305 Newtons, dependiendo del tipo facial, la musculatura y el material del que se constituye la prótesis sobre implantes (Melo et al., 2018; Baca et al., 2013; Uçankale et al., 2012; Rismanchian et al., 2009; Bilhan et al., 2012). Una vez obtenidos los datos se realizó estadística descriptiva para todos los supuestos, y una T-Student con muestras pareadas para el análisis de las diferencias entre las tensiones registradas en cada uno de los puntos de medición. La distribución

normal de los datos fue analizada mediante el test de Shapiro-Wilk. Todos los análisis se realizaron con SPSS v15.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), y se estableció el nivel de significación al 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Al aplicar la carga en la zona central de la barra (paralela a los implantes), la tensión máxima recibida en la zona correspondiente al extremo de la barra sufrió variaciones importantes, desde 128 Mpa en la longitud de 13 mm hasta un máximo de 391 Mpa en la longitud de 5 mm, siendo la tensión máxima media para todas las medidas 242 Mpa (+/-96,76). La tensión que experimentó el centro de la barra con este ensayo es muy alta, no llegándose al punto de fractura, encontrándose cifras de 1652 Mpa para la longitud de 15 mm y de 800 Mpa para la longitud de 5 mm, con una media de 1296 Mpa (+/- 299,19) (Figura 12).

En el ensayo de las diferentes medidas de la barra se observó también una tensión creciente para longitudes de barra a partir de 7 mm al aplicar la tensión en la zona media de la estructura, por lo que longitudes entre 5 y 7 mm pueden considerarse prácticamente con la misma distribución de tensiones hacia los extremos y en la zona de unión (Figura 13). Se observó también que, a partir de 15 mm de longitud de barra, se produjo una acumulación de tensiones cercana al punto de máxima resistencia del conjunto (1808 Mpa), por lo que en zonas de máxima tensión masticatoria, 15 mm podría ser la longitud recomendada en prótesis de resina de carga inmediata, para evitar fracturas, aunque al comparar todas las tensiones recibidas no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas para la tensión máxima recibida en la bola del poste, centro de barra y en el implante ($p=0,006$).

DISCUSIÓN

La realización de las prótesis de carga inmediata es un reto para el laboratorio y el clínico, ya que se manejan tiempos cortos para su elaboración y deben cumplir con los criterios estéticos, funcionales y de transmisión de cargas al implante que no pongan en riesgo el éxito de la rehabilitación (De Bruyn et al., 2014; Chrcanovic et al., 2014).

Poder utilizar elementos preformados, con la conexión que asienta sobre el transepitelial mecanizada de fábrica y de unión en frío por parte del laboratorio, reduce los riesgos que implica introducir en el algoritmo de la construcción de la prótesis la soldadura o el colado (Mehl et al., 2015; Kim et al., 2011).

En función a los datos reportados por el presente trabajo, se puede afirmar que las tensiones que reciben los implantes cuando se utilizan estas barras para la confección de prótesis de carga inmediata son muy bajas (25,7MPa para 5 mm de longitud hasta 36,4MPa para 17 mm de longitud) y constantes, a pesar de in-

crementar la longitud del tramo entre implantes, por lo que no afectarían la integración de los implantes dentales (Gao et al., 2014; Han et al., 2011). Además, las tensiones utilizadas en la simulación superan las tensiones recibidas por las prótesis completas, realizadas mediante barras que se cifran en rangos entre 166 y 429 Nw como máximo, siendo los mayores valores para sobredentaduras, por los momentos de flexión, no comparables con los 305 Nw reportados para las prótesis fijas sobre implantes (Rismanchian et al., 2009; Bilhan et al., 2012; Fontijn-Tekamp et al., 1998; Suzuki et al., 1997; Deslis et al., 2012).

A pesar de no encontrarse diferencias estadísticamente significativas entre los segmentos de barra, ni por lo tanto, entre las distancias entre implantes a partir de 15 mm en sectores con una carga oclusal elevada, los datos del estudio indican que se podría tener peor comportamiento del conjunto y una mayor tensión en los puntos de unión de la barra con las esferas de los postes, por lo que sería recomendable evitar estas longitudes en zonas posteriores.

Debe también considerarse que en los pacientes no se alcanzarían los máximos picos de tensión de 500 Nw en la zona central de la barra y, por lo tanto, no existiría tanto riesgo como en el modelo estudiado, pero en pacientes con parafunciones, sería un hecho a tener en cuenta.

CONCLUSIONES

Las barras articuladas son un elemento de confección de prótesis provisionales de carga inmediata de gran utilidad, que pueden confeccionarse de forma rápida, y generan un comportamiento biomecánico predecible.

REFERENCIAS

Agustín-Panadero, R., Serra-Pastor, B., Roig-Vanaclocha, A., Román-Rodríguez, J. L. y Fons-Font, A. (2015). Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 20(1), e94–e102. <https://doi.org/10.4317/medoral.19958>

Al Dosari, A. A. F., Habib, S. R., Alnassar, T., Alshihri, A. y Kamalan, R. (2018). The current considerations in the fabrication of implant prostheses and the state of prosthetic complications: a survey among the dental technicians. *The Saudi Dental Journal*, 30(4), 299–305. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2018.05.010>

Anitua E. (2017). Immediate loading of short implants in posterior maxillae: case series. *Acta Stomatologica Croatica*, 51(2), 157–162. <https://doi.org/10.15644/asc51/2/10>

- Anitua, E., Fernandez-de-Retana, S., Anitua, B. y Alkhraisat, M. H. (2020). Long-term retrospective study of 3.0-mm-diameter implants supporting fixed multiple prostheses: immediate versus delayed implant loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(6), 1229–1238. <https://doi.org/10.11607/jomi.8180>
- Anitua, E., Flores, C., Flores, J. y Alkhraisat, M. H. (2019). Clinical effectiveness of 6.5-mm-long implants to support two-implant fixed prostheses in premolar-molar region: the influence of immediate loading and the length of splinting implant. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e688–e693. <https://doi.org/10.1111/jopr.12761>
- Anitua, E., Flores, J., Flores, C. y Alkhraisat, M. H. (2016). Long-term outcomes of immediate loading of short implants: a controlled retrospective cohort study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), 1360–1366. <https://doi.org/10.11607/jomi.5330>
- Baca, E., Yengin, E., Gökçen-Röhlig, B. y Sato, S. (2013). In vivo evaluation of occlusal contact area and maximum bite force in patients with various types of implant-supported prostheses. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(5), 1181–1187. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.757360>
- Baig M. R. (2019). Multi-implant impressions. To splint or not to splint: a critical review. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(1), 66–67. <https://doi.org/10.11607/ijp.6014>
- Bidra A. S. (2019). A device to improve fabrication of a conversion prosthesis for immediate loading of dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 557–560. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.009>
- Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., Cilingir, A. y Bozdog, E. (2012). The influence of implant number and attachment type on maximum bite force of mandibular overdentures: a retrospective study. *Gerodontology*, 29(2), e116–e120. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00421.x>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T. y Wennerberg, A. (2014). Immediate nonfunctional versus immediate functional loading and dental implant failure rates: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1052–1059. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.06.010>
- De Bruyn, H., Raes, S., Ostman, P. O. y Cosyn, J. (2014). Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines. *Periodontology 2000*, 66(1), 153–187. <https://doi.org/10.1111/prd.12040>
- Deslis, A., Hasan, I., Bourauel, C., Bayer, S., Stark, H. y Keilig, L. (2012). Numerical investigations of the loading behaviour of a prefabricated non-rigid bar system. *Annals of Anatomy = Anatomischer Anzeiger*, 194(6), 538–544. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2012.04.004>
- Esposito, M., Grusovin, M. G., Maghaireh, H. y Worthington, H. V. (2013). Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2013(3), CD003878. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003878.pub5>
- Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., van't Hof, M. A., Geertman, M. E. y Kalk, W. (1998). Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, 77(10), 1832–1839. <https://doi.org/10.1177/00220345980770101101>
- Gallucci, G. O., Hamilton, A., Zhou, W., Buser, D. y Chen, S. (2018). Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 29(Suppl 16), 106–134. <https://doi.org/10.1111/clr.13276>
- Gao, J., Matsushita, Y., Esaki, D., Matsuzaki, T. y Koyano, K. (2014). Comparative stress analysis of delayed and immediate loading of a single implant in an edentulous maxilla model. *Journal of Dental Biomechanics*, 5, 1758736014533982. <https://doi.org/10.1177/1758736014533982>
- Han, X. L., Liu, Z. W. y Li, Y. T. (2011). [Three dimensional finite element analysis of biomechanical distribution of dental implants with immediate loading]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi = Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi = West China Journal of Stomatology*, 29(2), 121–124.
- Joshi, N., Joshi, M. y Angadi, P. (2011). Immediate loading of dental implants: review of the literature. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 21(4), 269–279. <https://doi.org/10.1615/jlongtermeffmedimplants.v21.i4.20>
- Kim, H. Y., Kim, R. J., Qadeer, S., Jeong, C. M., Shin, S. W. y Huh, J. B. (2011). Immediate loading on mandibular edentulous patient with SFI Bar® overdenture. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(1), 47–50. <https://doi.org/10.4047/jap.2011.3.1.47>

Kwan, J. C. y Kwan, N. (2021). Clinical application of PEEK as a provisional fixed dental prosthesis retained by reciprocated guide surfaces of healing abutments during dental implant treatment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(3), 581–586. <https://doi.org/10.11607/jomi.8465>

Mehl, C. J., Steiner, M., Ludwig, K. y Kern, M. (2015). Wear, microleakage and plastic deformation of an implant-supported chair-side bar system. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 323–328. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.4.323>

Melo, A. C. M., Ledra, I. M., Vieira, R. A., Coró, E. R. y Sartori, I. A. M. (2018). Maximum bite force of edentulous patients before and after dental implant rehabilitation: long-term follow-up and facial type influence. *Journal of Prosthodontics*, 27(6), 523–527. <https://doi.org/10.1111/jopr.12544>

Michalakakis, K., Kalpidis, C. D. y Hirayama, H. (2014). Conversion of an existing metal ceramic crown to an interim restoration and nonfunctional loading of a single implant in the maxillary esthetic zone: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 6–10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.001>

Rismanchian, M., Bajoghli, F., Mostajeran, Z., Fazel, A. y Eshkevari, P.s (2009). Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *The Journal of Oral Implantology*, 35(4), 196–200. <https://doi.org/10.1563/1548-1336-35.4.196>

Schnitman, P. A., Wohrle, P. S. y Rubenstein, J. E. (1990). Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *The Journal of Oral Implantology*, 16(2), 96–105.

Schwitalla, A. D., Zimmermann, T., Spintig, T., Abou-Emara, M., Lackmann, J., Müller, W. D. y Houshmand, A. (2018). Maximum insertion torque of a novel implant-abutment-interface design for PEEK dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 85–89. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.09.005>

Suzuki, T., Kumagai, H., Watanabe, T., Uchida, T. y Nagao, M. (1997). Evaluation of complete denture occlusal contacts using pressure-sensitive sheets. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(4), 386–391.

Uçankale, M., Akoğlu, B., Ozkan, Y. y Ozkan, Y. K. (2012). The effect of different attachment systems with implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *Gerodontology*, 29(1), 24–29. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00389.x>

CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

Dirección para correspondencia

Fundación Eduardo Anitua
Jose Maria Cagigal 19, 01007
Vitoria, España
eduardo@fundacioneduardoanitua.org

La Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires se encuentra bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Argentina

